

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

PAR
LESSARD, Simon

CONCEPTION D'UN SYSTÈME ROBOTIQUE SÉCURITAIRE POUR LA PRISE
D'IMAGES ÉCHOGRAPHIQUES

MONTRÉAL, LE 16 JUIN 2008

© Simon Lessard, 2008

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Pascal Bigras, directeur de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Ilian A. Bonev, codirecteur de thèse
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury
Génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jacques De Guise, membre du jury
Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure
Directeur du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)

Mme Jocelyne Troccaz, examinatrice externe
Directrice de recherche CNRS
Responsable de l'équipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) du laboratoire de Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité – Informatique, Mathématiques et Applications de Grenoble (TIMC-IMAG)

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 18 AVRIL 2008

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de cette thèse. Parmi elles, je tiens à remercier mon directeur de thèse, monsieur Pascal Bigras. Son encadrement et ses conseils avisés m'ont guidé tout au long de ma recherche. Je remercie également monsieur Ilian Bonev, qui a co-dirigé cette thèse, pour sa disponibilité et sa précieuse collaboration aux brainstormings qui ont mené au design du robot. Un merci spécial à monsieur Jacques A. de Guise, pour ses nombreux conseils. Sans lui, je n'aspirerais pas aujourd'hui au titre de docteur en génie.

Ce projet d'ingénierie n'aurait pas pu se faire sans la collaboration d'experts et de chercheurs en pratique clinique. Merci à monsieur Guy Cloutier, qui m'a transmis des commentaires très constructifs et qui m'a permis de me familiariser avec les technologies du diagnostic médical. Merci également à monsieur Gilles Soulez, qui a été ma ressource sur l'examen échographique des artères.

J'aimerais également exprimer ma reconnaissance à mes collègues de l'INSA de Rennes, monsieur Vigen Arakelyan et monsieur Sébastien Briot, pour l'accueil amical et les échanges d'idées nouvelles qui m'ont permis d'avancer mes travaux.

Enfin, je remercie tendrement ma conjointe, Joëlle Breault, qui m'a encouragé tout au long de mon doctorat et qui a réalisé une révision très constructive de ma thèse. Un merci tout spécial à ma mère, Cécile Roussin, pour sa correction minutieuse et à mon père, Normand Lessard. Papa, tu m'as inspiré et tu as nourri ma curiosité depuis que je suis tout jeune.

CONCEPTION D'UN SYSTÈME ROBOTIQUE SÉCURITAIRE POUR LA PRISE D'IMAGES ÉCHOGRAPHIQUES

LESSARD, Simon

RÉSUMÉ

La sténose consiste en un blocage des vaisseaux sanguins qui peut survenir n'importe où dans le corps humain. Lorsqu'un vaisseau alimentant les membres inférieurs est partiellement bloqué, la pression sanguine diminue, causant des douleurs chroniques. Les systèmes modernes d'imagerie médicale en trois dimensions peuvent aider le diagnostic ou la planification d'une intervention chirurgicale de la sténose. Ces appareils coûteux soumettent souvent le patient à de fortes doses de radiations tout en lui injectant un agent contraste pour rehausser la visibilité du système vasculaire. L'échographie fait l'objet de plus en plus de recherches en imagerie 3D comme alternative potentielle permettant de poser un diagnostic de sténose. De plus, les ultrasons ne présentent aucune radiation ionisante et l'appareil est plus abordable. Afin d'effectuer la prise d'images échographiques par le déplacement d'une sonde en contact avec le patient, des robots sont développés. Un robot donne en tout temps la position de la sonde, en plus d'alléger la tâche du radiologue et de rendre possible l'automatisation de l'examen. Cette thèse propose le concept d'un nouveau robot effectuant l'examen échographique 3D des artères des membres inférieurs. Le design mécanique original de ce robot a été élaboré avec pour objectif un fonctionnement hautement sécuritaire pour le personnel de la santé et le patient. Puisqu'aucune norme de sécurité en robotique médicale n'a pu être recensée, une recherche approfondie de la littérature a permis l'élaboration d'une stratégie adaptée au défi posé par l'objectif de départ. Le robot à structure parallèle proposé permet de partager les efforts aux différents moteurs. Ses dimensions ont été mathématiquement déterminées afin qu'il soit en mesure d'effectuer l'examen échographique vasculaire demandant le plus grand déplacement : le balayage des vaisseaux sanguins des membres inférieurs. Conséquemment, tout autre examen demandant un déplacement plus petit pourra être réalisé. Des dispositifs mécaniques d'équilibrage statique ont par ailleurs permis de prédire le comportement du robot lorsqu'il est mis hors tension, en plus de minimiser les effets de la gravité. Enfin, les équations mécaniques détaillées rendront possible la fabrication d'un prototype du système robotique proposé.

DESIGN OF A ROBOTIC SYSTEM FOR SAFE ULTRASOUND IMAGING

LESSARD, Simon

ABSTRACT

Narrowing of the blood vessel, stenosis, can occur throughout the human blood vessel system. When it occurs inside the vessel feeding limbs, the blood pressure drops causing chronic pain. Modern three dimensional medical imaging technologies can give the diagnosis of stenosis or can help for preoperative procedure. These costly equipments produce high levels of radiation on the patient and often require the injection of a contrast agent to enhance the vascular tree viewing. Ultrasound imaging is under research as an alternative to 3D imaging. It is a non-iodizing low cost technology. Robots are also currently being developed to perform the ultrasound scan of a patient using a probe. The robot can help the radiologist and eventually allow automation of the examination with its constant position monitoring. This thesis presents a new robot design for 3D examination of lower limb arteries. This robot was designed with great concern for the safety of the patient and the surrounding medical staff. Given in the absence of safety regulations for medical robots, appropriate safety measures were developed following a thorough literature review. The proposed parallel robot allows internal forces to be distributed among all motors. The robot dimensions were calculated to allow the scanning examination of the longest arterial: the lower limb arteries. All other arterial examinations are less demanding in terms of workspace size. Static balancing mechanical components were added to predict and secure the robot's movements in case of sudden power outage and to reduce the gravity effect on motors.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Introduction.....	3
1.2 Sténose des membres inférieurs.....	3
1.2.1 L’athérosclérose	4
1.2.2 Le diagnostic	5
1.3 Imagerie 3D	6
1.3.1 Angiographie par soustraction intraveineuse et intra-artérielle	6
1.3.2 Angiographie par résonance magnétique.....	8
1.3.3 Tomodensitométrie	9
1.3.4 Échographie	12
1.4 Robots dans des systèmes d’imagerie par échographie	14
1.4.1 Hippocrate.....	14
1.4.2 Robot de University of British Columbia	15
1.4.3 Télé Échographie Robotique (TER)	17
1.4.4 Robot de University of Tokyo	19
1.4.5 mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot (Otelo)	20
1.4.6 SYRTECH (Teresa)	21
1.4.7 Ehime University, Japon	21
1.4.8 Ultrasound Robotic Scanner (URS) d’Integral Technologies Inc.	22
1.4.9 Tableau synthèse des robots échographiques	24
1.5 Robots à structure parallèle.....	25
1.5.1 Quanser Haptic Wand	28
1.5.2 Robot parallèle contrôlé par deux bras	30
1.5.3 Mécanisme pour orienter et placer des objets.....	31
1.5.4 Manipulateur à quatre degrés de liberté.....	32
1.5.5 Manipulateur Dual4	33
1.6 La sécurité des robots dans les applications médicales	34
1.6.1 Davies	35
1.6.2 Ng et Tan.....	36
1.6.3 Transmission de puissance.....	37
1.6.4 Ikuta et Nokata.....	37
1.6.5 Le HISIC de Fei et al.	38
1.6.6 Masamune et al.	38
1.6.7 Sécurité des robots utilisés pour l’échographie	38
1.6.8 Réglementation et approbation visant la commercialisation	39
1.7 Équilibrage statique des robots	40
1.8 Optimisation.....	41
1.8.1 Problème linéaire et méthode du Simplexe	41
1.8.2 Problème non-linéaire	42

1.8.3	Optimisation multi-objectifs	43
1.9	Problématique	44
1.10	Objectifs de la thèse	46
1.11	Organisation de la thèse	47
CHAPITRE 2 CAHIER DE CHARGES ET CONCEPTION DU ROBOT.....		48
2.1	Introduction.....	48
2.2	Espace de travail	49
2.2.1	Volume de travail.....	50
2.2.2	Orientations.....	50
2.2.3	Forces et vitesses.....	51
2.2.4	Précision.....	51
2.3	Design du robot.....	52
2.4	Modèle géométrique	58
2.4.1	Modèle géométrique direct	60
2.4.2	Modèle géométrique inverse.....	66
2.4.3	Validation.....	68
2.5	Singularités	70
2.6	Analyse de sécurité	71
2.6.1	Sécurité selon le « Design Control ».....	72
2.6.2	Analyse de sécurité provenant de la revue de la littérature	75
2.6.2.1	Description du fonctionnement général du robot.....	75
2.6.2.2	Choix du robot qui fige ou du robot libre	76
2.6.2.3	Principe de sécurité de Davies	76
2.6.2.4	Modèle mathématique de Ikuta et Nokata	79
2.6.2.5	Hazard Identification & Safety Insurance Control (HISIC)	80
2.6.3	Recommandations de sécurité.....	80
2.7	Conclusion	82
CHAPITRE 3 OPTIMISATION DES DIMENSIONS DU ROBOT.....		83
3.1	Introduction.....	83
3.2	Modélisation	83
3.2.1	Contrainte de l'espace de travail requis	84
3.2.1.1	Mise en équations	86
3.2.2	Éviter les singularités.....	87
3.2.2.1	Mise en équations	87
3.2.3	La zone de retrait	88
3.2.4	La fonction objective	89
3.3	Optimisation.....	89
3.4	Confirmation de l'espace de travail	92
3.5	Conclusion	94
CHAPITRE 4 ÉQUILIBRAGE STATIQUE DU ROBOT		95
4.1	Introduction.....	95
4.2	Mode de fonctionnement normal	97
4.3	Mode de fonctionnement en défaillance	98

4.3.1	Équilibrage statique	99
4.3.2	Équilibrage des forces.....	100
4.4	Mécanisme d'équilibrage.....	101
4.4.1	Contrepoids	101
4.4.2	Ressort linéaire.....	101
4.4.3	Ressort angulaire.....	102
4.5	Modélisation	103
4.5.1	Ressort angulaire.....	104
4.5.2	Simplifications : Les groupes d'Assur.....	106
4.5.3	Mouvement de la structure libre	108
4.5.3.1	La sécurité des mouvements selon Ikuta et Nokata	108
4.5.3.2	Contrôle des mouvements libres du robot	109
4.5.3.3	Modélisation mathématique de la force résultante à l'outil.....	110
4.5.4	Jacobienne.....	112
4.5.5	Forces de réaction aux points d'attache du porte-outil	114
4.6	Problème d'optimisation.....	116
4.7	Optimisation et résultats	117
4.8	Conclusion	119
CHAPITRE 5 DESIGN MÉCANIQUE DU ROBOT		121
5.1	Introduction.....	121
5.2	Efforts internes des membres.....	122
5.2.1	Porte outil.....	122
5.2.2	Mécanismes cinq barres	127
5.2.3	Socle et moteur linéaire	129
5.3	Couple moteur.....	131
5.3.1	Couples moteurs causés par la gravité	131
5.3.2	Couples moteurs causés par les ressorts angulaires	132
5.3.3	Couples moteurs causés par la force de contact entre la sonde et le patient	132
5.3.4	Couples moteurs totaux.....	133
5.4	Problème d'optimisation.....	134
5.5	Force maximale.....	135
5.6	Vitesses maximales des moteurs.....	136
5.7	Résultats.....	137
5.7.1	Efforts internes.....	138
5.7.2	Couples moteurs optimaux	139
5.7.3	Force maximale.....	141
5.7.4	Vitesses maximales.....	142
5.8	Conclusion	143
CONCLUSION.....		144
RECOMMANDATIONS		148
ANNEXE I DEMANDE DE BREVET AMÉRICAIN PROVISOIRE.....		150

LISTE DE RÉFÉRENCES	162
BIBLIOGRAPHIE.....	164

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Synthèse des robots échographiques.....	25
Tableau 2.1 Orientation de la sonde échographique.....	51
Tableau 2.2 Description des six actionneurs du robot.....	59
Tableau 2.3 Validation des modèles géométriques	69
Tableau 2.4 Description des zones à risques du robot.....	74
Tableau 2.5 Recommandations de sécurité pour les zones à risques.....	80
Tableau 3.1 Dimensions optimums des variables.....	92
Tableau 4.1 Paramètres du robot simulé.....	118
Tableau 4.2 Forces de réaction	118
Tableau 4.3 Paramètres des ressorts angulaires.....	119
Tableau 5.1 Forces et moments mesurés sur la sonde échographique.....	123
Tableau 5.2 Forces et moments subis par la structure	138
Tableau 5.3 Forces de réaction	139
Tableau 5.4 Paramètres des ressorts angulaires.....	139
Tableau 5.5 Vitesse maximale des moteurs.....	142

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Différents plans de coupe d'une plaque d'athérosclérose.	5
Figure 1.2 Appareil d'angiographie digital par soustraction intraveineuse et intra-artérielle.	7
Figure 1.3 Reconstruction 3D d'un balayage d'images angiographiques par soustraction d'une sténose dans l'artère iliaque de la jambe.	7
Figure 1.4 Appareil de résonance magnétique.	8
Figure 1.5 Image 2D du cou d'un patient de la reconstruction 3D d'angiographie par résonance magnétique.	9
Figure 1.6 Appareil tomodensitométrique.	10
Figure 1.7 Reconstructions en 3D des artères des membres inférieurs à partir d'images tomodensitométriques.	11
Figure 1.8 Machine à ultrason.	13
Figure 1.9 Analyse spectrale d'échographie Doppler.	13
Figure 1.10 Robot Hippocrate.	15
Figure 1.11 Robot de University of British Columbia.	16
Figure 1.12 Le robot esclave de TER (Télé Écographie Robotique).	18
Figure 1.13 Robot de University of Tokyo.	19
Figure 1.14 Le robot OTELO.	20
Figure 1.15 Le robot de Ehime University.	22
Figure 1.16 3D-ultrasound robotic imaging system.	23
Figure 1.17 Exemple d'un robot de type sériel : TH1050 de Toshiba.	26
Figure 1.18 Exemple d'un robot de type parallèle : le QUATTRO de Adept.	27
Figure 1.19 Quanser 5 dof Haptic Wand.	29
Figure 1.20 Robot parallèle contrôlé par deux bras.	30

Figure 1.21 Mécanisme pour orienter et placer des objets.	31
Figure 1.22 Manipulateur à quatre degrés de liberté.	32
Figure 1.23 Dual4.	34
Figure 1.24 Graphiques de Pareto.	44
Figure 2.1 Projection sur la peau des axes artériels aux membres inférieurs.	49
Figure 2.2 Système d'axes de l'espace de travail sur le patient.	50
Figure 2.3 Structure simple trois axes linéaires et poignet.	52
Figure 2.4 Exigences majeures de l'espace de travail.	53
Figure 2.5 Axes de la structure parallèle.	54
Figure 2.6 Mécanismes cinq barres convexe (a) et concave (b).	56
Figure 2.7 Dessin modélisé par ordinateur du robot.	57
Figure 2.8 Coordonnées du robot.	58
Figure 2.9 Orientation de l'outil.	60
Figure 2.10 Cinématique directe d'un mécanisme cinq barres.	61
Figure 2.11 Position de la pointe de l'outil.	65
Figure 2.12 Cinématique inverse d'un mécanisme cinq barres.	67
Figure 2.13 Validation 3D des modèles géométriques.	70
Figure 2.14 Singularités d'un mécanisme cinq barres.	71
Figure 2.15 Application du Design Control sur un procédé de conception "Waterfall".	72
Figure 2.16 Zones à risque sur la structure du robot.	74
Figure 3.1 Espace de forme demi-cercle dans un plan.	85
Figure 3.2 Contrainte de l'espace de travail dans le plan.	85
Figure 3.3 Espace de travail plan du mécanisme cinq barres abcde.	93
Figure 3.4 Espace de travail plan du mécanisme cinq barres fghkl.	93

Figure 4.1 Schéma du fonctionnement normal du robot	97
Figure 4.2 Schéma d'une défaillance du robot	98
Figure 4.3 Balancement statique complet du robot	99
Figure 4.4 Ressorts linéaires	102
Figure 4.5 Ressorts angulaires	103
Figure 4.6 Paramètres du ressort angulaire	105
Figure 4.7 Montage des ressorts linéaires sur un mécanisme cinq barres.....	106
Figure 4.8 Chaîne mécanique d'un mécanisme cinq barres pour solutionner la jacobienne.	113
Figure 4.9 Schéma du porte-outil et des forces de réaction	114
Figure 4.10 Diagrammes de corps libre du porte-outil	115
Figure 5.1 DCL du porte- outil de la sonde échographique	124
Figure 5.2 DCL du mécanisme cinq barres abcde.....	127
Figure 5.3 DCL du socle et du moteur linéaire	130
Figure 5.4 Couples des moteurs.....	140
Figure 5.5 Force d'un mécanisme cinq barres	141

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

LIO : Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

LBUM : Laboratoire de biorhéologie et d'ultrasonographie médicale

CRCHUM : Centre de recherche du centre hospitalier de l'université de Montréal

DCL : Diagramme des corps libres

PAD : « Peripheral Arterial Disease »

TER : Télé-échographie robotique

Otelo : « mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot »

UBC : « University of British Columbia »

UT : « University of Tokyo »

DSA : « Digital Subtraction Angiography »

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

f	Fonction
F	Force
g	Indice associé à la gravité
J	Matrice de passage jacobienne
k	Indice associé au calcul des ressorts
K	Constante de rappel d'un ressort
R	Force de réaction
l	Longueur
L	Longueur de l'axe prismatique libre
L_f	Distance entre les plans des deux mécanismes cinq barres
m	Masse
M	Moment
q	Coordonnée généralisée d'un robot ou angle
Q	Vecteur des coordonnées articulaires
r	Position d'un centre de masse
t	Position de l'outil du robot
V	Énergie potentielle
x	Coordonnée cartésienne
y	Coordonnée cartésienne
z	Coordonnée cartésienne
Z	Zone sur une structure
α	Angle d'Euler de rotation autour de l'axe z (lacet)
β	Angle d'Euler de rotation autour de l'axe y (tangage)
γ	Angle d'Euler de rotation autour de l'axe x (roulis)
ϕ	Vecteur des paramètres à déterminer par optimisation
η	Matrice de fonctions linéaires
φ	Matrice de fonctions linéaires
λ	Matrice de fonctions linéaires
μ	Matrice de fonctions linéaires
ν	Matrice de fonctions linéaires
ρ	Matrice de fonctions linéaires
σ	Matrice de fonctions linéaires
ς	Matrice de fonctions linéaires
π	Ratio du diamètre sur la circonférence d'un cercle. En radians, il s'agit d'un angle équivalent à la moitié d'un cercle
θ	Vecteur des paramètres à déterminer par optimisation
τ	Couple
ζ	Indice associé au mécanisme cinq barres abede
ξ	Indice associé au mécanisme cinq barres fghkl
ψ	Angle interne par rapport à la verticale dans un mécanisme cinq barres

INTRODUCTION

Les problèmes de circulation sanguine sont de plus en plus fréquents à travers la population. Les principales causes sont le tabagisme, le diabète, la dyslipidémie¹, l'hypertension et l'hyperhomocystéinémie². Les artères deviennent obstruées, partiellement ou même complètement. Cette obstruction, la sténose, peut apparaître un peu partout dans le système sanguin. Dans les artères alimentant les membres inférieurs, la sténose génère une chute de pression en aval causant différentes douleurs. D'abord, le patient ressent des douleurs aux membres inférieurs pendant un exercice, même léger. Ces douleurs constituent le premier symptôme de la sténose en formation. Elles peuvent toutefois indiquer d'autres problèmes physiologiques. La douleur devient éventuellement permanente, c'est-à-dire qu'elle persiste en condition de repos. Si la sténose n'est pas traitée, un ulcère nécrotique se forme aux extrémités des membres. Il devient donc important de valider le diagnostic de la sténose des membres inférieurs (de l'anglais *PAD* : *Peripheral arterial disease*) à l'aide d'un examen médical.

Les obstructions dans les vaisseaux sanguins sont détectées par une simple mesure de pression systolique³ sanguine des membres inférieurs : le ratio de la pression bras-cheville est le premier examen effectué. Ces examens sont efficaces seulement s'il y a diminution importante de la lumière de l'artère. Il faut une obstruction de 70% à 90% de la section de l'artère pour observer une différence au niveau du ratio de pression. Sinon, un radiologue qualifié peut voir la sténose par imagerie échographique en mode B (à deux dimensions) et mesurer la vitesse du sang en mode Doppler couleur, mais il ne peut pas en voir l'étendue volumique. L'examen préparatoire à une intervention chirurgicale nécessite une image en trois dimensions de la région. Il existe présentement trois méthodes d'imagerie permettant l'examen préopératoire des artères :

- l'angiographie digitale par soustraction intraveineuse et intra-artérielle ;

¹ La dyslipidémia est un débordement du taux de lipides dans le sang.

² L'hyperhomocystéinémie est un taux anormalement élevé d'homocystéine dans le sang. Cet acide aminé constitue un facteur de risque de maladies cardiovasculaires.

³ Phase du cycle cardiaque associée à l'éjection du sang.

- l'angiographie par résonance magnétique ;
- la tomodensitométrie.

Ces technologies d'imagerie seront expliquées dans le chapitre 1. Un examen des membres inférieurs commence à l'abdomen (aorte abdominale), continue vers la jambe (artère iliaque, fémorale et poplitée) et se termine à la cheville (artère tibiale). Même si les technologies actuelles offrent une résolution d'image satisfaisante, l'échographie fait l'objet de recherches intensives pour développer les mêmes capacités d'imageries en trois dimensions. Les ultrasons sont sans radiations ionisantes, non-invasifs, sécuritaires et sans douleur, en plus de constituer une technologie abordable. Des appareils 3D à ultrasons actuellement commercialisés produisent un balayage volumique d'une zone restreinte de tissus biologique. La vitesse de l'acquisition permet même de réaliser une acquisition vidéo. Ils sont surtout utilisés en obstétrique. D'autres applications d'échographie 3D actuellement en développement visant des examens plus importants en volumes sont en majorité composés d'un appareil échographique équipé d'un système de localisation (systèmes « free-hand »). La précision du positionnement dans l'espace de travail est limitée en volume, ce qui rend l'examen d'une zone plus étendue, telle que celle des membres inférieurs, impossible.

En remplacement des systèmes de localisation, des robots manipulateurs sont maintenant développés pour effectuer des examens échographiques 3D. Ils offrent une précision plus uniforme dans l'espace de travail en plus de permettre la télé-opération, voire même l'automatisation de l'examen.

La présente thèse propose un nouveau concept de robot médical qui effectuera le diagnostic des sténoses à l'aide d'images ultrasonographiques en trois dimensions. Ce projet de conception innove par un espace de travail du robot adapté à l'examen des artères des membres inférieurs. Cet appareil pourra remplacer les technologies existantes d'imagerie 3D en offrant une technologie abordable et tout aussi performante. La mécanique du robot sera conçue en respectant des normes de sécurité exceptionnelles adaptées à l'examen médical effectué.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Introduction

À ce jour, il existe très peu de robots commercialisés effectuant un examen d'échographie. Ils ne sont pas encore répandus dans les hôpitaux. Plusieurs sont encore en phase de développement ou ils ont tout simplement été abandonnés. L'utilisation de robots dans le domaine médical est un champ d'application relativement récent qui a pris beaucoup d'ampleur depuis environ vingt ans. Malgré un grand nombre de projets de développement robotique médical, il n'existe qu'une petite quantité de robots vendus commercialement approuvés par les organismes fédéraux de régulations médicales. Le succès de ces systèmes repose en grande partie sur le gain médico-économique généré et le nombre de patients pouvant potentiellement en bénéficier.

Pour mieux situer la contribution de cette thèse, voici un état de l'art de l'art de la robotique médicale en ultrasonographie. D'abord, la sténose des membres inférieurs est expliquée plus en détail. Ensuite, les différents systèmes d'imagerie médicale, les robots dédiés à l'échographie et les principes de sécurité en robotique médical sont détaillés. D'autres notions abordées dans cette thèse sont étudiées par la suite : les robots à structures parallèles, les mécanismes d'équilibrage statique et les algorithmes d'optimisations. Enfin, la problématique et les objectifs de recherche sont exposés.

1.2 Sténose des membres inférieurs

La sténose est un rétrécissement anormal d'un vaisseau sanguin ou de tout autre organe tubulaire. La sténose vasculaire est donc une condition qui peut être causée par plusieurs maladies vasculaires. Ces causes sont l'athérosclérose, la malformation de naissance,

l'ischémie⁴, l'infection, la tumeur, l'inflammation et l'iatrogénique⁵. Lorsque la sténose apparaît dans les vaisseaux sanguins alimentant les membres, il s'agit alors de la sténose des membres inférieurs (UpToDate 2007). Elle se manifeste par des douleurs aux muscles et aux extrémités associées à l'effort physique. La circulation sanguine étant compromise, l'apport en oxygène aux tissus est insuffisant, ce qui cause la mort progressive des cellules. Si la sténose n'est pas traitée, la douleur devient de plus en plus fréquente, voire permanente, jusqu'à l'apparition d'un ulcère nécrotique aux extrémités.

1.2.1 L'athérosclérose

La cause la plus répandue de sténose est l'athérosclérose. Cette maladie attaque les artères par l'intrusion de dépôts lipidiques sous la paroi interne de l'artère : l'intima. La lumière de l'artère diminue sous l'épaississement de sa paroi qui se durcit. Le dépôt lipidique entraîne progressivement la formation de cellules musculaires lisses et de tissus conjonctifs contribuant à l'épaississement et à l'instabilité de la plaque. Le noyau nécrotique de la plaque se forme ensuite ; il est composé de débris cellulaires, de cristaux de cholestérol et de calcium. Il existe différents types de plaques d'athérosclérose nommées selon leurs compositions spécifiques. La figure 1.1 illustre la vue de section de sept compositions de la plaque. Notez qu'une plaque n'est pas uniforme ; la composition varie selon un plan de coupe spécifique tel qu'illustré à la figure 1.1.

⁴ L'ischémie est un mauvais apport en sang à un organe.

⁵ L'iatrogénique est un trouble provoqué par un acte médical.

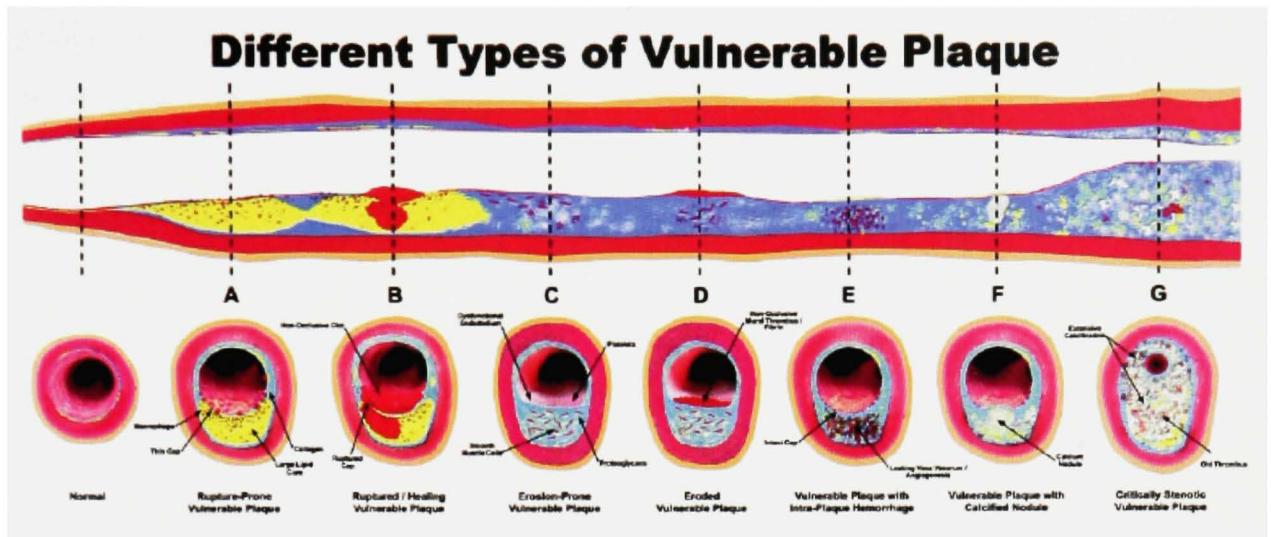


Figure 1.1 Différents plans de coupe d'une plaque d'athérosclérose.

Source : Cette image a été tirée du rapport de Lau, Kent et al., *Vulnerable plaques : a brief review of the concept and proposed approaches to diagnosis and treatment*, Agency for Healthcare Research and Quality, U.S. Department of Health and Human Quality, Technology assessment, Contrat No. 290-02-0022, 33 pages, 22 janvier 2004.

Outre la sténose vasculaire, la plaque d'athérosclérose présente un risque de formation d'un caillot pouvant bloquer complètement l'artère ou être véhiculée par le sang et bloquer un vaisseau sanguin plus petit, n'importe où dans le corps humain. Si le caillot atteint le cerveau ou le cœur, il peut rapidement causer la mort.

1.2.2 Le diagnostic

La sténose aux membres inférieurs se manifeste tout d'abord par des douleurs provoquées lors d'activités physiques, même légères. Ce symptôme est cependant associé à d'autres problèmes physiologiques, ce qui rend difficile le diagnostic de la sténose. Le premier examen servant à vérifier si un patient souffre de sténose aux membres inférieurs consiste à prendre la pression systolique le long de l'artère du membre douloureux. La prise de pression peut être effectuée pendant un effort léger, comme la marche, en utilisant un tapis roulant. La mesure de pression en amont d'un blocage partiel de l'artère devrait être plus basse qu'en aval. Le ratio entre deux mesures permet d'indiquer si la circulation sanguine est compromise. Le ratio bras-cheville est couramment utilisé. La description des douleurs par le

patient peut aussi indiquer à quel niveau se trouve la sténose. La localisation et la sensation de la douleur ressentie est souvent liée à une localisation d'une sténose spécifique. Le diagnostic par ces techniques n'est cependant pas fiable et précis, les médecins se réfèrent souvent aux appareils d'imagerie médicale pour confirmer le diagnostic et en mesurer plus précisément l'importance.

1.3 Imagerie 3D

Il existe trois technologies capables de capturer des images des vaisseaux sanguins en planification d'une intervention chirurgicale : l'angiographie par soustraction intraveineuse et intra-artérielle, l'angiographie par résonance magnétique et la tomodensitométrie.

1.3.1 Angiographie par soustraction intraveineuse et intra-artérielle

D'abord, l'angiographie digitale par soustraction intraveineuse et intra-artérielle (de l'anglais DSA : Digital Subtraction Angiography) consiste en une capture d'images radiographiques des vaisseaux sanguins suite à l'injection par cathéter d'un agent de contraste (Bushberg et al. 2002). Le cathéter, inséré via le système sanguin, est radioguidé par un radiologue afin d'injecter précisément l'agent de contraste dans la région d'intérêt. Cet agent, tapissant le parcours du sang par sa haute densité, apparaît clairement sur les images radiographiques. L'image avec agent de contraste est soustraite de l'image sans agent de contraste, faisant ressortir uniquement les vaisseaux sanguins. Le combo émetteur-récepteur, placé sur un arceau en forme de C, permet d'orienter facilement le plan de vue selon deux axes d'orientations (figure 1.2). Un balayage rotatif de l'arceau permet également la reconstruction 3D de l'arbre vasculaire injecté de contraste (figure 1.3). Cet examen invasif (insertion d'un cathéter dans une artère, injection d'un agent de contraste potentiellement allergène et exposition à un radiation ionisante) est préféablement remplacé par les nouvelles technologies numériques d'imagerie médicale par résonance magnétique, sans radiation.



Figure 1.2 Appareil d'angiographie digital par soustraction intraveineuse et intra-artérielle.

Source : Cette image a été tirée du site web *Doncaster and Bassetlaw Hospitals*,
http://www.dbh.nhs.uk/our_services/medical_imaging/digital_subtraction_angiography.asp, consulté le 10 janvier 2007

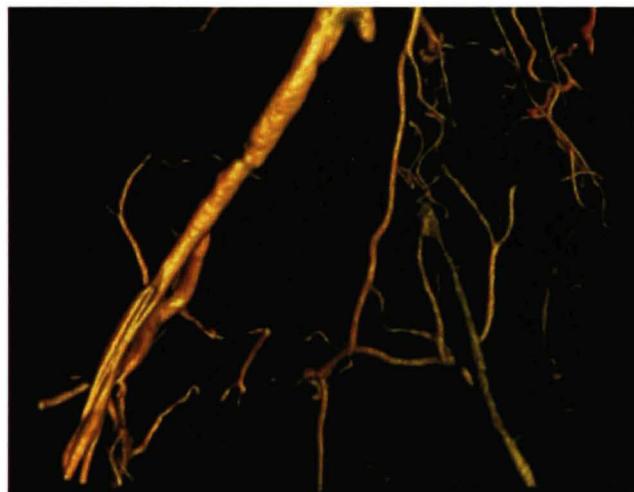


Figure 1.3 Reconstruction 3D d'un balayage d'images angiographiques par soustraction d'une sténose dans l'artère iliaque de la jambe.

Source : Cette image a été tirée du site web *Syngo X Workplace Images* de Siemens Medical,
<http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSProductImageDisplay>, consulté le 24 août 2007

L'angiographie par soustraction en mode fluoroscopique est un outil diagnostique comportant des doses ionisantes inférieures à un examen par tomodensitométrie. Étant une

technologie récente et coûteuse, seulement les hôpitaux des grands centres urbains possèdent cette technologie.

1.3.2 Angiographie par résonance magnétique

L'angiographie par résonance magnétique (de l'anglais MRA : Magnetic Resonance Angiography) combine un champ magnétique et des ondes radios afin d'illustrer les tissus mous de la région d'intérêt (Bushberg et al. 2002). L'avantage majeur de la résonance magnétique est que l'examen ne comporte pas de radiation ionisante. Il se fait avec ou sans agent de contraste. Lorsqu'un agent de contraste est requis, il est injecté à l'aide d'une seringue. L'appareil étant fixe, le patient est déplacé progressivement par une table motorisée (figure 1.4). Comme pour l'angiographie par soustraction numérique, la superposition des images saisies permet la reconstruction en 3D des tissus étudiés (figure 1.5).

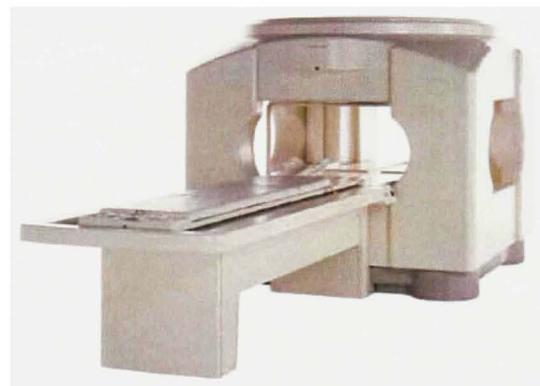


Figure 1.4 Appareil de résonance magnétique.

Source : Cette image a été tirée du site web *RadiologyInfo*,
http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/photos_pc.cfm?Image=toshmr.jpg&pg=angiomr, consulté le 10 janvier 2007.

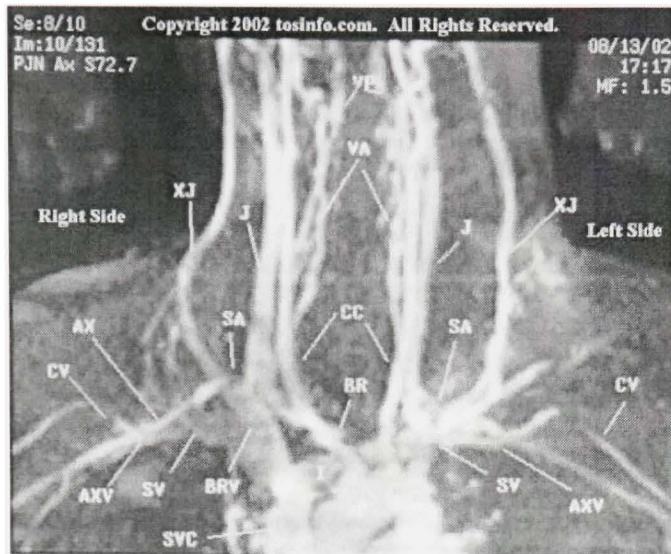


Figure 1.5 Image 2D du cou d'un patient de la reconstruction 3D d'angiographie par résonance magnétique.

Source : Cette image a été tirée du site web *Thoracic Outlet Syndrome (TOS) Information*, http://tosinfo.com/mri/images/mra_ad.html, consulté le 10 janvier 2007.

La résonance magnétique constitue l'un des examens médicaux les plus coûteux, en raison des coûts reliés à l'achat et à l'opération de cette technologie. Sa rareté engendre de longs délais d'attente pour les patients, notamment au Canada.

1.3.3 Tomodensitométrie

La tomodensitométrie (de l'anglais CTA : Computed Tomography Angiography) utilise un faisceau de rayons-X en rotation autour du patient pour numériser une section de coupe du patient (Bushberg et al. 2002). Des capteurs fixes sont installés tout autour de l'anneau central. Le patient est déplacé par une table mobile vers l'anneau central (figure 1.6). Les nouveaux appareils possèdent plusieurs anneaux de capteurs accélérant ainsi la saisie d'images et augmentant également leur résolution. Les plans de coupes sont, par la suite, alignés, permettant une consultation des images dans l'ordre de la saisie. L'utilisation d'un agent de contraste injecté est nécessaire pour rehausser la visibilité des vaisseaux.

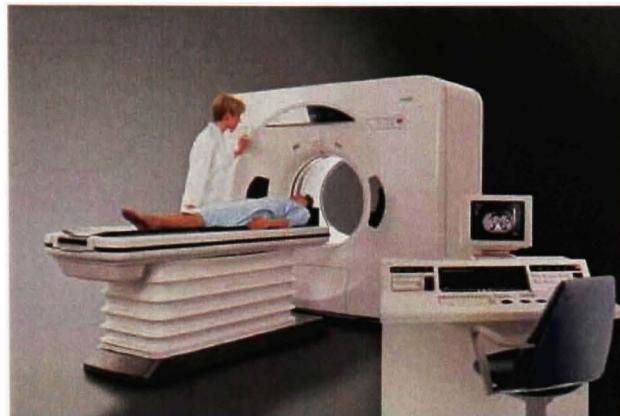


Figure 1.6 Appareil tomodensitométrique.

Source : Cette image a été tirée du site web *RadiologyInfo*,
http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/photos_pc.cfm?Image=philip25.jpg&pg=angioct, consulté le 10 janvier 2007.

Des outils de reconstruction 3D ont été développés à partir de ces saisies d'images séquentielles. Les images présentées à la figure 1.7 illustrent la reconstruction en trois dimensions du volume sanguin dans les artères des membres inférieurs à partir d'images tomodensitométriques. Les sténoses sont identifiées par un rétrécissement anormal de la lumière du vaisseau sanguin.

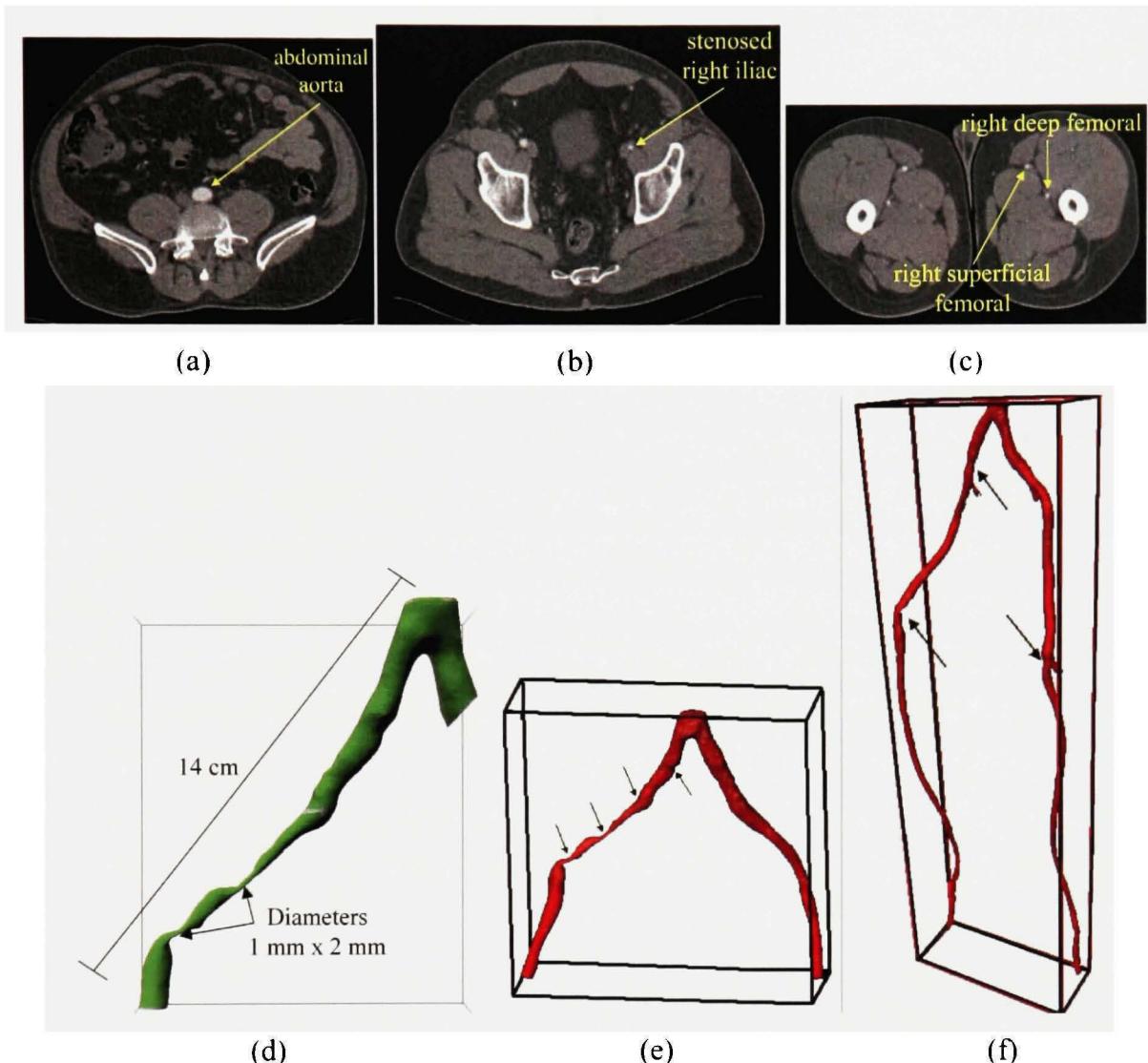


Figure 1.7 Reconstructions en 3D des artères des membres inférieurs à partir d'images tomodensitométriques.

Source : Ces images sont une gracieuseté du Laboratoire de rhéologie et d'ultrasonographie médicale (LBUM) du Centre hospitalier de l'université de Montréal situé à l'hôpital Notre-Dame à Montréal.

Un examen tomodensitométrique expose le patient à une forte dose de radiations ionisantes, comparativement aux autres technologies d'imageries médicales. Malheureusement, les doses de radiations ionisantes aux patients viennent rarement influencer le choix de l'examen radiologique par le médecin traitant.

1.3.4 Échographie

L'échographie (Bushberg et al. 2002) est une technologie d'imagerie (figure 1.8) qui permet d'acquérir un petit cliché de tissus biologiques dans l'axe d'une sonde émettrice / réceptrice d'ultrasons en contact avec la peau du patient. Puisque les ultrasons circulent uniquement dans la matière de manière efficace, l'application d'une force de contact avec les tissus et la présence d'un gel venant sceller l'interface sont essentielles à la production d'une image nette. Cette image échographique est générée sur le principe physique de réflexion totale interne. La sonde émet une onde sonore à haute fréquence qui se propage dans la matière. Lorsqu'il y a interface entre deux types de tissus, une partie de l'onde est réfléchie vers la sonde, qui joue alors le rôle de récepteur. L'amplitude des réflexions est affichée en niveau de gris, il s'agit du mode B, de l'anglais « brightness ». Les récents développements en échographie Doppler ont rendu possible l'indication de la vitesse de l'écoulement sanguin selon une échelle de couleurs sur l'image. L'effet Doppler est observé sur les cellules du sang en mouvement. Ainsi, selon la variation de la fréquence reçue, la vitesse de chaque particule est déterminée et affichée selon un code de couleur. S'il y a rétrécissement de l'artère, la vitesse du sang est plus grande à cause de l'effet venturi. Une analyse spectrale (figure 1.9), où la courbe observée peut être comparée à d'autres distributions typiques, est aussi utilisée pour illustrer le comportement global de l'écoulement sanguin. L'échographie permet de visualiser en deux dimensions les artères sténosées et d'y mesurer la vitesse du sang. Le radiologue qui réalise l'examen peut mentalement interpréter l'étendu volumique de la plaque, avec certaines limitations humaines.

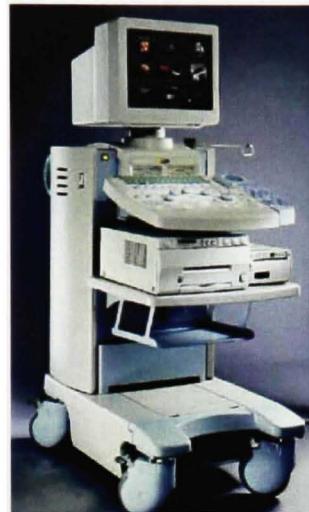


Figure 1.8 Machine à ultrason.

Source : Cette image a été tirée du site web *RadiologyInfo*, http://www.radiologyinfo.org/en/photocat/photos_pc.cfm?Image=hi_us-system3.jpg&pg=genus&bhcp=1, consulté le 10 janvier 2007.

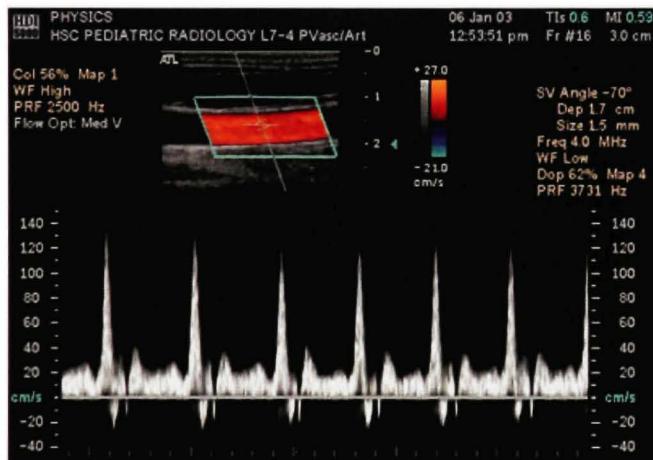


Figure 1.9 Analyse spectrale d'échographie Doppler.

Source : Cette image, de M. Daniel W. Rickey, intitulé *Medical spectral Doppler of common carotid artery*, a été tirée du site web *Wikipedia, the free encyclopedia*, <http://en.wikipedia.org/wiki/Image:SpectralDopplerA.jpg>, consulté le 10 janvier 2007.

Depuis quelques années, l'imagerie par échographie fait l'objet de recherches ayant pour objectif la réalisation d'examens médicaux 3D traditionnellement réservés aux autres technologies d'imagerie. L'échographie possède plusieurs qualités notables : l'appareil est plus abordable que les autres technologies d'imageries médicales, il n'expose pas le patient à des radiations (étant basée sur le principe physique de la propagation des ultrasons) et la

qualité de l'image générée permet d'identifier les structures anatomiques (diminuant ainsi le recours à l'injection d'un agent contraste). Les premiers appareils d'échographie 3D, présentement sur le marché, utilisent des sondes spéciales qui effectuent un balayage volumique et non planaire des tissus sous-jacent. Le volume acquis est restreint ce qui limite l'utilisation de ces sondes à l'observation de petits organes. Sinon, une sonde échographie jumelée à un système de localisation 3D permet de récupérer une série de plans image successifs et générer un volume de données. Des expériences ont été réalisées en utilisant des technologies de localisation (systèmes main-libre). Celles-ci limitent rapidement la manipulation de la sonde à conserver une ligne visuelle constante des capteurs (positionneur optique) ou sont sujettes aux interférences provenant des métaux (positionneur par électromagnétisme). L'utilisation d'un positionneur rigide, tel un robot, assure une uniformité de la précision sans restreindre la sonde à une ligne de vue de capteurs externes.

1.4 Robots dans des systèmes d'imagerie par échographie

Les robots actuellement en développement adaptés à la saisie d'images par échographie ne sont pas nombreux. À ce jour, il n'en existe que très peu sur le marché.

1.4.1 Hippocrate

Les chercheurs d'un groupe français (Thérond et al. 1995) furent parmi les premiers à s'intéresser à la télé-échographie en 1995. Ils voulaient produire des images 3D de la plaque dans les artères par un balayage d'une sonde échographique effectué par un robot. Les premiers résultats, publiés en 1997 (Boudet et al. 1997), ont été obtenus en collaboration avec des partenaires industriels (IôdP, Électricité de France et Hôpital Broussais). Le robot PA10 de la compagnie Mitsubishi servait alors de manipulateur. Les essais avec ce robot ont servi à l'élaboration d'un cahier de charges menant à la conception du second manipulateur : Hippocrate (Degoulange et al. 1998; Gourdon et al. 1999). Ce robot, composé d'un bras manipulateur à six degrés de liberté, est suspendu sur un socle au-dessus du patient (illustré à la figure 1.10). Une fois la conception terminée, la compagnie française Sinters a utilisé Hippocrate comme outil de marketing. Le prototype a ensuite servi au développement d'un

contrôleur automatisant les déplacements du robot par la rétroaction de l'image échographique. Des essais ont été effectués sur des fantômes pour échographie au laboratoire Lagadic de Rennes (Krupa et al. 2005; Krupa 2006; Krupa et al. 2006). À ce jour, aucun essai clinique n'a fait l'objet de publication.

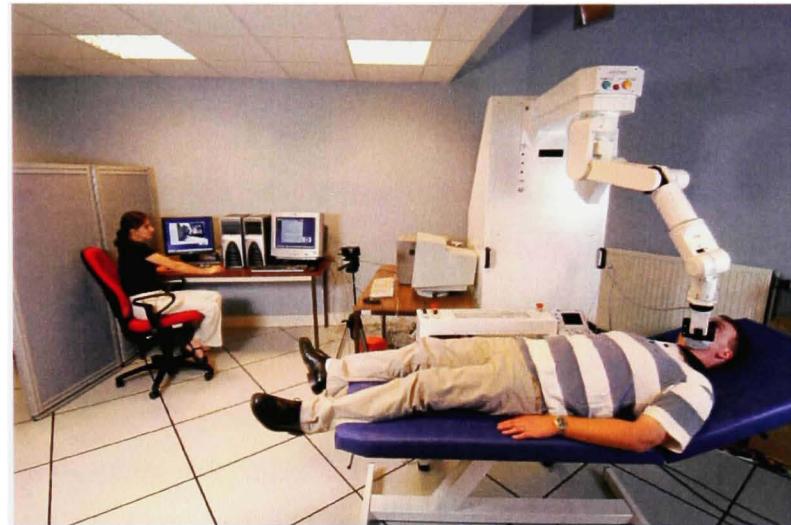


Figure 1.10 Robot Hippocrate.

Source : Cette image a été tirée du site du laboratoire Lagadic du Irisa/INRIA de Rennes, *Équipe de Recherche Lagadic*, <http://www.irisa.fr/lagadic/images/img-lagadic69.jpg>, consulté le 28 novembre 2007.

La conception des actionneurs d'Hippocrate à rapport de réduction élevé et à contrepoids permet un balancement neutre, l'empêchant de retomber sur le patient. Le couple des moteurs est limité par un dispositif mécanique qui bloque momentanément la rotation. Il existe cependant un risque que le robot coince le patient, puisque celui-ci « fige » lorsqu'il est mis hors tension. La base qui soutient Hippocrate étant rigide et lourde, le patient arriverait difficilement à se dégager. Aussi, l'espace de travail de type sphérique ne permet pas d'examiner une région étendue.

1.4.2 Robot de University of British Columbia

University of British Columbia (UBC) développe aussi son propre robot pour effectuer des examens échographiques des artères (figure 1.11). Ce système fait d'ailleurs l'objet d'un

brevet américain (Bell et al. 1999). La première publication sur le robot (Salcudean et al. 1999) présente sa conception ainsi qu'une étude sur les mesures de forces et de positions d'une sonde échographique, manipulée par un radiologue d'expérience lors d'examens des artères. Ces mesures ont servi à l'élaboration du cahier de charges du robot. Le robot permet au radiologue de déplacer à distance la sonde échographique en mode semi-automatique et d'effectuer simultanément la reconstruction en 3D des artères. Le mode de fonctionnement le plus complexe (Zhu et al. 2000; Abolmaesumi, Salcudean et al. 2001; Abolmaesumi, Soroushpour et al. 2001) consiste en un centrage latéral automatique de l'image à l'écran. La force de contact est affichée ou complètement asservie. Les différents modes de fonctionnement font l'objet du brevet, puisque la structure robotique a été reproduite à partir d'un prototype de robot manipulateur pour l'endoscopie nommé LARS (Taylor et al. 1995). L'espace de travail du robot adapté du LARS est de forme semi-cylindrique, soit très limitant : le robot a été conçu pour le seul examen des vaisseaux sanguins au niveau du cou. Des résultats expérimentaux présentant des images d'artères en trois dimensions obtenues ont été publiés en 2002 (Abolmaesumi et al. 2002).

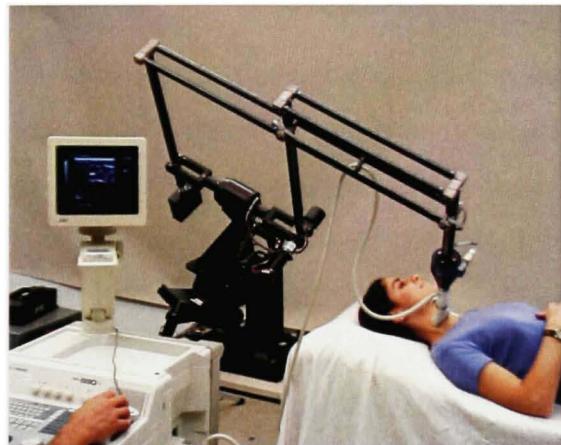


Figure 1.11 Robot de University of British Columbia.

Source : Cette image a été tirée du site de University of British Columbia, *Devices for medical ultrasound*, <http://www.ece.ubc.ca/~tims/Ultrasound/index.html>, consulté le 25 février 2003.

Le robot est conçu selon une configuration semi-parallèle permettant de concentrer les moteurs (pas à pas) dans la base. Un seul moteur est installé sur le poignet pour effectuer la

rotation de la sonde sur son axe vertical. Les moteurs sont relâchés des effets de la gravité sur la structure par des dispositifs d'équilibrage statique. Ces dispositifs sont des contrepoids servant de balanciers pour équilibrer les masses. D'autres dispositifs concernant la sécurité ont été intégrés aux mécanismes. D'abord, la sonde est montée sur un coupleur magnétique agissant comme limiteur mécanique. Aussi, les moteurs font marche arrière si une force les constraint. La sonde est donc sécuritaire aux impacts latéraux, mais les actionneurs ont un fonctionnement sécuritaire dépendant du contrôleur.

1.4.3 **Télé Échographie Robotique (TER)**

Un second projet de recherche français avait comme objectif le développement d'un système robotique échographique pour la télé-manipulation qui permettrait à un radiologue éloigné du patient d'effectuer son examen. Les patients habitant des régions éloignées auraient accès, à distance, à l'expertise médicale d'un spécialiste hautement qualifié. Le robot développé dans le cadre de cette recherche se nomme TER pour Télé Échographie Robotique. Son design a fait l'objet d'une publication en 2001 (Gonzales et al. 2001) et les premiers résultats obtenus ont été publiés en 2003 (Vilchis, Troccaz et al. 2003). Ce système de télé-échographie vise l'examen obstétrique, c'est-à-dire que la conception mécanique est pensée en fonction de la cinématique de l'examen abdominal d'un patient. La sonde est orientée par un module à trois degrés d'orientation et est avancée vers le patient par un actionneur supplémentaire. Ce module est déplacé sur le patient par un système de courroie, tel qu'illustré dans la figure 1.12. La publication de 2001 (Gonzales et al. 2001) faisait mention de l'utilisation de muscles pneumatiques actionnant certains axes du robot esclave, mais le système finalement développé est entièrement électrique. Des essais cliniques ont été effectués entre Brest et Grenoble, puis entre deux hôpitaux de Grenoble.

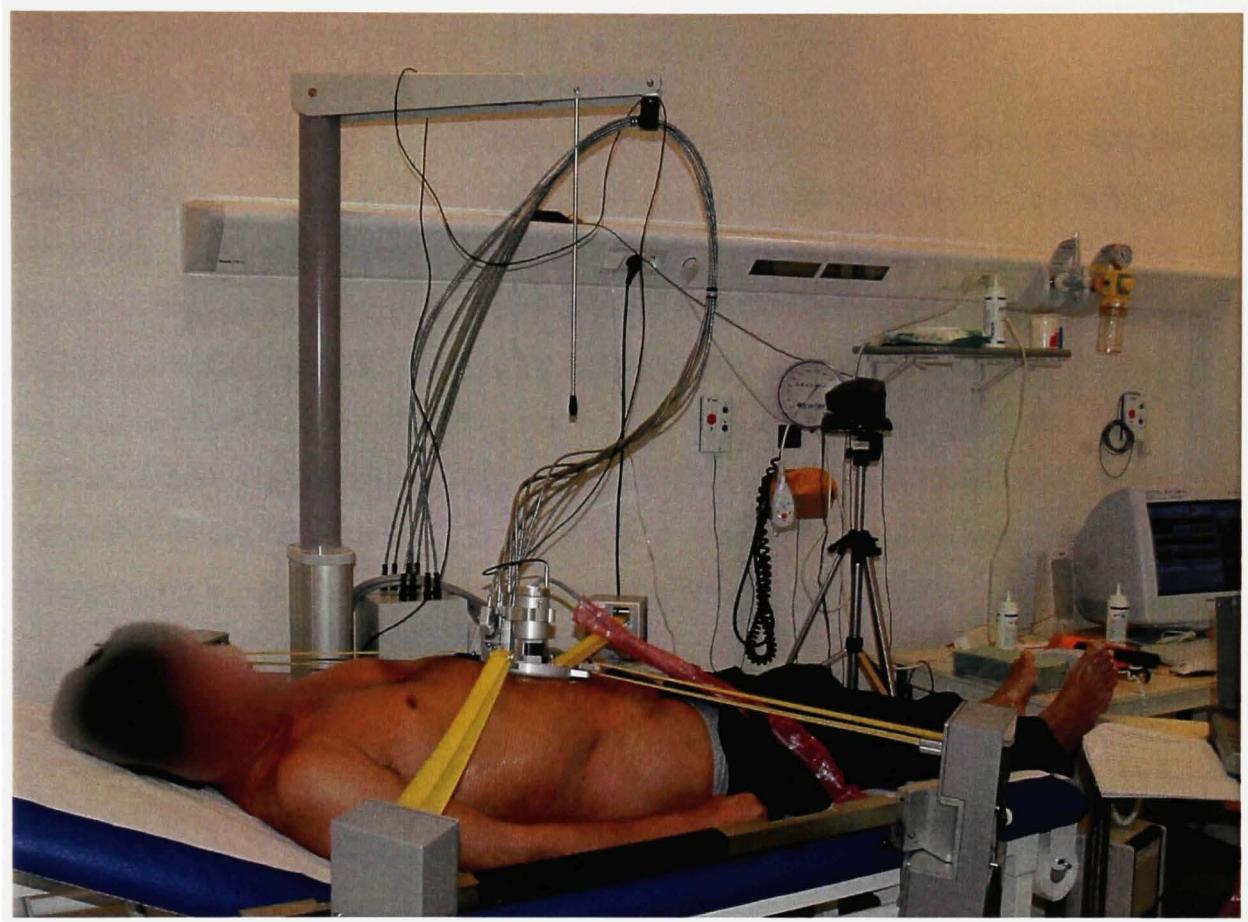


Figure 1.12 Le robot esclave de TER (Télé Écographie Robotique).

Source : Cette image est une gracieuseté de Jocelyne Troccaz, directrice de recherche CNRS et directrice adjointe du laboratoire TIMC, La Tronche, France.

La commande à distance apparaît plus « réaliste » dans les mains du radiologue grâce à la rétroaction de la force. L'approche de sécurité est basée sur l'identification des risques (Vilchis, Masuda et al. 2003). L'origine de cette démarche provient, entre autres, des travaux de Davies, présentés à la section 1.6. Un second article sur la sécurité du TER présente une étude de risques détaillée sur les facteurs humains dans l'utilisation du système (Guiochet et al. 2003). La conception du TER a été effectuée avec une préoccupation accrue de la sécurité du patient, mais un robot comme celui-ci n'est pas conçu pour donner une précision de position adéquate à une éventuelle reconstruction en trois dimensions des images. Les courroies responsables des déplacements ne sont pas rigides donc, un calcul du modèle géométrique n'est pas précis.

1.4.4 Robot de University of Tokyo

Une équipe de recherche de University of Tokyo et Okayama University of Orthopaedic Surgery (Mitsuishi et al. 2001) a développé un système robotique pour la télé-échographie. Ce robot peut effectuer, outre l'examen obstétrique, l'examen des artères. Il est à noter que le patient se tient en position assise. Ce robot se veut plus « rigide » que les autres systèmes en développement (robot UBC, section 1.4.2, Hippocrate, section 1.4.1 et TER, section 1.4.3) assurant une meilleure précision de position et de force en commande (Koizumi, Tsuda et al. 2002; Koizumi, Warisawa et al. 2002; Koizumi, Warisawa et al. 2002; Koizumi et al. 2003). Semblable à celle du robot UBC, la mécanique du robot est celle d'un bras à axes parallèles manipulant la sonde échographique, comme l'illustre la figure 1.13.

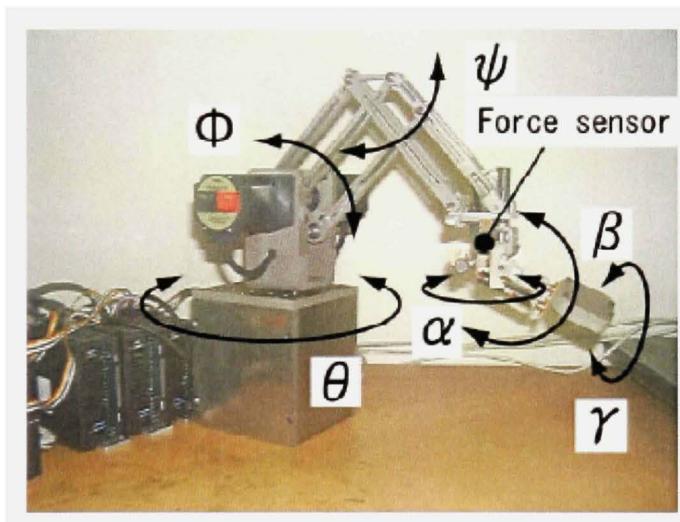


Figure 1.13 Robot de University of Tokyo.

Source : Cette image a été tirée de l'article de Koizumi et al., *Impedance controller and its clinical use of the remote ultrasound diagnostic system*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 14-19 septembre, Taipei, Taiwan, 2003.

Il y a peu d'informations sur les systèmes du robot dans les publications de Koizumi permettant une analyse de la sécurité. Les images floues illustrent difficilement le fonctionnement du robot et les articles font uniquement mention du contrôleur. Aucun essai clinique n'est mentionné.

1.4.5 mObile Tele-Echography using an ultra-Light rObot (Otelo)

Une équipe de recherche française développe également un système de télé-échographie, comme la fait l'équipe de recherche du TER (section 1.4.3). La particularité de cette nouvelle conception est la très grande distance de la télé-opération (Bassit et al. 2002; Delgorgé et al. 2002). Le robot se nomme Otelo pour mObile Tele-Echography using ultra-Light rObot. Le robot esclave se veut ultraléger lui permettant d'être transporté rapidement sur des sites hostiles. L'enveloppe de travail du robot est donc réduite au minimum. Cette recherche est épaulée par l'entreprise Sinters. La structure du robot, basée sur le robot Teresa (présenté à la section 1.4.6), est déposée sur le patient comme l'illustre la figure 1.14.

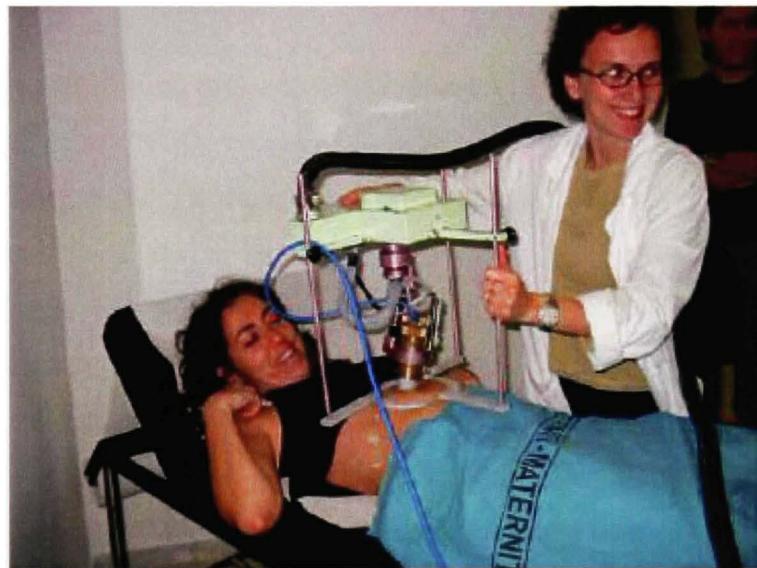


Figure 1.14 Le robot OTELLO.

Source : Cette image a été tirée du site web *Alтивis – Le projet OTELLO*, <http://www.altivis.fr/Le-projet-OTELLO.html>, consulté le 24 janvier 2008.

Le défi principal du projet Otelo est de réduire la taille de l'unité esclave pour la rendre facilement transportable. Le module de communication par satellite, qui y est attaché, doit également être de petite taille. La structure d'Otelo est simple avec trois degrés de liberté angulaires proposant un modèle géométrique pratique pour la manipulation d'une sonde échographique. Le module robotisé d'Otelo n'est cependant pas capable de se déplacer sur un

patient, seule l'orientation étant motorisée. Un système comme celui-ci ne permet pas la reconstruction en trois dimensions de l'anatomie puisqu'il ne peut pas « balayer » un volume.

1.4.6 SYRTECH (Teresa)

Une publication présente, en 1999, l'étude de développement d'un système télé-échographique permettant la manipulation de la sonde échographique par un radiologue très distant du patient (Gourdon et al. 1999). Le projet se nomme SYRTECH. Les auteurs décrivent en détails le cahier de charges cinématique pour la réalisation d'un examen échographique. Ce cahier leur a permis d'élaborer un premier schéma d'une structure mécanique.

En 2003, le système Teresa est présenté dans une seconde publication de la même équipe de recherche (Vieyres et al. 2003), celui-ci répondant à la demande d'un système télé-opéré d'échographie provenant de l'agence spatiale européenne. Le robot esclave pourrait être opérationnel à bord de la station spatiale internationale, permettant ainsi l'administration d'examens médicaux aux astronautes. Teresa est le nouveau prototype succédant à SYRTECH. Le robot manipulateur de Teresa est le même robot utilisé par le système Otelo (section 1.4.5), soit un module permettant à un médecin distant d'orienter la sonde échographique. L'unité esclave est placée sur le patient selon les indications du médecin et repositionnée au besoin par une personne au chevet du patient. Un système comme celui-ci ne permet pas, comme Otelo, la réalisation d'images 3D. La différence entre Teresa et Otelo se situe au niveau de la technologie de communication vers la station maîtresse, d'où opère le radiologue. Dans le cas de Teresa, la communication couvre une distance plus grande, soit extra-planétaire.

1.4.7 Ehime University, Japon

Une équipe de recherche japonaise (Masuda et al. 2001) ont mis au point un système robotique pour l'échographie basé sur des pantographes ayant ancrages de chaque côté du patient. Le robot est télé-opéré à distance (à l'aide de deux leviers de commande) par un

spécialiste qui voit en temps quasi-réel le résultat des manipulations. Un défaut majeur de la conception est que le patient est coincé sous le robot, qui est attaché solidement de chaque côté de celui-ci. Les moteurs ont tout de même été choisis pour limiter la force du robot sous des seuils acceptables de sécurité. L'image est retransmise via réseau au poste de commande. La figure 1.15 illustre le schéma de la partie robot du système.

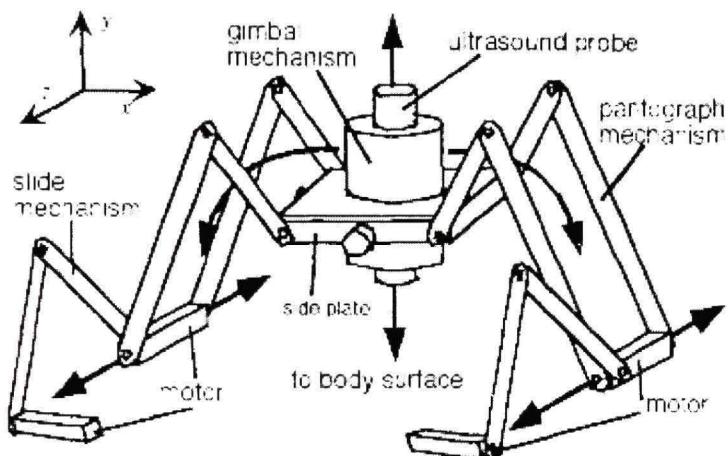


Figure 1.15 Le robot de Ehime University.

Source : Cette image a été tirée de l'article de Masuda et al., *Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system*, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, 2001

Le modèle géométrique du robot possède six degrés de liberté, mais les rotations sont limitées par la structure parallèle. Ces déplacements en rotation ne sont pas suffisants pour un examen échographique des membres inférieurs exigeant une grande rotation autour de la jambe.

1.4.8 Ultrasound Robotic Scanner (URS) d'Integral Technologies Inc.

Un système robotique, composé du robot commercial F3 de la compagnie Thermo-CRS, sert d'outil de recherche à l'Hôpital Notre-Dame à Montréal. Ce système prototype permet de valider rapidement des algorithmes d'imagerie 3D par ultrasons sur des fantômes vasculaires anthropomorphiques. Ces fantômes, conçus et fabriqués par le Laboratoire de biorhéologie et

d'ultrasonographie médicale (LBUM), sont constitués de matériaux imitant les tissus humains et représentant de vraies sténoses modélisées en trois dimensions.

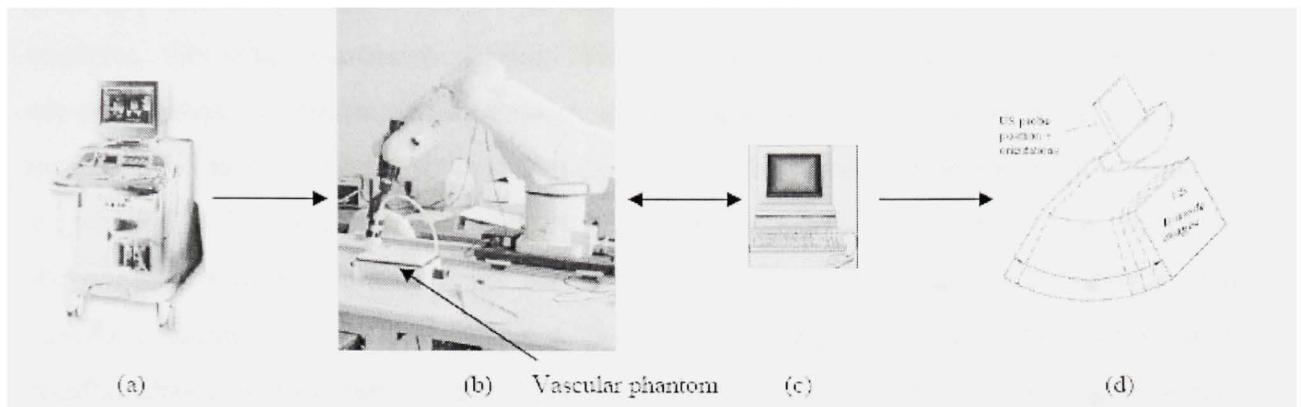


Figure 1.16 3D-ultrasound robotic imaging system.

Source : Cette image a été tirée de l'article de Janvier et al., *Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system*, Medical Imaging Analysis, sous presse, 2007.

La figure 1.16 illustre les composantes du système nommé « 3D-ultrasound robotic imaging system » (Janvier et al. 2007). Le robot F3 (figure 1.16b) du fabricant Thermo-CRS manipule la sonde du système échographique GE Vivid-5 (figure 1.16a). Le bras robotique est activé via l'interface utilisateur sur une station informatique (figure 1.16c). Les images échographiques 2D acquises sont marquées de la position correspondante de la sonde échographique (figure 1.16d) via le bras robotique. Le robot industriel F3 n'est pas conçu pour interagir avec un patient humain, puisqu'il ne possède pas les dispositifs de sécurité appropriés. Il est tout de même intégré dans un système comportant des dispositifs de sécurité complémentaires, le bouton de type auto maintien de sécurité (de l'anglais « dead man ») en est un exemple. Il s'agit d'un montage utilisé uniquement à des fins de recherches et non à des fins cliniques.

Le fait que le robot manipule une sonde en contact avec un patient humain soulève une dimension particulière quant à la sécurité. Le système robotique doit être capable de mesurer la force appliquée par la sonde, ce qui est réalisé par un capteur de force dans le porte-outil du robot, qui permet une mesure directe. La rétroaction de la force de contact n'est pas seulement utile pour sécuriser le robot : elle permet également le contrôle et le maintien de la

force de contact. Un radiologue utilise la force de contact entre la sonde et le patient pour rendre l'image échographique la plus claire possible lors des examens standards. L'étanchéité entre la sonde et les tissus mous est primordiale à la transmission des ultrasons. Aussi, par exemple, lors d'un examen de l'artère fémoral, une pression précise permet de bloquer temporairement la veine à côté de l'artère, qui est à plus basse pression, pour ne voir qu'un seul vaisseau sanguin à l'écran. Le contrôleur du robot F3 a donc été développé pour asservir la position et la force de contact de la sonde (Lessard et al. 2004). Une approche d'optimisation basée sur le principe des inégalités matricielles linéaires a été utilisée pour assurer la stabilité robuste d'un contrôleur proportionnel intégral dans un certain intervalle de rigidité, préalablement mesuré et spécifié. Le contact de la sonde avec la peau d'un patient est modélisé comme un contact rigide. L'intervalle de rigidité représente tous les types de réactions de la peau qui seront susceptibles d'être examinés.

1.4.9 Tableau synthèse des robots échographiques

Le tableau 1.1 présente une synthèse des systèmes robotiques principaux développés pour l'échographie.

Tableau 1.1
Synthèse des robots échographiques

Robot	Examen	Contrôle	Automatisation	Sécurité
University of British Columbia	Échographie 3D des artères	Position et force	Télé-opération et semi-automatisation	Robot fige en arrêt d'urgence Coupleur magnétique Marche arrière des moteurs Balancement statique à contrepoids Ratio d'engrenage élevé
Hippocrate	Échographie 3D des artères	Position et force	Télé-opération	Robot fige en arrêt d'urgence Contrepoids pour soulever le robot Limitateurs de couples aux moteurs Ratio d'engrenage élevé
TER	Examen abdominal à distance	Position	Télé-opération	Robot léger
University of Tokyo	Examen échographie à distance	Position et force	Télé-opération	Pas de données
Otelo / Teresa	Examen échographie à très grande distance	Position	Télé-opération	Robot léger

1.5 Robots à structure parallèle

Il existe deux grandes familles de robots manipulateurs. Les plus connus sont les robots sériels : une chaîne de membres motorisant le membre suivant (Merlet 2006). Cette architecture en chaîne signifie que chaque membre transporte tous les membres qui suivent, d'où l'apparence d'un bras. En considérant la masse et le bras de levier de tous les membres suivant chaque moteur de l'assemblage, plus le moteur est près de la base (début de la chaîne), plus il a une charge importante à déplacer. La figure 1.17 illustre un exemple d'une

chaîne de membres formant un robot manipulateur. Ce robot, de type SCARA, est utilisé pour des opérations simples d'assemblage.



Figure 1.17 Exemple d'un robot de type sériel : TH1050 de Toshiba.

Source : Cette image a été tirée du site de TM Robotics, *Scara Arms*, <http://www.tmrobotics.co.uk/en/products/scara-arms/index.php>, consulté le 24 avril 2008.

La seconde grande famille de robots est composée des robots parallèles. Un robot parallèle distribue les charges sur plusieurs membres et plusieurs moteurs afin d'éviter l'effet cascade des contraintes (Merlet 2006). Les moteurs se retrouvent souvent à la base du robot, ce qui réduit la taille des membres. En plus de diminuer les couples aux moteurs, les contraintes de charge sont distribuées sur tous les membres du robot. La charge utile qu'il transporte est divisée en petites charges supportées par tous ses membres. Le robot est donc plus léger et il offre une précision accrue, puisque l'effet cascade de la chaîne est absent. La figure 1.18 illustre un robot effectuant le même genre de manipulation que le robot sériel de la figure 1.17, mais son architecture est de type parallèle. Adept le propose comme un robot de haute vitesse et précision.



Figure 1.18 Exemple d'un robot de type parallèle : le QUATTRO de Adept.

Source : Cette image a été tirée du site de Adept, *QUATTRO*,
<http://www.adept.com/products/details.asp?pid=71>, consulté le 24 avril 2008.

De nombreux inconvénients des robots parallèles viennent limiter leur utilisation. D'abord, l'existence de singularités est plus fréquente et comporte de plus grande section de l'espace de travail comparativement aux robots sériels. Une singularité est une configuration du robot qui prive le contrôle d'un ou plusieurs degrés de liberté (Merlet 2006). Les degrés de liberté représentent les capacités de mouvement d'un objet dans l'espace, à où l'inverse, la localisation d'un solide dans l'espace. Il en existe six : trois degrés de position et trois degrés d'orientation dans l'espace. Les mouvements selon le degré de liberté compromis par la singularité sont soit impossibles, soit hors de contrôle. Dans le second cas, le système est très dangereux, puisqu'il devient imprévisible. Ensuite, l'espace de travail des robots parallèles est plus petit que celui des robots sériels de dimensions semblables. Ce volume de travail, en plus d'être de forme complexe, peut contenir des trous causés par les singularités. Enfin, la

cinématique est très souvent complexe et couplée. Pour un simple déplacement longitudinal de l'outil, plusieurs, voire tous les moteurs, seront en fonction simultanément. Cette dernière particularité devient un avantage pour la charge des moteurs. L'effort étant distribué sur plusieurs moteurs, ceux-ci peuvent être plus petits.

Il existe une grande multitude d'architectures de robots à structure parallèle. Le robot conçu dans cette thèse requiert un espace de travail long. Le cahier de charges est décrit plus en détails au chapitre 2. Le déplacement du robot selon l'axe longitudinal se fera par un actionneur linéaire. Il reste donc cinq degrés de liberté à ajouter à la structure : deux degrés en position et trois en orientation. Il n'existe pas, aujourd'hui, de robot possédant ces caractéristiques, mais certains designs existants s'y rapprochent.

1.5.1 Quanser Haptic Wand

Les robots ne sont pas seulement utilisés dans la manipulation d'objets, ils peuvent aussi servir d'interface physique aux outils de simulation ou de télé-opération. Ces leviers de commandes sophistiqués présentent plusieurs degrés de liberté répondant à certaines applications spécialisées. Les chercheurs de University of British Columbia ont conçu un robot parallèle hybride du type levier de commande (Stocco et al. 1996; Stocco et al. 1998; Stocco et al. 2001). Celui-ci est commercialisé par Quanser sous le nom Haptic Wand. Possédant cinq degrés de liberté (position dans l'espace 3D et deux degrés d'orientation), sa conception allie des caractéristiques des robots parallèles et sériels. La structure est motorisée, ce qui permet une commande à rétroaction des forces provenant d'une simulation ou d'un système réel. Un brevet américain (Stocco et al. 2000) protège cette invention. Ce brevet décrit plusieurs variations de la structure mécanique composée principalement de deux mécanismes cinq barres montés sur pivot soutenant une même tige. Le levier de commande est cette tige. Un mécanisme parallèle de type cinq barres est constitué de deux bras à deux degrés de liberté plans attachés à leur extrémité. Un seul moteur par bras est nécessaire, la position de l'extrémité étant dépendante de la position angulaire des deux moteurs. Les deux mécanismes cinq barres du Haptic Wand sont montés sur un pivot motorisé permettant une

rotation du plan des mécanismes. Le robot a six moteurs pour cinq degrés de liberté ; le design est donc redondant. Cela signifie que le modèle géométrique inverse ne peut pas être résolu sous une forme analytique. L'une des variations mentionnée dans le brevet transforme la redondance en un sixième degré de liberté. Un mécanisme intégré à la tige transforme la tension / compression axiale en couple de rotation autour du même axe. La figure 1.19 illustre la version à cinq degrés de liberté commercialisé sous le nom Haptic Wand.



Figure 1.19 Quanser 5 dof Haptic Wand.

Source : Cette image a été tirée du site de Quanser, *Industrial Products*, 5 dof Haptic Wand, http://www.quanser.com/industrial/html/products/fs_5dof.asp, consulté le 19 janvier 2007.

Le principe du mécanisme à cinq barres double, utilisé par le Haptic Wand, est intéressant puisqu'avec le positionnement de deux points dans l'espace, n'importe quel lien les unissant acquiert deux degrés de liberté en orientation. Cependant, l'utilisation de trois moteurs par mécanisme cinq barres génère une redondance nuisible témoignant d'une conception

palliative. Le volume de travail du Haptic Wand convient à une application de levier de commande, mais n'est pas suffisamment grand pour un examen d'échographie robotisé.

1.5.2 Robot parallèle contrôlé par deux bras

Un robot breveté sous le nom « Parallel control arm with two branches » (Gosselin et al. 2006) ressemble beaucoup au Haptic Wand de Quanser (section 1.5.1). Les mécanismes cinq barres ont été remplacés par des bras sériels à deux degrés de liberté respectivement. Les mouvements résultants sont semblables. La figure 1.20 présente le schéma de ce brevet.

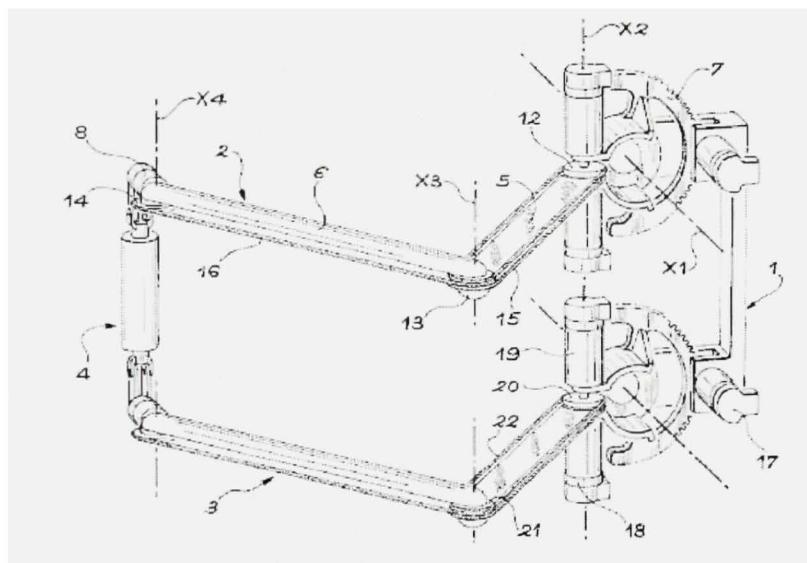


Figure 1.20 Robot parallèle contrôlé par deux bras.

Source : Cette image a été tirée du brevet de Gosselin et al., *Parallel control arm with two branches*, US Patent #7,087,306, 2006.

Tout comme le Haptic Wand, le design est redondant avec six moteurs pour un total de cinq degrés de liberté. Un des objectifs de cette conception est de réduire le nombre de bras. Cette structure n'est pas « authentiquement » parallèle, puisque des moteurs à la base actionnent des articulations déportées via des courroies de transmission. Enfin, la petitesse de l'espace de travail n'est pas convenable à un examen échographique des artères.

1.5.3 Mécanisme pour orienter et placer des objets

Un autre mécanisme parallèle, développé au Québec, conjointement par l'université McGill et l'Agence spatiale canadienne, fait l'objet d'un brevet américain (Hayward 1994). Ce mécanisme, nommé « mechanism for orienting and placing articles », comporte un porte-outil mu en translation et ayant tous les degrés d'orientation. Ce porte-outil, en forme de T, est maintenu par deux mécanismes cinq barres via un joint universel composé d'un assemblage de joints cylindriques.

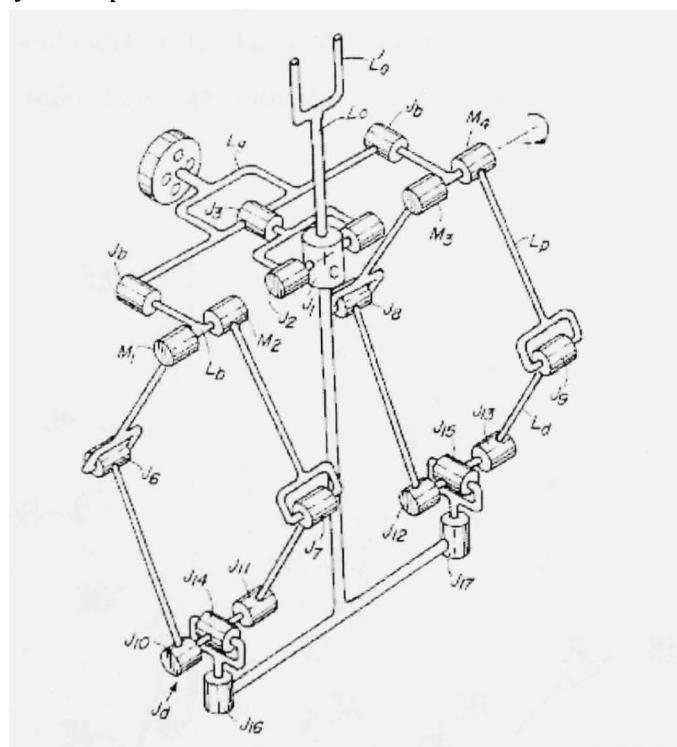


Figure 1.21 Mécanisme pour orienter et placer des objets.

Source : Cette image a été tirée du brevet de Hayward., *Mechanism for orienting and placing articles*, US Patent #6,116,844, 1996.

Le design du mécanisme pour orienter et placer des objets est contraint par plusieurs désavantages : l'espace de travail est restreint et la structure mécanique est complexe avec un grand nombre de joints rotatifs, pour seulement quatre degrés de liberté.

1.5.4 Manipulateur à quatre degrés de liberté

Un mécanisme à structure parallèle développé à l'Agence spatiale canadienne fait l'objet d'un brevet américain (Hui et al. 1995). Il s'agit d'un robot comportant deux mécanismes cinq barres offrant quatre degrés de liberté. Cette structure est conçue pour capter les mouvements d'un opérateur dans l'espace 3D. Les mouvements perçus sont la position 3D et l'orientation autour d'un axe normal aux plans des mécanismes cinq barres (ces plans sont parallèles). Le seul degré de liberté en orientation n'est toutefois pas dans l'axe de l'outil. Similaire au Haptic Wand (section 1.5.1), ce mécanisme offre un espace de travail semblable, mais cette fois-ci sans redondance des moteurs. Un schéma conceptuel est illustré à la figure 1.22.

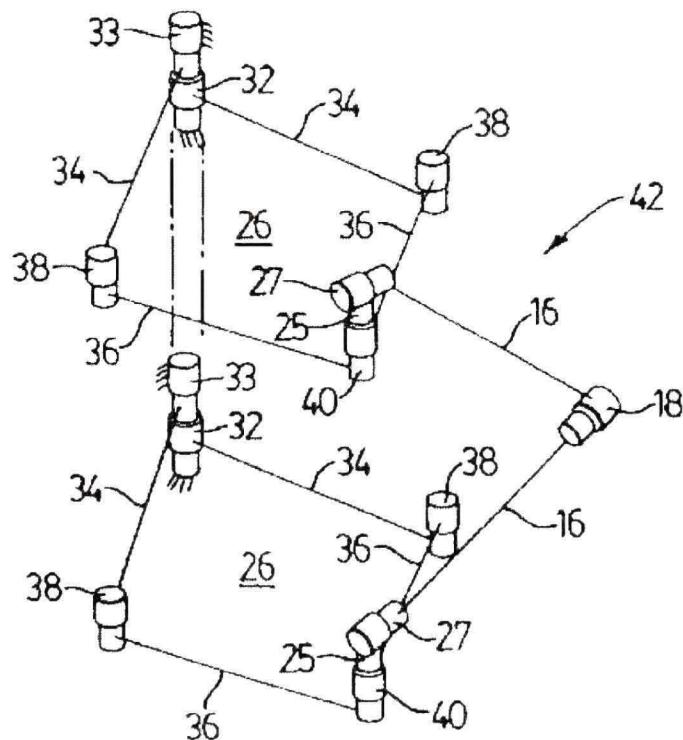


Figure 1.22 Manipulateur à quatre degrés de liberté.

Source : Cette image a été tirée du brevet de Hui et al., *Four degree-of-freedom manipulator*, US Patent #5,673,595, 1995.

Le levier de commande du manipulateur est encombrant par son installation au centre d'une chaîne comportant trois articulations. Les mouvements du levier de commande sont compromis par une singularité qui survient répétitivement lorsque les axes des extrémités d'attache des mécanismes cinq barres sont alignés. Cette singularité ne peut pas être évitée par des simples butées mécaniques aux articulations, elle doit donc être constamment surveillée par un contrôleur électronique. Un dispositif de sécurité entièrement électronique comporte une incertitude majeure difficilement justifiable dans une application médicale.

1.5.5 Manipulateur Dual4

Un robot nommé Dual4 a été développé à Montpellier, en France. La structure mécanique du Dual4 est basée sur deux bras sériels (illustré à la figure 1.23) ou deux mécanismes cinq barres. Ces doubles bras permettent l'ajout d'un degré de liberté en orientation et d'un degré de liberté en position à un espace plan. Le Dual4 (Company et al. 2005) a donc quatre degrés de liberté : trois en position et un en orientation. Il fait l'objet d'une publication internationale de propriété intellectuelle (Nabat et al. 2006). Il est conçu pour des opérations d'assemblage rapide en remplacement du robot SCARA (section 1.5). Les bras du Dual4 sont fixes dans leur plan respectif, c'est plutôt la tige faisant le lien entre ceux-ci qui permet une rotation illimitée. Cette tige est retenue par un axe prismatique libre à l'extrémité du bras inférieur. La distance variable entre les extrémités des bras se transforme en mouvement de translation verticale au porte-outil.

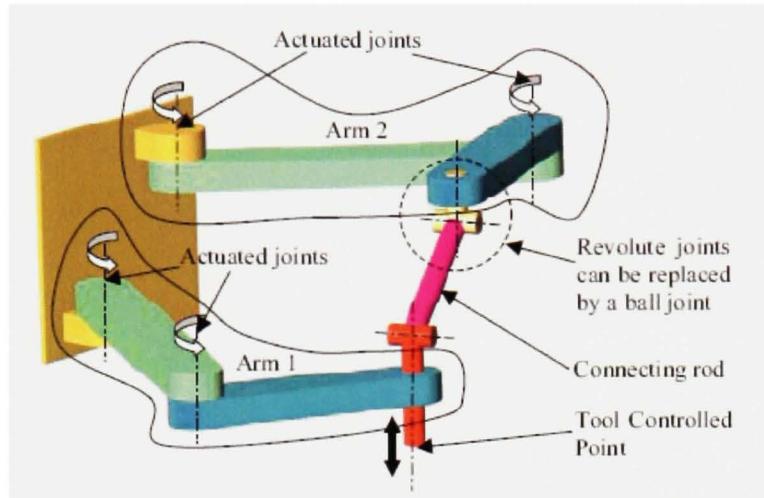


Figure 1.23 Dual4.

Source : Cette image a été tirée de l'article de Company et al., *Shoenflies motion generator : a new non redundant parallel manipulator with unlimited rotation capability*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelone, Espagne, 2005.

La structure du Dual4 n'est pas redondante : quatre moteurs pour quatre degrés de liberté. La déportation de la distance variable entre les extrémités en déplacement vertical via une articulation prismatique libre est un problème mécanique majeur, tel que mentionné par les auteurs. Les contraintes latérales à certains angles sont importantes, générant une flexion de l'articulation et accentuant l'usure. Malgré les problèmes d'usure mécanique, l'utilisation d'un axe prismatique libre permet de transformer efficacement la distance variable entre deux points dans l'espace 3D en un mouvement linéaire uni-axiale. Le design du Dual4 ne possède pas les degrés de liberté recherchés pour un examen échographique automatisé, mais l'originalité de sa conception servira au design du robot présenté au chapitre 2.

1.6 La sécurité des robots dans les applications médicales

La sécurité des robots industriels, selon le courant de la littérature d'applications industrielles (Dhillon 1991), consiste à éliminer les risques de blessures en rendant impossible la présence d'une personne dans l'espace de travail du robot pendant son fonctionnement. Cette approche industrielle de « cellule robotique » a prouvé son efficacité depuis des décennies. Dans une situation d'examen médical, le robot doit fonctionner en contact avec le patient et être opéré par un médecin : la cellule robotique apparaît ainsi hors de question. L'exclusion de toute

personne de l'espace d'opération du robot est impossible. Ce qui amène une redéfinition des exigences spécifiques à ce type d'utilisation.

1.6.1 Davies

Un chercheur a ouvert la voie dans le domaine de la sécurité des robots utilisés à des fins médicales. Davies, professeur à Imperial College London (et détenteur d'une maîtrise en philosophie), amorce une réflexion en 1993 sur la sécurité des systèmes robotiques utilisés en médecine. Il publie une série d'articles sur le sujet (Davies 1994; Davies 1996; Davies 1998; Davies 2003). Il dénonce les utilisations non sécuritaires de ces systèmes lors d'essais dédiés à la recherche. Il présente la sécurité des robots qui exécutent des actes médicaux, non pas comme des machines infaillibles, mais plutôt comme des systèmes qui ne peuvent pas causer de blessures. Cette approche permet d'instaurer les mesures de sécurité appropriées à la tâche spécifique du robot. Il n'est pas nécessaire d'équiper le robot de tous les systèmes de sécurité existants, exigeant ainsi le plus haut niveau disponible de technologie. L'application bête d'une liste de mesures de sécurité ne transparaît pas la spécificité de l'application médicale. Il est plutôt primordial de prévoir les défaillances et leurs impacts pour instaurer les mesures assurant la sécurité des personnes. Davies décrit cette approche comme la défaillance sécuritaire, de sa propre expression : *fail in a safe manner* (Davies 1998).

Lorsqu'aucune alternative à l'utilisation d'un robot (ou d'une machine) n'est disponible, le risque de défaillance du robot devient encore plus acceptable compte tenu du gain médical. La mesure décisionnelle adoptée par les médecins est celle des statistiques du succès et des risques.

Davies annonce le besoin urgent d'un consensus mondial pour standardiser la sécurité de ces systèmes dans l'absence de législations claires. Les règlements sont spécifiques aux pays, il n'y a pas de législation à l'échelle mondiale. Les textes de lois britanniques et européennes stipulent que tout équipement médical doit posséder le meilleur niveau de sécurité disponible, d'où l'expression légale « *best current practice* » (Davies 1998). La situation

américaine est encore plus floue. Ce vide législatif et cette non-uniformité des règlements entre les pays ralentissent le développement de la robotique médicale qui vise normalement le marché mondial. Davies propose alors certaines mesures de sécurité (quelquefois contradictoire) à respecter lors de la conception de robots dédiés à la médecine :

- Utiliser un ratio élevé de transmission des moteurs aux axes pour ralentir le robot et permettre l'utilisation de moteurs de faible puissance. Le robot s'immobilisera lors d'un arrêt d'urgence ;
- Utiliser des capteurs redondants aux axes et aux moteurs branchés sur deux systèmes de contrôle qui coordonnent en paire et se vérifient mutuellement ;
- Restreindre la zone de travail du robot à celle requise par sa tâche à l'aide de limites mécaniques ;
- Utiliser un bouton d'urgence de type maintien sécuritaire (« *dead man switch* ») ;
- Ne pas utiliser de contrôleur adaptatif ou d'algorithme d'intelligence artificielle ;
- Limiter la force maximale appliquée en fonction de la tâche ;
- S'assurer que le robot puisse être déplacé facilement manuellement en cas de défaillance causant l'arrêt des moteurs (N.B. contredit la première recommandation) ;
- Utiliser une clef pour démarrer le système et fournir des messages d'erreurs clairs à l'utilisateur ;
- Si possible, contraindre le robot à bouger seulement un axe à la fois.

1.6.2 Ng et Tan

D'autres chercheurs intéressés par la sécurité des robots médicaux proposent une série de mesures (Ng et al. 1996), plus spécifiques quant aux technologies. Ils vont jusqu'à y inclure des schémas électriques. La sécurité des systèmes de commandes est étroitement dépendante de la technologie utilisée et de la programmation de celle-ci. Les mesures présentées par Ng et Tan sont des stratégies de conception appliquées au matériel électronique et informatique, au langage de programmation et au système d'exploitation. La sécurité mécanique des robots n'est pas abordée dans ces mesures.

1.6.3 Transmission de puissance

Le jeu d'engrenages associé aux boîtes de réduction n'est pas souhaitable pour des commandes précises de position et de force. Les solutions modernes de boîtes de réduction harmonique offrent un ratio d'engrenage élevé avec virtuellement aucun jeu. Le choix de la boîte de réduction et du ratio d'engrenage à privilégier n'est donc plus basé sur les performances mécaniques, mais plutôt sur des critères de sécurité. Un article de synthèse de Taylor et al. (Taylor et al. 2003) expose deux écoles de pensée pour la transmission de puissance des robots. La première, proposée par Davies, stipule un ratio d'engrenage élevé pour figer le robot lorsqu'il est mis hors tension. Cette approche peut être dangereuse puisque le robot est alors difficilement déplaçable et pourrait coincer le patient. Les systèmes robotiques échographiques présentés dans le tableau 1.1 ont tous privilégié un entraînement moteur à ratio élevé. La seconde école de pensée privilégie des ratios faibles pour obtenir un robot souple et facilement déplaçable lorsqu'il est hors tension, permettant ainsi le dégagement du patient. La mesure des couples moteurs devient directement associée au maintien des forces, évidemment sécuritaires. Par contre, il est plus difficile d'obtenir un robot lent et fort sans système de réduction mécanique. Ces deux choix de boîtes de réductions sont difficilement quantifiables en termes de sécurité totale et ne permettent pas de privilégier automatiquement l'une ou l'autre. Il existe différents outils de mesure et de gestion pouvant aider cette décision et faciliter la conception de systèmes pour applications médicales. En voici quelques-uns.

1.6.4 Ikuta et Nokata

Une équipe de chercheurs japonais a développé un modèle mathématique permettant le calcul des forces d'impact d'un robot sur un humain (Ikuta et al. 1999; Ikuta et al. 2000; Ikuta et al. 2003). Ce modèle considère cinq facteurs : la masse et la force, la géométrie, les matériaux, le frottement et la flexibilité. Selon la zone du corps humain exposée, un indice de danger est produit. Cet indice est calculé pour toutes les positions du robot dans un graphique en trois dimensions. Ce modèle a été utilisé pour développer un logiciel de simulation aidant l'élaboration d'une étude de risque des blessures générées par un robot, en phase de

conception. Ce logiciel permet de simuler une défaillance du système et de prévoir la sévérité des blessures affligées par la machine. Une force critique est déterminée comme seuil de sécurité selon la zone biologique d'intérêt. La somme des facteurs permet le calcul de la sévérité de l'impact par rapport au seuil critique prédéterminé.

1.6.5 Le HISIC de Fei et al.

Un article de Fei et al. (Fei et al. 2000) propose un système d'identification des facteurs de risque appelé HISIC, de l'anglais Hazard Identification & Safety Insurance Control. Le HISIC permet l'identification de tous les risques et de leurs impacts, en considérant aussi leurs interactions. Cette approche de gestion du risque se veut un outil d'associativité des dangers à des solutions technologiques, en phase de conception. Fei, Ng et al. ont appliqué cette stratégie lors de la conception de URObot (Fei et al. 2001).

1.6.6 Masamune et al.

Il n'y a pas seulement la sécurité matérielle du système médical à considérer, il faut aussi penser à la tâche médicale. Masamune et al. (Masamune et al. 1999) apporte une nouvelle dimension à la sécurité des appareils médicaux. Un robot médical doit être stérilisé pour certaines interventions médicales, spécialement au niveau de la propreté des articulations mécaniques. Sinon celui-ci doit être recouvert de housses de plastique, à changées entre chaque intervention. La maintenance est aussi importante pour conserver le robot sécuritaire dans son fonctionnement normal. Sans trop donner de détails techniques sur chacun de ces sujets, Masamune et al. apporte un nouvel aspect à la sécurité en milieu hospitalier.

1.6.7 Sécurité des robots utilisés pour l'échographie

Les différentes stratégies visant la sécurité présentées ci-haut ont été reprises par les concepteurs des robots développés pour des examens d'échographie. L'équipe de recherche en robotique médicale française travaillant avec Sinters (Dombre et al. 2001; Poignet et al. 2003) ont appliqué les suggestions proposées par Davies (Davies 1998). L'équipe canadienne

du robot UBC (Kulié et al. 2003) a plutôt privilégié l'approche de Fei (Fei et al. 2000; Fei et al. 2001). Ils ont tout de même en commun l'utilisation de ratios d'engrenage élevés et l'application de freins magnétiques en situation d'urgence.

1.6.8 Réglementation et approbation visant la commercialisation

Tous les concepteurs de robots médicaux veulent que leur produit soit commercialisé, donc autorisé à la vente. La « Food and Drug Administration » (FDA) propose le guide : « Medical Device Use-Safety : Incorporating Human Factors Engineering into Risk Management » (FDA 2000) pour aider à identifier les facteurs humains dans la gestion du risque. Cette approche est itérative, à partir des premiers risques identifiés, certaines solutions seront privilégiées. Il faut alors itérer à nouveau pour vérifier que les nouvelles solutions ne produisent pas d'autres risques. Cette boucle se fait jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de risques identifiables. Les projets de conception doivent aussi respecter le « Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers ». Ce guide présente une méthodologie de conception comportant un cahier de charge rigoureux et différentes étapes de vérification et validation.

L'union européenne a aussi des règlements spécifiques pour les appareils médicaux, tels que décrits dans le guide « EUROPA - Enterprise - New Approach to Technical Harmonization and Standardization: References of Harmonised Standards for Medical Devices Dir 93/42/EEC » (EUROPA 1993 - 2004). Tous les produits médicaux mis sur le marché européen devront aussi posséder le marquage CE, attribué après avoir fait la preuve du respect de multiples exigences.

Au Canada, le règlement : « Medical Devices Regulations » (Canada 1998) fait partie de la loi sur les aliments et drogues (Food and Drugs Act). Ce règlement reprend les grandes lignes du « Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers » quant à la gestion des risques lors de la conception d'équipement médical.

1.7 Équilibrage statique des robots

L'équilibrage statique d'un robot permet l'équilibre des masses pour éliminer les effets de la gravité. En plus de réduire le couple moteur requis des actionneurs, le robot s'immobilise, sans l'intervention de freins mécaniques, lorsque mis hors-tension. Par exemple, le robot UBC est équilibré statiquement pour éviter de tomber sur le patient lorsqu'il est mis hors tension sans l'application des freins magnétiques (Salcudean et al. 1999). Le robot Hippocrate est balancé, quant à lui, de telle sorte que le bras est soulevé vers le haut lorsque mis hors-tension (Degoulange et al. 1998). Il ne s'agit pas d'un équilibrage des masses, mais plutôt d'un balancement résultant d'une force opposée à la gravité. Ces exemples démontrent que l'équilibrage statique est une technique efficace pour rendre un robot sécuritaire.

L'équilibrage d'un robot peut aussi inclure la dynamique des mouvements, en maintenant constantes les forces de réactions encaissées à la base du robot. Les vibrations et les efforts de cisaillement sont pratiquement éliminés. L'équilibrage dynamique d'un système peut devenir un problème très complexe. Heureusement, plusieurs techniques d'optimisation peuvent être utilisées pour le résoudre. Wang (Wang et al. 1999) stipule que l'équilibrage dynamique est important pour la machinerie industrielle, mais moins important aux yeux des concepteurs de robots. Les forces de réactions au socle du robot sont moins importantes que la capacité des actionneurs. Cette remarque est vraie pour l'application médicale d'intérêt de cette thèse. En effet, lors d'un examen échographique des artères, les déplacements sont lents, soit à une vitesse maximale de 10 mm/s. Ces déplacements sont soumis à une synchronisation de la prise des images avec le battement cardiaque pour saisir l'image de coupe des vaisseaux sanguins à la même phase de la dilatation.

Une méthode populaire d'équilibrage statique est l'utilisation de ressorts linéaires attachés à chaque membre pour compenser les effets de la gravité, et ce pour toutes les postures de l'espace de travail. Herder (Herder 2001) et Shin (Shin et al. 1991) ont proposé différentes configurations d'assemblages de ressorts linéaires balançant un pantographe plan. Ebert-Uphoff (Ebert-Uphoff et al. 2000) présente l'équilibrage statique avec ressorts d'une table de

position à six degrés de liberté à structure parallèle soutenue par trois pattes parallélogrammes. Dans ces articles, puisque les membres sont chaînés, l'isolement d'un membre pour équilibrage statique se fait par l'ajout de structures parallèles. Wang (Wang et al. 1999) propose une solution semblable pour un robot parallèle à trois degrés de liberté et Fattah (Fattah et al. 2005) pour une orthèse passive comportant deux jambes. En plus des ajouts mécaniques complexes, les membres ajoutés augmentent la masse et l'inertie, tout en venant nuire, en même temps, à l'objectif de réduire les couples moteurs. Au lieu d'ajouter des composantes à la structure, l'utilisation de contrepoids permet de déplacer le centre de gravité sur les axes de rotations (Jean et al. 1996). La combinaison de ressorts et de contrepoids permet d'optimiser un peu plus les performances (Simionescu et al. 2000; Simionescu et al. 2000). À cette constatation, Gosselin (Gosselin et al. 2000) a fait la comparaison d'un même robot parallèle à six degrés de liberté équilibré statiquement avec des ressorts et avec des contrepoids. L'installation de ressorts permet de garder constante l'énergie potentielle de la structure, tandis que les contrepoids gardent stationnaire le centre de gravité global. Russo (Russo et al. 2005) effectue l'équilibrage d'un hexapode avec un contrepoids habilement attaché à l'outil mobile par une structure pantographe. Dans toutes ces propositions, la masse et l'inertie sont toujours augmentées par l'ajout de membres ou de contrepoids. L'équilibrage statique obtenu ne réduit donc pas au maximum les couples moteurs.

1.8 Optimisation

Tout au long de cette thèse, différents paramètres du robot proposé seront optimisés, assurant ainsi les meilleures performances. L'optimisation est un champ d'expertise très vaste qui comporte une multitude de techniques permettant de résoudre une variété de problèmes, en voici un aperçu des notions de base.

1.8.1 Problème linéaire et méthode du Simplexe

Un problème dit « linéaire » est une fonction dont les opérations (additions, soustractions et multiplications) entre les variables inconnues sont linéaires (Fletcher 2001). Plusieurs

opérations simplificatrices peuvent être effectuées à même la fonction, simplifiant ainsi grandement le problème. La solution à une fonction objective linéaire, soumise à une série de contraintes, converge rapidement vers l'optimum, ce qui permet de construire des problèmes de très grandes envergures sans nuire à la faisabilité de la solution.

Les premiers problèmes de programmation linéaire étaient de nature économique, c'est-à-dire minimiser les coûts ou maximiser les profits. La méthode du simplexe, développée au milieu du XX^e siècle par le père de la programmation linéaire, George Dantzig, permettait de résoudre ce type de problèmes. La fonction objective et les contraintes, regroupées dans un tableau, sont solutionnées par une séquence d'opérations entre les lignes. La seule solution globale existante est obtenue. Les méthodes numériques utilisées aujourd'hui découlent de la méthode du simplexe. Différentes techniques s'appliquent à accélérer la convergence vers une solution.

1.8.2 Problème non-linéaire

Lorsque le problème ne peut pas s'exprimer par une fonction linéaire (Fletcher 2001), il est alors possible de le construire et de le résoudre par ordinateur. La fonction, inconnue de l'algorithme qui effectue l'optimisation, est évaluée à différents points dans l'espace de solutions et chaque itération permet d'orienter l'itération suivante. Il existe une multitude de techniques permettant de solutionner un problème d'optimisation non linéaire. La plupart sont basées sur le calcul du gradient ou du Lagrangien, c'est-à-dire la dérivée numérique dans l'espace de solutions qui oriente les itérations vers un maximum ou un minimum. Le processus itératif est nécessairement plus long, mais des techniques mathématiques modernes permettent d'obtenir une solution précise. Ce processus, dans sa recherche, peut rester pris dans un minimum local. Il n'y a pas d'indication permettant de confirmer l'atteinte du minimum global dans un nombre fini d'opérations. De façon générale, la formulation de problèmes d'optimisation linéaire est nettement privilégiée puisque le minimum global est toujours obtenu.

1.8.3 Optimisation multi-objectifs

Un problème peut comporter plus d'une fonction objective (Deb 2001). Ainsi, il arrive qu'un seul système doive répondre à plusieurs exigences de performance simultanément. Ces exigences peuvent être opposées, il est donc difficile de choisir un compromis de manière objective.

Une technique intuitive consiste à rassembler les exigences (sous forme de fonctions objectives) dans une seule équation sommative. L'ajout d'une constante, multipliant chaque fonction originale, permet alors de leur assigner un « poids » de priorité (Ignizio 1982). Une série d'essais, où les constantes ont différentes valeurs, permettent de bâtir une approximation de l'espace de solutions. Le choix de la solution optimale s'effectue alors sur la base d'une évaluation qualitative des résultats.

Il est également possible de résoudre un problème multi-objectifs en séquences, en établissant un ordre de priorités (Ignizio 1982). Cette technique est valable lorsqu'un objectif a priorité sur le second. La première fonction objective résolue devient une contrainte dans la fonction suivante, inférieure ou supérieure à la première solution, selon qu'il s'agissait d'une minimisation ou d'une maximisation. La seconde optimisation utilise l'espace de solutions restant pour rechercher sa nouvelle valeur optimale.

L'utilisation du graphique de Pareto permet d'évaluer le meilleur compromis entre les fonctions objectives (Deb 2001). Ce graphique représente l'espace de solutions commun à tous les problèmes. On retrouve à ses axes la valeur de chaque fonction objective. La section inférieure gauche du contour représente la courbe de toutes les valeurs de poids que l'on peut assigner aux fonctions objectives. La solution représentant le meilleur compromis est celle qui, graphiquement, va le plus loin sur tous les axes des fonctions. La figure 1.24 illustre le fonctionnement du graphique de Pareto.

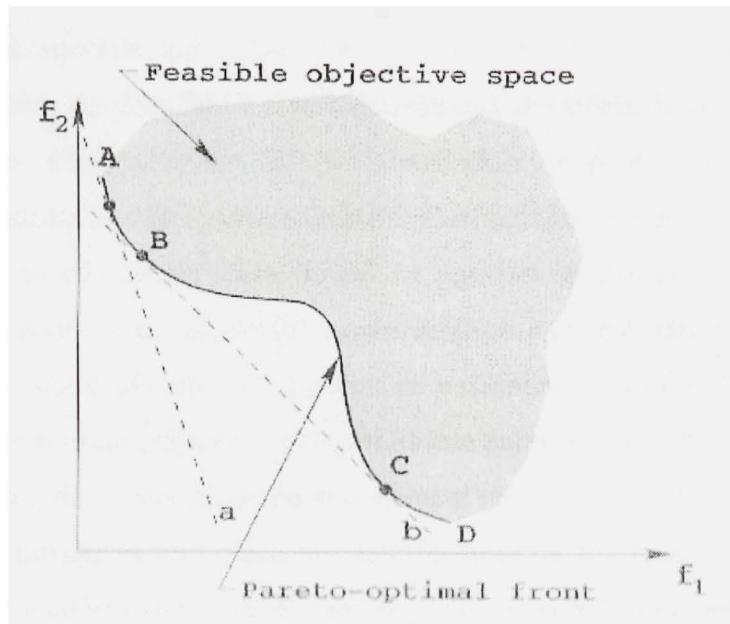


Figure 1.24 Graphiques de Pareto.

Source : Cette image a été tirée du livre de Kalyanmoy Deb, *Multi-Objective Optimization using Evolutionary Algorithms*, John Wiley & Sons, 2001, p. 53.

D'autres techniques modernes de solutions de problèmes comportant plusieurs objectifs sont basées sur des algorithmes génétiques (Deb 2001). Ces algorithmes convergent rapidement à une solution, contrairement aux autres approches qui nécessitent une multitude de calculs des fonctions et des contraintes. Ces techniques rendent possible l'optimisation de problèmes de grande taille dans un temps de calcul acceptable.

1.9 Problématique

L'objectif général du projet de recherche est de reconstruire en trois dimensions le volume des artères captées par les plans image de la sonde à ultrasons. La différence majeure entre l'échographie et les appareils classiques d'imagerie 3D réside dans le contact constant de la sonde échographique avec le patient. Les ultrasons, à cette puissance, ne se transmettent que dans la matière ; il doit donc y avoir un contact physique entre la sonde émettrice réceptive et le corps à observer. L'ajout d'un gel sur la peau assure l'étanchéité du contact. Comme tous les autres systèmes de reconstruction en trois dimensions, la position des plans image doit être connue dans l'espace. Les appareils 3D d'échographies présentement commercialisés

utilisent une sonde spéciale qui balaie un volume de tissus, au lieu d'un plan, afin de reproduire un volume de données. Ce volume est tout de même restreint en taille ce qui limite les examens d'échographies 3D à l'observation de petits organes. Une seconde approche de reconstruction 3D d'images à partir d'échographie consiste à acquérir, dans un espace donné, une succession de plans image. La position de chacun de ces plans doit être connue avec précision. Des appareils expérimentaux ont été développés en ajoutant simplement à une sonde à ultrasons un système de positionnement main-libre. Un spécialiste effectue un examen normal pendant qu'un ordinateur enregistre les images et reconstruit le volume. La précision des systèmes de positionnement main-libre n'est pas constante sur tout l'espace de travail puisqu'ils sont sujets aux interférences ou aux limitations de ligne de vue avec les capteurs. La tâche exténuante du radiologue n'en est pas diminuée et les plans image enregistrés sont distribués aléatoirement. La reconstruction 3D serait plus précise et plus facile si la distance entre chaque plan image est constante.

Afin de palier aux lacunes des systèmes de positionnement main-libre, l'utilisation d'un robot manipulateur pour effectuer la saisie d'images échographiques a été proposée. Le robot fournit la position de la sonde en tout temps dans son espace de travail. Cette position a une précision quasi uniforme dans tout le volume de travail, selon le design du robot. À vitesse constante du balayage, la saisie des images est équidistante. L'utilisation du robot permet également la téléopération, voire même l'automatisation, allégeant ainsi la tâche du radiologue. Il va sans dire que l'interaction d'un robot en contact avec un patient humain nécessite une planification sécuritaire du système, avec des règles de sécurité supérieures à celles des robots industriels largement utilisés. Des dispositions particulières, non assujetties aux règles de la robotique, doivent assurer la sécurité du patient et du personnel de la santé pendant l'examen échographique 3D.

Les robots déjà développés (résumé dans le tableau 1.1) qui effectuent des examens échographiques ne peuvent pas effectuer un balayage non interrompu visant une reconstruction 3D des artères. Les robots TER (Gonzales et al. 2001; Vilchis, Masuda et al. 2003), Otelo (Bassit et al. 2002; Delgorgé et al. 2002) et Teresa (Gourdon et al. 1999;

Vieyres et al. 2003) sont limités à l'examen abdominal, et ce, pour certain, à l'aide d'une intervention humaine de localisation. Les autres robots possédant un espace de travail plus grand n'ont pas la capacité d'effectuer un examen complet des artères des membres inférieurs. En effet, l'espace limité du robot UBC le limite à l'examen de la carotide (Zhu et al. 2000; Abolmaesumi, Salcudean et al. 2001; Abolmaesumi, Soroushpour et al. 2001; Abolmaesumi et al. 2002). Le robot de University of Tokyo, quant à lui, possède un espace de travail pensé en fonction d'un examen d'un patient assis (Mitsuishi et al. 2001; Koizumi, Tsuda et al. 2002; Koizumi, Warisawa et al. 2002; Koizumi, Warisawa et al. 2002; Koizumi et al. 2003). Cet espace de travail est mieux utilisé, mais la position assise n'est pas recommandée à l'examen des membres inférieurs. Avec un espace de travail similaire au robot de University of Tokyo, Hippocrate ne couvre pas un espace suffisamment grand pour effectuer le balayage des artères des membres inférieurs sans avoir à déplacer le patient ou le robot (Degoulange et al. 1998; Gourdon et al. 1999). Avec un volume de travail similaire, le URS d'Integral Technologies est toutefois un système d'essai conçu avec un robot industriel Thermo-CRS F3. Il ne possède pas une sécurité suffisante à un examen clinique (Lessard et al. 2004; Janvier et al. 2007).

À la section 1.6, un survol a été fait de la sécurité privilégiée lorsqu'un robot effectue un acte médical. Cette synthèse a permis de réaliser que les dispositifs de sécurité ne sont pas standardisés : chaque concepteur a une approche propre à son jugement. Les règlements en la matière n'étant pas assez spécifiques, une étude étoffée de la sécurité et des risques est nécessaire pour tout nouveau concept de robot à usage médical.

1.10 Objectifs de la thèse

Les objectifs de la thèse sont de deux ordres.

- 1- Concevoir un robot qui effectuera l'examen échographique des artères pour la reconstruction en trois dimensions de l'image.
- 2- Adapter la structure proposée en tenant compte de la sécurité du patient et du personnel de la santé.

La conception de ce robot devra être suffisamment détaillée pour permettre l'éventuelle fabrication mécanique d'un prototype. L'appareil d'échographie, l'équipement et les algorithmes de traitement d'images nécessaires à la reconstruction 3D des images des artères ne seront pas abordés dans cette thèse, leur responsabilité ayant été confiée au LBUM.

1.11 Organisation de la thèse

Cette thèse est divisée en cinq chapitres. Tout d'abord, au chapitre 2, un cahier de charges est détaillé, servant de barème à la conception du robot. Des recommandations sur la sécurité, basées sur la littérature et la réglementation en vigueur, y sont également décrites. La modélisation du robot a été divisée en sections. La première sous section (chapitre 3) est la détermination des dimensions du robot par optimisation permettant de couvrir l'espace de travail requis à l'examen échographique des membres inférieurs. L'objectif d'optimisation consiste à garder la somme des longueurs des membres au minimum. La seconde sous section consiste en l'équilibrage du robot, détaillé au chapitre 4 en un problème d'optimisation visant le retrait vertical du robot mis sous arrêt. Ces deux chapitres traitent de la cinématique du robot divisée en deux problèmes distincts. La cinématique est plus facilement résolue par la séparation de ces objectifs distincts n'ayant que peu d'influence entre eux. Le dernier chapitre, le chapitre 5, présente en détail les calculs des forces de contraintes internes du robot ainsi que la minimisation des couples moteurs en maintien statique. Cette optimisation, combinée à celle du chapitre 4, permettront la conception mécanique détaillée du robot et le choix des pièces. Un estimé des masses des différentes pièces du robot a permis, aux chapitres 4 et 5, le calcul de valeurs réalistes des forces.

CHAPITRE 2

CAHIER DE CHARGES ET CONCEPTION DU ROBOT

2.1 Introduction

La conception proposée du robot est basée sur l'examen échographique des artères des membres inférieurs puisqu'il s'agit de l'examen demandant le plus grand espace de travail. Un système robotique conçu pour l'examen artériel le plus exigeant sera en mesure d'effectuer une grande quantité d'examens des artères demandant moins d'espace. Les systèmes robotiques existants en échographie permettent trop souvent un seul examen médical et sont conçus strictement pour cet usage.

En plus de couvrir le volume de travail prescrit, le robot doit exercer une force de contact sur la peau du patient assurant ainsi une qualité d'image adéquate. Le robot est donc muni de capteurs permettant la lecture de la force de contact avec le patient.

La structure mécanique est conçue dans une optique de sécurité intrinsèque, idéalement sans dépendre des composantes électriques et informatiques. Un système robotique est plus robuste si la sécurité n'est pas interdépendante des différents systèmes, mais plutôt de la redondance de ceux-ci. Par exemple, si la force maximale du robot ne doit pas dépasser un seuil de sécurité quelconque, la conception mécanique, les moteurs et les modules de contrôles peuvent vérifier cette condition indépendamment. En cas de défaillance électrique (par exemple, une panne de courant), les dispositifs mécaniques vont protéger le patient en limitant les forces statiques. En cas de défaillance mécanique (par exemple, le bris d'un ressort), les systèmes de commandes électriques pourront déceler le bris, sous une forme de perturbation importante, et effectuer un arrêt sécuritaire. Toutes ces situations doivent être prises en considération, tel que décrit par Ikuta et Nokata (Ikuta et al. 1999; Ikuta et al. 2000; Ikuta et al. 2003).

2.2 Espace de travail

L'espace de travail requis au balayage échographique des membres inférieurs exige un déplacement quasi linéaire plutôt long. Cet examen commence à l'abdomen, à l'aorte abdominale. L'examen se poursuit en déplaçant la sonde vers la cuisse, au dessus des artères iliaque, fémorale puis poplitée. Après le genou, l'examen se termine à l'artère tibiale. Le parcours externe de la sonde sur la peau suit à peu près les lignes de la figure 2.1.

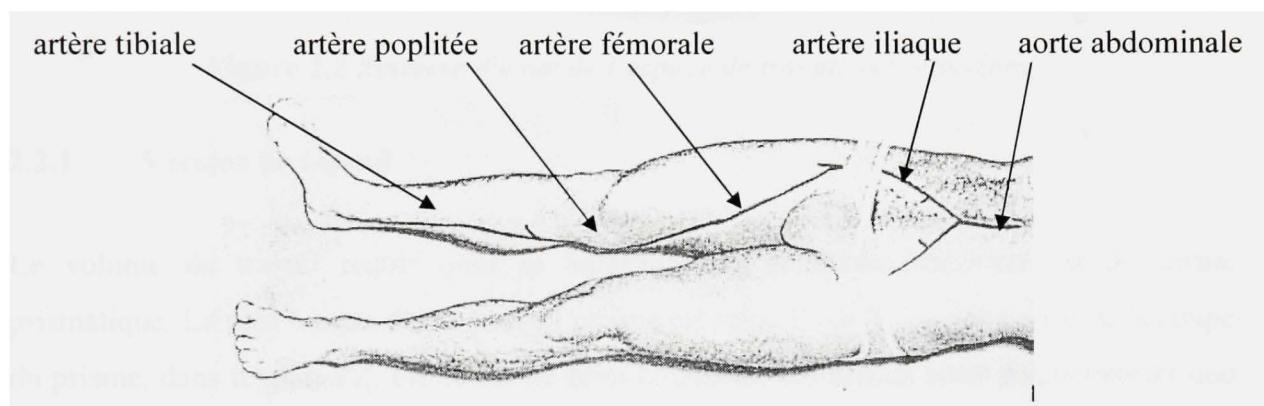


Figure 2.1 Projection sur la peau des axes artériels aux membres inférieurs.

Source : Cette image a été tirée du livre de Dauzat, *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*, édition Vigot, p. 340, 1991. L'image est pivotée de 90 degré pour en faciliter la compréhension.

La sonde échographique est, au départ, normale à la surface de l'abdomen jusqu'au bassin. Le patient étant couché, la sonde a une position verticale. En continuant vers la cuisse, la sonde est pivotée graduellement pour être à l'horizontale entre les genoux. Elle est retournée près de la verticale en complétant le balayage à la cheville. En mode B d'ultrasons (décris à la section 1.3.4), la sonde est placée perpendiculairement à l'écoulement sanguin et penchée d'environ trente degrés par rapport à la verticale. En mode Doppler couleur, la sonde est verticale, parallèle à l'écoulement sanguin. La rotation la plus importante de la sonde pendant le balayage des artères des membres inférieurs est autour de l'axe parallèle à l'écoulement sanguin. Le robot devra être en mesure d'effectuer des rotations de grandes amplitudes sur cet axe. La figure 2.2 illustre l'identification des axes sur le patient, représenté en un volume de travail quelconque.

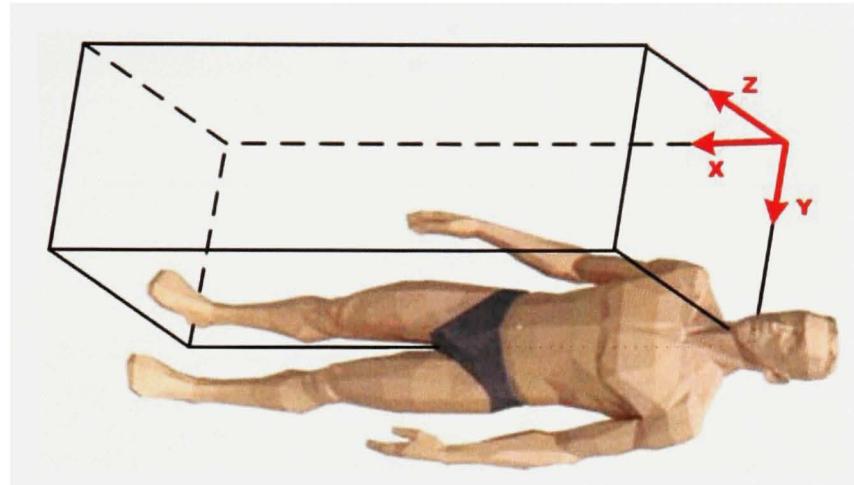


Figure 2.2 Système d'axes de l'espace de travail sur le patient.

2.2.1 Volume de travail

Le volume de travail requis pour le balayage des membres inférieurs est de forme prismatique. La plus longue dimension du prisme est selon l'axe X. La géométrie de la coupe du prisme, dans le plan YZ, est de forme semi-circulaire, permettant ainsi de contourner une jambe, modélisée par un cylindre. Le diamètre du cercle doit être assez grand pour représenter les personnes les plus corpulentes susceptibles de subir un examen des artères des membres inférieurs. Ce diamètre est établi à 30 centimètres pour l'étalonnage du prototype du robot. La longueur du prisme, le long de l'axe X, est fixée à 150 centimètres, permettant le long examen des artères de l'abdomen à la cheville.

2.2.2 Orientations

Lors de l'étude préliminaire du robot de University of British Columbia (UBC), des instruments de mesures en position et en force ont été placés sur une sonde pendant des examens échographiques traditionnels des artères (Salcudean et al. 1999). Ces mesures ont servi à l'élaboration d'un cahier de charges de l'espace de travail (volume et orientations) et des forces requises. Puisque le robot UBC a été conçu pour l'examen de l'aorte au niveau du cou, le volume de travail n'est pas adapté à l'examen des membres inférieurs. Par contre, les forces de contact et les orientations sont valables puisque l'examen au niveau du cou se rapproche d'un examen à l'abdomen. Ces valeurs ont été adaptées à l'examen échographique

des membres inférieurs (notamment une grande rotation autour de l'axe X) et sont présentées dans le tableau 2.1.

Tableau 2.1
Orientations de la sonde échographique

Axe	Orientation	Description
Autour de X	-75° à 90°	Longitudinale
Autour de Y	-30° à 30°	Latérale
Autour de Z	-30° à 30°	Verticale

2.2.3 Forces et vitesses

L'étude préliminaire du robot UBC (Salcudean et al. 1999) documente également les forces moyennes et maximales de contact de la sonde lors d'un examen échographique. Elles peuvent être utilisées intégralement à notre cahier de charges. La force normale à la surface de contact a un maximum de 6,4 newtons. La force parallèle à la surface a un maximum de 4,2 newtons. Le couple maximal enregistré atteint 0,7 newton-mètre.

La vitesse lors d'un examen échographique des artères ne dépasse pas 1 centimètre/seconde et varie selon la résolution du volume 3D à reconstruire. Une vitesse de 20 centimètres/seconde est suffisante lors des différents déplacements afin de positionner la sonde adéquatement sur le patient.

2.2.4 Précision

Les précisions requises de positionnement sont déterminées par la reconstruction 3D de la géométrie des artères à partir des images échographiques. Selon le Professeur Guy Cloutier, directeur du LBUM du centre de recherche du centre hospitalier de l'université de Montréal (CRCHUM), la précision en position devrait être de l'ordre de 0,5 mm. Une image échographique bidimensionnelle typique mesure environ 10 cm par 15 cm. La précision

angulaire pour empêcher deux plans images dans l'espace 3D de s'entrecouper est de l'ordre de 0,3 degré.

Les variables modifiant la précision sont, d'une part, intrinsèques à la conception mécanique, c'est-à-dire que les dimensions et la forme de l'assemblage mécanique déterminent directement la direction et l'amplitude des efforts statiques dans les membrures. Ces variables sont le choix des matériaux, la structure spécifique de chaque membre et les jeux des articulations. Les matériaux et la structure des membres déterminent la résistance à la flexion tout en ajoutant des masses à l'assemblage. L'utilisation d'axes linéaires ou rotatifs ajoute des jeux causant des déplacements linéaires ou angulaires potentiellement importants. Une étude plus approfondie de la structure présentée à la section 2.3 devra être faite préalablement à la fabrication d'un prototype pour rencontrer les précisions requises. Les données mécaniques n'étant pas encore complètes, l'estimation de la précision ne sera pas discutée dans cette thèse.

2.3 Design du robot

Différentes approches de structures robotiques ont été étudiées et considérées avant la sélection finale. La première approche, la plus simple, aurait été l'assemblage de trois axes linéaires, motorisés en série, déplaçant dans l'espace un poignet à trois degrés d'orientation. Ce premier système robotique est illustré à la figure 2.3 au côté d'un patient humain.

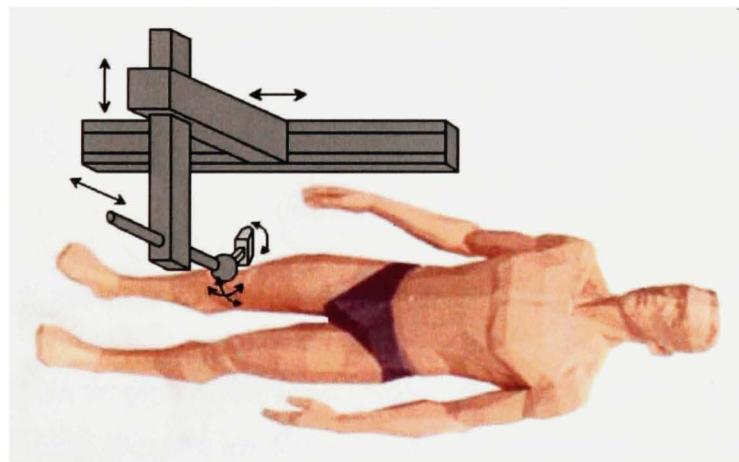


Figure 2.3 Structure simple trois axes linéaires et poignet.

Le volume de travail couvert a une forme prismatique comme représenté à la figure 2.2. La sélection des axes linéaires motorisés déterminent directement les dimensions du prisme. Un montage en série comme celui-ci existe dans l'industrie servant de manipulateur automatisant l'inspection dimensionnelle de précision. Les coûts élevés des axes linéaires et la structure plus robuste d'une construction d'un robot sériele viennent à l'encontre de l'objectif d'une solution de remplacement économique aux appareils d'imagerie 3D traditionnels. Une structure sériele inévitablement robuste et imposante résulterait en un appareil difficilement déplaçable entre les salles d'examens d'un hôpital.

À l'opposé des robots sériels, les robots parallèles sont plus légers tout en restant robustes grâce à la répartition des efforts dans les différentes membrures. Le volume de travail est toutefois plus petit que la structure du robot, donc le volume couvert est plus petit que celui d'un robot sériel de taille équivalente. En considérant les exigences quant à l'espace de travail à couvrir et à la minimisation des coûts, un concept hybride comprenant des particularités des robots à structure sériele et parallèle a permis de combiner des avantages des deux familles.

Les deux exigences majeures de l'espace de travail sont la longueur longitudinale de 1,5 mètre et la rotation de 165 degrés autour de cet axe. La figure 2.4 présente ces mesures sur un patient.

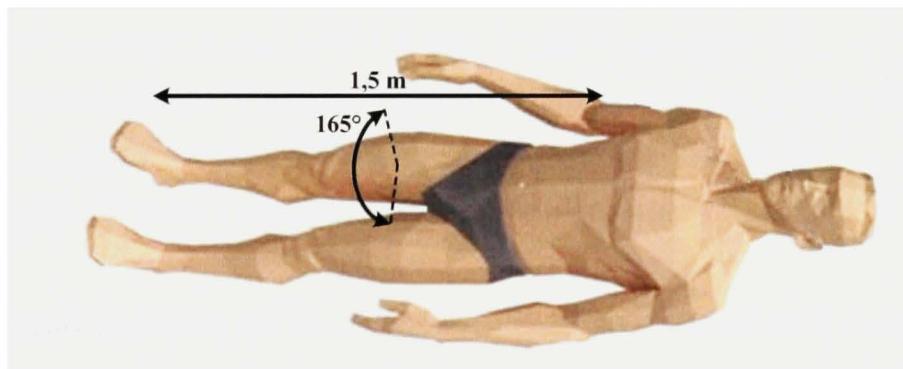


Figure 2.4 Exigences majeures de l'espace de travail.

Les deux déplacements de grande amplitude seront assurés par des composantes sérielles du robot. Un moteur linéaire assurera les déplacements du robot dans l'axe longitudinal de 1,5 m

puisque'un axe rotatif ne peut pas effectuer des déplacements linéaires importants sans surdimensionner la structure. L'utilisation d'un moteur linéaire augmente certes les coûts de fabrication du robot, mais ce choix permet d'optimiser grandement l'espace de travail. La rotation de 165 degrés autour de l'axe longitudinal sera assurée par un moteur rotatif installé en série au porte-outil. Sur six degrés de liberté dans l'espace, deux sont assurés par des composantes sérielles. La figure 2.5 illustre sur un patient les quatre degrés de liberté qui ne sont pas encore assignés.

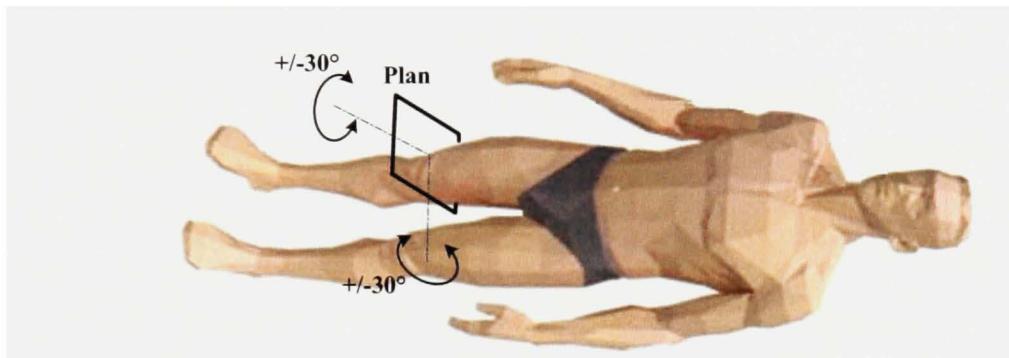


Figure 2.5 Axes de la structure parallèle.

Les quatre degrés de liberté qui ne sont pas assignés sont les deux déplacements dans le plan YZ et les deux rotations de 60 degrés autour des axes du même plan. Dans la littérature, il n'existe pas de robot parallèle offrant deux degrés de position (dans un même plan) et deux (ou trois) degrés de rotation. Les robots plans offrent seulement un degré d'orientation et les robots quatre ou cinq axes ont toujours trois degrés de position (Dual 4 (Company et al. 2005; Nabat et al. 2006) et Quanser Haptic Device (Stocco et al. 1996; Stocco et al. 1998; Stocco et al. 2000; Stocco et al. 2001)). Un nouveau concept de structure parallèle comprenant deux degrés de position et deux degrés d'orientation a donc été développé.

Plusieurs robots parallèles ont un porte-outil installé au centre d'un des segments de leur structure. Dans un espace cartésien, un segment modélisé en une tige a deux degrés de liberté en orientation. Cette tige possède deux points (extrémités) qui sont mis dans l'espace 3D. Pour que la longueur de la tige soit fixe, il faut nécessairement que chaque extrémité ait trois degrés de liberté en position, pour un total de six degrés. La tige qui a cinq degrés de liberté

exige six degrés de motorisation. Cette redondance des actionneurs s'observe dans le Quanser Haptic Device de la section 1.5.1 (Stocco et al. 1996; Stocco et al. 1998; Stocco et al. 2001) et le robot parallèle contrôlé par deux bras de la section 1.5.2 (Gosselin et al. 2006).

La redondance de moteurs dans un design de robot génère des problèmes de commande à cause de la difficulté à résoudre le modèle géométrique inverse. Il existe plus d'une configuration de positions moteurs pour une seule position de l'outil. En reprenant l'exemple de la tige dans l'espace, il est possible, d'une part, de transformer la redondance en un déplacement supplémentaire. Par exemple, une variante au Quanser Haptic Device, détaillée dans le brevet (Stocco et al. 1997), propose un mécanisme intégré à la tige porte-outil qui transforme le longueur de la tige en une rotation de celle-ci. Il n'y a plus de redondance puisque cette dernière rotation complète les six degrés de liberté. Un autre exemple : dans le design du Dual4 de la section 1.5.5 (Company et al. 2005; Nabat et al. 2006), les extrémités de la tige sont déplacées dans un plan plutôt que dans l'espace 3D. Le robot a quatre moteurs. L'ajout d'un axe prismatique, servant d'attache à l'une des extrémités de la tige, transforme la distante entre les extrémités en un mouvement linéaire supplémentaire normal au plan. L'angulation entre les extrémités se transforme également en une rotation illimitée de l'outil. Le Dual4 n'a donc pas de redondance.

La structure parallèle robotique recherchée doit avoir deux degrés de position et deux degrés d'orientation. Un porte-outil installé sur un segment modélisé en une tige possède deux degrés d'orientation, comme ce qui est recherché. À l'image du Dual4, si les extrémités d'une tige ne sont pas déplacées dans un espace 3D, mais plutôt dans des plans parallèles, l'outil attaché à cette tige possèderait alors deux degrés de liberté en position. Cependant, la longueur de la tige va nécessairement varier selon la distance entre les extrémités. La longueur variable de la tige est mécaniquement possible par l'insertion d'un axe prismatique libre. Un concept comme celui-ci a quatre degrés de liberté pour quatre actionneurs. Si les besoins en rotation aux degrés de liberté en orientation sont suffisamment petits, la variation de longueur de la tige le sera aussi. Ces déplacements angulaires, exigés par l'examen

échographique de membres inférieurs, sont suffisamment petits pour être réalisés par une tige porte-outil de longueur variable mue dans un espace plan.

Le robot que nous proposons est donc formé d'un porte outil intégré à un axe prismatique libre soutenu par deux mécanismes plans identiques à cinq barres. Le mécanisme parallèle de choix pour les déplacements dans un même plan est le mécanisme cinq barres. Un mécanisme cinq barres est simple, non-redondant et ne comporte que des axes rotatifs ce qui distribue la charge sur ses quatre membres. La figure 2.6 illustre deux configurations du mécanisme cinq barres.

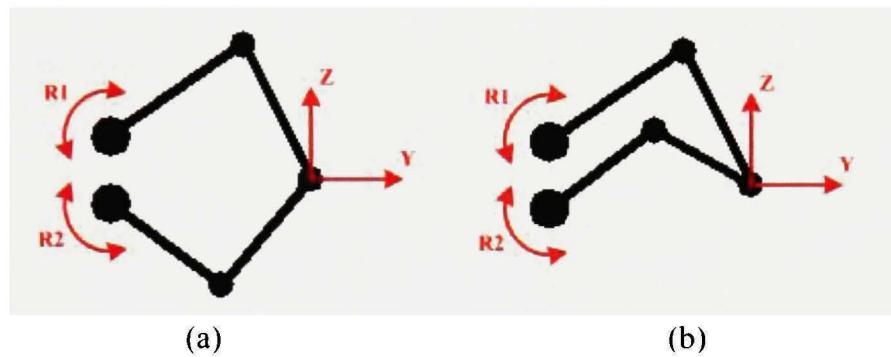


Figure 2.6 Mécanismes cinq barres convexe (a) et concave (b).

Un mécanisme cinq barres est normalement actionné par deux moteurs, nommés R1 et R2. La rotation des actionneurs R1 et R2 permet le déplacement de l'extrémité (joint rotatif au centre du mécanisme) dans un plan, via quatre barres. La cinquième barre est représentée par la distance entre ces moteurs. Les actions des moteurs sont couplés, c'est-à-dire qu'un déplacement le long d'un seul axe nécessite la rotation des deux moteurs qui se partagent la charge. Comme la majorité des robots parallèles, un mécanisme cinq barres a ses deux moteurs se retrouvant à la base d'attache. La configuration concave illustrée à la figure 2.6(b) est plus appropriée à l'examen échographique que la configuration convexe illustrée à la figure 2.6(a). Les segments du mécanisme cinq barres doivent être dégagés de la table d'examen.

L'assemblage final à six degrés de liberté et six moteurs (non redondant) est constitué de deux mécanismes cinq barres concaves montés sur un socle déplacé par un axe linéaire motorisé. Les extrémités des mécanismes cinq barres sont reliées par un axe prismatique libre : le porte-outil. Ce dernier est attaché aux mécanismes cinq barres via des joints universels. Un moteur rotatif, assemblé sur une extrémité d'un mécanisme cinq barres, effectue une rotation de grande amplitude de l'axe prismatique libre par la rotation du joint universel. Le dessin de la figure 2.7 illustre l'architecture proposée. Les composantes sérielles sont le moteur linéaire n°1 et le moteur rotatif n°6, associées aux exigences majeures du volume de travail (figure 2.4). Le socle contient les quatre derniers moteurs actionnant les deux mécanismes cinq barres (composantes parallèles), associés aux exigences de plus petite envergure (figure 2.5).

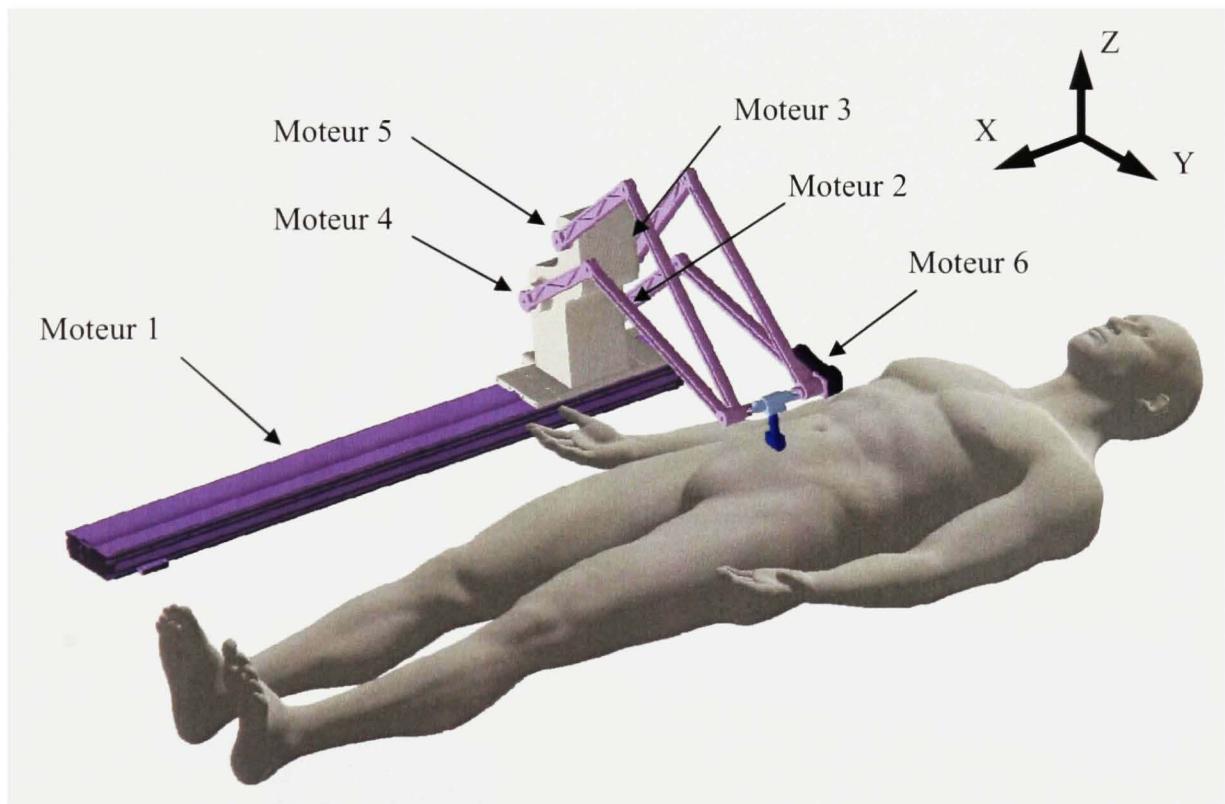


Figure 2.7 Dessin modélisé par ordinateur du robot.

Cette architecture, qui n'existe pas dans la littérature, constitue la principale contribution originale de cette thèse. Elle fait d'ailleurs l'objet d'un dépôt de brevet provisoire américain

(détailé dans l'annexe 1) ainsi que d'une conférence scientifique (Lessard, Bonev et al. 2007) et d'un article de revue scientifique (Lessard, Bigras et al. 2007).

2.4 Modèle géométrique

La modélisation géométrique permet d'effectuer les transformations entre les coordonnées articulaires du robot et les coordonnées dans un repère de base. Ces transformations sont nécessaires à la modélisation et à la commande du robot. La figure 2.8 illustre les différents paramètres, identifiés sur le robot, utilisés pour ces transformations.

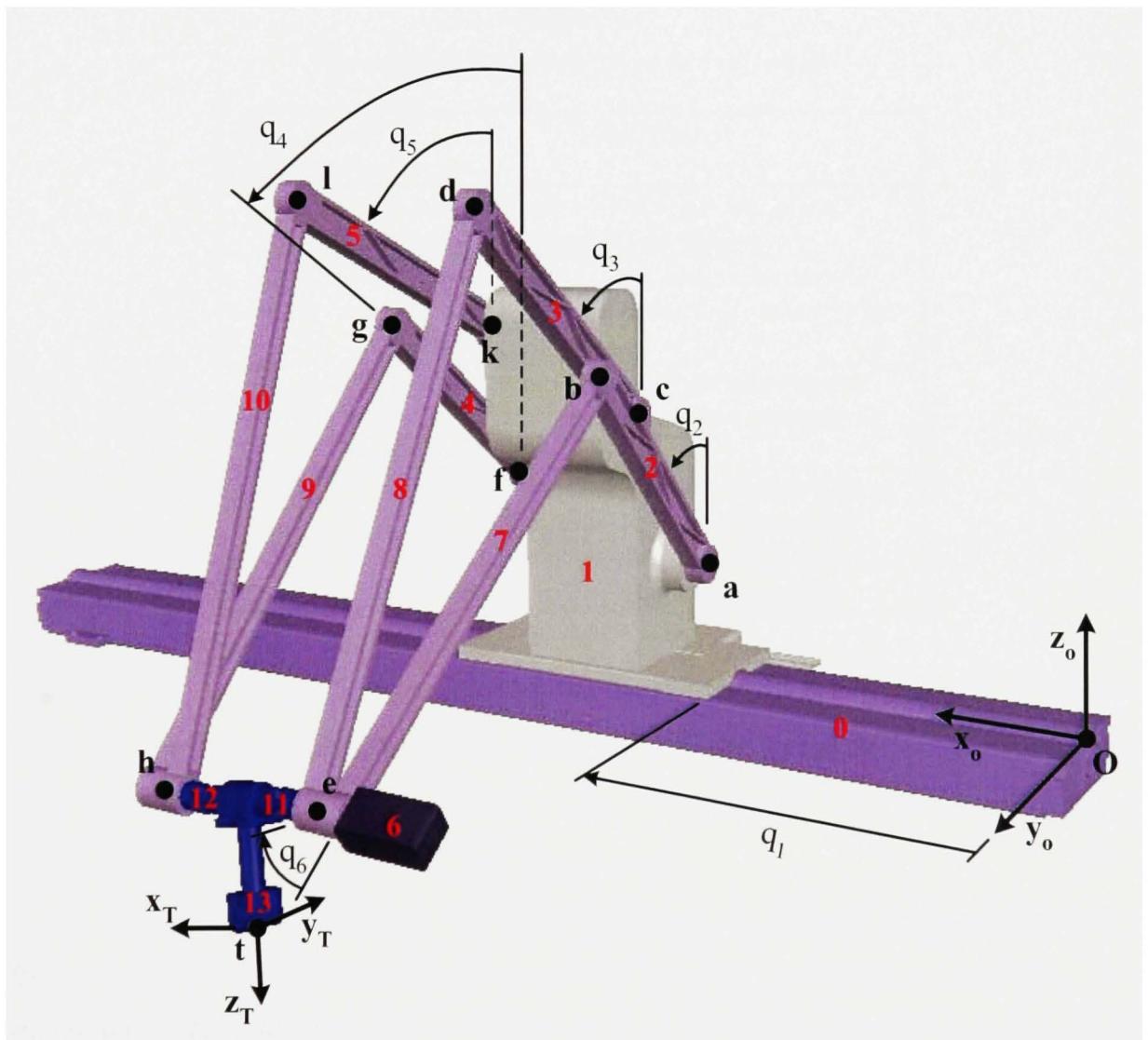


Figure 2.8 Coordonnées du robot.

Le modèle géométrique dit « direct » permet de transformer les positions de l'espace des actionneurs à l'espace de travail, en occurrence la position de la sonde échographique par rapport au repère de base **O**. Le modèle géométrique dit « inverse » est la transformation inverse. Pour résoudre ces deux transformations, les coordonnées sont d'abord définies. Soit le vecteur \mathbf{q}

$$\mathbf{q} = [q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6]^T \quad (2.1)$$

contenant les coordonnées articulaires des actionneurs du robot. La description de chaque actionneur est donnée dans le tableau 2.2.

Tableau 2.2
Description des six actionneurs du robot

Coordonné généralisée	Description
q_1	Moteur linéaire série qui déplace le socle, longitudinal au patient
q_2	Moteurs intégrés au socle responsable des mouvements du premier mécanisme cinq barres
q_3	Moteurs intégrés au socle responsable des mouvements du second mécanisme cinq barres
q_4	Moteur série responsable de la rotation de l'outil autour de l'axe prismatique libre, attaché au premier mécanisme cinq barres (spécifiquement au bras n°3).
q_5	
q_6	

Soit le vecteur ${}^0\mathbf{t}$ contenant les coordonnées de la position de l'outil par rapport à l'origine **O**, illustré sur la figure 2.8. Par définition, le vecteur ${}^0\mathbf{t}$ est formé de trois composantes le long des trois axes principaux :

$${}^0\mathbf{t} = [x_t, y_t, z_t]^T \quad (2.2)$$

L'outil a également une orientation par rapport au repère d'origine **O**. Cette orientation est représentée par trois rotations autour des axes de l'origine, nommées angles d'Euler. Ces angles sont représentés à la figure 2.9 sur le porte-outil du robot. Il faut noter que le

référentiel xyz_e est aligné sur le référentiel de base **O**; il n'est pas orienté par les membres 7 et 8. Les angles d'Euler sont donc définis dans le repère de base **O**.

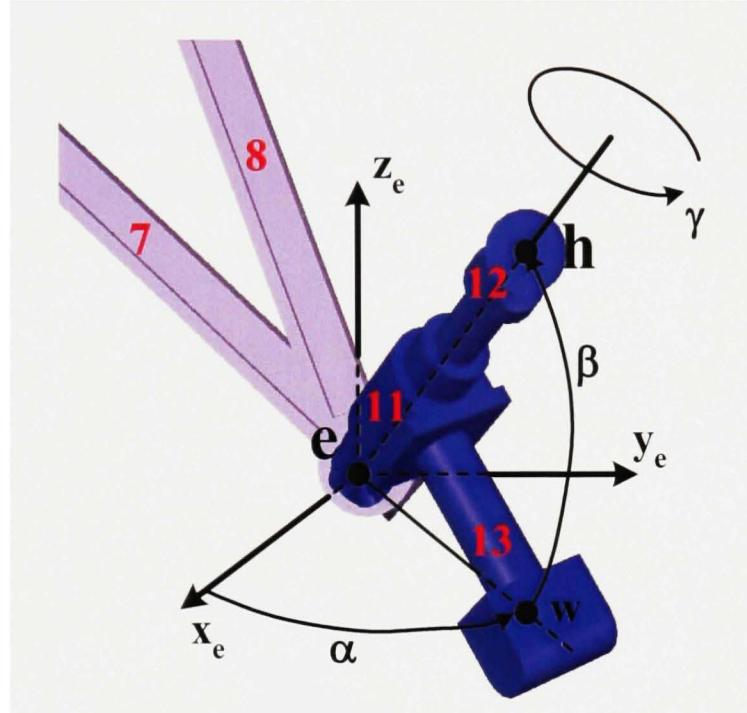


Figure 2.9 Orientation de l'outil.

En aéronautique, les angles d'Euler se nomment lacet (α autour de z), tangage (β autour de y) et roulis (γ autour de x). De façon équivalente, ils sont les rotations respectives autour des axes x , y et z , en appliquant successivement les rotations par rapport au référentiel de base. On remarque à la figure 2.9 que la rotation du roulis est directement associée à l'articulation q_6 . Le lacet et le tangage sont dépendants des points **e** et **h** dans l'espace.

À l'aide des coordonnées généralisées du robot (équation 2.1) et des coordonnées généralisées du repère de base **O** (équation 2.2 et figure 2.9), les transformations géométriques peuvent être effectuées.

2.4.1 Modèle géométrique direct

Le modèle géométrique direct est la séquence d'opérations mathématiques permettant d'obtenir la position et l'orientation de l'outil dans le repère d'origine **O**. Les coordonnées

généralisées du robot (\mathbf{q}) sont considérées comme connues. D'abord, la position zéro du moteur linéaire q_1 est choisie de telle sorte qu'elle équivaut à la position du point e le long de l'axe x_0 , d'où l'égalité

$$q_1 = x_e \quad (2.3)$$

Ensuite, les positions des points **b** et **d** peuvent être calculées à partir des positions des articulations q_2 et q_3 . La figure 2.10 illustre la géométrie utilisée pour démontrer cette relation.

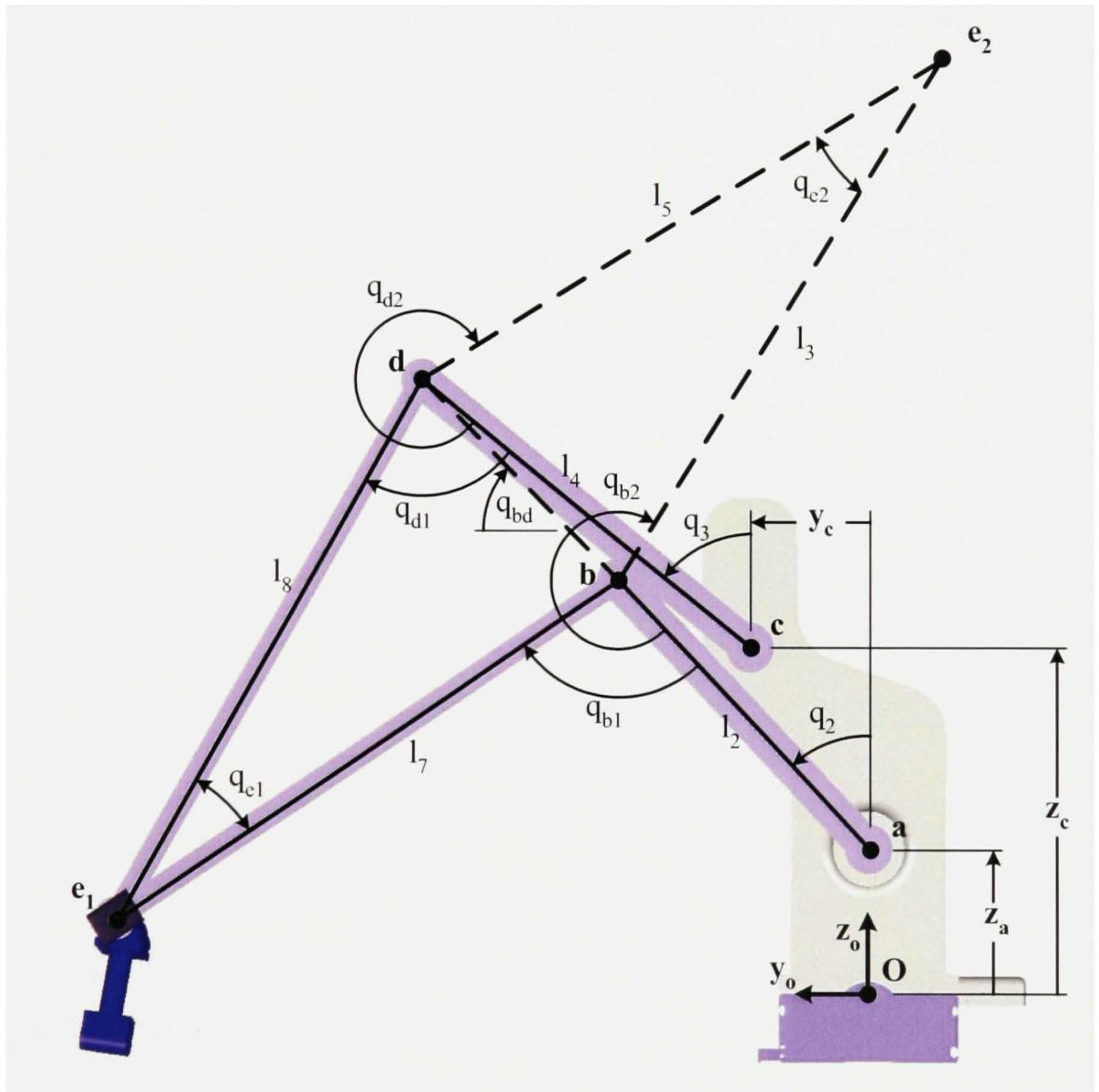


Figure 2.10 Cinématique directe d'un mécanisme cinq barres.

À partir des longueurs l_2 et l_3 , des positions z_a , y_c et z_c et des articulations moteurs q_2 et q_3 , les coordonnées des points **b** et **d** dans le plan **yz** sont données par :

$$y_b = \sin(q_2)l_2 = s_2 l_2 \quad (2.4)$$

$$z_b = \cos(q_2)l_2 + z_a = c_2 l_2 + z_a \quad (2.5)$$

$$y_d = \sin(q_3)l_3 + y_c = s_3 l_3 + y_c \quad (2.6)$$

$$z_d = \cos(q_3)l_3 + z_c = c_3 l_3 + z_c \quad (2.7)$$

La position du point **e** dans le plan **yz** est ensuite déterminée par le triangle **bde**. Ce triangle peut être de part et d'autre du segment \overline{bd} . Il y a deux possibilités de positions du triangle : **bde**₁ et **bde**₂. La longueur des trois côtés des deux possibilités de triangles est connue : l_7 , l_8 et \overline{bd} . Le segment \overline{bd} se calcule par la loi de Pythagore :

$$\overline{bd} = \sqrt{(y_d - y_b)^2 + (z_d - z_b)^2} \quad (2.8)$$

L'angle q_e est déterminé par la loi des cosinus :

$$q_{el} = q_{e2} = \cos^{-1} \left(\frac{l_7^2 + l_8^2 - \overline{bd}^2}{2l_7 l_8} \right) \quad (2.9)$$

Les deux autres angles du triangle se calculent aussi par la loi des cosinus :

$$q_{bde} = \cos^{-1} \left(\frac{\overline{bd}^2 + l_8^2 - l_7^2}{2\overline{bd}l_8} \right) \quad (2.10)$$

$$q_{dbe} = \cos^{-1} \left(\frac{\overline{bd}^2 + l_7^2 - l_8^2}{2\overline{bd}l_7} \right) \quad (2.11)$$

L'orientation du triangle, dans l'espace, se détermine par l'angle du segment \overline{bd} dans le plan :

$$q_{bd} = \text{atan}2(z_d - z_b, y_d - y_b) \quad (2.12)$$

Cet angle peut être positif ou négatif, selon que le point **b** ou **d** soit le plus haut. Le premier triangle (**bde**₁) permet de déduire les relations suivantes :

$$q_{dl} = q_3 - \frac{\pi}{2} + q_{bd} + q_{bde} \quad (2.13)$$

$$y_{el} = y_d + \cos(\pi - q_{bd} - q_{bde})l_8 \quad (2.14)$$

$$z_{e1} = z_d - \sin(\pi - q_{bd} - q_{bde})l_8 \quad (2.15)$$

L'orientation du segment \overline{be}_1 dans le plan s'exprime comme suit :

$$q_{be1} = \text{atan2}(z_{e1} - z_b, y_{e1} - y_b) \quad (2.16)$$

Ainsi, l'angle q_{bl} s'exprime par :

$$q_{bl} = q_2 + \frac{\pi}{2} + q_{be1} \quad (2.17)$$

De la même manière, les paramètres du triangle bde_2 se déterminent ainsi :

$$q_{d2} = q_3 - \frac{\pi}{2} + q_{bd} - q_{bde} \quad (2.18)$$

$$y_{e2} = y_d - \cos(q_{bde} - q_{bd})l_8 \quad (2.19)$$

$$z_{e2} = z_d + \sin(q_{bde} - q_{bd})l_8 \quad (2.20)$$

$$q_{be2} = \text{atan2}(z_{e2} - z_b, y_{e2} - y_b) \quad (2.21)$$

$$q_{b2} = q_2 + \frac{\pi}{2} + q_{be2} \quad (2.22)$$

La sélection entre les points e_1 et e_2 s'effectue à l'aide des angles q_b et q_d . Ces angles doivent être inférieurs à 180 degrés pour éviter les singularités. Si les deux solutions respectent cette première contrainte, la configuration minimisant la somme de ces angles est conservée, c'est-à-dire le minimum entre $q_{bl} + q_{d1}$ et $q_{b2} + q_{d2}$. La configuration illustrée à la figure 2.10 se détermine par la première contrainte des singularités, c'est-à-dire le triangle bde_1 . D'autres positions dans l'espace de travail respecteront la contrainte des singularités aux extrémités e_1 et e_2 , il se peut alors que le triangle bde_2 prévale.

Le second mécanisme cinq barres **fghkl** (illustré sur la figure 2.8) est résolu comme le premier mécanisme **abcde** (équations 2.4 à 2.22). Cette solution fournit les coordonnées du point h dans le plan yz . La position du point h le long de l'axe x se calcule relativement au point e

$$x_h = q_1 + x_{eh} \quad (2.23)$$

où la constante x_{eh} est la distance entre les plans des deux mécanismes cinq barres.

Avec la position des points **e** et **h** dans l'espace, les angles d'Euler peuvent être résolus. L'angle γ (illustré sur la figure 2.9) est directement lié à l'articulation moteur q_6 . Un léger déphasage se produit dans l'angle de transmission d'un cardan (Dudita 1971). La relation entre le moteur n°6, attaché au bras n°7 et cabré de l'angle q_{be} prend la forme suivante

$$\gamma = \tan^{-1}(\chi_1(\alpha, \beta) + \chi_2(\alpha, \beta) \tan(q_{be} - \pi + q_6)) \quad (2.24)$$

où χ_1 et χ_2 sont des fonctions de α et β (Dudita 1971) et l'incrément de π décale la position zéro lorsque l'outil est positionné vers le bas. Toujours à l'aide de la figure 2.9, les angles α et β sont obtenus par trigonométrie des points **e** et **h** :

$$\alpha = \text{atan2}(y_h - y_e, x_{eh}) \quad (2.25)$$

$$\overline{eh} = \sqrt{(z_h - z_e)^2 + (y_h - y_e)^2 + x_{eh}^2} \quad (2.26)$$

$$\beta = -\sin^{-1}\left(\frac{z_h - z_e}{\overline{eh}}\right) \quad (2.27)$$

La position de la pointe de l'outil **t** se résout par les coordonnées des points d'attache **e** et **h**. La position du point **e** dans le repère de l'outil **t** est connue puisque l'outil est attaché au bras n°7 du premier mécanisme cinq barres (**abcde**), comme l'illustre la figure 2.11.

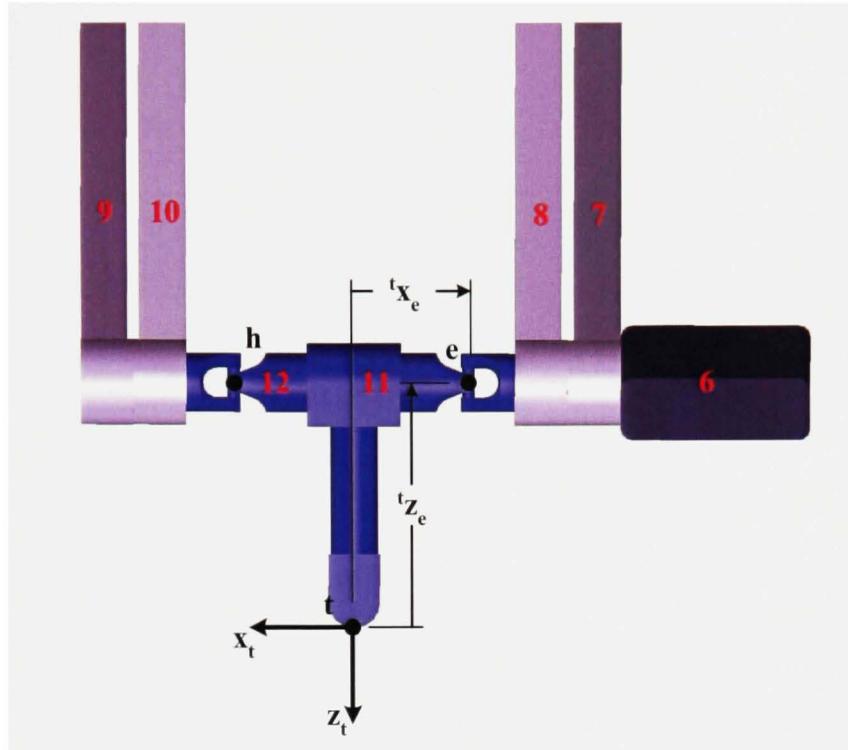


Figure 2.11 Position de la pointe de l'outil.

La position du point t dans le repère e est fonction des rotations α , β et γ et des positions ${}^t x_e$ et ${}^t z_e$. La position du point e étant connue dans le repère d'origine \mathbf{O} , la position de l'outil t l'est aussi via une matrice de transformation homogène T

$${}^o T = \begin{bmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{bmatrix} = R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} {}^t x_e \\ 0 \\ {}^t z_e \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ z_e \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

où

$$R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) = \begin{bmatrix} c_\alpha c_\beta & c_\alpha s_\beta s_\gamma - s_\alpha c_\gamma & c_\alpha s_\beta c_\gamma + s_\alpha s_\gamma \\ s_\alpha c_\beta & s_\alpha s_\beta s_\gamma + c_\alpha c_\gamma & s_\alpha s_\beta c_\gamma - c_\alpha s_\gamma \\ -s_\beta & c_\beta s_\gamma & c_\beta c_\gamma \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

Les équations 2.3 à 2.29 permettent le passage des coordonnées généralisées du robot vers la position de l'outil dans le repère de base \mathbf{O} . Pour effectuer la commande des moteurs en fonction de la position de l'outil, c'est plutôt le modèle géométrique inverse qui est utilisé.

2.4.2 Modèle géométrique inverse

Le modèle géométrique inverse permet d'exprimer les coordonnées articulaires du robot (**q**) en fonction de la position et de l'orientation de l'outil (**t**, α , β et γ). La position du point **e** par rapport à l'outil est facilement isolée de l'équation 2.28

$${}^o\mathbf{e} = \begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ z_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{bmatrix} - \mathbf{R}_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} {}^t x_e \\ 0 \\ {}^t z_e \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

La position du point **h** se résout à partir de la position du point **e**, des angles α et β et de la distance entre les plans des deux mécanismes cinq barres x_{eh} . D'abord la projection de **h** sur le plan **xy**, soit le point **w** (figure 2.9), est exprimée ainsi :

$${}^o\mathbf{w} = \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ z_e \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{eh} & x_{eh} \tan(\alpha) \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.31)$$

Le point **h** provient de la projection **w** :

$$x_{ew} = \frac{x_{eh}}{\cos(\alpha)} \quad (2.32)$$

$${}^o\mathbf{h} = \begin{bmatrix} x_h \\ y_h \\ z_h \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ x_{ew} \tan(\beta) \end{bmatrix} \quad (2.33)$$

Via les coordonnées du point **e**, deux triangles **abe** et **cde** sont formés. Ces triangles sont illustrés sur le dessin du robot à la figure 2.12.

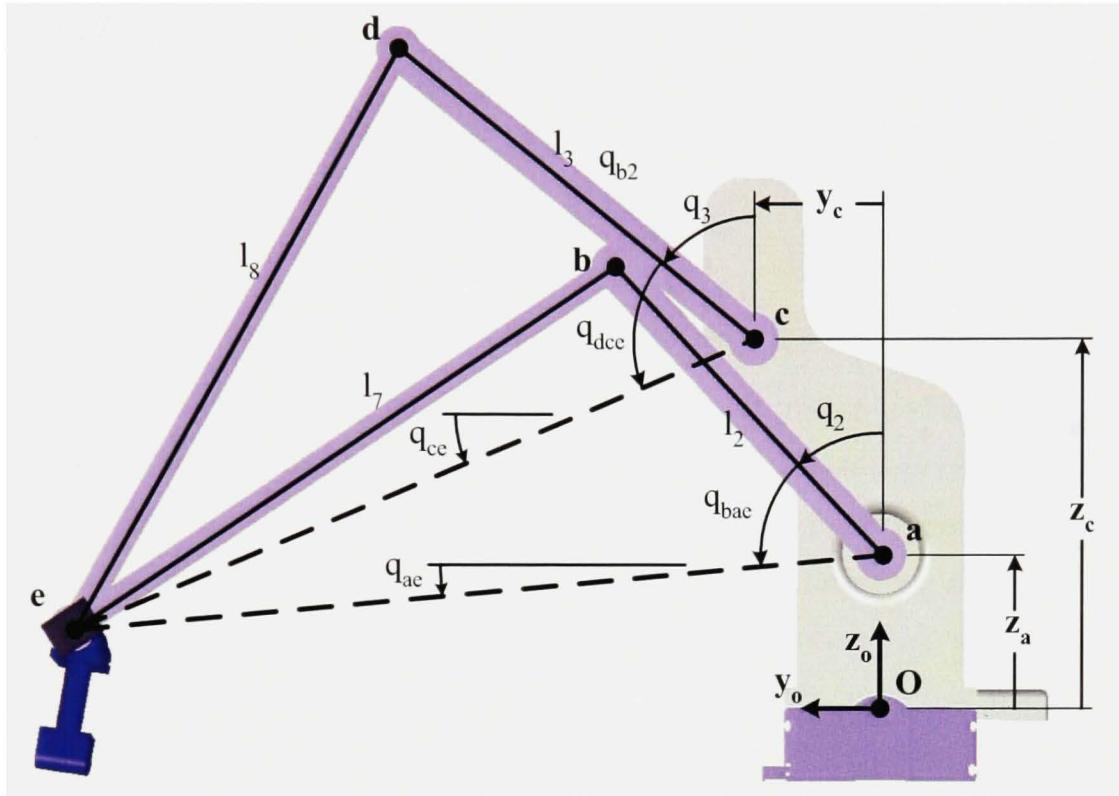


Figure 2.12 Cinématique inverse d'un mécanisme cinq barres.

Les deux longueurs inconnues des deux triangles **abe** et **cde** sont calculées par le théorème Pythagore puisque deux côtés sur trois sont connus.

$$\overline{ae} = \sqrt{(z_e - z_a)^2 + y_e^2} \quad (2.34)$$

$$\overline{ce} = \sqrt{(z_e - z_c)^2 + (y_e - y_c)^2} \quad (2.35)$$

L'orientation de ces deux segments dans le plan se résout par trigonométrie inverse

$$q_{ae} = \text{atan2}(z_e - z_a, y_e - y_a) \quad (2.36)$$

$$q_{ce} = \text{atan2}(z_e - z_c, y_e - y_c) \quad (2.37)$$

Un des angles internes des chacun des deux triangles est calculé par la loi des cosinus

$$q_{bae} = \cos^{-1} \left(\frac{\overline{ae}^2 + l_2^2 - l_3^2}{2ae l_2} \right) \quad (2.38)$$

$$q_{dce} = \cos^{-1} \left(\frac{\overline{ce}^2 + l_3^2 - l_8^2}{2\overline{ce}l_3} \right) \quad (2.39)$$

Enfin, les angles des articulations q_2 et q_3 sont déduits des triangles

$$q_2 = \frac{\pi}{2} - q_{bae} - q_{ae} \quad (2.40)$$

$$q_3 = \frac{\pi}{2} - q_{dce} - q_{ce} \quad (2.41)$$

Les articulations q_4 et q_5 sont déterminées avec la même technique appliquée aux articulations q_2 et q_3 du premier mécanisme cinq barres, c'est-à-dire les équations 2.34 à 2.41. Il suffit de remplacer le point **e** par le point **h**. Les deux articulations q_1 et q_6 sont obtenues simplement puisqu'elles représentent les composantes sérielles de la structure. L'articulation q_1 représente la position du chariot. Cette position équivaut à la position x du point **e**, telle que définie à l'équation 2.3

$$q_1 = x_e \quad (2.42)$$

L'articulation q_6 , tel que défini à l'équation 2.24, s'obtient à partir de l'orientation de l'outil γ et du ratio de cabrage du cardan χ

$$q_6 = \tan^{-1} \left(\frac{1}{\chi_2(a, \beta)} (-\chi_1(a, \beta) + \tan \gamma) \right) - q_{be} + \pi \quad (2.43)$$

Les équations 2.30 à 2.43 représentent la séquence d'opérations permettant le passage des coordonnées de l'outil par rapport au repère de base **O** vers les coordonnées généralisées du robot. Ce modèle, dit géométrique inverse, servira dans les modélisations mécaniques des chapitres 3, 4 et 5.

2.4.3 Validation

Les modèles géométriques direct et inverse peuvent être validé à l'aide d'un modèle 3D du robot conçu sur le logiciel Catia (Dassault 2005). À partir d'un certain nombre de positions de la sonde dans l'espace, le modèle géométrique direct permet de calculer les positions des moteurs correspondantes. Le modèle géométrique inverse de ces positions moteurs devrait corroborer les positions de la sonde préalablement choisies. En appliquant les positions des moteurs au modèle 3D de Catia, la position de la sonde peut également être mesurée dans

l'espace afin de confirmer les calculs de géométrie. Le tableau 2.3 présente les résultats de cette démarche sur quatre positions de la sonde dans l'espace.

Tableau 2.3
Validation des modèles géométriques

Position de la sonde	Position des moteurs <i>Modèle géométrique inverse</i>	Position de la sonde <i>Modèle géométrique direct</i>	Position de la sonde <i>Catia</i>
$x=0,2m ; y=0,2m ; z=-0,2m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$	$q_1=0,1m ; q_2=46,4^\circ ; q_3=91,3^\circ ; q_4=50,5^\circ ; q_5=89,4^\circ ; q_6=44,4^\circ.$	$x=0,2m ; y=0,2m ; z=-0,2m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$	$x=0,2m ; y=0,2m ; z=-0,2m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$
$x=0,2m ; y=0,5m ; z=-0,2m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$	$q_1=0,16m ; q_2=47,2^\circ ; q_3=74,1^\circ ; q_4=70,8^\circ ; q_5=99^\circ ; q_6=108,6^\circ.$	$x=0,2m ; y=0,5m ; z=-0,2m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$	$x=0,2m ; y=0,5m ; z=-0,2m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$
$x=0,5m ; y=0,4m ; z=0,1m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$	$q_1=0,4m ; q_2=3,3^\circ ; q_3=25,4^\circ ; q_4=15^\circ ; q_5=32,5^\circ ; q_6=-9,2^\circ.$	$x=0,5m ; y=0,4m ; z=0,1m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$	$x=0,5m ; y=0,4m ; z=0,1m ; \alpha=30^\circ ; \beta=-30^\circ ; \gamma=135^\circ.$
$x=0,5m ; y=0,6m ; z=0,1m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$	$q_1=0,46m ; q_2=18,9^\circ ; q_3=27,6^\circ ; q_4=26,9^\circ ; q_5=48,2^\circ ; q_6=72,1^\circ.$	$x=0,5m ; y=0,6m ; z=0,1m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$	$x=0,5m ; y=0,6m ; z=0,1m ; \alpha=-30^\circ ; \beta=30^\circ ; \gamma=225^\circ.$

La figure 2.13 illustre le robot à ces quatre positions de la sonde. Les outils de mesures dans Catia permettent d'extraire la position 3D de l'extrémité de l'outil dans l'espace.

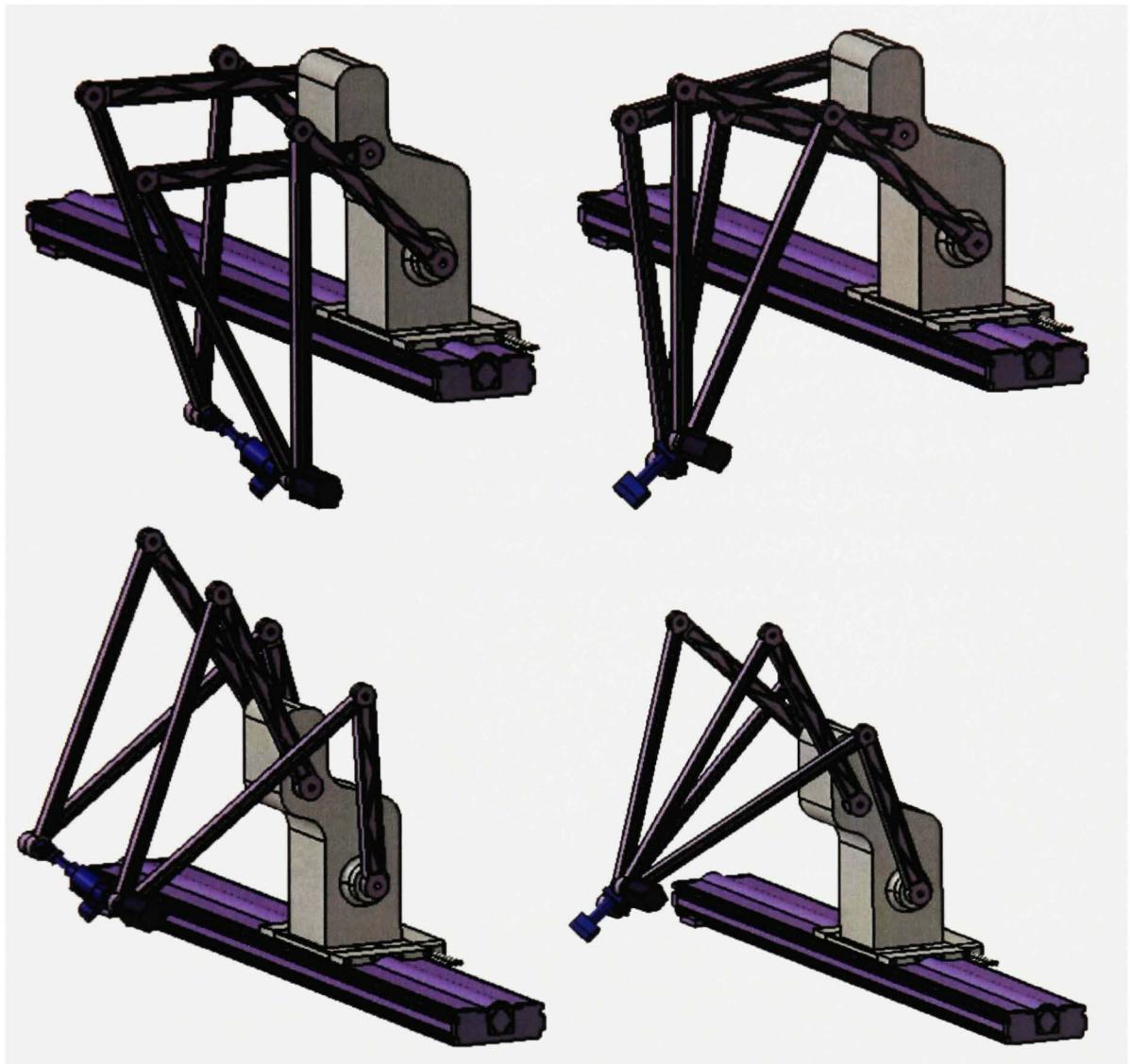


Figure 2.13 Validation 3D des modèles géométriques.

Les modèles géométriques direct et inverse détaillés dans ce chapitre sont donc validé par le modèle 3D mécanique du robot.

2.5 Singularités

Il existe deux type de singularités associées aux mécanismes cinq barres. La première, illustrée à la figure 2.14(a), survient lorsque l'angle du coude d'un des bras d'un mécanisme cinq barres atteint 180 degrés. La commande de rotation du moteur de ce bras devient momentanément hors de contrôle. Cette perte de contrôle cause une oscillation dans le plan

de la position de l'extrémité du mécanisme. Si l'angle du coude dépasse 180 degrés, le mécanisme cinq barres concave devient convexe, et vice-versa. La seconde singularité de la figure 2.14(b) survient lorsque l'angle à l'extrémité, entre les deux bras du mécanisme, est égal à zéro. Les efforts en tension dans les membrures atteignent des valeurs extrêmes. Celles-ci se transforment en saturation des couples fournis par les moteurs. La superposition des bras distants du mécanisme est impossible, puisque les couples des moteurs seront à leurs valeurs limites maximales avant que cette position singulière ne puisse être atteinte. Quoi qu'il en soit, une sélection appropriée des longueurs de chaque membrure et l'ajout de butés mécaniques aux articulations empêcheront le robot de s'approcher trop près des singularités. Ces singularités ne sont pas au centre de l'espace de travail du robot, mais à ces abords ; elles ne nuiront pas lors des déplacements. Les autres composantes de type sériel de la structure ne comportent pas de singularité.

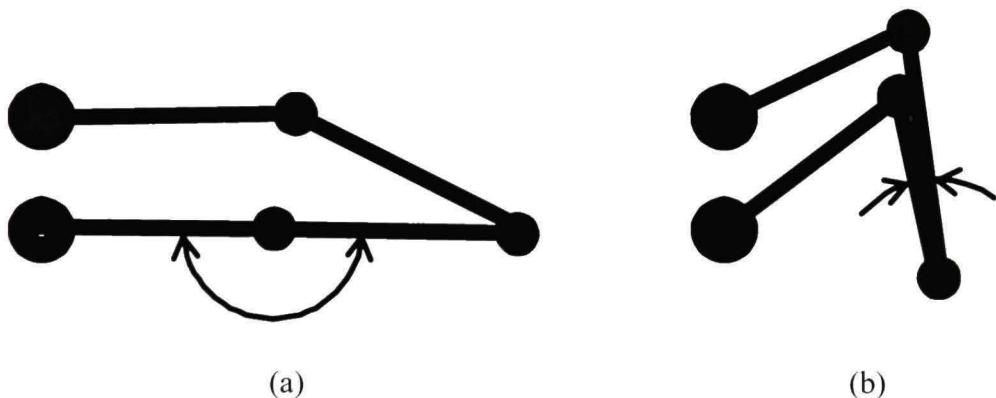


Figure 2.14 Singularités d'un mécanisme cinq barres.

2.6 Analyse de sécurité

La structure mécanique du robot étant déterminée, une analyse de la sécurité s'impose. Dans un processus de conception d'un appareil médical, certaines vérifications sont requises aux différentes approbations autorisant la mise en marché. La « Food and Drug Administration » (FDA) propose une méthodologie de conception pour les manufacturiers d'équipements médicaux appelée « Design Control », c'est-à-dire le contrôle du processus de conception. Les robots médicaux n'y sont pas traités comme des appareils particuliers, ils sont inclus dans la grande famille des appareils à usage médicale. La réglementation canadienne se

réfère également au « Design Control » (Canada 1998). En plus de se soumettre aux régulations de la FDA, les préceptes présentés dans le précédent chapitre sur la sécurité spécifique des robots médicaux sont aussi analysés à ce stade-ci de la conception.

2.6.1 Sécurité selon le « Design Control »

Le contrôle du processus de conception « Design Control » est formulé comme une stratégie classique de conception contenant différents mécanismes d'auto-vérification et d'assurance qualité (FDA 1997). Fortement conseillé par la FDA, le design d'un nouvel équipement médical basé sur cette méthode en facilite grandement l'approbation pour la mise en marché aux États-Unis. En résumé, à chaque étape séquentielle de la conception, une auto-vérification des objectifs principaux doit être faite, en plus d'une vérification de la sécurité et de la qualité. Le schéma en cascade illustre ces concepts à la figure 2.15.

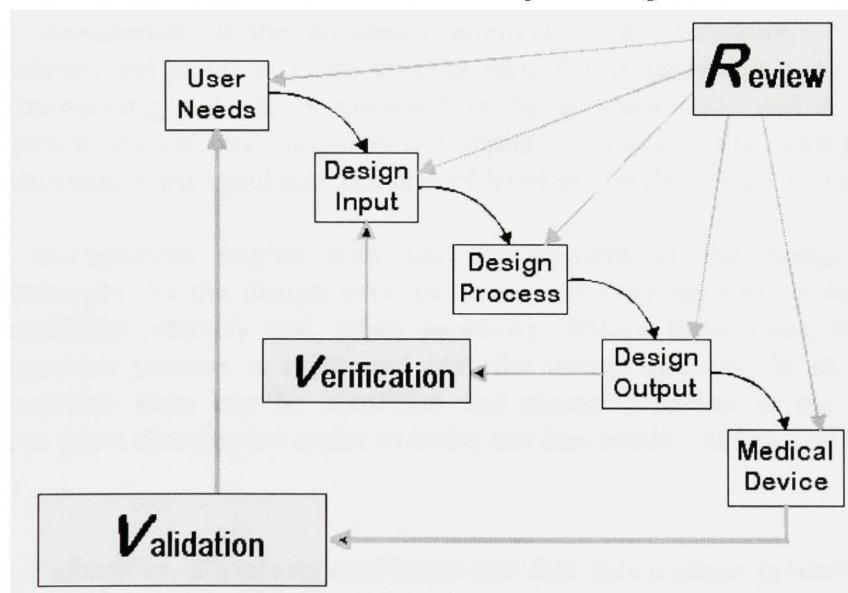


Figure 2.15 Application du Design Control sur un procédé de conception "Waterfall".

Source : Ce schéma a été tiré du document de la FDA, *Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers*, relatant la norme FDA 21 CFR 820.30 sous-classe 4.4 d'ISO 9001, tiré du site web Design Control, <http://www.fda.gov/cdrh/comp/designgd.html>, consulté le 14 mars 2007.

Le projet actuel est en phase de design (étape « design process » du schéma de la figure 2.15). Une auto-vérification des objectifs principaux et un contrôle de la sécurité sont recommandés. Les notions de qualités seront abordées plus tard (après le dépôt de cette thèse) quand le processus de conception sera plus avancé.

Le cahier de charges présenté au début du présent chapitre détaille les exigences techniques du système robotique. Ce cahier de charges est respecté puisque le design du robot est élaboré en conformité avec celui-ci. Plus spécifiquement, au chapitre 3, un modèle géométrique valide que le robot puisse travailler dans l'espace de travail décrit dans le cahier de charges. L'aspect de sécurité, par contre, nécessite une évaluation plus détaillée, dite gestion du risque. Le document « Design Control » présente la gestion du risque ainsi :

“Risk management is the systematic application of management policies, procedures, and practices to the tasks of identifying, analyzing, controlling, and monitoring risk. It is intended to be a framework within which experience, insight, and judgment are applied to successfully manage risk. It is included in this guidance because of its effect on the design process.

Risk management begins with the development of the design input requirements. As the design evolves, new risks may become evident. To systematically identify and, when necessary, reduce these risks, the risk management process is integrated into the design process. In this way, unacceptable risks can be identified and managed earlier in the design process when changes are easier to make and less costly.” (FDA 1997)

Il s'agit donc d'identifier, d'analyser et d'intervenir face aux sources potentielles de risques pendant la conception. L'expérience, l'intuition et le jugement sont les outils à privilégier. L'analyse de risques s'effectue à chaque échelon du processus de conception. À ce stade-ci de la conception, la structure mécanique est esquissée. La figure 2.16 identifie les zones à risque potentiel sur le robot.

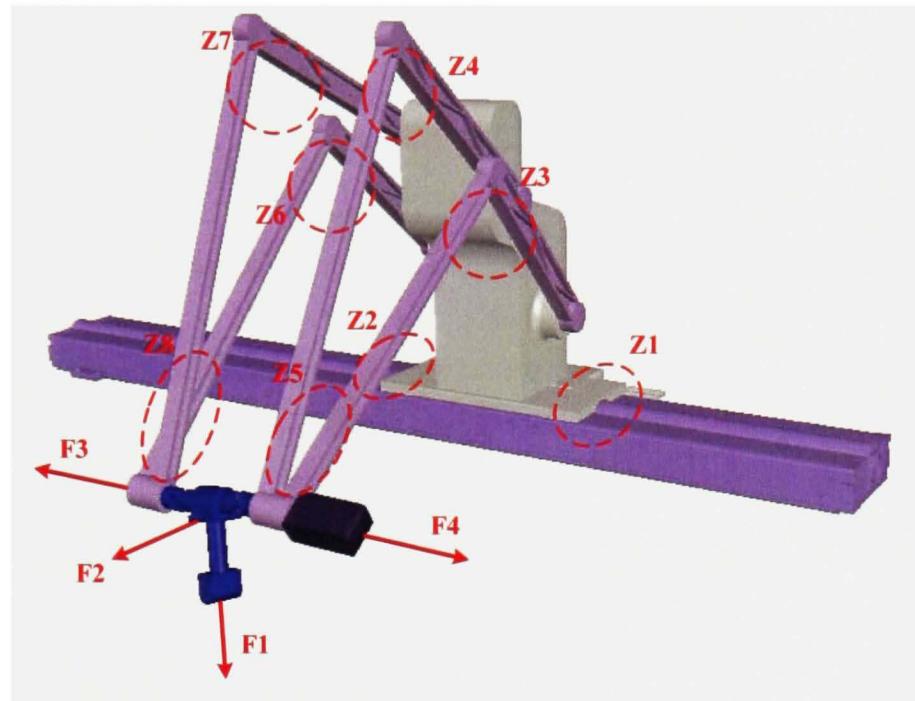


Figure 2.16 Zones à risque sur la structure du robot.

Le tableau 2.4 décrit les risques identifiés à la figure 2.16.

Tableau 2.4
Description des zones à risques du robot

Zone	Description
Z1 et Z2	Lors des déplacements du moteur linéaire, il y a danger de coincement entre le chariot et la piste, des deux côtés du chariot (actionneur linéaire).
Z3, Z4, Z5, Z6, Z7 et Z8	Il y a danger de coincement à chaque axe rotatif des mécanismes cinq barres. Les membres en rotation agissent comme des cisailles et peuvent causer de graves blessures.
F3 et F4	Les déplacements du socle par le moteur linéaire engendrent des forces latérales. Une personne se trouvant dans cet axe de déplacement du robot pourrait se faire frapper par le socle ou par les bras du robot.
F1 et F2	La force résultante à l'outil peut potentiellement blesser le patient ou le personnel médical se trouvant dans la zone d'action. Le danger est directement lié à l'amplitude de la force.

Tous ces risques identifiés sont analysés et sécurisés individuellement. Afin d'orienter certaines solutions, les contextes de dangers spécifiques sont résitués selon les principes de sécurité provenant du chapitre 1.

2.6.2 Analyse de sécurité provenant de la revue de la littérature

Différentes stratégies de sécurité ont été discutées dans le chapitre 1. De ces stratégies, un consensus général se dégage, celui d'analyser le niveau de sécurité à atteindre en fonction de la tâche spécifique. Le choix des dispositifs de sécurité est dicté par la circonstance et la disposition dans laquelle ces dispositifs seront sollicités.

2.6.2.1 Description du fonctionnement général du robot

Le robot effectue un examen externe de balayage avec une sonde échographique en contact avec un patient. Une force de contact moyenne est requise (inférieure à 7 newtons) pour générer une image de qualité. La séquence d'acquisition des images est synchronisée avec le battement cardiaque du patient. Les artères se dilatent constamment sous la pression sanguine, en harmonie avec le battement cardiaque. Afin d'uniformiser la reconstruction 3D de l'artère produite, l'acquisition d'images se fait au même moment de la dilatation.

Plus d'une personne peut se retrouver un peu partout dans l'espace de travail du robot. Le patient est couché sur un lit d'examen et le robot est installé à côté du lit. Un radiologue supervise l'examen et peut être assisté d'un technicien. Le radiologue détermine la zone à examiner et déplace le robot manuellement sur le patient. Pendant l'examen, le robot avance lentement en suivant l'artère et maintient une force de contact suffisante. Plusieurs balayages peuvent être requis ce qui signifie un repositionnement manuel ou automatique de la sonde (le patient n'aurait pratiquement pas bougé). Lorsque toutes les images nécessaires sont saisies, le radiologue replace le robot en position d'attente. Les forces et zones dangereuses identifiées dans le tableau 2.4 doivent donc être sécurisées puisqu'un humain est susceptible d'y être exposées.

2.6.2.2 Choix du robot qui fige ou du robot libre

Les interventions médicales invasives requièrent que les robots figent en arrêt d'urgence. En effet, ces robots opèrent à l'intérieur du patient et leur outil est entouré de tissus. Un déplacement, si minime soit-il, pourrait aggraver la situation du patient et causer des lésions. Les interventions médicales non invasives comportent très peu de situations dont la position de l'outil robotisé représente un risque. Le choix de la procédure d'arrêt d'urgence est mitigé entre les robots libres ou figés. L'examen échographique des artères est une intervention médicale non invasive qui s'effectue avec un outil (la sonde) non tranchant. Le choix d'un robot qui reste libre en arrêt d'urgence est préférable pour cet examen puisque le patient est vraisemblablement sous le robot. La force de contact de la sonde appliquée par le robot peut potentiellement coincer le patient si les actionneurs sont figés. Afin de permettre au patient de se dégager et d'être libéré de la table d'examen suite à un arrêt d'urgence, les actionneurs doivent rester libres. Cette stratégie a été privilégiée par les concepteurs du TER et de Otello, mais pas par les concepteurs des robots Hippocrate et UBC. Ces derniers figent en arrêt d'urgence à cause de leur ratio d'engrenage élevé et de leurs freins magnétiques.

Le robot proposé dans cette thèse est balancé en mode statique (détaillé au chapitre 4). Les forces potentielles lors d'un arrêt d'urgence sont calculées et maintenues sous un seuil sécuritaire, ce qui permet au patient de se dégager de la table d'examen. Les moteurs ne sont toutefois pas en couplage direct. Les boîtes de réduction harmonique qui seront installées offrent peu de frottements, mais vont tout de même freiner légèrement les actionneurs.

2.6.2.3 Principe de sécurité de Davies

Le professeur Davies du Imperial College London a proposé une série de recommandation concernant la sécurité des robots utilisés pour des interventions médicales (Davies 1994). Ces recommandations (section 1.6.1) sont analysées à la pièce :

- i) Utiliser un ratio élevé de transmission des moteurs aux axes pour ralentir le robot et permettre l'utilisation de moteurs de faible puissance. Le robot deviendra immobile lors d'un arrêt d'urgence.

Une structure souple en cas de défaillance a plutôt été privilégiée tel que proposée ci-haut (section 2.6.2.2). Les boîtes de réduction harmonique vont tout de même ralentir les mouvements libres du robot tout en réduisant considérablement la taille des moteurs.

- ii) Utiliser des capteurs redondants aux axes et aux moteurs branchés sur deux systèmes de contrôle qui coordonnent en paire et se vérifient mutuellement.

Il est prévu que le robot ait un capteur de force six axes placé sous la sonde échographique. Ce capteur est essentiel à la commande hybride position et force. La commande en courant aux moteurs permet de calculer le couple et, par calcul structural, la force potentielle à l'outil est ainsi projetée. La mesure de force est donc redondante.

Chaque moteur est équipé d'un encodeur absolu permettant la commande en position. Ces encodeurs fournissent également la position de l'outil par calcul cinématique. Étant donné la faible capacité de force du robot et la nature non invasive de l'examen échographique, il n'est pas nécessaire de doubler l'information de position (par redondance d'encodeurs aux articulations) pour des raisons de sécurité. L'information précise de position est nécessaire à la reconstruction 3D de l'image du système vasculaire, mais n'est pas critique au maintien de la sécurité. Une calibration fréquente des encodeurs suffit à maintenir la précision de la reconstruction 3D. Pour ces raisons, il a été convenu de la non pertinence de redondance d'information sur la position dans le design du prototype. Un système de vérification efficace des lectures de positions motrices sera introduit au système commercial. Celui-ci pourra rapidement repérer les défaillances des capteurs avec l'ajout de trois encodeurs absous. Un encodeur par mécanisme cinq barres sera installé, aux articulations **b** et **g** ou **d** et **l** (figure 2.8). En effet, une seule articulation libre de chaque mécanisme cinq barres nécessite une mesure de position angulaire pour valider la posture de tout le mécanisme. Cette propriété vient de l'interrelation entre les membres d'une structure parallèle. Le dernier encodeur de

redondance sera placé à la rotation de grande amplitude du porte-outil, de côté opposé au moteur n°6, c'est-à-dire au point **h** entre les membres 9 et 12.

- iii) Restreindre la zone de travail du robot à celle requise par sa tâche à l'aide de limites mécaniques.

La rotation de certains membres est limitée afin d'éviter les singularités du mécanisme cinq barres. Ces butés peuvent servir également à contrôler l'espace de travail. Lorsque les axes atteignent ces limites (par des interrupteurs limites, « limit switch »), un signal digital permet de protéger la structure du robot et augmente la sécurité.

- iv) Utiliser un bouton d'urgence à maintien constant (de l'anglais « dead man switch »). Le patient, le radiologue et potentiellement le technicien doivent maintenir chacun un bouton d'urgence à maintien constant. Si l'un d'entre eux relâche le bouton, le robot tombe automatiquement en arrêt. Ces boutons interrupteurs sont de type normalement ouvert. Donc, si le câble d'un des boutons est débranché, le robot ne peut pas être activé.

- v) Ne pas utiliser de contrôleur adaptatif ou d'intelligence artificielle.

Le contrôleur du robot n'est pas encore développé. L'article de Lessard et al. (Lessard et al. 2004) propose un contrôleur hybride position/force robuste pour les différents tissus mous susceptibles d'être examinés (section 1.4.7). Ce contrôleur classique PID (Proportionnel Intégrateur et Dérivateur) est sécuritaire.

- vi) Limiter la force maximale appliquée selon la tâche.

Les forces d'impacts susceptibles de blesser un humain ont été identifiées dans le tableau 2.4. Au chapitre 4, des dispositifs de balancement mécanique limitent ces forces de réaction sous un seuil sécuritaire.

- vii) S'assurer que le robot puisse être déplacé facilement à la main en cas de défaillance causant l'arrêt des moteurs.

L'approche d'un robot souple en défaillance donne la flexibilité nécessaire au déplacement à la main de la structure robotique.

- viii) Utiliser une clef pour démarrer le système. Fournir des messages d'erreurs clairs à l'utilisateur.

Ces recommandations sont notées et seront respectées lors du développement futur de l'interface usager.

- xi) Si possible, contraindre le robot à bouger seulement un axe à la fois.

L'examen échographique des artères nécessite des déplacements complexes dans l'espace qui ne permettent pas de bouger un seul axe à la fois. La structure parallèle couplée empêche les déplacements uni-axiaux.

Les recommandations de Davies ici discutées aident grandement à considérer plusieurs facettes de la sécurité des robots utilisés dans des applications médicales. Une fois adaptée à l'examen échographique des artères, elles ont su mettre en relief la faisabilité de la sécurité du système robotique développé.

2.6.2.4 Modèle mathématique de Ikuta et Nokata

Le modèle mathématique de simulation de Ikuta et Nokata permettant la quantification du risque de blessure. Quoique très intéressant, il est difficilement récupérable et utilisable (Ikuta et al. 1999; Ikuta et al. 2000; Ikuta et al. 2003). La publication de Ikuta et Nokata en 2000 fait état du développement d'un logiciel qui n'est pas disponible. Les différentes expressions mathématiques sont liées à des constantes non spécifiées, qui protègent en quelque sorte le logiciel. Même si le modèle mathématique est inutilisable, les différents dispositifs de protection proposés peuvent cependant inspirer des solutions aux risques identifiés dans le tableau 2.4.

2.6.2.5 Hazard Identification & Safety Insurance Control (HISIC)

La méthode HISIC d'identification de risque et de gestion des solutions est très utile lorsque les modes d'opération d'un système robotique sont déterminés (Ikuta et al. 1999). Elle permet de repérer efficacement les erreurs d'opérations liées à l'utilisation d'un système : interface homme machine, mise en fonction, mise hors-tension, arrêt d'urgence et récupération. Le HISIC n'est pas essentiel puisqu'à cette étape de la conception, ces modes d'opérations ne sont pas encore développés.

2.6.3 Recommandations de sécurité

À partir des risques identifiés à la section 2.6.1, les solutions proposées sont décrites dans le tableau 2.5.

Tableau 2.5
Recommandations de sécurité pour les zones à risques

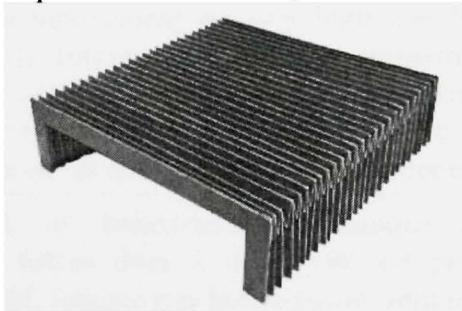
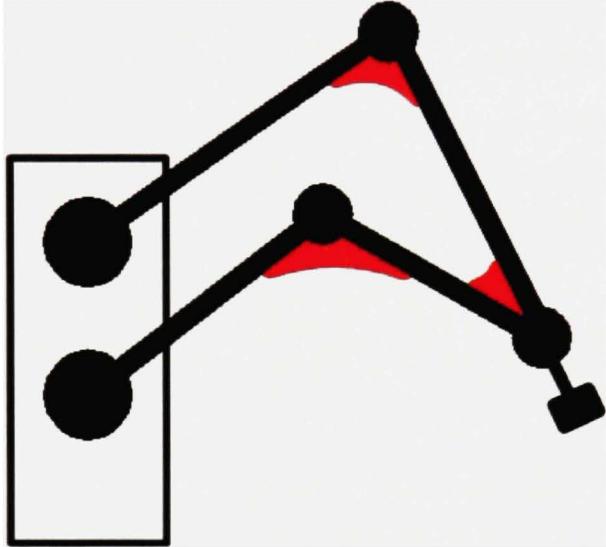
Zone	Solution proposée
Z1 et Z2	<p>L'installation d'un protecteur de type accordéon est une solution typique sécurisant les actionneurs linéaires. Ce protecteur cache la piste en plus de la préserver des saletés.</p> 

Tableau 2.5 (Suite)

Zone	Solution proposée
Z3, Z4, Z5, Z6, Z7 et Z8	<p>Un article de Ikuta et Nokata (Ikuta et al. 1999) présente différentes solutions de protecteurs à même le robot pour sécuriser les zones dangereuses. L'ajout d'une membrane absorbante protège les humains des impacts avec la structure. À défaut de couvrir le robot entier, une membrane flexible installée aux axes rotatifs vient protéger des cisailles entre les bras.</p> 
F3 et F4	<p>L'axe linéaire motorisé n'est pas soumis aux effets de la gravité. Lorsque le robot est mis hors tension, ces forces sont nulles. En mode d'opération, le moteur linéaire et l'inertie de toute la structure mis en mouvement peuvent bâtir une force importante. Un monitoring du courant de ce moteur permettrait de maintenir cette force sous un seuil sécuritaire. Un frein magnétique viendrait figer ce moteur s'il y a arrêt d'urgence brusque empêchant ainsi l'inertie du socle en fin de mouvement de frapper une personne.</p>
F1 et F2	<p>Au chapitre 4, un balancement mécanique de la structure minimisant les forces dues à la gravité est proposé. La force résultante à l'outil, lorsque mis hors tension, sera minimisée tout en étant toujours orientée vers le haut et vers le socle pour dégager le robot du patient. En opération, ces forces sont monitorées par le courant fourni aux moteurs.</p>

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, le design préliminaire d'un robot capable d'effectuer la prise d'images échographiques des artères a été présenté. Son mécanisme parallèle permet la distribution des efforts sur les moteurs, réduisant ainsi les couples maximaux requis ce qui rend le design plus sécuritaire. Les composantes sérieles greffées au mécanisme assurent les déplacements de grande amplitude impossible à couvrir par des composantes à structure parallèle. Le volume de travail disponible au robot est mieux adapté que les volumes de travail des robots existants pour examen d'échographie. Les modèles géométriques direct et inverse sont résolus algébriquement, facilitant ainsi les algorithmes de commandes d'asservissement. Enfin, une analyse de sécurité a permis d'identifier les risques réels de la structure et de proposer des solutions simples.

Le design du robot sera optimisé dans les chapitres suivants afin de rencontrer les exigences de l'examen échographique et les préceptes de sécurité. La structure mécanique originale fait l'objet d'une demande de brevet provisoire américain, détaillée dans l'annexe 1.

CHAPITRE 3

OPTIMISATION DES DIMENSIONS DU ROBOT

3.1 Introduction

Les dimensions de chaque membre du robot affectent directement l'espace de travail accessible à l'outil : la sonde échographique. Plus les dimensions respectives des membres sont grandes, plus l'espace couvert l'est aussi. Par contre, plus les dimensions sont grandes, plus les couples moteurs requis sont élevés à cause de l'ajout de masses et l'allongement des bras de leviers d'application des forces. Les dimensions de membres dites optima, soit les plus petites longueurs permettant l'accès à l'espace de travail requis par l'examen échographique des membres inférieurs, se calculent par une modélisation mathématique du problème résolu de manière itérative. Le procédé se nomme l'optimisation.

3.2 Modélisation

La modélisation mathématique d'un problème d'optimisation consiste à exprimer les objectifs et limitations sous forme d'équations. Minimalemment, le robot devra être en mesure de parcourir l'espace de travail requis par l'examen des vaisseaux sanguins des membres inférieurs décrit dans le précédent chapitre. À cet espace s'ajoute une zone de dégagement servant à ranger le robot et permettant au patient de s'installer sur le lit d'examen sans trop d'encombrement. Cette zone permet également de retirer et de replacer le robot entre les différents lieux d'examen. Dans le cas spécifique des robots parallèles, la sélection des paramètres des membres doit tenir compte des singularités pouvant nuire au fonctionnement du robot. Ces singularités deviennent des contraintes au problème d'optimisation. Les défis du problème d'optimisation sont la minimisation de la somme des dimensions du robot, le respect de la contrainte de couverture de l'espace requis pour l'examen des membres inférieurs, l'évitement des zones de singularités et l'ajout d'une zone de retrait. La formulation de premier niveau du problème d'optimisation est détaillée dans les formules 3.1 à 3.4.

minimiser : la somme des dimensions du robot (3.1)

constraint à : couvrir l'espace requis pour l'examen des membres inférieurs (3.2)

éviter les singularités (3.3)

comporter une zone de retrait (3.4)

3.2.1 Contrainte de l'espace de travail requis

La structure du robot peut être découpée en sections simplifiant les différentes modélisations. D'abord, le moteur linéaire, déplaçant le socle selon l'axe longitudinal du patient, est complètement découplé du reste du système. Cet axe motorisé est directement lié à la longueur requise de 1,5 mètre ; donc, il n'est pas nécessaire d'inclure ce moteur dans l'optimisation des dimensions. Le volume de travail requis, pour lequel une dimension est éliminée, devient un espace d'une forme de demi-cercle dans un plan. Il s'agit du plan de déplacement des mécanismes cinq barres orthogonales à axe linéaire motorisé. Ces deux mécanismes cinq barres tiennent le porte-outil via un axe prismatique libre. Puisque les artères des membres inférieurs sont en majorité longitudinales, les déplacements angulaires de lacet et de tangage sont très petits lors d'un balayage échographique. Le plan de travail de l'outil peut alors être projeté sur le plan de travail de chaque mécanisme cinq barres. Quant au roulis, vu de ce plan, se transforme en une augmentation du rayon du demi-cercle par la longueur de la sonde échographique. Ces simplifications permettent de restreindre chaque mécanisme cinq barres à couvrir le demi-cercle de rayon augmenté par la longueur de la sonde échographique, tel qu'illustré à la figure 3.1.

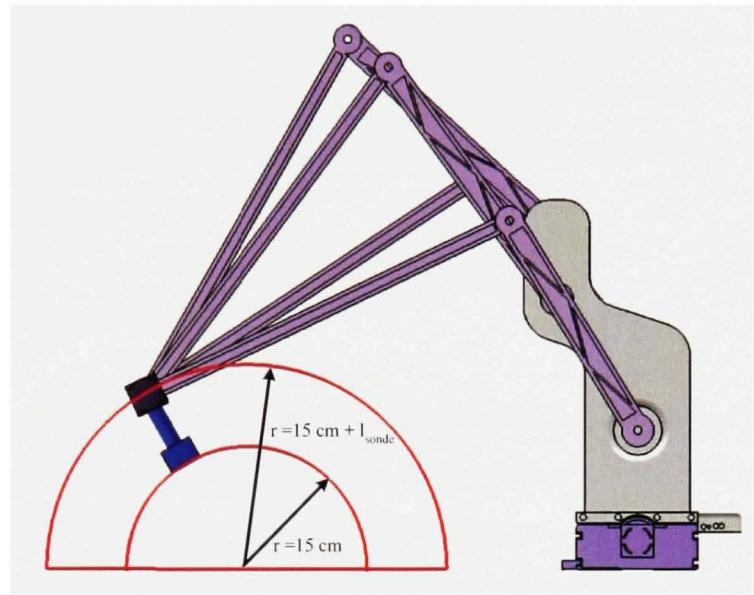


Figure 3.1 Espace de forme demi-cercle dans un plan.

Il n'est pas possible de contraindre mécaniquement le robot à un espace de travail géométrique précis, le demi-cercle s , tel qu'illustré à la figure 3.2(a). Cette forme n'est tout simplement pas l'espace tracé par un mécanisme cinq barres. Le problème est alors inversé, il faut vérifier que l'espace de travail produit, soit la forme quelconque wp , couvre au minimum la forme du demi-cercle augmenté tel qu'illustré à la figure 3.2(b).

$$s_j \in wp, \forall j = 1 \dots N \text{ points du maillage} \quad (3.5)$$

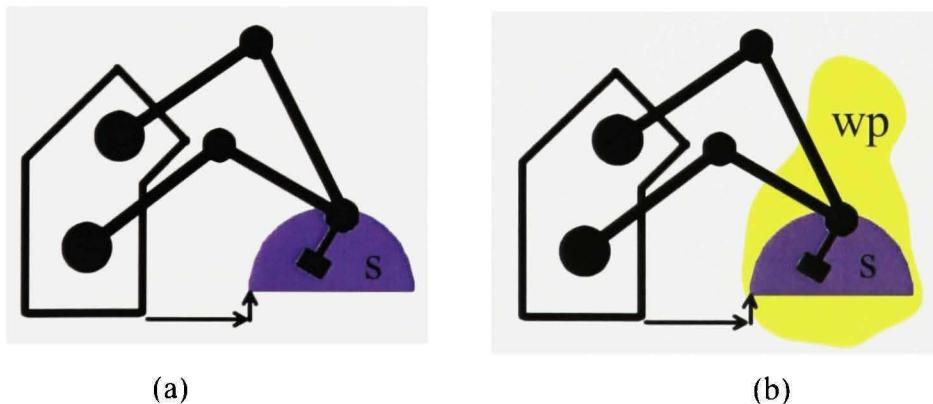


Figure 3.2 Contrainte de l'espace de travail dans le plan.

La position du demi-cercle s dans le plan de travail wp n'est pas connue *a priori*. Cela ajoute deux nouvelles variables à l'optimisation: les deux positions plans du demi-cercle. Ces dimensions sont bornées par les valeurs probables de la position du patient, restreignant ainsi l'espace de solution.

3.2.1.1 Mise en équations

La mise en équations de l'espace de travail s'effectue par un maillage de points. Ce maillage exprime le périmètre du demi-cercle augmenté générant une liste de coordonnées par rapport à l'origine. L'extrémité du mécanisme cinq barres, lorsque déplacée, doit atteindre chacun de ces points. L'extrémité du premier mécanisme cinq barres (abcde) se situe au point e . En reprenant les expressions 2.34 à 2.41 du modèle géométrique inverse, la contrainte doit vérifier que chacun de ces points se traduit par une position possible des coordonnées de l'espace généralisé du robot. Ces coordonnées concernent les articulations q_2 et q_3 du premier mécanisme cinq barres. S'il n'existe pas de solution à la géométrique inverse du mécanisme cinq barres, la contrainte n'est pas respectée. Pour éviter que l'algorithme produise des équations insolubles, la distance entre l'extrémité du mécanisme cinq barres et le centre de chaque moteur ne doit pas dépasser la somme des deux membres les reliant. Le pseudo-code de la contrainte de l'espace de travail requis est décrit ci-après :

Pseudo-code de la contrainte de l'espace de travail requis

Pour tous les points du maillage du périmètre du demi-cercle

Calcul des distances \overline{ae} et \overline{ce} (équations 2.34 et 2.35)

Si $\overline{ae} < l_2 + l_7$

Calcul de la position moteur q_2 (équations 2.36, 2.38 et 2.40)

Sinon

La valeur de $\overline{ae} - (l_2 + l_7)$ est conservée. Elle indique le niveau de violation de la contrainte.

Si $\overline{ce} < l_3 + l_8$

Calcul de la position moteur q_3 (équations 2.37, 2.39 et 2.41)

Sinon

La valeur de $\overline{ce} - (l_3 + l_8)$ est conservée. Elle indique le niveau de violation de la contrainte.

Fin

3.2.2 Éviter les singularités

Les singularités doivent être exclues de l'espace de travail. Tel que discuté dans le chapitre précédent (section 2.5), les singularités sont évitées en limitant les rotations des joints des mécanismes cinq barres. Une contrainte vient vérifier ces conditions, validant ainsi que la solution proposée ne comporte pas de zone de singularités.

3.2.2.1 Mise en équations

La mise en équations des singularités s'effectue par des relations d'inéquations avec les angles internes du mécanisme. Ces angles internes des mécanismes cinq barres ont été calculés dans le chapitre précédent pour le modèle géométrique direct. Ce sont les angles q_b , q_d et q_e des équations 2.9, 2.13 et 2.17. Les angles q_b et q_d ne doivent pas approcher 180 degrés. Ils seront limités à 30 degrés de moins, soit 150 degrés. L'angle q_e ne doit pas approcher 0 degré, il sera donc limité à 15 degrés. Ces écarts de sécurité ont été déterminés

par essais et par erreurs en calculant les couples moteurs en position statique, comme décrits dans les modèles mathématiques du chapitre 4. En approchant des singularités, les couples moteurs augmentent de manière exponentielle. Les écarts de sécurité délimitent la zone de montée exponentielle des couples moteurs. En reprenant tous les points du maillage, l'évitement des singularités est vérifié par le respect de ces trois angles contraints :

$$q_b \leq 150^\circ \quad (3.6)$$

$$q_d \leq 150^\circ \quad (3.7)$$

$$q_e \geq 15^\circ \quad (3.8)$$

Tout le maillage du demi-cercle à chaque itération est vérifié par ces contraintes. Le pseudo-code des contraintes de singularités est décrit ainsi :

Pseudo-code des contraintes des singularités

Pour tous les points du maillage du périmètre du demi-cercle

Calcul des angles q_{b1} , q_{b2} , q_{d1} , q_{d2} et q_e (équations 2.9, 2.13, 2.17, 2.18 et 2.22)

Si $(q_{b1} + q_{d1}) < (q_{b2} + q_{d2})$

 Choisir les angles q_{b1} et q_{d1}

 Sinon

 Choisir les angles q_{b2} et q_{d2}

 Pour les trois angles retenus, vérifier les contraintes 3.6, 3.7 et 3.8

 Fin

3.2.3 La zone de retrait

La zone de retrait n'est pas une valeur calculable qui peut être mise en équation. Elle peut difficilement être incluse dans la formulation mathématique du problème d'optimisation. Le plan de travail complet sera plutôt observé après l'optimisation pour confirmer qualitativement la présence d'une zone de retrait.

3.2.4 La fonction objective

La fonction objective est une minimisation de la longueur des membres du robot. Cette fonction somme toutes les longueurs des membres du robot. Tout algorithme d'optimisation doit comporter une valeur tangible excédentaire lorsque la solution d'une itération dépasse les contraintes. L'excédent sert à orienter le prochain vecteur de solution dans la bonne direction. Les valeurs de dépassement des longueurs calculées à la section 3.2.1.1 sont additionnées à la fonction objective, permettant ainsi d'orienter les solutions itératives proposées. Les paramètres que l'optimisation doit déterminer sont rassemblés dans le vecteur x .

$$x = [l_2 \quad l_7 \quad l_3 \quad l_8 \quad h \quad y_c \quad y_{\text{demi-cercle}} \quad z_{\text{demi-cercle}}] \quad (3.9)$$

où $h = z_c - z_a$ (3.10)

y_c est la coordonnée du point c le long de l'axe des y , tel qu'illustré à la figure 2.12.

(Le point c n'est pas aligné avec le point a , mais légèrement décalé vers le patient pour diminuer la longueur des membres du haut du robot)

l_x est la longueur du $x^{\text{ème}}$ membre

et $(y_{\text{demi-cercle}}, z_{\text{demi-cercle}})$ sont les coordonnées plans du centre du demi-cercle (3.11)

La fonction objective est

$$f = l_2 + l_3 + l_7 + l_8 + \text{dépassement} \quad (3.12)$$

où le dépassement provient du pseudo-code de la section 3.2.1.1. Cette valeur représente les unités de dépassement de l'espace de travail requis versus l'espace obtenu à une quelconque itération.

3.3 Optimisation

Une fonction objective soumise à des contraintes de fonctionnement constitue un problème d'optimisation. À l'aide des pseudo-codes et des relations (équations et inéquations) détaillés à la section 3.2, un problème d'optimisation est construit et décrit ci-après :

$$\min : \quad f(x) = l_2 + l_3 + l_7 + l_8 + \text{dépassemement} \quad (3.13)$$

$$\text{constraint à : } s_j \in wp, \forall j = 1 \dots N \text{ points du maillage} \quad (3.14)$$

$$q_b \leq 150^\circ, q_d \leq 150^\circ, q_e \geq 15^\circ \quad (3.15)$$

$$x_{lb} \leq x \leq x_{ub} \quad (3.16)$$

Les bornes des paramètres contenus dans le vecteur x ont été déterminées ainsi

- l_2 et l_3 Les deux bras motorisés sont contraints en flexion. Ils doivent donc être massifs pour minimiser la déformation. Ces bras sont limités entre 30 et 50 cm.
- l_7 et l_8 Les deux bras passifs d'un mécanisme cinq barres sont contraints en tension/compression. Ils n'ont pas besoin d'être massifs pour résister à la déformation. Ces bras sont limités entre 30 et 100 cm.
- h La distance entre les deux moteurs est limitée par l'espace physique requis à l'installation d'un moteur derrière l'axe de rotation. Aussi, étant donné la petite largeur du socle conservant l'axe linéaire libre petit, les moteurs de chaque mécanisme cinq barres doivent s'intercaler. Une étude préliminaire a permis de sélectionner des moteurs électriques nécessitant un minimum de 8 cm entre chaque axe moteur. En considérant l'intercalage des moteurs des deux mécanismes cinq barres, les moteurs d'un même mécanisme doivent être distants d'un minimum de 16 cm. Le maximum est placé arbitrairement à 50 cm, puisque la solution optimum tendra plutôt vers le minimum.
- y_c La distance horizontale de décalage du moteur du haut par rapport à celui du bas permet une diminution proportionnellement de la longueur du bras motorisé l_3 . Aussi, ce déplacement permet l'augmentation de la largeur de l'espace de travail plan d'un mécanisme cinq barres. Cette distance crée un débordement vers l'avant du socle en plus de surplomber un peu plus le patient. Cette distance est bornée entre 0 et 10 cm.

- $y_{\text{demi-cercle}}$ La position horizontale du centre du demi-cercle permet de dégager le patient de la base du robot. Le demi-cercle augmenté a un rayon de 25 cm, soit 15 cm pour l'examen échographique et 10 cm pour la sonde. Une distance de 15 cm est suffisante pour dégager le socle du robot. La position horizontale du centre du demi-cercle est bornée entre 40 et 100 cm.
- $z_{\text{demi-cercle}}$ Sachant la hauteur de 15 cm du premier moteur q_2 , la hauteur du demi-cercle ne peut pas être trop grande, sinon les bras du robot risquent d'entrer en collision avec le patient. Avec quelques essais et erreurs, la hauteur maximale admissible est de -20 cm. Pour tenir compte du décalage de 8 cm du second mécanisme cinq barres, la hauteur maximale est réduite à -28 cm pour respecter l'alignement des plans. La borne inférieure est fixée arbitrairement à -60 cm.

L'algorithme d'optimisation utilisé est la fonction « fmincon » du « toolbox » d'optimisation de Matlab. Cet algorithme minimise un problème non-linéaire fonction de plusieurs variables. La direction du pas de calcul est basée sur le Hessian du Lagrangien, selon la formulation BFGS. Un sous-problème de programmation quadratique est solutionné à chaque itération (Fletcher et al. 1963; Goldfarb 1970). La réponse de l'optimisation est

```
Optimization terminated: first-order optimality measure less than
TolFun and maximum constraint violation is less than TolCon.
x =
0.3000
0.5050
0.3512
0.4831
0.1600
0.1000
0.4000
-0.2800
fval =
1.6393
output =
    iterations: 9
    funcCount: 100
    stepsize: 1
    algorithm: 'medium-scale: SQP, Quasi-Newton, line-search'
```

Les valeurs arrondies des variables optimisées sont détaillées dans le tableau 3.1.

Tableau 3.1
Dimensions optimums des variables

Variables	Dimensions optimums
l_2	0.30 m
l_7	0.50 m
l_3	0.35 m
l_8	0.50 m
h	0.16 m
y_c	0.10 m
$y_{\text{demi-cercle}}$	0.40 m
$z_{\text{demi-cercle}}$	-0.28 m

3.4 Confirmation de l'espace de travail

Une fois les dimensions des membres du robot établies, l'espace de travail est vérifié par le modèle géométrique direct. À partir d'un balayage des moteurs, chaque position de l'espace joint doit vérifier les contraintes d'angles internes (inégalités 3.15) avant d'être validée comme position plan. Le moteur q_3 est tourné de 0 à 120 degrés et le moteur q_2 de -20 à 75 degrés. La figure 3.3 illustre dans un graphique les points retenus et l'espace du demi-cercle du premier mécanisme cinq barres (**abcde**).

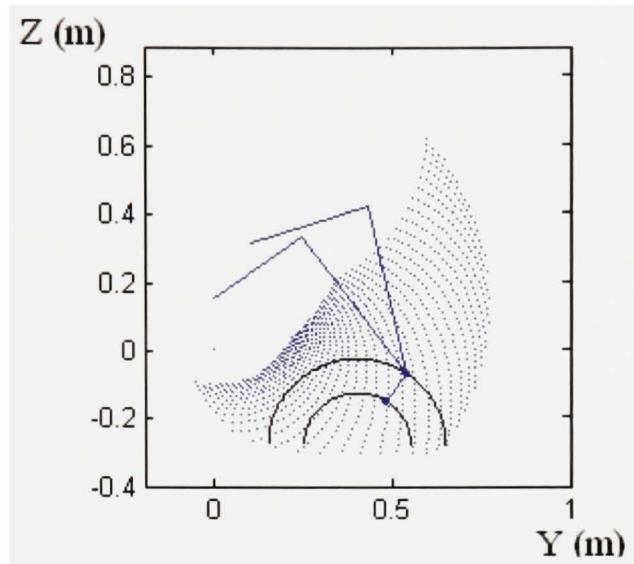


Figure 3.3 Espace de travail plan du mécanisme cinq barres abcde.

Le second mécanisme cinq barres (**fghkl**) est plus bas de 8 cm que le premier mécanisme. Ceci permet d'intercaler les moteurs dans le socle et de conserver une distance acceptable entre les plans de travail des mécanismes cinq barres. La hauteur du demi-cercle $z_{\text{demi-cercle}}$ retranchée de 8 cm permet au second mécanisme de couvrir le même demi-cercle, 8 cm plus haut. La figure 3.4 illustre l'espace de travail du second mécanisme.

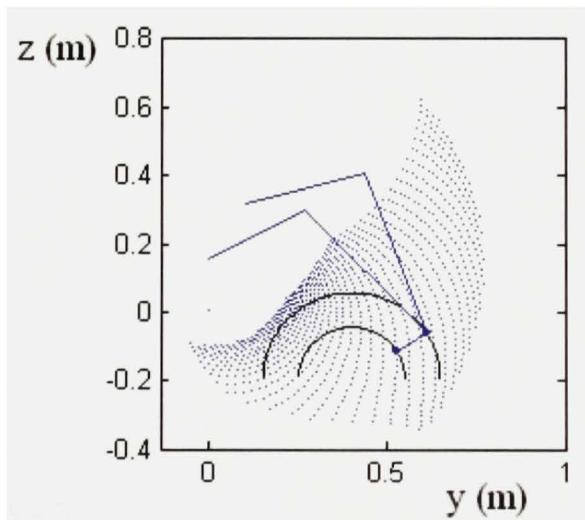


Figure 3.4 Espace de travail plan du mécanisme cinq barres fghkl.

L'espace disponible au dessus du demi-cercle est tout à fait acceptable comme zone de retrait. De plus, la forme finissant en pointe vers le haut des figures 3.3 et 3.4 confine tous les mouvements vers le haut en un seul point. Ce point peut servir de position de dégagement entre les examens et lorsque le robot est mis hors tension.

3.5 Conclusion

Les dimensions du robot ont été déterminées avec succès en solutionnant un problème d'optimisation. Une approche géométrique construite à partir de l'espace de travail requis pour l'examen artériel des membres inférieurs a permis de contraindre la solution et d'éviter les singularités. Puisque la longueur des membres affecte la masse et la longueur des bras de levier des couples moteurs, elle doit être restreinte au minimum pour garder également au minimum les couples des moteurs. La fonction objective minimisant la longueur des membres et contraint à respecter l'espace de travail a été programmée dans un problème non-linéaire et solutionnée à l'aide de la fonction « fmincon » du « toolbox » d'optimisation de Matlab. La solution optimale est confirmée par la représentation graphique de l'espace de travail couvert en utilisant les dimensions des membres du robot obtenues. Ces dimensions serviront aux calculs des chapitres suivants.

CHAPITRE 4

ÉQUILIBRAGE STATIQUE DU ROBOT

4.1 Introduction

Au chapitre 2, une étude a été amorcée sur la sécurité des robots utilisés à des fins médicales. La particularité à la conception de ces robots est d'anticiper les comportements du manipulateur robotique dans son environnement immédiat, afin de sécuriser l'espace d'action pour le patient et pour le personnel de la santé présent. Au chapitre 2, certaines considérations et recommandations ont été présentées pour le design de la structure mécanique, sans tenir compte de ses mouvements. Pourtant, la réglementation sur l'équipement médical stipule que les dispositifs de sécurité doivent être au plus haut niveau de technologie disponible (EUROPA 1993 - 2004; Canada 1998; ISO/IEC 1999; FDA 2000). Dans la littérature, un pionnier de la sécurité robotique médicale, Davies, suggérait plutôt une philosophie de conception visant la sécurité spécifique à chaque défaillance potentielle (Davies 1994). En effet, l'étude des différents modes de fonctionnement et de leurs impacts sur les humains dans l'espace de travail du robot est une stratégie plus adaptée et plus compréhensive aux considérations de sécurité.

De façon générale, les dispositifs de sécurité les plus fiables sont les composantes mécaniques. Les composantes mécaniques majeures d'un mécanisme sont les moteurs équipés de boîtes de réduction. La force d'un robot susceptible de blesser une personne, en mode de fonctionnement normal ou en cas de défaillance générant des mouvements imprévisibles, est mécaniquement fonction des moteurs et des boîtes de réduction. En plus de limiter la capacité des moteurs au couple maximal exigé, la boîte de réduction peut servir à la fois de multiplicateur de couple moteur et de ralentisseur de vitesse par frottement. Le gain du ratio d'engrenage de la boîte de réduction est limité par les besoins en vitesse pour les déplacements et la rapidité de la réponse lors des commandes en position et en force. L'assemblage d'un limiteur de couple, dans le couplage des moteurs aux membres du robot, ajoute une composante mécanique de sécurité. Si les moteurs et réducteurs sont justement

calibrés, le limiteur de couple agit comme mécanisme redondant de sécurité. Dans un design où les moteurs et réducteurs sont surdimensionnés par rapport aux exigences de la tâche, le limiteur de couple devient le seul dispositif de sécurité de premier niveau. Par exemple, le robot Hippocrate (Degoulange et al. 1998; Gourdon et al. 1999) est équipé de limiteurs de couple, possiblement pour sécuriser des moteurs surdimensionnés.

Le comportement d'un robot médical doit être connu pour toutes les situations liées à son utilisation, incluant l'arrêt complet des moteurs, c'est-à-dire la mise hors-tension du robot. Celle-ci peut survenir pour différentes raisons : arrêt d'urgence, panne d'électricité ou défaillance électrique. Le robot peut soit figer, l'empêchant ainsi de blesser quelqu'un par des mouvements non contrôlés, ou être libre, permettant ainsi d'être dégagé manuellement vers une position de sécurité. Par exemple, le robot UBC (Bell et al. 1999; Salcudean et al. 1999; Abolmaesumi, Salcudean et al. 2001; Abolmaesumi, Sirospour et al. 2001; Abolmaesumi et al. 2002) devient libre lorsqu'il est trop contraint en mode de fonctionnement normal. Des freins magnétiques le figent lorsqu'il est mis en arrêt d'urgence. La nature de l'examen médical est le principal critère qui permet d'opter pour l'un ou l'autre de ces dispositifs. Les examens invasifs, telle la chirurgie, requièrent obligatoirement la capacité du robot de figer lors d'une mise hors-tension pour ne pas causer de blessures aux tissus par des mouvements non contrôlés. Les examens non invasifs nécessitent plutôt un robot qui devient libre pour dégager rapidement le patient sous examen. À l'opposé d'un examen invasif, le patient sous examen non invasif est vraisemblablement conscient, donc beaucoup plus susceptible de paniquer si une situation d'urgence survient. Puisqu'il n'y a pas de standard établi à ce niveau, une grande quantité de robots effectuant un examen non invasif figent tout de même en arrêt d'urgence, tel le robot UBC (Bell et al. 1999; Salcudean et al. 1999; Abolmaesumi, Salcudean et al. 2001; Abolmaesumi, Sirospour et al. 2001; Abolmaesumi et al. 2002) et Hippocrate (Degoulange et al. 1998; Gourdon et al. 1999).

4.2 Mode de fonctionnement normal

Le robot présenté dans cette thèse a été conçu pour effectuer un examen échographique non invasif des artères. La sécurité de son mode de fonctionnement normal est liée au couple moteur minimalement choisi en fonction des exigences de l'examen échographique. Puisque la vitesse de déplacement du robot est très faible, la plus grande portion du travail des moteurs est de maintenir la structure statique et non de la déplacer. La seconde portion du travail des moteurs, moins exigeante, consiste à exercer la force de contact requise à l'examen d'échographie. Cette force doit être appliquée sur la sonde pour assurer la clarté de l'image échographique. Une dernière portion, négligeable, est liée à l'énergie dynamique de la vitesse de déplacement du robot. Pour sécuriser le mode de fonctionnement normal du robot au maximum, les moteurs peuvent être choisis d'une puissance minimale par rapport à ce qui est exigé assurant ainsi la plus petite force possible. Le calcul optimum de la puissance des moteurs est détaillé au chapitre 5.

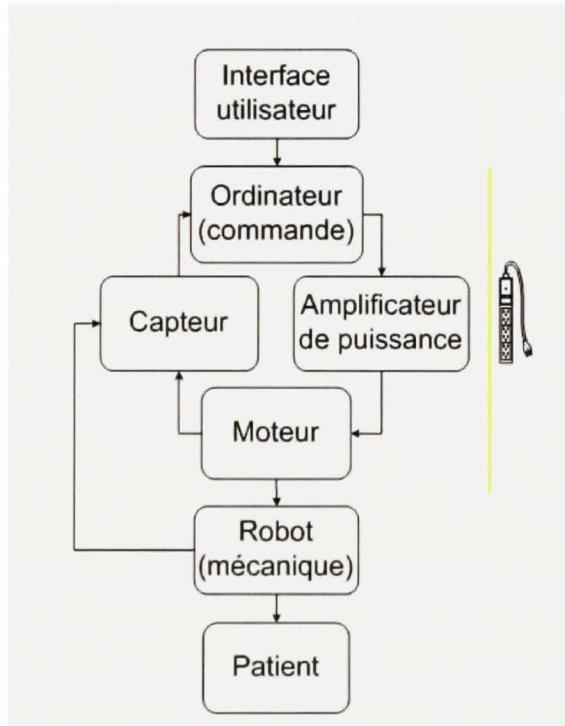


Figure 4.1 Schéma du fonctionnement normal du robot.

La figure 4.1 illustre un schéma simple du fonctionnement du système robotique. Le médecin qui effectue l'examen agit sur l'interface utilisateur en haut du schéma. Un ordinateur central

commande les moteurs du robot (via des amplificateurs de puissance) et reçoit les informations de posture des moteurs et du robot via des capteurs. Enfin, le patient est au bout de la chaîne du système, c'est-à-dire l'environnement de travail du robot.

4.3 Mode de fonctionnement en défaillance

La mise hors tension soudaine du robot est une situation comportant des forces et des mouvements imprévus susceptibles d'être dangereux. Le schéma de la figure 4.2 illustre le système robotique lorsqu'il y a coupure de l'alimentation électrique. La chaîne est brisée et l'utilisateur n'a plus le contrôle du système. Le patient se retrouve seul avec le robot libre de bouger. La structure mécanique du robot est alors soumise aux effets de la gravité.

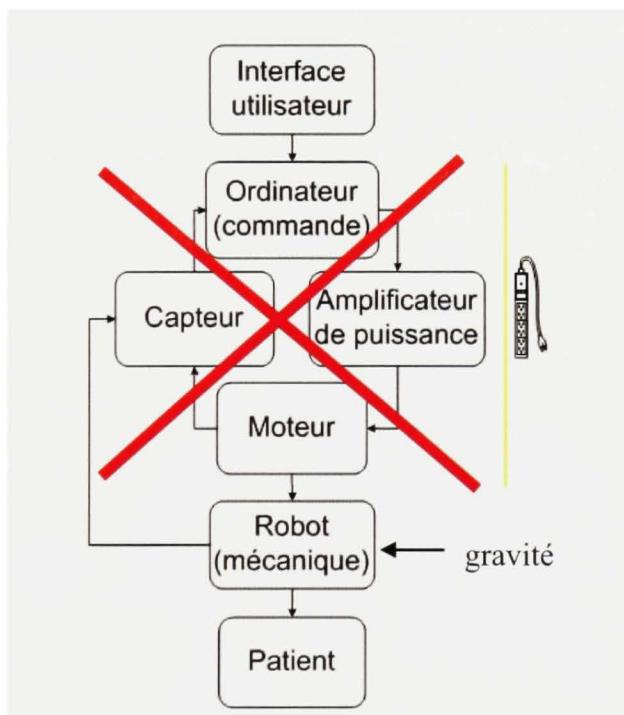


Figure 4.2 Schéma d'une défaillance du robot.

Puisque le robot présenté dans cette thèse est libre de bouger lorsqu'il tombe hors-tension, le calcul de ces forces est primordial. L'équilibrage statique est la technique permettant de prédire le comportement d'une structure sujette aux lois de la gravité.

4.3.1 Équilibrage statique

L'équilibrage statique d'une structure peut se faire en balançant les membres rotatifs autour de leurs axes de rotations et en balançant les axes linéaires par des contrepoids. En stabilisant chaque membre individuellement, l'effort des moteurs pour contrer la force de gravité est nulle. Il s'agit alors d'un équilibrage statique complet (Jean et al. 1996). La structure proposée dans cette thèse et présentée au chapitre 2 est difficile à stabiliser de cette façon à cause de l'axe linéaire libre servant de porte-outil. Cet axe est attaché d'un côté à un moteur rotatif via un joint universel et, de l'autre côté, à un joint sphérique décomposé en un joint universel sous rotation libre. Seulement deux contrepoids pourraient équilibrer les deux parties de l'axe linéaire libre, mais l'ajout d'un contrepoids n'est pas un assemblage mécanique envisageable. La figure 4.3 illustre la structure robotique complètement équilibrée par des contrepoids. En plus de la complexité accrue de la structure, l'ajout de contrepoids introduit de nouvelles pièces en mouvement, encombrant l'espace de travail.

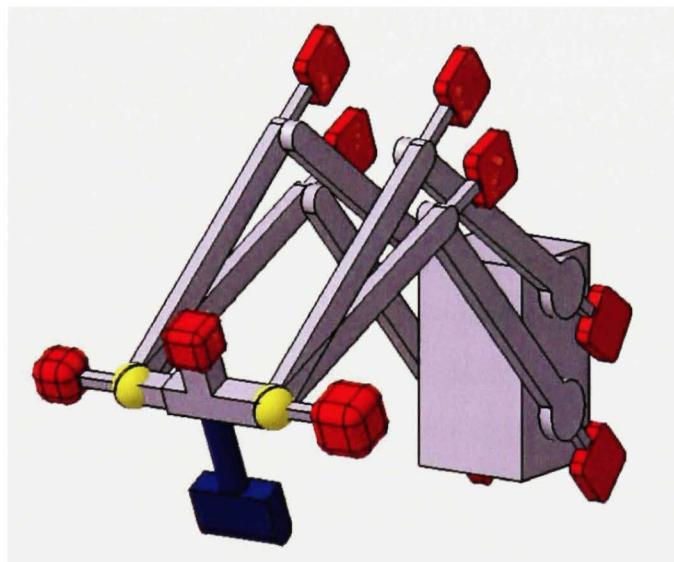


Figure 4.3 *Balancement statique complet du robot.*

L'équilibrage statique peut aussi se réaliser par l'ajout de forces de maintien venant annuler la force de la gravité sur chaque membre. Cet ajout mécanique d'une force se fait à l'aide de ressorts (Shin et al. 1991; Herder 2001). Étant donné la complexité de l'axe linéaire libre du porte-outil, un ressort ne peut pas y être attaché facilement. Il est tout de même possible de

réaliser un équilibrage partiel de la structure et produire une diminution significative des couples moteurs en plaçant à des endroits clefs des dispositifs d'équilibrage non encombrants.

L'équilibrage statique complet n'étant pas envisageable, la meilleure stratégie consiste en la planification du mouvement du robot. Pour dégager le patient sous examen, le robot n'a qu'à se rétracter verticalement, en direction opposée au vecteur de gravité. Par exemple, le robot Hippocrate (Degoulange et al. 1998; Gourdon et al. 1999) possède un contrepoids à la première articulation rototoïde. Ce contrepoids a une masse supérieure à la masse totale des membres suivants. Le contrepoids agit comme balancier et soulève le robot afin de dégager le patient s'il n'y a plus de tension aux moteurs. Le patient n'a pas à pousser le robot loin de la table d'examen. Un dispositif de contrepoids comme celui-ci alourdit cependant la structure. Celle-ci devrait plutôt être légère afin de maintenir au minimum les forces liées à l'énergie cinétique de chaque mouvement.

4.3.2 Équilibrage des forces

Le mouvement de l'outil d'un robot est vertical lorsqu'il n'y a pas de tension aux moteurs si la force résiduelle à cet outil est également verticale. Idéalement, la composante de la force horizontale devrait être quasi nulle. Dans le cas de l'examen médical d'échographie des artères robotisé non invasif, le retrait vertical de l'outil permet d'éviter une collision possible avec le personnel médical présent dans l'espace de travail. L'architecture parallèle choisie, proposée pour le robot, ne permet pas de découpler les composantes horizontale et verticale de la force à l'outil. Il est impossible de réduire la composante horizontale à zéro tout en restreignant vers le haut la composante verticale. La formulation d'un problème d'optimisation peut tenir compte de ces objectifs distincts, en priorisant la composante la plus importante, soit celle de conserver la force horizontale inférieure à la force verticale. Ainsi, la direction du vecteur de force sera généralement vers le haut et non vers l'avant.

4.4 Mécanisme d'équilibrage

Les mécanismes d'équilibrage mécanique disponibles sur le marché sont peu nombreux : les contrepoids, les ressorts linéaires, les ressorts angulaires et les ressorts angulaires à couple constant. L'installation de ceux-ci requiert souvent des câbles, des poulies, des tiges ou des structures parallélogrammes pour orienter les vecteurs de forces déployées par les ressorts vers les axes annulant la force gravitationnelle. Puisque les membres du robot sont en mouvement les uns par rapport aux autres, il faut isoler chaque mouvement indépendamment des autres membres pour les balancer.

4.4.1 Contrepoids

Le contrepoids est le mécanisme d'équilibrage considéré comme le plus sécuritaire (Jean et al. 1996). Il ne se brise pas par fatigue contrairement aux ressorts. Faisant partie intégrante de la structure des membres d'un robot, le contrepoids balance les membres reliés par des articulations rotatives contre la gravité en appliquant un couple (la masse du contrepoids multipliée par le bras de levier) égal et opposé de l'autre côté de l'axe de rotation. Le contrepoids est idéal pour les robots sériels et peut aussi être utilisé dans certaines configurations de robots parallèles. Son désavantage majeur est l'ajout de masses réduisant les capacités cinématiques en plus de nécessiter des membres et articulations plus robustes. La masse plus importante augmente la force cinétique des mouvements les rendant potentiellement plus dangereux.

4.4.2 Ressort linéaire

Un ressort de type linéaire fournit une force proportionnelle à sa déformation. La forme initiale du ressort détermine la polarité de la force. La polarité différencie deux types : les ressorts en extension (figure 4.4(b)) et les ressorts en compression (figure 4.4(a)).

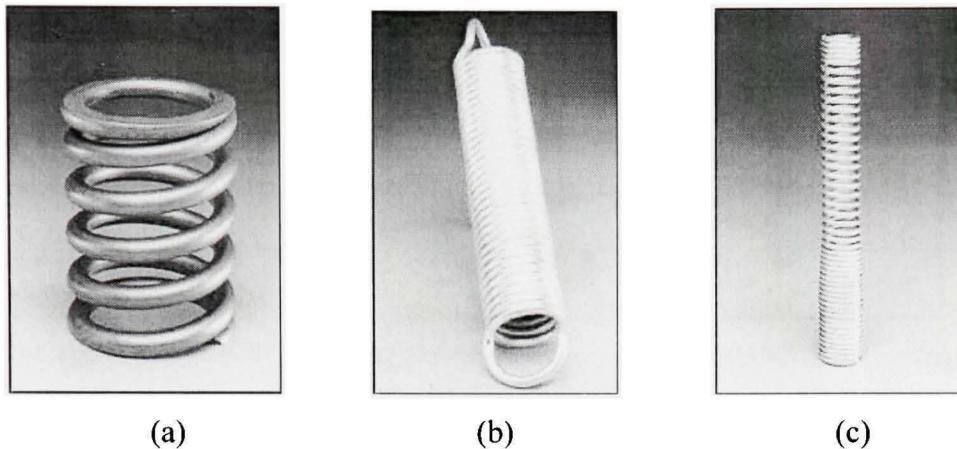


Figure 4.4 Ressorts linéaires.

Source : Ces images ont été tirées du site web *Tricor Industries, Inc.*,
http://www.tricorindustries.com/Pictures_Springs.htm, consulté le 22 juin 2007.

Le ressort de compression possède généralement une déformation totale assez courte pour éviter qu'il ne fléchisse en se déformant. Il peut aussi offrir une force en extension, plus courte que la compression (figure 4.4(c)). Le ressort exclusivement d'extension, quant à lui, peut fournir une grande déformation. Il est le plus utilisé pour cette raison. Une force de compression peut toujours être remplacée par une force d'extension placée et attachée de l'autre côté du membre. L'utilisation de câbles, de poulies et de parallélogrammes permettent de transposer et d'isoler le vecteur des forces de déformation (Shin et al. 1991; Herder 2001). L'équilibrage devient alors exact, mais son assemblage génère un encombrement et rend la structure beaucoup plus complexe.

4.4.3 Ressort angulaire

Les ressorts angulaires offrent un couple proportionnel à la déformation angulaire. Ils sont compacts et s'installent directement sur les articulations rotatives. Les manufacturiers ont récemment amélioré les techniques de fabrication, ce qui leur permet d'offrir des produits très diversifiés, fabriqués sur mesure. Les plus simples sont composés d'un fil de métal rigide torsadé dont les extrémités prolongées servent de bras de levier pour générer un couple (figure 4.5(a) et 4.5(b)).

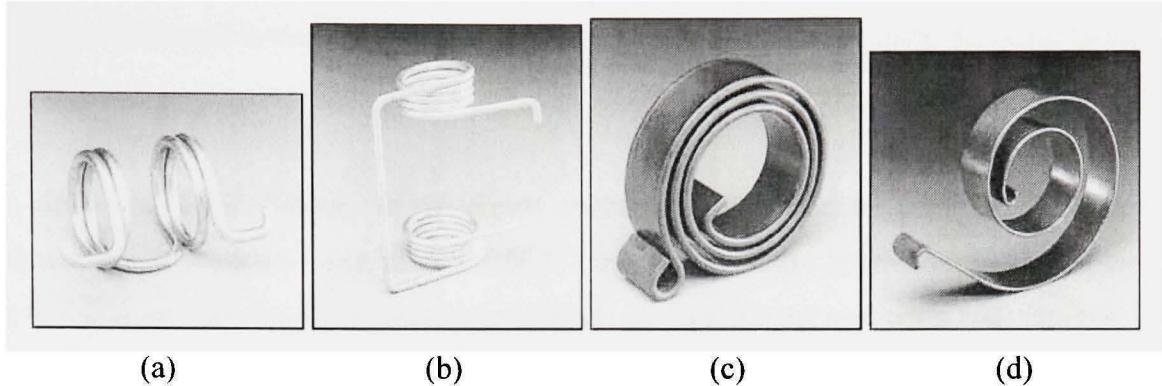


Figure 4.5 Ressorts angulaires.

Source : Ces images ont été tirées du site web *Tricor Industries, Inc.*,
http://www.tricorindustries.com/Pictures_Springs.htm, consulté le 22 juin 2007.

Comme les ressorts linéaires, les ressorts angulaires peuvent être déformés dans deux directions, mais ils offrent un plus grand déplacement s'ils sont unidirectionnels. La direction du couple requis n'est pas contraignante, puisque les ressorts angulaires s'installent d'un côté comme de l'autre d'une articulation rotatoire.

Il existe également des ressorts angulaires développant un couple constant à n'importe quel angle de déformation, la force n'étant aucunement fonction de la position angulaire (figure 4.5(c) et 4.5(d)). Ils sont, par contre, beaucoup plus gros que les ressorts angulaires à couples progressifs et leurs diamètres varient selon l'angulation.

Le ressort angulaire est le dispositif mécanique privilégié dans l'équilibrage statique du robot dans ce chapitre. Il est compact, facile à installer, n'ajoute pas de masse à la structure et ne requiert pas l'ajout de dispositifs d'attache encombrants, tel que requis par les ressorts linéaires.

4.5 Modélisation

La modélisation mathématique d'un robot en statique permet de solutionner les couples moteurs et les forces pour toutes les positions dans l'espace de travail. Ce modèle sert à la formulation des objectifs et contraintes d'un problème d'optimisation, dans le but de

sécuriser le comportement en défaillance du robot effectuant un examen échographique des artères.

La solution mathématique de systèmes mécaniques complexes peut se faire par la formulation de Newton-Euler, la méthode de Lagrange ou selon le principe du travail virtuel. La formulation Newton-Euler est la plus utilisée puisqu'elle est beaucoup plus intuitive. Les matrices de rotation des angles d'Euler font le lien entre les vecteurs de forces provenant des lois de Newton solutionnés individuellement sur chaque membre (Do et al. 1988). Par contre, la modélisation individuelle de chaque membre peut s'avérer longue et fastidieuse et les valeurs des forces et couples entre chaque membre ne sont pas utiles dans un contexte de minimisation des couples moteurs. La méthode de Lagrange et le principe du travail virtuel constituent des approches plutôt globales, plus simples, qui diminuent grandement les risques d'erreurs de calcul et fournissent directement les couples moteurs. La formulation lagrangienne utilise l'énergie potentielle en statique et l'énergie cinétique en dynamique afin de résoudre le système global (Hollerbach 1980). Pour un robot parallèle, les équations d'énergie peuvent être difficiles à produire, puisque la multitude d'axes rotoïdes interdépendants rend difficile les calculs géométriques des différentes composantes, comme la position des centres de masse de chaque membre. Cependant, le design du robot effectuant un examen échographique des artères est basé sur des mécanismes cinq barres qui sont solutionnés dans la littérature par la méthode de Lagrange. En effet, les mécanismes cinq barres possèdent une propriété de simplification géométrique (Clavel et al. 1992). La méthode de Lagrange est donc utilisée dans la modélisation des équations mécaniques du robot.

4.5.1 Ressort angulaire

Le mécanisme de stabilisation statique privilégié est le ressort angulaire simple. Les paramètres ajustables sont la constante de ressort K , le bras de levier l_k et la position angulaire initiale q_k . La force F engendrée par le ressort peut alors s'exprimer sous une forme linéaire par rapport à l'ensemble des paramètres. La linéarité de la force est un avantage

important puisqu'elle permet une formulation linéaire du problème d'optimisation. La figure 4.6 illustre les paramètres du ressort angulaire.

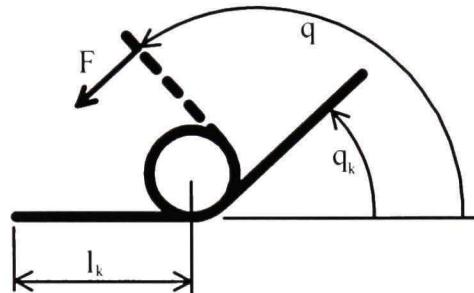


Figure 4.6 Paramètres du ressort angulaire.

Pour une modélisation à plusieurs ressorts (Riley et al. 1996), le couple τ_{ki} associé au ressort i est fonction de sa constante K_i (Nm/rad) et de la position angulaire initiale q_{ki} :

$$\tau_{ki} = Fl_k = K_i (q_i - q_{ki}) \quad (4.1)$$

où q_i est la position angulaire du ressort de l'articulation i. Aussi, l'énergie potentielle V_{ki} du ressort angulaire i est

$$V_{ki} = \frac{K_i (q_i - q_{ki})^2}{2} \quad (4.2)$$

Tel qu'illustré sur la figure 4.7, quatre ressorts angulaires sont ajoutés pour chaque mécanisme cinq barres, pour un total de huit ressorts angulaires sur le robot.

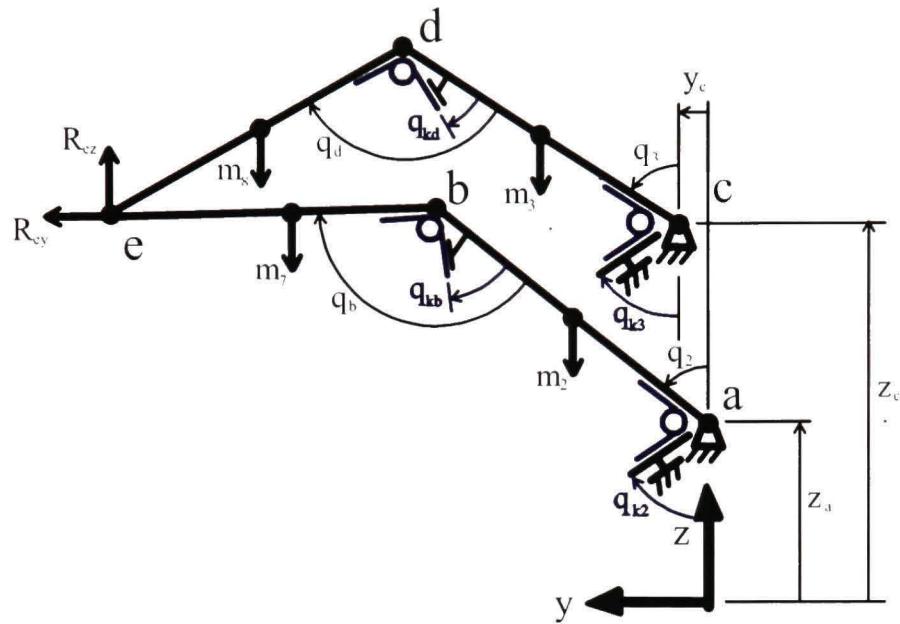


Figure 4.7 Montage des ressorts linéaires sur un mécanisme cinq barres.

Un ressort est couplé à chaque moteur des mécanismes cinq barres ainsi qu'à deux des trois articulations libres des mécanismes. L'articulation libre à l'extrémité d'un mécanisme cinq barres n'offre pas beaucoup de débattement angulaire. Il est donc moins avantageux d'y assembler un ressort angulaire. La configuration à huit ressorts retenue permet de formuler un problème d'optimisation fonction de 16 paramètres. Pour ce faire, les couples des articulations motorisées sont modélisés.

4.5.2 Simplifications : Les groupes d'Assur

La modélisation mécanique du robot se simplifie par un découpage de sa structure en sections. Les sections sont solutionnées séparément et reliées ensemble par la simple expression mathématique des forces et couples les attachant. Ces sections sont appelées groupe d'Assur (Zinoviev 1977; Mitsi et al. 2003). Un groupe d'Assur permet à une section d'un assemblage mécanique d'être retirée et modélisée individuellement. La solution de l'assemblage des sections consiste à évaluer les groupes d'Assur simultanément. Le porte-outil du robot effectuant un examen d'échographie des artères est un sous-ensemble

détachable puisque seulement deux joints universels le retiennent au robot. Ce sous-ensemble se modélise bien en groupe d'Assur. Sa fonction de lien entre les deux mécanismes cinq barres permet à eux aussi d'être modélisés en sections. Ceux-ci sont plus faciles à résoudre individuellement à cause de leurs propriétés géométriques simplificatrices (Clavel et al. 1992). Les points d'attaches du groupe d'Assur porte-outil sont, d'un côté, un joint sphérique décomposé en un joint universel en rotation libre, et de l'autre côté, un joint universel mis en rotation par le moteur n°6. Ce moteur s'attache à l'un des bras d'un mécanisme cinq barres. La sonde échographique est fixée à la section de l'axe libre reliée au moteur. Lorsque le robot est hors-tension, le moteur n°6 est libre de bouger ; le point d'attache devient donc, lui aussi, modélisé en joint sphérique (illustré à la figure 4.3). En détachant la structure à ces points, seulement une force par point d'attache existe puisqu'il n'y a pas de couple transmis dans un joint sphérique. Le groupe d'Assur du porte-outil a donc deux liens et deux joints (sphériques). Sa solution est liée au reste de l'assemblage, puisque l'orientation du porte-outil dépend de la position des mécanismes cinq barres. Les équations des sections se résolvent simultanément à une position globale connue.

Le moteur n°6 fait tourner le porte-outil autour de l'axe de déplacement libre linéaire. Si l'outil est balancé autour de cet axe, il n'y a pas d'oscillation nuisible de la sonde lors de la mise hors-tension du moteur. Même si cette oscillation ne transmet aucun couple au reste de la structure, elle comporte un degré d'imprévu facile à éliminer. La sonde représentant une faible masse, le balancement de celle-ci par un contrepoids est une solution simple qui n'engendre pas de répercussion notable sur le reste de la structure. La présence du câble reliant la sonde à l'appareil d'imagerie échographique sert également d'organe stabilisateur.

L'axe linéaire motorisé (moteur n°1) peut être retiré de la modélisation. Le chariot motorisé, déplaçant linéairement le socle contenant les moteurs des mécanismes cinq barres, effectue des translations horizontales normales au vecteur de gravité. Ce moteur n'est donc pas soumis à l'accélération gravitationnelle et est retiré de la modélisation mathématique. Seulement quatre des six moteurs subissent les efforts de la gravité, soit les moteurs des deux

mécanismes cinq barres. Les deux moteurs des composantes sérielles ne sont pas couplés aux mouvements de retrait vertical de la sonde échographique.

4.5.3 Mouvement de la structure libre

Les mouvements du robot doivent être sécurisés lorsque celui-ci subit une mise hors-tension. La structure, alors soumise à l'accélération gravitationnelle, continue à bouger au gré des forces résultantes. Le comportement des mouvements du robot a comme situation initiale la vitesse de l'outil précédant la mise hors-tension. Cette énergie cinétique est strictement fonction du mode de fonctionnement normal. La nature de l'examen échographique signifie que le robot n'effectue pas de mouvements rapides. La vitesse n'est donc pas dangereuse lors d'une mise hors-tension en fonctionnement normal.

4.5.3.1 La sécurité des mouvements selon Ikuta et Nokata

D'après Ikuta et Nokata (Ikuta et al. 1999), les stratégies servant à sécuriser un robot, permettant d'éviter qu'il ne blesse un humain, sont la réduction de la masse, l'utilisation de matériaux mous, la flexibilité des joints, la forme et la friction. Ces stratégies servent à réduire la force d'impact. Leurs modèles mathématiques estiment une valeur du risque qui doit être conservée sous un seuil critique. Cette modélisation est basée sur la dynamique des corps en mouvement, mais ne tient pas compte des contraintes liées à la conception robotique. Par exemple, la réduction de la masse fait partie intégrante de la conception mécanique détaillée, puisque les exigences des couples moteurs en sont directement fonction. La masse résultante des membres est fonction de la rigidité nécessaire à la précision du positionnement, du matériel utilisé pour la fabrication et de la géométrie choisie pour chacune des parties du robot.

L'utilisation d'un matériel de recouvrement mou peut également améliorer la sécurité. Une couche d'un matériel mou recouvrant certaines surfaces sert de coussin à d'éventuelles collisions. La flexibilité des joints, quant à elle, n'est vraiment pas envisageable si l'objectif est d'obtenir une position précise et sécuritaire du robot. En effet, il existe des méthodes de

commande permettant d'assurer la précision de manipulateurs comportant des joints flexibles (Ghorbel et al. 1989). Les algorithmes sont cependant très complexes, de sorte qu'ils contreviennent au principe de sécurité de commande traditionnelle proposé par Davies (Davies 1996). La géométrie des différentes composantes du robot en mouvement affecte également la sécurité. Les surfaces non coussinées en mouvement ne devraient jamais présenter d'arêtes vives. Enfin, la limitation de la friction exige tout simplement que les membres soient polis de façon à ne présenter que des surfaces lisses diminuant les risques d'éraflures.

Ikuta et Nokata ne mentionnent pas de dispositifs qui permettent la diminution directe des forces en jeu tel que l'équilibrage des membres (Ikuta et al. 1999; Ikuta et al. 2000; Ikuta et al. 2003). L'équilibrage est une composante non négligeable de la conception robotique. Si les forces causées par la gravité sont minimisées, la force d'impact est davantage susceptible de respecter le seuil critique de sécurité.

L'équilibrage normal d'un robot a comme objectif de minimiser les forces causées par la gravité. L'approche d'équilibrage présentée dans ce chapitre tient compte également du comportement des mouvements. Si les mouvements « imprévisibles » sont contenus dans une direction qui ne pointe pas vers les humains situés dans l'espace de travail, il y a beaucoup moins de risques de collisions.

4.5.3.2 Contrôle des mouvements libres du robot

La prédiction de la direction des mouvements libres du robot peut être réalisée par le confinement de la direction du vecteur force. La direction de la force au niveau de l'outil dicte le mouvement général du robot, puisque l'outil est tout au bout de la structure. L'amplitude de cette force indique aussi le niveau de danger. Cette force peut être calculée en tout point de l'espace de travail mesurant ainsi le danger.

4.5.3.3 Modélisation mathématique de la force résultante à l'outil

L'amplitude de la force résultante à l'outil s'évalue en découplant la structure en groupe d'Assur, tel que défini à la section 4.5.2. Ce sont les forces aux points d'attaches **e** et **h** qui dirigent le déplacement de l'outil. Les mécanismes cinq barres peuvent donc être solutionnés séparément, la solution d'un seul de ces mécanismes identiques est détaillée. Cette modélisation représente l'effet de la force gravitationnelle sur la masse structurale des mécanismes cinq barres. Les moteurs libres deviennent des articulations rotoides.

Le premier mécanisme inscrit entre les points **abcde**, illustré à la figure 4.7, est noté ζ . L'énergie potentielle de ce mécanisme cinq barres est fonction des masses (m_i), des longueurs (l_i) et de la position verticale de chaque centre de gravité (z_i) de chaque membre (i) du mécanisme à une position quelconque dictée par le vecteur des angles moteurs q . La force $R_e = [R_{ey}, R_{ez}]$, transmise par le groupe d'Assur porte-outil au point d'attache **e** = $[e_y, e_z]$, est fonction de l'orientation α et β de l'outil, illustré sur la figure 2.9. Cette force est solutionnée à la section 4.5.5. L'expression complète de l'énergie potentielle ($V_{g\zeta}$) du mécanisme cinq barres ζ , causée par la gravité, est obtenue en additionnant l'énergie de chaque membre à celle provenant du couplage avec le groupe d'Assur du porte-outil.

$$V_{g\zeta}(q, e, \alpha, \beta) = (m_2 z_2(q) + m_3 z_3(q) + m_7 z_7(q) + m_8 z_8(q))g + R_e(\alpha, \beta)e \quad (4.3)$$

où les positions des centres de gravité des membres sont

$$z_2(q) = z_a + r_2 \cos q_2 \quad (4.4)$$

$$z_3(q) = z_c + r_3 \cos q_3 \quad (4.5)$$

$$z_7(q) = (l_2 \cos q_2 + z_a - z_e) \frac{r_7}{l_7} + z_e \quad (4.6)$$

$$z_8(q) = (l_3 \cos q_3 + z_c - z_e) \frac{r_8}{l_8} + z_e \quad (4.7)$$

et r_i est la position du centre de gravité de chaque membre par rapport aux attaches moteurs (pour les membres 2 et 3) ou par rapport au lien **e** vers le porte-outil (pour les membres 7 et 8).

À partir de l'équation 4.2 appliquée aux quatre ressorts (figure 4.7), l'équation de l'énergie potentielle causée par les ressorts dans le mécanisme cinq barres ζ est donnée par

$$V_{\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) = \frac{1}{2} \left(K_2 (\pi - q_2 - q_{k2})^2 + K_3 (\pi - q_3 - q_{k3})^2 + K_b (q_b(\mathbf{q}, \mathbf{e}) - q_{kb})^2 + K_d (q_d(\mathbf{q}, \mathbf{e}) - q_{kd})^2 \right) \quad (4.8)$$

où q_{k2} , q_{k3} , q_{kb} et q_{kd} sont les angles initiaux des ressorts angulaires correspondants. K_2 , K_3 , K_b et K_d sont les constantes des ressorts et q_b et q_d sont les positions angulaires des joints passifs supportés par des ressorts aux points **b** et **d**. Ces derniers sont calculés par géométrie aux équations 4.9 et 4.10 à partir des positions connues, soit les angles moteurs q_2 et q_3 et la position de l'extrémité **e**.

$$q_b(\mathbf{q}, \mathbf{e}) = q_2 + \sin^{-1} \left(\frac{y_e - y_b(\mathbf{q})}{l_7} \right) \quad (4.9)$$

$$q_d(\mathbf{q}, \mathbf{e}) = q_3 + \sin^{-1} \left(\frac{y_e - y_d(\mathbf{q})}{l_8} \right) \quad (4.10)$$

y_b et y_d sont des coordonnées fonction des angles moteurs :

$$y_b(\mathbf{q}) = l_2 \sin q_2 \quad (4.11)$$

$$y_d(\mathbf{q}) = l_3 \sin q_3 + y_c \quad (4.12)$$

Les équations d'énergie potentielle 4.3 et 4.8 sont maintenant dérivées par rapport aux coordonnées du point d'attache **e** :

$$\mathbf{F}_e(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} F_{ey} \\ F_{ez} \end{bmatrix} = \frac{\partial [V_{g\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) + V_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e})]}{\partial \mathbf{e}} + \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) \frac{\partial [V_{g\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) + V_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e})]}{\partial \mathbf{q}_{2,3}} \quad (4.13)$$

où \mathbf{F}_e est la force résultante au point **e**. L'inverse de la jacobienne, présenté à la section 4.5.4 est utilisé pour les composantes fonctions de \mathbf{q} :

$$\mathbf{J}^{-1} = \frac{\partial \mathbf{q}}{\partial \mathbf{e}} = \left[\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} \right]^{-1} \left[\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{e}} \right] \quad (4.14)$$

Le second mécanisme cinq barres, inscrit entre les points **fghkl** se solutionne de manière identique au premier mécanisme (équation 4.3 à 4.14). Les fonctions d'énergie potentielle, notés ζ , permettent d'obtenir la seconde force de réaction au point d'attache **h**.

$$\mathbf{F}_h(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} F_{hy} \\ F_{hz} \end{bmatrix} = \frac{\partial [V_{g\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) + V_{k\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{h})]}{\partial \mathbf{h}} + \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q}, \mathbf{h}) \frac{\partial [V_{g\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) + V_{k\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{h})]}{\partial \mathbf{q}_{4..5}} \quad (4.15)$$

où \mathbf{F}_h est la force résultante au point \mathbf{h} . La force totale au porte-outil est la somme des forces aux points \mathbf{e} et \mathbf{h} :

$$\mathbf{F}_t(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} F_{ty} \\ F_{tz} \end{bmatrix} = \mathbf{F}_e(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) + \mathbf{F}_h(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \quad (4.16)$$

sous forme matricielle :

$$\mathbf{F}_t(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} \mu(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \\ \eta(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta \\ \phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \lambda(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \\ \varsigma(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

où μ , η , λ et ς sont des fonctions non-linéaires des coordonnées articulaires \mathbf{q} , des position \mathbf{e} et \mathbf{h} , et des angles d'orientations α et β (angles illustrés à la figure 2.9). La linéarité de l'équation 4.17 est assurée par les paramètres des ressorts regroupés dans le vecteur $\boldsymbol{\theta}$ associé au premier mécanisme cinq barres :

$$\boldsymbol{\theta} = [K_2, q_{k2}K_2, K_3, q_{k3}K_3, K_b, q_{kb}K_b, K_d, q_{kd}K_d]^T \quad (4.18)$$

et le vecteur $\boldsymbol{\phi}$ associé au second mécanisme cinq barres :

$$\boldsymbol{\phi} = [K_4, q_{k4}K_4, K_5, q_{k5}K_5, K_g, q_{kg}K_g, K_l, q_{kl}K_l]^T \quad (4.19)$$

Notez que les forces résultantes de la masse du porte-outil, détaillées à la section 4.5.5, sont déjà intégrées aux expressions d'énergie potentielle. La forme matricielle de l'expression 4.19 est une force totale représentant toutes les masses de la structure, soumise à l'accélération gravitationnelle.

4.5.4 Jacobienne

La jacobienne d'un mécanisme cinq barres se détermine à l'aide d'équations cinématiques de chaînes fermées. Cette technique bien connue est, entre autres, décrite et utilisée par Clavel (Clavel et al. 1992). Les chaînes fermées sont des équations permettant de passer de l'origine à l'extrémité par tous les chemins possibles. Dans un mécanisme cinq barres, il y a deux

chemins possibles vers l'extrémité, donc deux équations. La figure 4.8 illustre les paramètres nécessaires à l'élaboration de ces équations, détaillées en 4.20 à 4.23.

Chaîne 1 :

$$\sin(q_2)l_2 + \sin(\psi_b)l_7 = y_c \quad (4.20)$$

$$z_a + \cos(q_2)l_2 + \cos(\psi_b)l_7 = z_c \quad (4.21)$$

Chaîne 2 :

$$y_c + \sin(q_3)l_3 + \sin(\psi_d)l_8 = y_c \quad (4.22)$$

$$z_c + \cos(q_3)l_3 + \cos(\psi_d)l_8 = z_c \quad (4.23)$$

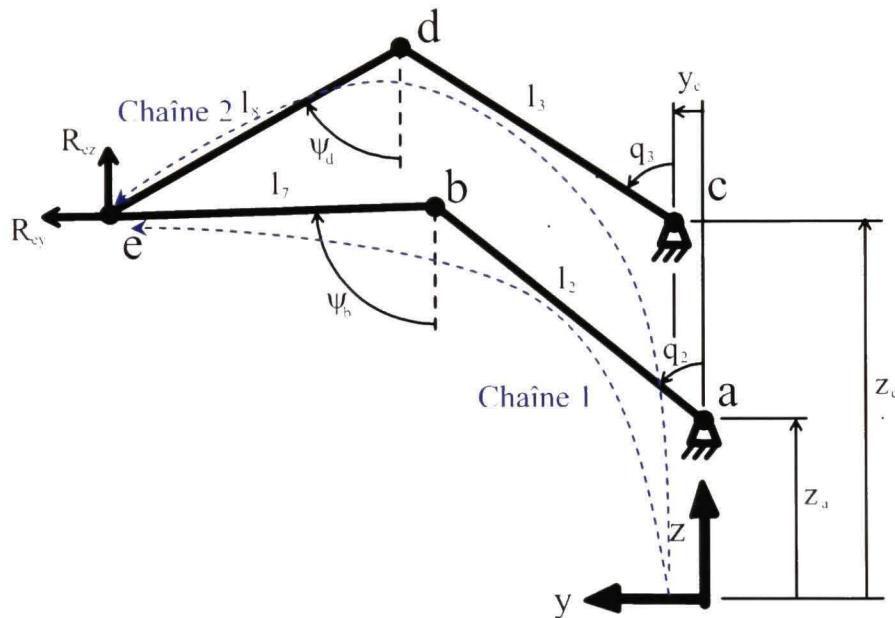


Figure 4.8 Chaîne mécanique d'un mécanisme cinq barres pour solutionner la jacobienne.

Par simplification trigonométrique, les expressions 4.20 à 4.23 sont regroupées en deux fonctions, en appliquant l'identité $\sin(\psi)^2 + \cos(\psi)^2 = 1$.

Fonction 1 :

$$f_1 = (y_c - \sin(q_2)l_2)^2 + (z_c - \cos(q_2)l_2 - z_a)^2 - l_7^2 = 0 \quad (4.24)$$

Fonction 2 :

$$f_2 = (y_e - \sin(q_3)l_3 - y_c)^2 + (z_e - \cos(q_3)l_3 - z_c)^2 - l_8^2 = 0 \quad (4.25)$$

La jacobienne est définie comme suit :

$$\mathbf{J} = -\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{q}} = -\left[\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{e}} \right]^{-1} \left[\frac{\partial \mathbf{f}}{\partial \mathbf{q}} \right] \quad (4.26)$$

La même solution est applicable au deuxième mécanisme cinq barres, puisque ceux-ci sont symétriques.

4.5.5 Forces de réaction aux points d'attache du porte-outil

Le porte-outil du robot possède une certaine masse qui se reflète à ses deux points d'attache : les points **e** et **h**, qui sont les extrémités des deux mécanismes cinq barres (voir figure 2.8). Puisque le porte-outil est un groupe d'Assur (Zinoviev 1977), il est détaché de l'assemblage et remplacé pour fin de calcul par une simple force de réaction. En effet, les joints universels ne transmettent pas de couples, seulement des forces. La figure 4.9 illustre les différentes longueurs et masses de l'axe prismatique libre, ainsi que les angles d'Euler orientant l'outil. Notez que le référentiel xyz_e est aligné sur le référentiel monde O : il n'est pas orienté par les membres 7 et 8.

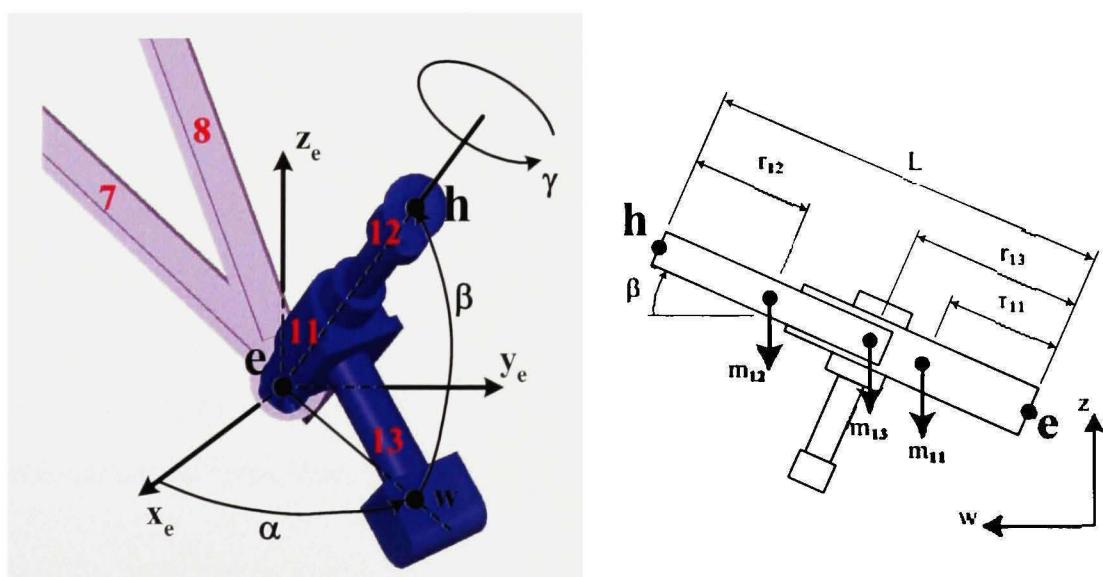


Figure 4.9 Schéma du porte-outil et des forces de réaction.

Selon la figure 4.9, la longueur L est la distance du point e au point h , c'est-à-dire la longueur de l'axe linéaire libre. Cette longueur variable est fonction des angles α et β .

$$L(\alpha, \beta) = \frac{L_f}{\cos \alpha \cos \beta} \quad (4.27)$$

L_f est la longueur fixe entre les plans des deux mécanismes cinq barres.

$$L_f = |x_e - x_h| \quad (4.28)$$

Les composantes verticales (selon l'axe z) des deux forces de réaction, aux points e et h , sont obtenues par équilibrage statique des forces de gravité et de réaction. La figure 4.10 présente les diagrammes de corps libre provenant du porte-outil dont l'axe prismatique libre a été séparé en deux morceaux au point u .

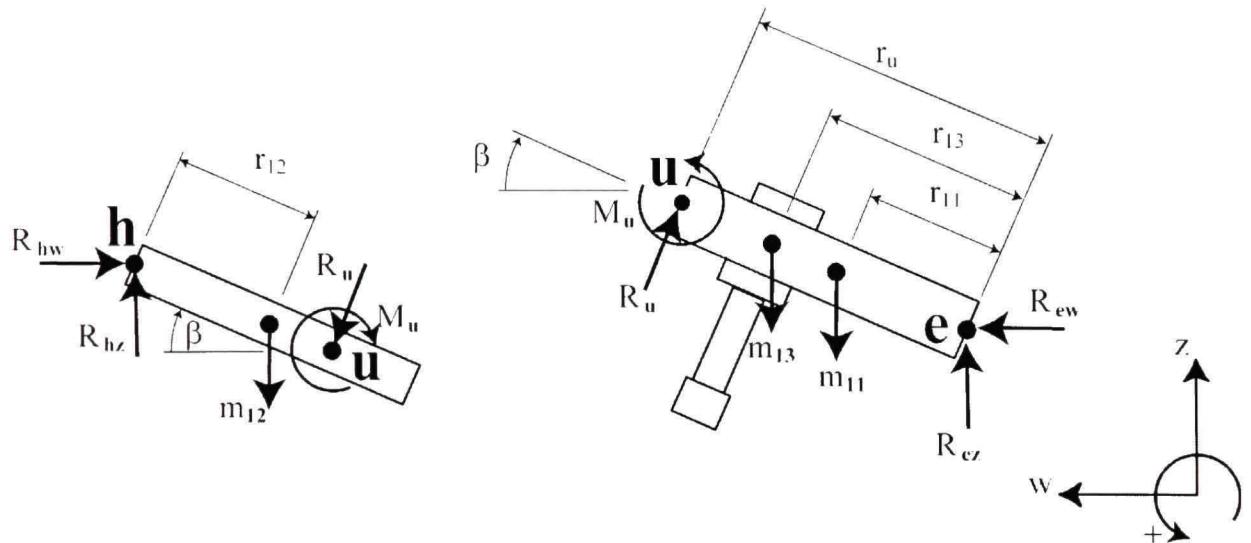


Figure 4.10 Diagrammes de corps libre du porte-outil.

Les équations du corps libres **eu** sont

$$\sum F_z : R_{ez} - m_{11}g - m_{13}g + R_u \cos(\beta) = 0, \quad (4.29)$$

$$\sum F_w : R_{ew} - R_u \sin(\beta) = 0, \quad (4.30)$$

$$\sum M_u = -R_{ew} \sin(\beta) + (R_{ez} r_u - m_{11}g(r_u - r_{11}) - m_{13}g(r_u - r_{13})) \cos(\beta). \quad (4.31)$$

Les équations du corps libres **hu** sont

$$\sum F_z : R_{hz} - m_{12}g - R_u \cos(\beta) = 0, \quad (4.32)$$

$$\sum F_w : -R_{hw} + R_u \sin(\beta) = 0, \quad (4.33)$$

$$\sum M_u = -R_{hw}(L - r_u) \sin(\beta) - R_{hz}(L - r_u) \cos(\beta) + m_{12}g(L - r_u - r_{12}) \cos(\beta). \quad (4.34)$$

La solution :

$$R_{hz}(\alpha, \beta) = \frac{(m_{12}(L - r_{12}) + m_{11}r_{11} + m_{13}r_{13})g}{L}, \quad (4.35)$$

$$R_{ez}(\alpha, \beta) = (m_6 + m_{11} + m_{12} + m_{13})g - R_{hz}(\alpha, \beta). \quad (4.36)$$

où m_i et r_i sont la masse et la position longitudinale du centre de gravité de chaque membre i , g est l'accélération gravitationnelle et m_6 , la masse du moteur n°6. Cette masse est ajoutée sous forme de force au point e. Les composantes horizontales (selon l'axe y) des forces de réaction sont projetées de l'axe w à l'axe y :

$$R_{hy}(\alpha, \beta) = (m_{12}g - R_{hz}(\alpha, \beta)) \tan \beta \sin \alpha \quad (4.37)$$

$$R_{ey}(\alpha, \beta) = -R_{hy}(\alpha, \beta) \quad (4.38)$$

Ces forces sont ensuite utilisées pour évaluer les expressions d'énergie potentielle de la section 4.5.3.3.

4.6 Problème d'optimisation

L'optimisation des forces de la structure du robot, pour minimiser et sécuriser les effets de la gravité, détermine les paramètres optimaux des ressorts angulaires.

Les objectifs du comportement du robot en défaillance sont les suivants :

1. Minimiser le mouvement horizontal de l'outil du robot pour l'empêcher de se diriger vers les professionnels de la santé présents dans l'espace de travail ;
2. Contraindre le mouvement vertical de l'outil du robot vers le haut et en minimiser l'amplitude ;

L'objectif principal consiste à contrôler la direction de la force de l'outil lorsque le robot est hors-tension, afin d'éviter les situations hasardeuses. Cette force à l'outil se divise en une composante horizontale et en une composante verticale. La composante horizontale est minimisée, de façon à réduire les mouvements imprévus vers les professionnels de la santé, qui sont normalement situés devant le robot. La composante verticale, quant à elle, est contrainte vers le haut, dégageant ainsi le patient sous examen. La composante verticale vers

le haut ne fait pas partie d'un objectif, mais plutôt d'une contrainte la limitant sous un seuil sécuritaire, car nous considérons que les mouvements verticaux vers le haut compromettent moins la sécurité du patient et des professionnels de la santé que les mouvements horizontaux. Voici la formulation mathématique de l'objectif d'optimisation :

$$\min_{\theta, \phi} \left[\max_j |F_{ty}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j)| \right], \forall j = 1, \dots, N \quad (4.39)$$

sujet à :

$$F_{tz}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j) \geq 0, \forall j = 1, \dots, N \quad (4.40)$$

$$F_{tz}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j) \leq F_{tz_max}, \forall j = 1, \dots, N \quad (4.41)$$

où F_{tz_max} est le seuil de la force verticale vers le haut et j est l'indice correspondant à une position précise d'un maillage de N points dans l'espace de travail du robot. Cette formulation « minimax » permet de minimiser la pire situation de l'ensemble de N points.

4.7 Optimisation et résultats

Le problème d'optimisation décrit à la section 4.6 a été solutionné à l'aide du logiciel Matlab. Plus précisément, la fonction de programmation linéaire de la bibliothèque d'optimisation de Matlab a été utilisée. Les équations mécaniques linéaires de la section 4.5 ont été simplifiées à l'aide de la bibliothèque symbolique de Matlab. Les erreurs humaines de manipulations d'équations sont ainsi éliminées. Étant donnée la taille importante des expressions résultantes, la simplification à l'aide d'outils informatiques est avantageuse.

Au chapitre 3, l'optimisation des dimensions en fonction de l'espace de travail du robot a été réalisée. Les dimensions optimales obtenues sont présentées dans le tableau 3.1. Ces dimensions sont considérées comme des constantes pour la solution du problème d'optimisation décrit à la section 4.6. La réalisation d'un modèle 3D du robot, à partir de ces dimensions, a été effectuée à l'aide du logiciel de conception par ordinateur Catia (Dassault 2005). Ce modèle 3D est présent sur toutes les figures du robot de cette thèse. À partir des dimensions optimales des membres du robot, de leurs formes et des propriétés des matériaux, les masses et les centres de gravité ont été calculés à l'aide du logiciel Catia. Ces paramètres

pourront être modifiés ultérieurement, lors de la conception définitive du robot. Le tableau 4.1 présente les valeurs de ces paramètres.

Tableau 4.1
Paramètres du robot simulé

Longueurs	$z_a = 0.14 \text{ m} ; y_c = 0.1 \text{ m} ; z_c = 0.3 \text{ m} ; l_2 = 0.3 \text{ m} ; l_7 = 0.5 \text{ m} ; l_3 = 0.35 \text{ m} ; l_8 = 0.5 \text{ m.}$
Masses	$m_2 = 0.32 \text{ kg} ; m_7 = 0.38 \text{ kg} ; m_3 = 0.37 \text{ kg} ; m_8 = 0.38 \text{ kg} ; m_6 = 0.25 \text{ kg} ; m_{11} = 0.1 \text{ kg} ; m_{12} = 0.1 \text{ kg} ; m_{13} = 0.15 \text{ kg.}$
Centres de gravité	$r_2 = 0.15 \text{ m} ; r_7 = 0.25 \text{ m} ; r_3 = 0.175 \text{ m} ; r_8 = 0.25 \text{ m} ; r_{11} = 0.0355 \text{ m} ; r_{12} = 0.0315 \text{ m} ; r_{13} = 0.063 \text{ m.}$
Limitations de joints	$q_e > 15^\circ ; 25^\circ < q_b < 150^\circ ; 25^\circ < q_d < 150^\circ ; F_{tz \max} = 20 \text{ N.}$
Maillage de l'espace de travail	$q_2, q_3, q_4, q_5 = -1, -0.9, \dots, \pi \text{ radian}$ $\alpha, \beta = -\pi/6, 0, \pi/6 \text{ radian}$

Un maillage de l'espace de travail a été effectué à l'intérieur des balises spatiales décrites dans la section 2.2.1 et des balises angulaires spécifiées à la section 2.2.2.

Le tableau 4.2 présente les forces de réaction au porte-outil, obtenues sans optimisation et avec la solution au problème d'optimisation.

Tableau 4.2
Forces de réaction

	$F_{ty} (\text{N})$		$F_{tz} (\text{N})$	
	min	max	min	max
Optimisation				
Sans optimisation	-12,6	17,2	-24,2	-3,3
Solution optimal	-8,3	8,3	0	16,5

L'optimisation a permis de minimiser la composante de la force horizontale à l'outil, la faisant passer de 17,2 à 8,3 newtons. Cette composante est aussi centrée à zéro, confinée entre -8,3 et 8,3 newtons. Cette solution a également permis de contraindre la composante

verticale vers le haut. En minimisant la composante horizontale, la composante verticale est également modifiée, puisque celles-ci sont couplées. La composante verticale est passée d'une valeur minimale de -24,2 newtons à 0 newton. Une force de 16,5 newtons est la valeur maximale atteinte sans compromettre les bornes optimales de la composante horizontale. Cette dernière valeur a été déterminée par itérations de l'optimisation du premier objectif. La direction du vecteur de force dicte le mouvement qu'aura le robot sans tension appliquée aux moteurs. Puisque la composante horizontale maximale est d'environ la moitié de la composante verticale maximale, la direction du mouvement résultant est dominante vers la verticale. Le patient examiné situé sous le robot sera ainsi libéré par le retrait de l'outil. Les professionnels de la santé se trouvant dans l'espace de travail du robot seront aussi en sécurité.

Les paramètres des ressorts angulaires résultant de l'optimisation en séquence sont présentés dans le tableau 4.3.

Tableau 4.3

Paramètres des ressorts angulaires

Constantes des ressorts	$K_2 = 0.4 ; K_3 = 0.8 ; K_b = -0.6 ; K_d = 1.1 ; K_4 = 1.4 ; K_5 = 0.5 ; K_g = -1.6 ; K_l = 1.6.$
Positions angulaires initiales des ressorts	$q_{k2} = 2.2 ; q_{k3} = 4.6 ; q_{kb} = 2.3 ; q_{kd} = 1.4 ; q_{k4} = 2.5 ; q_{k5} = 11.8 ; q_{kg} = 2.2 ; q_{kl} = 2.7.$

4.8 Conclusion

L'équilibrage statique des forces et des couples a été réalisé en utilisant des composantes mécaniques simples, faciles à incorporer à la structure. Aucune addition d'éléments de réorientation ou de déportation des forces s'avère nécessaire. Les ressorts angulaires privilégiés ne requièrent pas de mécanisme parallèle, de câble, de poulie, ou de bras de levier. La structure équilibrée aura l'avantage de rester simple et peu encombrante. L'équilibrage complet du robot n'était pas une solution envisageable vu la complexité du porte-outil soutenu par deux joints universels.

La solution proposée consiste en un assemblage de ressorts angulaires installés aux articulations motorisées et à des articulations libres des mécanismes cinq barres. Cet assemblage se modélise par des fonctions linéaires des paramètres inconnus. Le découpage de la structure en groupe d'Assur a permis de simplifier grandement les équations.

L'optimisation d'un objectif de contrôle du mouvement du robot, c'est-à-dire contraindre le robot de se rétracter du patient dans une direction dominante vers le haut, lorsque les moteurs sont mis hors-tension, a su sécurisé le mouvement. Ce retrait vertical de l'outil réduit significativement la probabilité de collisions avec les professionnels de la santé situés dans l'espace de travail du robot. Par exemple, un technicien opérateur ou un médecin pourrait se trouver à côté du patient, donc devant le robot. Les forces résultantes à l'outil du robot causées par la gravité ont été diminuées de moitié par l'optimisation, en plus d'être orientées vers le haut.

CHAPITRE 5

DESIGN MÉCANIQUE DU ROBOT

5.1 Introduction

Certains calculs mécaniques associés à la structure parallèle du robot ont été réalisés dans les précédents chapitres. Il s'agit des modèles géométriques direct et inverse, détaillés au chapitre 2, et du modèle de calcul la force résultante à l'outil, détaillé au chapitre 4. Certaines données mécaniques pertinentes à la conception détaillée des pièces sont toutefois manquantes. Chaque membre du robot est soumis à des forces et à des couples internes générant des contraintes qui, d'une part, déforment la structure altérant la précision de la position de la sonde échographique. Cette déformation nuit également au contrôle des mouvements. Puisque la reconstruction en trois dimensions des artères à partir des plans image d'échographie nécessite une grande précision, l'imprécision doit être estimée et réduite sous un seuil acceptable. Tel que mentionné au chapitre 2 (section 2.2.4), la précision requise en position est de 0,5 mm et en orientation, de 0,3 degré.

L'architecture parallèle du robot proposé au chapitre 2 améliore grandement la précision spatiale de la sonde échographique dans l'espace par la distribution des efforts. Cette structure parallèle distribue la charge appliquée à l'outil sur quatre membres au lieu d'un seul, si une structure serielle classique était utilisée. Le nombre d'articulations rotoides et linéaires étant plus grand comparativement à une structure serielle, il importe de choisir des roulements à billes précis.

Les calculs détaillés des efforts internes de chaque membre du robot en fonction de la posture sont ici présentés. L'effort maximum atteint est obtenu par un balayage de toutes les positions dans l'espace de travail, similairement au calcul des efforts statiques du chapitre 4. Une nouvelle force, soit le contact entre la sonde échographique et le patient, est ajoutée au modèle pour compléter, avec la gravité, le schéma des forces extérieures agissant sur la structure. Ce schéma des forces complet permet de calculer les couples. Le balayage de

l'espace de travail permet aussi de calculer les couples maximaux enregistrés. Ces valeurs serviront de critères à l'achat des moteurs considérant toutes les variables de forces pertinentes agissant sur le système. Les dispositifs d'équilibrage partiel proposés au chapitre 4 sont modifiés afin de minimiser les couples maximaux demandés des moteurs, garantissant ainsi le robot le moins « fort » possible. La solution au problème d'optimisation du chapitre 4 est conservée en appliquant à ce nouveau problème les contraintes appropriées. L'espace de solution laissé par cette première optimisation servira d'espace de recherche à une seconde fonction objective. La force de contact n'étant pas présente lorsque le robot est libre de bouger (coupure de l'alimentation électrique), celui-ci se déplacera librement vers la position de retrait, tel que prévu.

5.2 Efforts internes des membres

Les efforts internes des membres se déterminent par une modélisation mécanique classique du diagramme des corps libres (DCL). Le DCL consiste en la schématisation d'une section d'un ensemble mécanique dont les liens vers les autres sections sont remplacés par des forces et des moments. Tel un groupe d'Assur (Zinoviev 1977), la solution de l'ensemble est possible si toutes les équations sont regroupées et résolues. Les forces et les moments des liens sont égaux, mais de directions opposées d'un DCL à l'autre, en respectant l'attache physique entre les membres. Ces forces représentent les efforts internes des membres. Voici les différentes sections du robot modélisées en DCL.

5.2.1 Porte outil

La sonde échographique est l'objet en contact avec le patient. La force de contact et la force de frottement sont combinées et distribuées sur les attaches de la sonde. La sonde est inclinée par rapport à la surface de contact et son vecteur de déplacement peut pointer dans n'importe quelle direction. Cette direction représente l'axe directeur de la force de frottement. La forme de la surface de contact de la sonde avec la peau du patient génère également des couples de frottement, puisque le contact n'est pas en un point ponctuel, mais sur une surface. Les forces et les moments provenant de la sonde sont difficilement mesurables séparément. Leurs

valeurs respectives ne sont toutefois pas utiles : seulement la valeur totale appliquée sur la sonde importe. Lors d'une étude préalable au projet de conception du robot de UBC (Salcudean et al. 1999), les forces et moments totaux ont été mesurés sur une sonde échographique équipée d'un capteur de force pendant un examen des artères. Les composantes maximales enregistrées sur les trois axes principaux sont présentées dans le tableau 5.1.

Tableau 5.1

Forces et moments mesurés sur la sonde échographique

Axe	Force	Moment
x_t	3,8 N	0,4 Nm
y_t	4,2 N	0,7 Nm
z_t	6,4 N	0,1 Nm

Source : Ce tableau a été tiré de Salcudean et al, *Robot-Assisted Diagnostic Ultrasound – Design and Feasibility Experiments*, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, pp. 1062-1071, 1999.

Les mesures du tableau 5.1 mesurées sur les axes du plan de la surface x_t et y_t ne sont pas transférables sur des axes fixes à la sonde. En effet, celle-ci peut être placée en mode de vue de coupe ou en mode de vue latérale de l'artère, ce qui interchange les axes x_t et y_t du point de vue de la sonde. Les forces et les moments maximaux sur ces axes, d'amplitude semblable, sont appliqués aux deux axes. Le modèle qui en résulte représente une situation viable à toute éventualité.

La figure 5.1 illustre tous les paramètres, les forces et les moments nécessaires à la modélisation du porte-outil. Une associativité simple apparaît entre le moment résultant autour de l'axe reliant les points **e** et **h** de l'assemblage et le couple que doit fournir le moteur n°6 (τ_6). Les moments résultant autour des deux autres axes du référentiel 3D sont plutôt découpés en forces de réaction aux points d'attaches **e** et **h**.

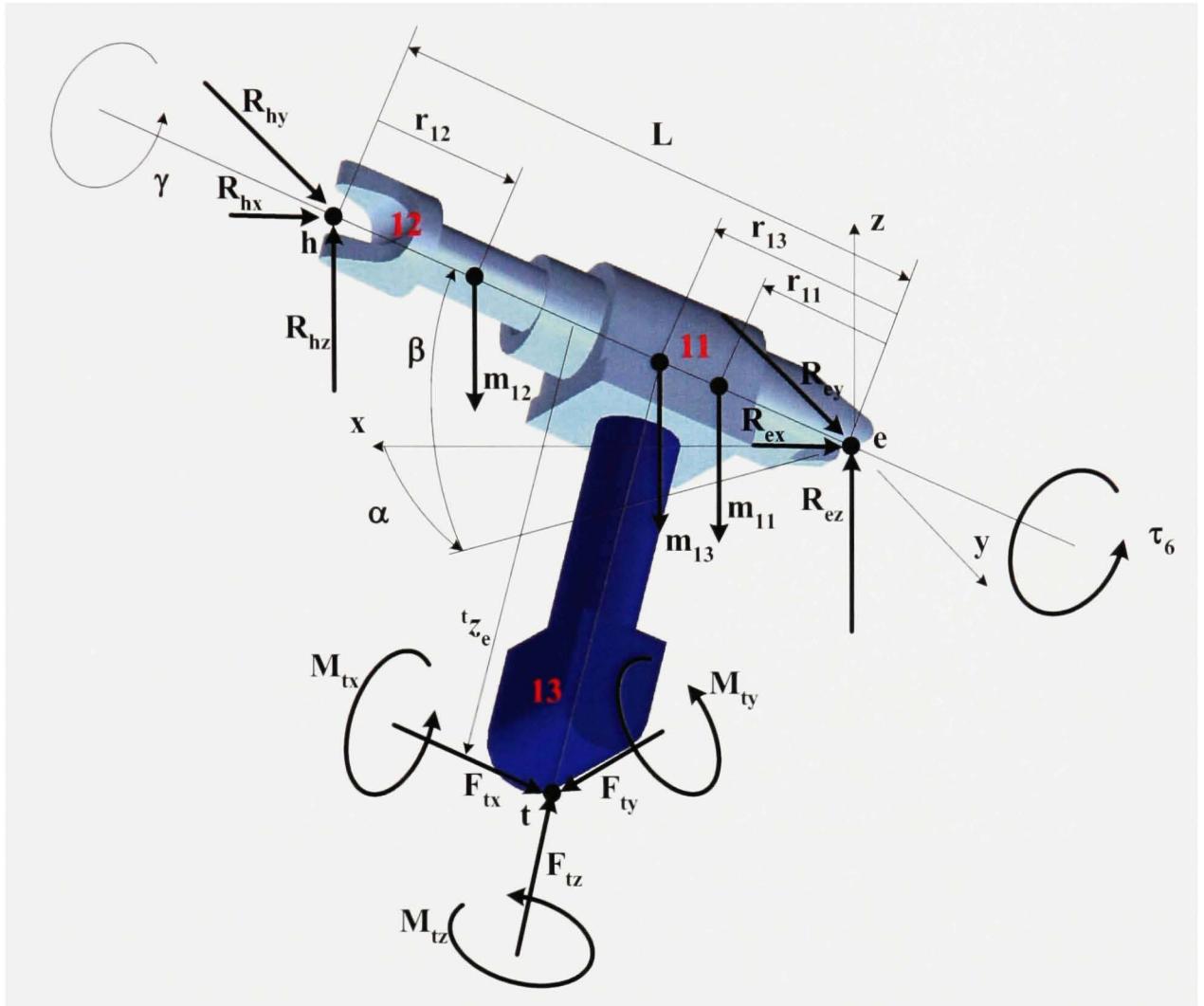


Figure 5.1 DCL du porte-outil de la sonde échographique.

Les équations effectuant la transposition des vecteurs de forces des masses (m_{11} , m_{12} et m_{13}) soumises à la gravité aux points d'attaches ont déjà été présentées à la section 4.5.4. Ces forces de réaction causées par la force de gravité, d'indice 1, sont exprimées par les équations 5.1 à 5.6.

$$L = \frac{L_f}{\cos \alpha \cos \beta} \quad (5.1)$$

$$L_f = |x_c - x_h| \quad (5.2)$$

$$R_{hz1} = \frac{(m_{12}(L - r_{12}) + m_{11}r_{11} + m_{13}r_{13})g}{L} \quad (5.3)$$

$$R_{ez1} = (m_6 + m_{11} + m_{12} + m_{13})g - R_{hz1} \quad (5.4)$$

$$R_{hy1} = (m_{12}g - R_{hz1}) \tan \beta \sin \alpha \quad (5.5)$$

$$R_{ey1} = -R_{hy1} \quad (5.6)$$

Les composantes des forces de réaction selon l'axe x, causées par la gravité aux points d'attaches **e** et **h**, sont définies par les équations 5.7 et 5.8.

$$R_{hx1} = (m_{12}g - R_{hz1}) \tan \beta \cos \alpha \quad (5.7)$$

$$R_{ex1} = -R_{hx1} \quad (5.8)$$

Les forces et les moments de contact à l'extrémité de l'outil se transposent et s'additionnent aux composantes d'indice 1. Tel que mentionné précédemment, une égalité existe entre le moment autour de l'axe **eh** et le couple moteur équilibrant τ_6 . Ce moment est composé du moment M_{tx} et de la force F_{ty} avec le bras de levier tZ_e .

Moment autour de l'axe **eh**

$$\tau_6 = M_{tx} + F_{ty} \cdot {}^tZ_e \quad (5.9)$$

Les forces F_{tx} et F_{tz} sont transposées en forces de réaction, d'indice 2, aux points d'attaches (notées R_{e2} et R_{h2}). Cette transposition est composée d'une rotation et d'une distribution, selon la distance normale de chaque force aux points d'attaches (distance r_{13} en proportion de la distance L). Ces forces de réactions transposées aux points d'attaches sont détaillées aux équations 5.10 à 5.12.

Forces de réaction causées par les forces de contact à la sonde

$$R_{e2} = \begin{bmatrix} R_{ex2} \\ R_{ey2} \\ R_{ez2} \end{bmatrix} = R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} F_{tx} \\ 0 \\ F_{tz} \end{bmatrix} \frac{L - r_{13}}{L} \quad (5.10)$$

$$R_{h2} = \begin{bmatrix} R_{hx2} \\ R_{hy2} \\ R_{hz2} \end{bmatrix} = R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} F_{tx} \\ 0 \\ F_{tz} \end{bmatrix} \frac{r_{13}}{L} \quad (5.11)$$

où la rotation :

$$R_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) = \begin{bmatrix} c_\alpha c_\beta & c_\alpha s_\beta s_\gamma - s_\alpha c_\gamma & c_\alpha s_\beta c_\gamma + s_\alpha s_\gamma \\ s_\alpha c_\beta & s_\alpha s_\beta s_\gamma + c_\alpha c_\gamma & s_\alpha s_\beta c_\gamma - c_\alpha s_\gamma \\ -s_\beta & c_\beta s_\gamma & c_\beta c_\gamma \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Les moments M_{ty} et M_{tz} sont découpés en force de réaction, d'indice 3, aux points d'attachments **e** et **h**. Un moment se découpe simplement en deux vecteurs de forces, de part et d'autre d'un bras de levier (L). Les équations 5.13 et 5.14 détaillent cette découpe.

Forces de réaction causées par les moments de contact à la sonde

$$\mathbf{R}_{e3} = \begin{bmatrix} R_{ex3} \\ R_{ey3} \\ R_{ez3} \end{bmatrix} = \mathbf{R}_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} 0 \\ M_{tz} \frac{L - r_{13}}{L} \\ M_{ty} \frac{L - r_{13}}{L} \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

$$\mathbf{R}_{h3} = \begin{bmatrix} R_{hx3} \\ R_{hy3} \\ R_{hz3} \end{bmatrix} = \mathbf{R}_{xyz}(\gamma, \beta, \alpha) \begin{bmatrix} 0 \\ -M_{tz} \frac{r_{13}}{L} \\ -M_{ty} \frac{r_{13}}{L} \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

Les forces de réaction totales se calculent par la somme des expressions de réaction d'indices 1, 2 et 3, des équations 5.3 à 5.14.

$$\mathbf{R}_e = \begin{bmatrix} R_{ex1} \\ R_{ey1} \\ R_{ez1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R_{ex2} \\ R_{ey2} \\ R_{ez2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R_{ex3} \\ R_{ey3} \\ R_{ez3} \end{bmatrix} \quad (5.15)$$

$$\mathbf{R}_h = \begin{bmatrix} R_{hx1} \\ R_{hy1} \\ R_{hz1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R_{hx2} \\ R_{hy2} \\ R_{hz2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} R_{hx3} \\ R_{hy3} \\ R_{hz3} \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

Les forces de réaction totales appliquées aux points d'attachments **e** et **h** servent de lien entre le DCL du porte-outil et le DCL du mécanisme cinq barres. Par respect du lien physique unissant ces sections, les forces de réaction ont la même amplitude sur chaque DCL, mais de direction opposée. Elles permettent, entre autre, de calculer les efforts internes des mécanismes.

5.2.2 Mécanismes cinq barres

Chaque mécanisme cinq barres encaisse les forces de réaction du porte-outil et est maintenu immobile par les couples introduits par les moteurs. Les ressorts angulaires, installés à certaines articulations, viennent alléger le travail des moteurs. Les forces, les moments et les paramètres d'un mécanisme cinq barres sont représentés dans la figure 5.2.

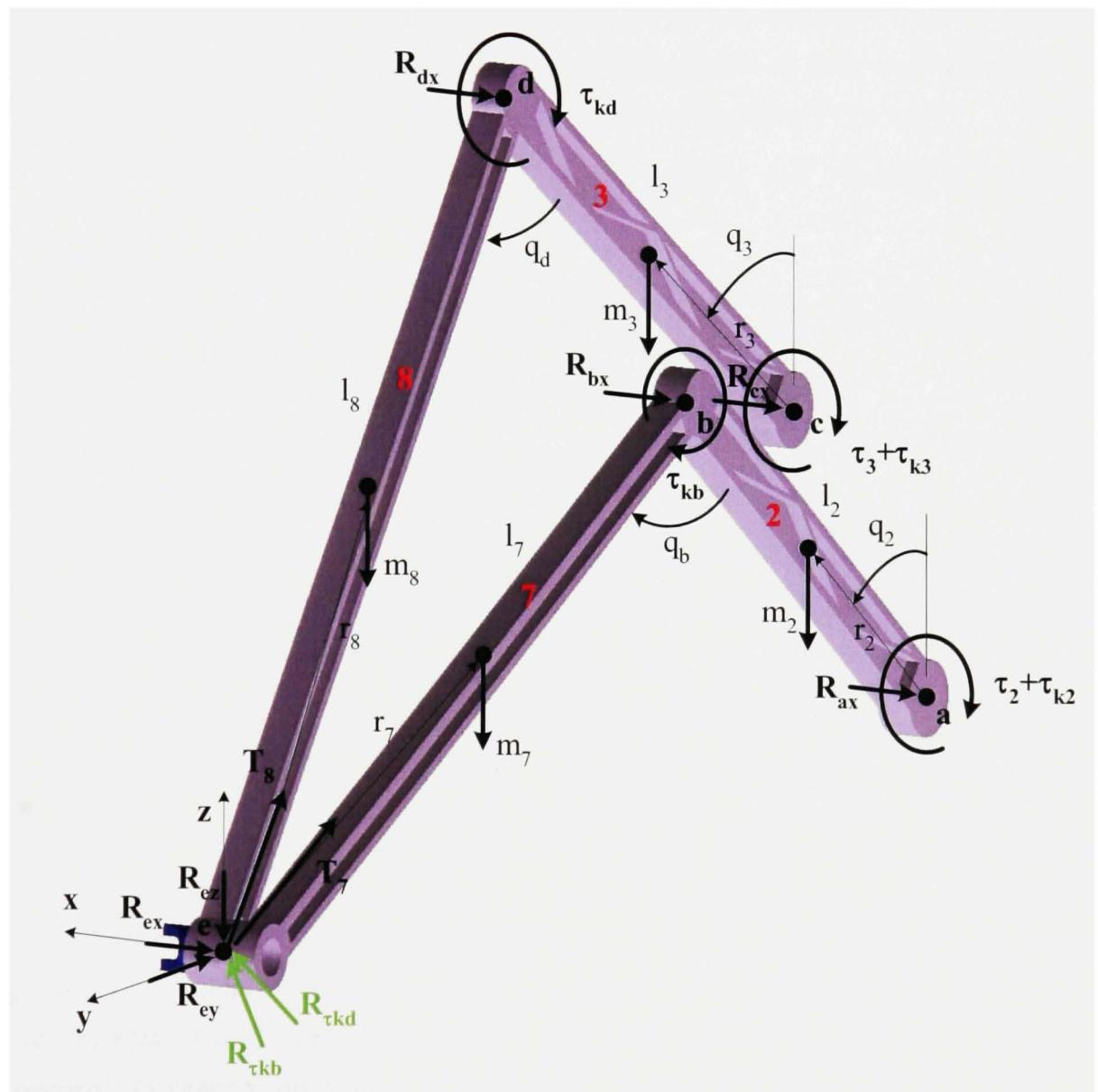


Figure 5.2 DCL du mécanisme cinq barres abcde.

Membres 7 et 8

Les membres 7 et 8 sont contraints en grande partie par une force de tension ou de compression, notés T_7 et T_8 sur la figure 5.2. Ces forces se calculent par une relation d'équilibre avec les forces de réaction provenant du porte-outil (R_e) et des forces provenant des ressorts angulaires des articulations libres (K_b et K_d). Les couples créés par les ressorts angulaires (τ_{kb} et τ_{kd}) se traduisent en forces équivalentes au point e ($R_{\tau kb}$ et $R_{\tau kd}$) divisées du bras de levier des membres 7 et 8. La somme des forces au point e dans le plan yz permet d'isoler et de solutionner les valeurs de T_7 et T_8 par un système de deux équations et de deux inconnues. Ces équations algébriques sont présentées aux formules 5.17 à 5.19.

$$\sum F_y = -R_{ey} + T_7 \sin(q_b - q_2) + T_8 \sin(q_d - q_3) + R_{\tau kb} \cos(q_b - q_2) + R_{\tau kd} \cos(q_d - q_3) = 0 \quad (5.17)$$

$$\begin{aligned} \sum F_z = -R_{ez} - g & \left(m_7 \left(1 - \frac{r_7}{l_7} \right) + m_8 \left(1 - \frac{r_8}{l_8} \right) \right) + T_7 \cos(q_b - q_2) + T_8 \cos(q_d - q_3) \\ & + R_{\tau kb} \sin(q_b - q_2) + R_{\tau kd} \sin(q_d - q_3) = 0 \end{aligned} \quad (5.18)$$

où

$$R_{\tau kb} = \frac{\tau_{kb}}{l_7} \text{ et } R_{\tau kd} = \frac{\tau_{kd}}{l_8} \quad (5.19)$$

La force de réaction en x (R_{ex}), provenant du porte-outil, constraint les membres 7 et 8 en flexion : ils encaissent chacun la moitié de R_{ex} par le bras de levier de leur longueur respective (l_7 et l_8) :

$$M_{7\text{lateral}} = -\frac{R_{ex}}{2} l_7 \text{ et } M_{8\text{lateral}} = -\frac{R_{ex}}{2} l_8 \quad (5.20)$$

$$R_{bx} = R_{dx} = \frac{R_{ex}}{2} \quad (5.21)$$

Membres 2 et 3

Les membres 2 et 3 sont surtout contraints par une force de flexion provenant de la force de tension ou de compression transmise par les membres 7 et 8 (T_7 et T_8). Ces forces, provenant des membres 7 et 8, sont proches des normales aux axes des membres 2 et 3 pour une majorité de postures du robot. Le dépassement de l'angle d'application de T_7 et T_8 par rapport à cette normale se traduit en une force de tension ou de compression transmises aux membres 2 et 3 (T_2 et T_3). Celles-ci sont formulées aux expressions 5.22 et 5.23.

$$T_2 = T_7 \cos(q_b) + \frac{gm_7r_7}{l_7} \sin(q_b) + \frac{gm_2r_2}{l_2} \sin(q_2) \quad (5.22)$$

$$T_3 = T_8 \cos(q_d) + \frac{gm_8r_8}{l_8} \sin(q_d) + \frac{gm_3r_3}{l_3} \sin(q_3) \quad (5.23)$$

Les forces de flexion des membres 2 et 3 correspondent aux couples développés par les moteurs n°2 et n°3 si le robot ne bouge pas. Les moments encaissés latéralement par les membres 2 et 3 proviennent de la réflexion des moments des membres 7 et 8, exprimés aux équations 5.24 et 5.25.

$$M_{2\text{latéral}} = R_{bx}l_2 \text{ et } M_{3\text{latéral}} = R_{dx}l_3 \quad (5.24)$$

$$R_{ax} = R_{cx} = R_{bx} = R_{dx} = \frac{R_{ex}}{2} \quad (5.25)$$

Mécanisme cinq barres **fghkl**

Le second mécanisme cinq barres, entre les points **fghkl**, a le même système d'équations que le premier mécanisme pour la solution des forces internes. Ce système est décrit par les équations 5.17 à 5.25.

5.2.3 Socle et moteur linéaire

Un socle, fixé au chariot du moteur linéaire, soutient tout le robot via les axes des moteurs des mécanismes cinq barres. L'axe de déplacement de ce moteur linéaire n'est pas dans la direction de la force gravitationnelle, donc non assujetti à cette force. Seulement la force de contact entre la sonde et le patient exige un travail significatif du moteur linéaire. Puisque cette force apparaît uniquement pendant l'examen des artères, le moteur linéaire n'est pas sollicité pour le simple maintien du robot en statique. Le diagramme des corps libres de la figure 5.3 présente les forces et moments transmis par les bras du robot sur son socle et son moteur linéaire.

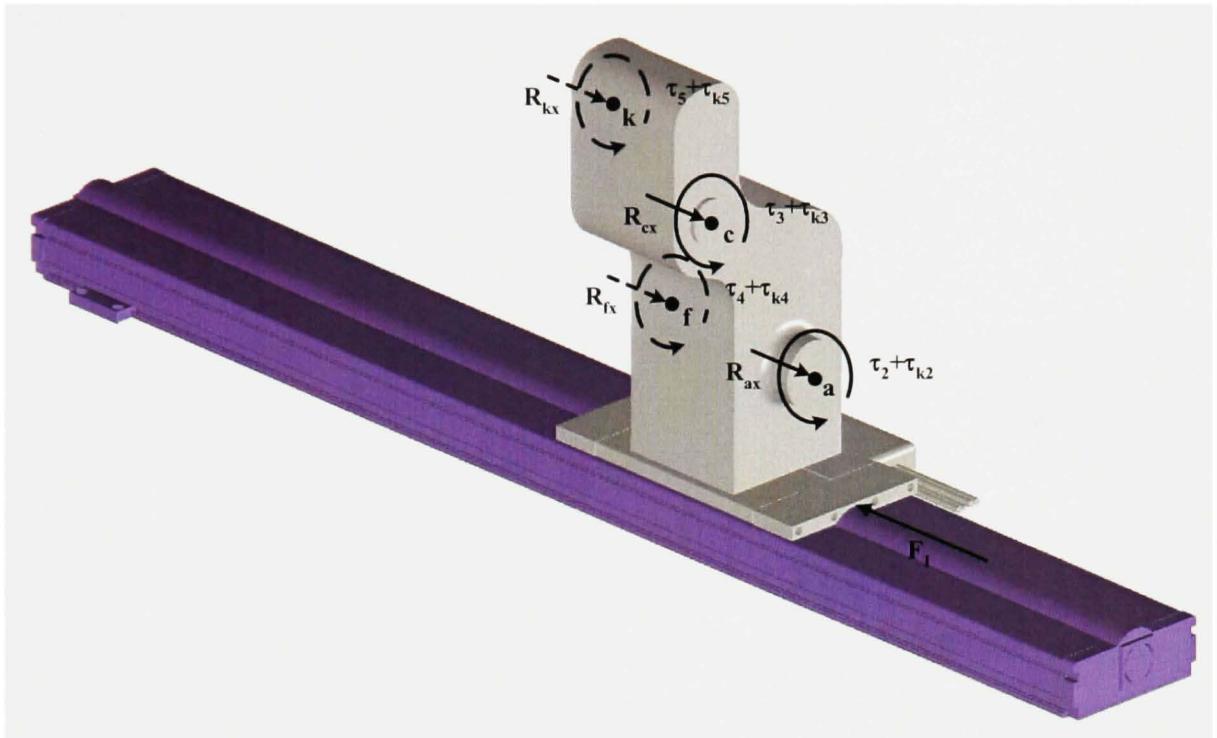


Figure 5.3 DCL du socle et du moteur linéaire.

La force motrice F_1 équilibre les forces appliquées par les bras du robot aux points d'attachments **a**, **c**, **f**, et **k**. Si la sonde n'est pas en contact avec le patient, ces forces sont égales et opposées : la force motrice F_1 sera nulle. Cet équilibre s'explique par l'équation 5.25, seule expression valable en l'absence d'une force de contact appliquée sur la sonde. La force F_1 du moteur linéaire fournit uniquement la composante résultante en x d'une force de contact appliquée sur la sonde :

$$F_1 = R_{ax} + R_{ex} + R_{fx} + R_{kx} \quad (5.26)$$

Le chariot du moteur linéaire subit constamment un moment en torsion causé par les moteurs n°2, 3, 4 et 5 et les ressorts d'équilibrage statique. Les roulements à rouleaux entre le chariot et la piste encaissent ce moment :

$$M_1 = -[\tau_2 + \tau_{k2} + \tau_3 + \tau_{k3} + \tau_4 + \tau_{k4} + \tau_5 + \tau_{k5}] \quad (5.27)$$

La piste est la dernière composante en série du robot. La force et le moment que les fixations de la piste subissent sont l'inverse de F_1 et M_1 . Pour assurer la stabilité et la précision du robot, son support ne devrait pas être monté sur roues, à moins que celles-ci soient

rétractables. Les bases du robot ne doivent pas bouger pendant l'examen échographique, afin d'éviter un décalage nuisible du système de positionnement. La piste pourrait être tout simplement fixée à une table ou à un tréteau rigide.

5.3 Couple moteur

Le calcul des couples moteurs se solutionne par le formalisme de Lagrange utilisée aussi au chapitre 4 pour le calcul de la force résultante à l'outil. La formulation compacte des couples moteurs est exprimée ainsi :

$$\tau_t = \tau_g + \tau_k + \tau_f \quad (5.28)$$

où τ_t est le vecteur des couples moteurs appliqués sur la structure décomposée en couples τ_g causés par la gravité, en couples τ_k causés par les efforts des ressorts angulaires et en couples τ_f provenant de la force de contact entre la sonde et le patient. Les couples moteurs sont statiques, c'est-à-dire qu'ils représentent les efforts nécessaires des moteurs pour maintenir le robot immobile, et ce, pour toutes les positions dans l'espace de travail. Cette expression doit être minimisée pour obtenir les plus petits couples moteurs exigés.

5.3.1 Couples moteurs causés par la gravité

Les deux mécanismes cinq barres étant solutionnés séparément par les groupes d'Assur (proposés à la section 4.5.2), la solution d'un seul de ces mécanismes identiques est détaillée. Le premier mécanisme inscrit entre les points **abede**, illustré à la figure 4.5, est noté ζ . L'énergie potentielle de ce mécanisme cinq barres est reprise de l'expression 4.3 du précédent chapitre. Puisque la force de réaction au point d'attache **e**, noté \mathbf{R}_e , a été décomposé en trois composante à la section 5.2.1, seulement la force d'indice 1 provient des effets de la gravité sur le porte-outil.

$$V_{\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) = (m_2 z_2(\mathbf{q}) + m_3 z_3(\mathbf{q}) + m_7 z_7(\mathbf{q}) + m_8 z_8(\mathbf{q}))g + \mathbf{R}_{e1}(\alpha, \beta)\mathbf{e} \quad (5.29)$$

L'expression des couples moteurs ($\tau_{g\zeta}$) est obtenue par le formalisme de Lagrange en dérivant l'équation de l'énergie potentielle (équation 5.29) par rapport au vecteur des coordonnées articulaires \mathbf{q} et à la position du couplage avec le porte-outil **e** :

$$\boldsymbol{\tau}_{g\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} \tau_{g2} \\ \tau_{g3} \end{bmatrix} = \frac{\partial V_{g\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta)}{\partial \mathbf{q}_{2,3}} + \mathbf{J}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) \frac{\partial V_{g\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta)}{\partial \mathbf{e}} \quad (5.30)$$

où $\mathbf{J}(\mathbf{q}, \mathbf{e})$ est la matrice jacobienne décrite en détails à la section 4.5.4. Cette matrice est nécessaire pour transformer les forces de l'espace décrit dans le repère du point \mathbf{e} à l'espace des articulations motorisées.

5.3.2 Couples moteurs causés par les ressorts angulaires

À partir de l'équation 4.2 appliquée aux quatre ressorts (figure 4.7), l'équation de l'énergie potentielle causée par les ressorts dans le mécanisme cinq barres ζ est reprise de l'expression 4.8 du précédent chapitre :

$$V_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) = \frac{1}{2} \left(K_2 (\pi - q_2 - q_{k2})^2 + K_3 (\pi - q_3 - q_{k3})^2 + K_b (q_b(\mathbf{q}, \mathbf{e}) - q_{kb})^2 + K_d (q_d(\mathbf{q}, \mathbf{e}) - q_{kd})^2 \right) \quad (5.31)$$

L'expression matricielle des efforts des ressorts angulaires transposés en soulagement aux couples moteurs est la dérivée de l'énergie potentielle par rapport aux vecteurs des positions articulaires \mathbf{q} et à la position du point \mathbf{e} . Cette matrice se calcule ainsi

$$\boldsymbol{\tau}_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) = \begin{bmatrix} \tau_{k2} \\ \tau_{k3} \end{bmatrix} = \frac{\partial V_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e})}{\partial \mathbf{q}_{2,3}} + \mathbf{J}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) \frac{\partial V_{k\zeta}(\mathbf{q}, \mathbf{e})}{\partial \mathbf{e}} \quad (5.32)$$

où \mathbf{J} est la matrice jacobienne décrite à l'expression 4.26.

5.3.3 Couples moteurs causés par la force de contact entre la sonde et le patient

La puissance supplémentaire exigée des moteurs pour appliquer les forces et les moments nécessaires à l'examen d'échographie, détaillés à la section 5.2.1, provient des forces de réactions d'indice 2 et 3 décrite dans la même section. L'expression matricielle de cette composante se solutionne de manière similaire à la solution des couples causés par la gravité, de la section 5.3.1. L'énergie potentielle est constituée uniquement des forces de réactions aux points d'attaches :

$$V_{f\zeta}(\mathbf{e}, \alpha, \beta, \gamma) = (\mathbf{R}_{\varepsilon 2}(\alpha, \beta, \gamma) + \mathbf{R}_{\varepsilon 3}(\alpha, \beta, \gamma)) \mathbf{e} \quad (5.33)$$

L'expression matricielle des effets de la force de contact entre la sonde et le patient sur les couples moteurs est la dérivée de l'énergie potentielle :

$$\boldsymbol{\tau}_{\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \tau_{f2} \\ \tau_{f3} \end{bmatrix} = \frac{\partial V_{f\xi}(\mathbf{e}, \alpha, \beta, \gamma)}{\partial \mathbf{q}_{2,3}} + \mathbf{J}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) \frac{\partial V_{f\xi}(\mathbf{e}, \alpha, \beta, \gamma)}{\partial \mathbf{e}} \quad (5.34)$$

où \mathbf{J} est la matrice jacobienne décrite à l'expression 4.26.

5.3.4 Couples moteurs totaux

Selon l'équation 5.28, les équations 5.30, 5.32 et 5.34 peuvent être additionnées pour obtenir le couple total aux articulations du mécanisme cinq barres ζ . Cette expression peut être écrite sous une forme linéaire par rapport aux paramètres des ressorts :

$$\boldsymbol{\tau}_{\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) = \mathbf{v}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta)\boldsymbol{\theta} + \boldsymbol{\phi}(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) \quad (5.35)$$

où $\boldsymbol{\tau}_{\xi} = [\tau_2, \tau_3]$ est le vecteur des couples respectifs des moteurs n°2 et n°3. $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^{2 \times 8}$ et $\boldsymbol{\phi} \in \mathbb{R}^2$ sont des fonctions non-linéaires des coordonnées articulaires \mathbf{q} , de la position \mathbf{e} et des angles d'orientations α et β (angles illustrés à la figure 2.9). La linéarité de l'équation 5.35 est assurée par les paramètres des ressorts regroupés dans le vecteur $\boldsymbol{\theta}$:

$$\boldsymbol{\theta} = [K_2, q_{k2}K_2, K_3, q_{k3}K_3, K_b, q_{kb}K_b, K_d, q_{kd}K_d]^T \quad (5.36)$$

Les équations de l'énergie potentielle du mécanisme cinq barres **abcde** peuvent être répétées pour le mécanisme cinq barres **fghkl** (illustré à la figure 2.8) parce qu'ils sont symétriques. La dérivée de celles-ci exprime également les couples aux moteurs du mécanisme, soit les moteurs n°4 et n°5. Les couples de ce mécanisme sont notés ξ .

$$\boldsymbol{\tau}_{\xi}(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) = \mathbf{v}(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta)\boldsymbol{\phi} + \boldsymbol{\rho}(\mathbf{q}, \mathbf{h}, \alpha, \beta) \quad (5.37)$$

où $\boldsymbol{\tau}_{\xi} = [\tau_4, \tau_5]$ est le vecteur des couples respectifs des moteurs n°4 et n°5. $\mathbf{v} \in \mathbb{R}^{2 \times 8}$ et $\boldsymbol{\rho} \in \mathbb{R}^2$ sont des fonctions non-linéaires des coordonnées articulaires \mathbf{q} , de la position \mathbf{h} et des angles d'orientations α et β . La linéarité de l'équation 4.19 est assurée par les paramètres des ressorts regroupés dans le vecteur $\boldsymbol{\phi}$:

$$\boldsymbol{\phi} = [K_4, q_{k4}K_4, K_5, q_{k5}K_5, K_g, q_{kg}K_g, K_l, q_{kl}K_l]^T \quad (5.38)$$

L'équation matricielle regroupant les couples des quatre moteurs des deux mécanismes cinq barres, les moteurs n°2, n°3, n°4 et n°5, est obtenue en combinant les équations 5.35 et 5.37 :

$$\tau_t(q, e, h, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} v(q, e, \alpha, \beta) & 0 \\ 0 & v(q, h, \alpha, \beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta \\ \phi \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varphi(q, e, \alpha, \beta) \\ \rho(q, h, \alpha, \beta) \end{bmatrix} \quad (5.39)$$

où $\tau_t = [\tau_2, \tau_3, \tau_4, \tau_5]$ est le vecteur des couples des quatre moteurs. La forme linéaire de l'expression par rapport aux paramètres des ressorts à déterminer, θ et ϕ , est utilisée dans la formulation du problème d'optimisation présenté à la section 5.4.

5.4 Problème d'optimisation

Au chapitre 4, un problème d'optimisation visant un mouvement de retrait verticale du robot a été solutionné, afin de sécuriser le comportement du robot en défaillance. Un second problème d'optimisation s'y ajoute en ayant pour objectif de minimiser les couples moteurs garantissant le plus haut niveau de sécurité du robot dans son fonctionnement normal. La solution d'un problème d'optimisation à plusieurs objectifs se résout par différentes méthodes. Les deux plus communes sont les suivantes : la solution multi-objectifs par le graphique de Pareto (Deb 2001) et la solution des objectifs en séquence (Ignizio 1982). La première option propose une pondération des objectifs, représentant le « juste milieu ». La seconde priorise les objectifs en les solutionnant en séquence. Puisque la sécurité du robot en défaillance est plus importante que la minimisation des efforts en fonctionnement normal, la solution des objectifs en séquence est plus adéquate. Les objectifs en « défaillance » ont priorité sur l'objectif du « mode de fonctionnement normal ». Ces objectifs sont minimisés selon une approche séquentielle (Ignizio 1982). L'objectif prioritaire est d'abord minimisé, puis, le second objectif est optimisé en ayant comme contrainte additionnelle de maintenir la performance obtenue lors de la minimisation de l'objectif prioritaire.

Un deuxième objectif (mode de fonctionnement normal) est maintenant formulé à partir de la solution au premier objectif. Ce second objectif consiste à minimiser la valeur maximale des couples moteurs. Pour le résoudre avec l'approche séquentielle, le résultat optimal obtenu lors de la solution de l'objectif principal (au chapitre 4) est ajouté comme contrainte au

second objectif. Celui-ci inclut également les contraintes du premier objectif, afin d'en maintenir leur respect. La seconde séquence d'optimisation prend la forme suivante :

$$\min_{\theta, \phi} \left[\max_{i,j} |\tau_{ti}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j)| \right], \quad \forall j = 1, \dots, N, \quad \forall i = 2, \dots, 5 \quad (5.40)$$

sujet à :

$$F_{tz}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j) \geq 0, \quad \forall j = 1, \dots, N \quad (5.41)$$

$$F_{tz}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j) \leq F_{tz \max}, \quad \forall j = 1, \dots, N \quad (5.42)$$

$$|F_{ty}(q_j, e_j, h_j, \alpha_j, \beta_j)| \leq F_{ty \max}^*, \quad \forall j = 1, \dots, N \quad (5.43)$$

où i représente l'indice des moteurs des mécanismes cinq barres. La valeur optimale obtenue lors de la solution du premier problème d'optimisation est désignée par $F_{ty \max}^*$.

Grâce à la formulation linéaire des modèles mécaniques, les deux objectifs d'optimisation ont une forme linéaire. Ils peuvent donc être facilement solutionnés en garantissant une solution optimum globale.

5.5 Force maximale

La sécurité du robot en fonctionnement normal est étroitement liée à la puissance des moteurs installés aux joints motorisés. La fonction objective proposée à la section 5.4 en minimise les couples exigés à l'aide de ressorts angulaires insérés dans l'assemblage. Cette sécurité optimale du fonctionnement normal du robot peut donc être vérifiée en calculant la force de contact maximal que peut exercer la sonde sur le patient. Puisque les quatre moteurs des mécanismes cinq barres seront identiques, la puissance exigée du moteur le plus sollicité impose le standard aux trois autres moteurs. La force maximale déployée survient donc lorsque ces quatre moteurs sont à pleine puissance simultanément. La force de chaque mécanisme cinq barres se calcule de manière indépendante. Ce qui signifie que la force maximale exercée par la sonde survient lorsque ces deux mécanismes appliquent la même force dans la même direction donc, selon une même posture. Ainsi, cette force maximale du robot est simplement le double de la force maximale d'un seul mécanisme cinq barres.

Une partie du modèle mathématique de l'expression de la force de réaction au porte-outil (équation 4.16 de la section 4.5.3.3) peut être récupéré dans le calcul de la force maximale. Cette partie de l'équation représente l'effet de la gravité et des ressorts angulaires d'équilibrage sur la structure. La partie manquante au calcul de la force maximale déployée est la force générée par les couples des moteurs en fonction. Le lien entre les couples moteurs et la force déployée est la Jacobienne décrite à la section 4.5.4.

$$\mathbf{F}_m(\mathbf{q}, \mathbf{e}, \alpha, \beta) = \begin{bmatrix} F_{my} \\ F_{mz} \end{bmatrix} = \mathbf{J}^{-T}(\mathbf{q}, \mathbf{e}) \boldsymbol{\tau}_m \quad (5.44)$$

où $\boldsymbol{\tau}_m = \begin{bmatrix} \tau_{m2} \\ \tau_{m3} \end{bmatrix}$ sont les couples déployés par les moteurs. Cette nouvelle valeur s'ajoute à l'expression 4.16 de la section 4.5.3.3 et complète la formulation de la force exercée au point d'attache e par le mécanisme cinq barres et les moteurs.

5.6 Vitesses maximales des moteurs

Le choix des boîtes de réduction aux moteurs dépend de la vitesse maximale du robot. Les moteurs possèdent une vitesse maximale intrinsèque que le ratio d'engrenage démultiplie. Les contraintes du cahier de charges, provenant de la conception du robot au chapitre 2, dictent une vitesse linéaire d'environ 20 cm/s à l'outil. Cette vitesse maximale est sollicitée lors des déplacements entre la position de retrait du robot et les zones de travail. Ces déplacements requièrent une vitesse plus élevée, puisque la vitesse nécessaire lors d'un examen échographique est très faible.

La transformation de la vitesse linéaire de l'outil en vitesse angulaire des moteurs s'effectue à l'aide de la matrice jacobienne, telle que décrite à la section 4.5.3. Le vecteur de la vitesse maximale à l'outil peut être déplacé aux points d'attachments e et h , en omettant la vitesse angulaire de l'outil. En effet, les déplacements à grande vitesse sont surtout linéaires, donc peu de vitesse angulaire. Le vecteur de vitesse linéaire est appliqué dans une direction quelconque à chaque point du maillage de l'espace de travail des mécanismes cinq barres. À chacun de ces points, il existe une vitesse maximale d'un des moteurs angulaires. Le moteur

angulaire qui doit fournir la plus grande vitesse détermine le ratio d'engrenage exigé. La vitesse maximale pour l'ensemble des moteurs d'un mécanisme cinq barres est atteinte lorsque la direction du vecteur de vitesse est dans le plan du mécanisme, soit le plan yz . L'expression des vitesses du mécanisme cinq barres **abcde** prend la forme suivante :

$$\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \mathbf{J}^{-1} = \frac{\partial \mathbf{q}}{\partial t} \quad (5.45)$$

L'expression des vitesses du second mécanisme cinq barres est similaire à l'expression 5.45.

Le moteur n°6 est sollicité à sa vitesse angulaire maximale lorsque le vecteur de vitesse au bout de l'outil est normal au rayon de rotation. À cette configuration précise, la vitesse angulaire est tout simplement :

$$\max \frac{\partial q_6}{\partial t} = \frac{vit_{linéaire}}{2\pi^t z_e} \quad (5.46)$$

où z_e est la longueur de la sonde, tel qu'illustré à la figure 2.11.

5.7 Résultats

Les paramètres approximatifs du robot (présenté au tableau 4.1) permettent une évaluation des forces, des moments et de couples moteurs appliquées sur la structure du robot. Cette approximation facilite la conception mécanique détaillée. Les valeurs maximales calculées exposent les contraintes de déformation susceptibles de compromettre la précision du robot. Cette précision en position de la sonde échographique dépend de la somme des déformations de tous les membres du robot. Un programme informatique, basé sur les équations développées dans ce chapitre, a permis de calculer les efforts encaissés par les membres du robot à toutes les positions du maillage de l'espace de travail du robot. Les forces et les moments de contact, positifs et négatifs entre la sonde et le patient, sont appliqués sur toutes les positions. Le maillage utilisé est le même qu'au chapitre 4.

5.7.1 Efforts internes

Le tableau 5.2 présente les valeurs maximales atteintes (en valeur absolues) des efforts internes des membres de la structures ainsi que les forces motrices des actionneurs 1 et 6. Ces valeurs ont été calculées à partir des équations présentées à la section 5.2

Tableau 5.2
Forces et moments subis par la structure

Variable	Valeur maximale atteinte (absolue)	Description
F_1	7,37 N	Force développée par le moteur linéaire 1
τ_6	0,82 Nm	Couple développé par le moteur 6
T_2	26,4 N	Tension/compression supportée par le membre 2
T_3	26,0 N	Tension/compression supportée par le membre 3
T_4	39,8 N	Tension/compression supportée par le membre 4
T_5	42,4 N	Tension/compression supportée par le membre 5
T_7	39,2 N	Tension/compression supportée par le membre 7
T_8	38,0 N	Tension/compression supportée par le membre 8
T_9	42,5 N	Tension/compression supportée par le membre 9
T_{10}	40,7 N	Tension/compression supportée par le membre 10
M_1	8,04 Nm	Moment supporté par le roulement entre le chariot et la piste
$M_{2 \text{ latéral}}$	0,55 Nm	Moment latéral supporté par le membre 2
$M_{3 \text{ latéral}}$	0,65 Nm	Moment latéral supporté par le membre 3
$M_{4 \text{ latéral}}$	0,63 Nm	Moment latéral supporté par le membre 4
$M_{5 \text{ latéral}}$	0,73 Nm	Moment latéral supporté par le membre 5
$M_{7 \text{ latéral}}$	0,92 Nm	Moment latéral supporté par le membre 7
$M_{8 \text{ latéral}}$	0,92 Nm	Moment latéral supporté par le membre 8
$M_{9 \text{ latéral}}$	1,04 Nm	Moment latéral supporté par le membre 9
$M_{10 \text{ latéral}}$	1,04 Nm	Moment latéral supporté par le membre 10

Les résultats présentés dans le tableau 5.2 illustrent l'effet bénéfique de la répartition des efforts à travers les chaînes d'un mécanisme de type parallèle. Les bras des mécanismes cinq barres subissent des tensions ou compressions maximales entre 26,0 Newtons et 42,5 Newtons ; les bras supportant le porte-outil subissent la plus grande force. Les moments latéraux sont faibles sur la structure, soit entre 0,55 Newton-mètre et 1,04 Newton-mètre. La

structure étant plus faible aux efforts latéraux, cette petite valeur en minimise les répercussions.

5.7.2 Couples moteurs optimaux

La solution en séquence d'un nouvel objectif d'optimisation à un problème d'optimisation déjà solutionné permet de conserver les résultats obtenus du premier objectif. Le nouveau problème d'optimisation de la section 5.4 est introduit comme une seconde séquence au problème d'optimisation résolu au chapitre 4. Les contraintes et le résultat optimal de la première séquence sont introduits dans la seconde séquence comme contraintes. Le tableau 5.3 présente les valeurs des forces de réaction à l'outil à chaque séquence. Ces valeurs n'ont pas changé de la première à la seconde séquence signifiant le respect de l'objectif de sécurité proposé au chapitre 4.

Tableau 5.3

Forces de réaction

Optimisation	F_{ty} (N)		F_{tz} (N)	
	min	max	min	max
Sans les ressorts augulaires	-12,6	17,2	-24,2	-3,3
Opt. force outil	-8,3	8,3	0	16,5
Opt. couples moteurs	-8,3	8,3	0	16,5

Tableau 5.4

Paramètres des ressorts angulaires

Constantes des ressorts	$K_2 = 0.5 ; K_3 = 0.8 ; K_b = -0.5 ; K_d = 0.8 ; K_4 = 1.5 ; K_5 = 0.2 ; K_g = -1.8 ; K_l = 2.0.$
Positions angulaires initiales des ressorts	$q_{k2} = 2.1 ; q_{k3} = 4.4 ; q_{kb} = 2.3 ; q_{kd} = 1.2 ; q_{k4} = 2.6 ; q_{k5} = 20.4 ; q_{kg} = 2.2 ; q_{kl} = 2.6.$

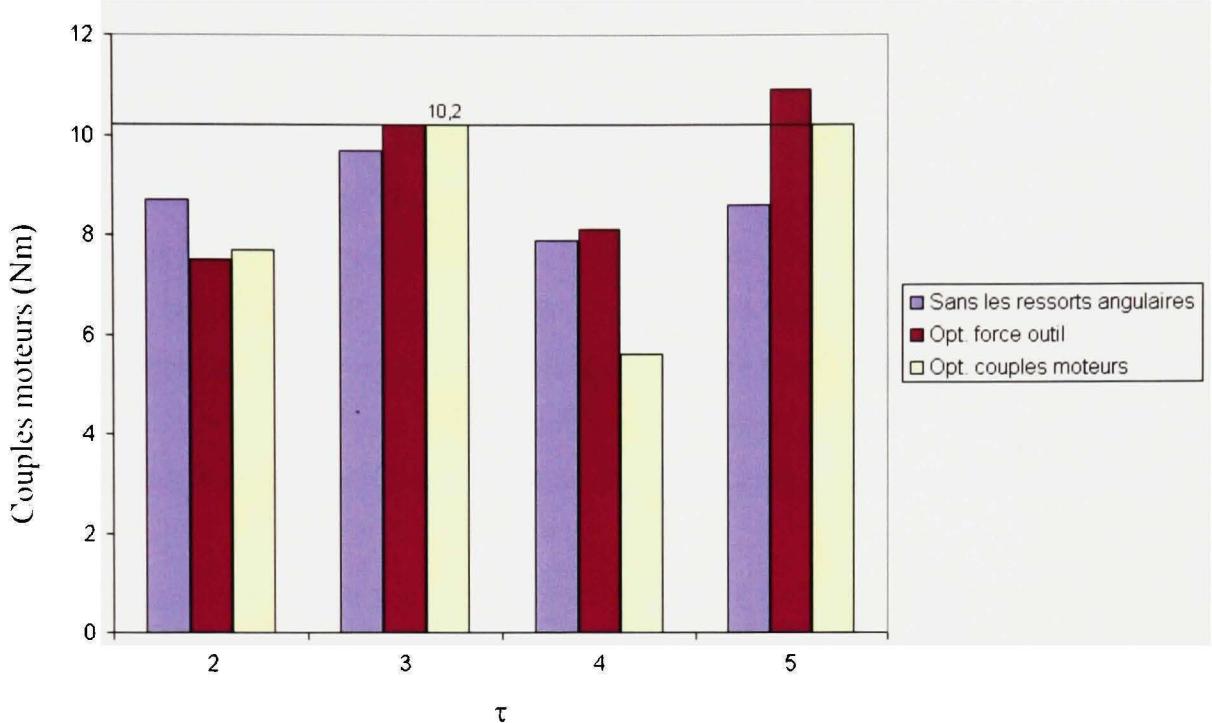


Figure 5.4 Couples des moteurs.

La figure 5.4 illustre les valeurs des couples des moteurs sans la présence de ressorts angulaires, à la première séquence et à la seconde séquence. Les couples moteurs maximaux sont plus petits lorsqu'il n'y avait pas de ressorts angulaires puisque l'objectif de sécurité du chapitre 4 impose un retrait vertical du robot. Les moteurs en fonctions doivent donc « combattre » cette force de retrait et appliquer la force supplémentaire de contact requise sur la peau du patient. Sans les mécanismes d'équilibrage, la gravité aide le robot à appliquer cette force d'où les valeurs moindres (maximum de 9,6 Newtons-mètre). Mais la sécurité du patient est plus importante que la minimisation des requis des couples moteurs. La figure 5.4 illustre aussi que l'ajout des ressorts angulaires n'a pas augmenté grandement les couples requis des moteurs puisque la seconde séquence d'optimisation a permis de seuiller à 10,2 Newtons-mètre les requis des moteurs, soit de 0,8 Newton-mètre supplémentaire. Les efforts sont redistribués des moteurs les plus sollicités vers les moteurs les moins sollicités. Sans cette seconde séquence, le couple requis aurait été de 11,0 Newtons-mètre. Puisque les quatre moteurs des mécanismes cinq barres sont identiques, seule la valeur maximale de l'ensemble sert d'exigence à l'achat de ces moteurs. Le tableau 5.4 détaille les constantes des ressorts angulaires à la deuxième séquence d'optimisation.

5.7.3 Force maximale

Une fois que les moteurs sont sélectionnés, leur couple maximale permet de calculer la force maximale que peut appliquer la sonde du robot sur le patient. Les équations de la section 5.5 en permettent le calcul exact. En utilisant le couple maximum exigé déterminé à la section 5.7.2 d'une valeur de 10,2 Newtons-mètre, la force maximale de contact à la sonde est atteinte lorsque les quatre moteurs sont à la puissance maximale simultanément. Cette force est donc le double de la force générée par un seul mécanisme cinq barres. La figure 5.5 illustre la force maximale produite sur le plan de déplacement d'un mécanisme cinq barres.

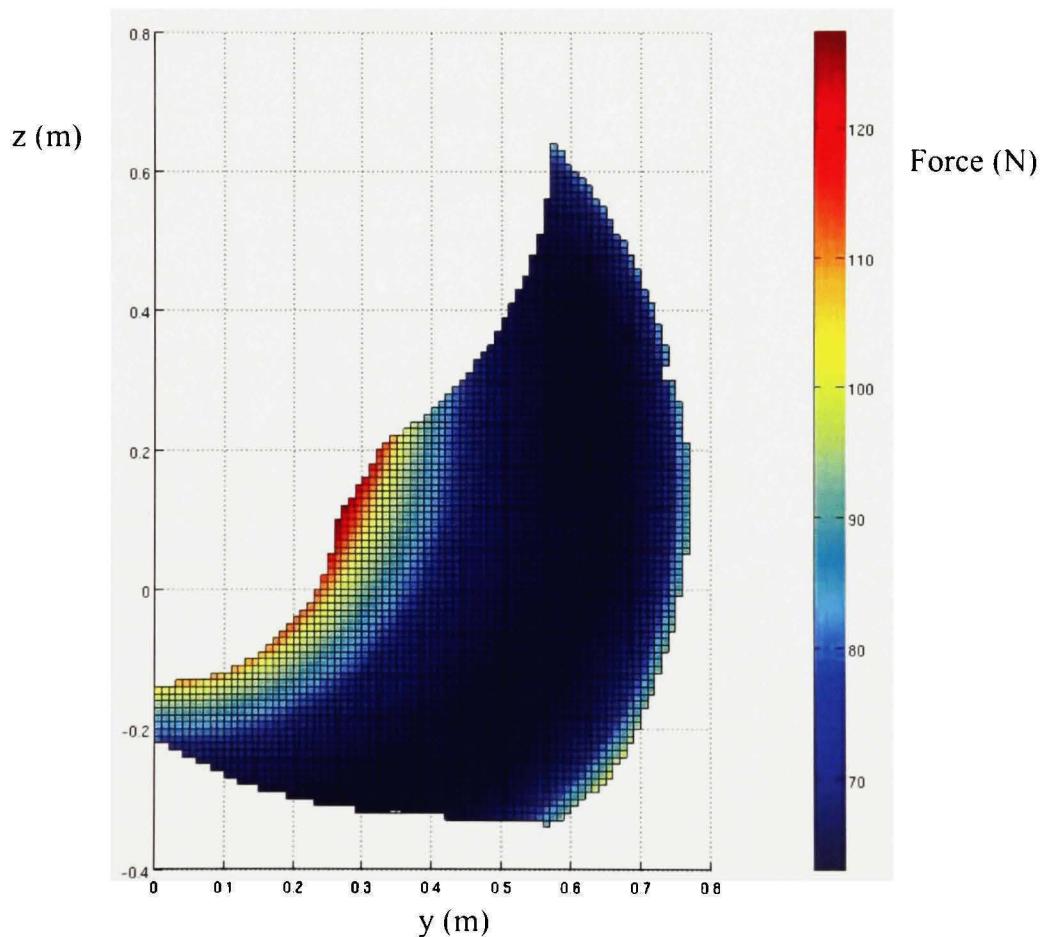


Figure 5.5 Force d'un mécanisme cinq barres.

La force d'un mécanisme cinq barres varie entre 60 Newtons et 127 Newtons. Les valeurs élevées sont aux abords de l'espace de travail. Ceci signifie que le robot peut générer une

force de 254 Newtons aux abords de son espace de travail, soit l'équivalent d'une masse de 25 kilogrammes. La probabilité que les quatre moteurs soient à la puissance maximale simultanément est nulle lorsque le contrôleur est fonctionnel. Un disjoncteur sur l'alimentation principale pourrait limiter la consommation électrique du robot et empêcher une défaillance qui causerait une force de contact potentiellement dangereuse.

5.7.4 Vitesses maximales

La sélection du ratio des réducteurs de vitesses s'effectue à l'aide de la vitesse maximale atteinte par tous les moteurs. Le tableau 5.5 détaille les vitesses maximales, calculées à partir des équations 5.45 et 5.46.

Tableau 5.5

Vitesse maximale des moteurs

Moteur 1	0,2 m/s
Moteur 2	1,76 rad/s
Moteur 3	2,17 rad/s
Moteur 4	1,72 rad/s
Moteur 5	2,17 rad/s
Moteur 6	0,32 rad/s

Par souci de symétrie de la structure, la vitesse maximale des moteurs n°2, n°3, n°4 et n°5 impose la sélection du ratio des boîtes de réduction de ces quatre moteurs. Cette vitesse maximale est de 2,17 rad/s.

5.8 Conclusion

Un schéma des forces internes des membres du robot a été développé à l'aide de diagrammes des corps libres. Ces forces internes permettent d'estimer la déformation des membres donc, la précision du robot. Puisque la structure principale est de type parallèle, la distribution des efforts augmente le potentiel de précision du robot. La faiblesse de la structure aux efforts latéraux n'est pas problématique puisque la manipulation de la sonde échographique n'y génère pas d'efforts importants.

Les forces et les moments de contact entre la sonde échographique et le patient ont été ajoutés aux forces de maintien de la structure soumise à la gravité. Cette somme des forces représente les situations qui exigent les plus grands couples moteurs. Un second problème d'optimisation visant la réduction des couples moteurs a été solutionné en séquence au problème d'optimisation visant la sécurité proposé au chapitre 4. Cette nouvelle solution minimise les couples moteurs à un niveau très près d'une configuration mécanique sans ressort angulaire d'équilibrage. Ceci empêche le surdimensionnement des moteurs provenant du dispositif de retrait sécuritaire automatique du robot vers la verticale. En mode de fonctionnement normal, ce sont les couples des moteurs qui dictent la force du robot. Des moteurs fournissant justement la puissance minimalement requise garantissent le meilleur niveau de sécurité possible. La force maximale que le robot peut générer à pleine puissance est tout de même importante. Un dispositif de limitation du courant permettrait d'empêcher que le robot puisse produire une force importante potentiellement dangereuse. Enfin, le calcul exact des vitesses maximales exigées des moteurs permet la sélection du ratio des boîtes de réduction, complétant ainsi les exigences liées à l'achat des moteurs.

CONCLUSION

Le diagnostic d'une sténose, en particulier celle des membres inférieurs, est beaucoup plus précis lorsqu'un système d'imagerie permet de visualiser l'étendue volumique de la plaque dans les vaisseaux sanguins. Qu'il s'agisse du balayage rotationnel de l'angiographie digitale par soustraction ou de l'acquisition multi plans parallèles de l'angiographie par résonance magnétique ou par tomodensitométrie, la génération d'un volume en trois dimensions passe par la superposition et l'accumulation des plans image. Ces systèmes d'imageries 3D utilisent les rayons X ou le flux magnétique afin d'observer l'anatomie humaine. Les développements récents en imagerie 3D par échographie permettent à cette technologie d'émerger, en offrant un diagnostic sans radiation ionisante et à un coût beaucoup plus faible. Les défis de son implantation résident dans la saisie de plans image successifs, précisément placés dans l'espace, et du maintien de la sonde échographique en contact avec un patient.

L'objectif principal de cette thèse est de concevoir un robot capable de fournir une position précise et d'effectuer l'examen d'échographie 3D des vaisseaux sanguins des membres inférieurs. Puisque le patient et le personnel médical sont à proximité du robot, une attention particulière a été accordée au design du robot quant à la sécurité. Le robot est conçu en fonction de l'espace de travail adapté à l'examen échographique des artères des membres inférieurs. Les robots recensés dans la littérature n'offrent pas un espace de travail suffisamment grand pour cet examen exigeant un long déplacement. Celui-ci a servi d'étalon, garantissant au robot la capacité d'effectuer tous les autres examens moins exigeants. La structure robotique originale ainsi développée a fait l'objet d'une demande de brevet provisoire au bureau des brevets américains et marques de commerce. Cette structure est de type parallèle. Celle-ci permet une distribution des forces sur plusieurs de ses membres. Les efforts sont aussi divisés puisqu'ils sont actionnés par plusieurs moteurs. Cette approche des efforts « partagés » allège le système et permet l'utilisation de moteurs plus petits. Contrairement aux architectures robotiques sérielles, les moteurs ne sont pas mus avec la structure.

Des contraintes ont été établies afin d'assurer la sécurité du robot. Ces contraintes ont exigé l'installation de dispositifs de sécurité. D'abord, une structure robotique parallèle possède très souvent des singularités nuisibles aux déplacements, rendant ainsi le système potentiellement dangereux. Les singularités de la structure proposée (figure 2.14) ne se situent pas au centre de son espace de travail, mais à ses abords ; elles sont facilement contournées par l'installation de butées mécaniques sur les articulations rotoides libres des mécanismes cinq barres, soit celles qui causent lesdites singularités.

Différentes analyses de sécurité issues de la littérature des robots à applications médicales ont été étudiées. Par la suite, une étude détaillée de la sécurité a permis d'identifier rapidement les dangers et des solutions efficaces les ont sécurisés. Aucun danger n'est resté sans solution, sans quoi la structure aurait tout simplement été rejetée. Le tableau 2.5 détaille les différents dispositifs recommandés afin de sécuriser la structure du robot. Des considérations quant aux équipements électriques choisis (capteurs, ordinateurs, amplificateurs de puissance, etc.) devront être validées pour le maintien de la sécurité. L'analyse continue de celle-ci fait partie intégrante de la conception, tel qu'illustré dans le schéma du Design Control, à la figure 2.15.

Les dimensions des membres affectent directement l'espace de travail utilisable. Au chapitre 3, l'optimisation des dimensions des membres du robot a permis de couvrir l'espace de travail exigé par l'examen échographique des membres inférieurs. Les résultats de l'optimisation réduisent au minimum la longueur des membres du robot, lui assurant une faible masse totale ainsi qu'un encombrement réduit.

L'équilibrage partiel d'une structure mécanique et sa solution en un problème d'optimisation constituent un apport scientifique original (Lessard, Bigras et al. 2007). Cette solution est adaptée à la structure particulière du robot et à sa tâche médicale. En effet, l'équilibrage complet des forces, annulant les effets de la gravité, se réalise difficilement sur la structure parallèle du robot : l'assemblage mécanique requis est trop complexe. L'équilibrage de la structure soulage le travail des moteurs en fonction et minimise les mouvements du robot

lorsqu'ils ne sont pas activés. La mise hors tension des moteurs demeure une situation potentiellement dangereuse. À ce moment précis, une seule force s'exerce sur la structure : la force gravitationnelle. En l'absence d'un équilibrage statique complet, les mouvements du robot sont incertains. L'équilibrage partiel permet de contrôler et de prédire les mouvements du robot. Cet équilibrage fait en sorte que l'outil du robot hors tension se rétracte verticalement, dégageant le patient sous l'appareil. L'objectif principal de l'équilibrage partiel consiste à assurer la sécurité. Un second objectif s'y rajoute stipulant une minimisation des couples moteurs, ce qui a pour effet de réduire la force du robot donc, son potentiel de causer des blessures. Un problème d'optimisation comprenant ces deux objectifs est construit avec les équations linéaires du modèle mécanique. La technique d'optimisation multi-objectifs en séquence a permis de solutionner le problème. Le robot en défaillance a ainsi été sécurisé par le retrait vertical de la sonde échographique. En effet, la force résultante à l'outil pointe majoritairement vers le haut dans toutes les positions possibles du robot. La solution optimale a également réduit le requis de couple aux moteurs en fonctionnement normal du robot.

Les forces et les moments liés à l'examen d'échographie ont été ajoutés aux équations mécaniques. Cette force de contact de la sonde avec le patient assure une clarté d'image acceptable. Ces équations mécaniques ont permis de calculer les contraintes mécaniques encaissées par les membres de la structure à partir des paramètres physiques estimés des membres. Cette première solution aidera l'ingénieur mécanique dans la conception détaillée du robot en fonction de la précision requise. En effet, la déformation des membres doit être connue pour calculer la précision du robot.

L'objectif de concevoir un robot sécuritaire pour effectuer un examen échographique des artères a été atteint. Toutes les considérations de sécurité, pertinentes à la structure mécanique, ont été évaluées et corrigées, en tenant compte des lois de la physique et dans un souci de simplicité de la structure. Un prototype du robot est en phase de conception détaillée. Cette première version de la structure mécanique servira au développement des dispositifs de commande robotique, puis sera intégrée à un système d'imagerie

échographique. Le système complet sera mis à l'épreuve sur des fantômes anthropomorphiques d'arbres vasculaires. Les premiers essais cliniques de ce système d'imagerie, assisté par un robot, ne sont pas attendus avant plusieurs mois de recherche.

RECOMMANDATIONS

À travers la recherche bibliographique préalable à ce travail de thèse, différentes considérations pour la sécurité ont été étudiées. Puisque cette thèse présente seulement la structure mécanique, toutes les recherches futures qui continueront les efforts de développement des systèmes électriques de commandes de ce robot devront maintenir le niveau de sécurité jusqu'à maintenant élaboré. Les travaux de Davies (Davies 1994; Davies 1996; Davies 1998; Davies et al. 2000; Davies 2003) introduisent des notions avant-gardistes de sécurité quant à la commande robotique. Le matériel électronique doit aussi être porteur de hauts standards de sécurité (Halang et al. 1998). Lorsque l'interface utilisateur sera développée, une analyse détaillée des facteurs humains pouvant engendrer des situations dangereuses sera nécessaire (Guiochet et al. 2003). Enfin, une maintenance préventive devra éventuellement être élaborés en fonction de l'usure du robot dans le temps (lubrification des composants mécaniques, vérification ou remplacement des encodeurs et des ressorts d'équilibrage, remplacement des câbles et connecteurs utilisés fréquemment, etc).

Certaines notions n'ont pas encore été prises en compte dans cette thèse mais devront être résolues dans les futurs travaux de recherche. Une de ces notions est l'encombrement du câble de la sonde échographique. Celui-ci est assez rigide et de courte longueur. Il devra être attaché sur un des bras d'un des mécanismes cinq barres et avoir une boucle suffisamment grande derrière le socle et entre le mécanisme cinq barres et le porte-outil en rotation. Il faudrait donc acquérir une sonde spéciale avec un long câble. Une seconde notion à considérer est l'application du gel entre la sonde et la peau du patient. Le gel pourrait être appliqué par la personne supervisant l'examen, ou un système de distribution automatique pourrait être ajouté sur la sonde, relié à un réservoir.

Les essais avec le prototype conçu à partir des travaux de cette thèse permettront de valider en pratique l'utilisation générale du robot. Certains problèmes d'ergonomie ou d'interférence peuvent potentiellement être découverts par ces essais, remettant en question certaines décisions prises comme les dimensions du robot et l'emplacement des composantes. Les

modèles et équations détaillés dans cette thèse peuvent servir à de nouveaux calculs des dimensions. Le but de ce travail de recherche est de fournir des outils mathématiques permettant une estimée des paramètres. Ces outils mathématiques sont toujours valables pour l'architecture robotique présentée.

Tout au long du processus de conception, les requis légaux canadiens (Canada 1998), américains (FDA 2000) et européens (EUROPA 1993 - 2004) doivent être respectés, puisque les ambitions de marché des équipements médicaux concerne la planète entière.

ANNEXE I

DEMANDE DE BREVET AMÉRICAIN PROVISOIRE

PARALLEL MANIPULATOR

INVENTORS

Simon Lessard

Ilian Bonev

Pascal Bigras

BACKGROUND OF THE INVENTION

1. Field of the Invention

[0001] The present invention relates to robotic manipulators and, more particularly, to such manipulators constructed to control the movement of an end-effector with at least two translational and two rotational degrees of freedom, and composed of articulated arms connecting the end-effector to a base.

2. Background Art

[0002] Various designs of robotic manipulators exist for controlling the movement of an end-effector with six or fewer degrees of freedom (DOFs). Among these designs, so-called parallel manipulators are becoming increasingly popular.

[0003] In a parallel manipulator, an end-effector (i.e., moving portion, output portion) is connected to a base through at least two articulated arms. Often, the joint of each articulated arm that connects directly to the base is actuated. Thus, the actuators of a parallel manipulator are usually fixed to the base, and this reduces significantly the weight of the moving parts of the parallel manipulator and allows higher accelerations at the end-effector.

[0004] One of the less-discussed advantages of parallel manipulators is the versatility of their designs. There exists an optimal design for every particular motion pattern. There are parallel wrists for applications that require orienting an object. There are parallel manipulators for applications that require positioning with one orientational (i.e., rotational) and three translational DOFs, and so on. There are also parallel manipulators for applications that require a specific workspace volume (for example, an unlimited rotation about an axis or large displacements along a given axis, etc.). Often, these parallel manipulators comprise five-bar mechanisms.

[0005] U.S. Patent No. 6,047,610, issued April 11, 2000 to Stocco et al., entitled "Hybrid Serial/Parallel Manipulator," discloses a manipulator having three translational and two rotational DOFs. It consists of two five-bar mechanisms (each actuated by two motors) that pivot about the axes of their base bars. The two five-bar mechanisms are connected to the end-effector through universal joints. It basically registers the position and orientation of a handle, but not the rotation about the handle's axis. This manipulator is redundantly actuated, which inevitably increases the complexity of the control system and, most importantly, the manufacturing cost of the whole unit.

[0006] U.S. Patent No. 6,116,844, issued September 12, 2002 to Hayward, entitled "Mechanisms for Orienting and Placing Articles," discloses a parallel manipulator having one translational and three rotational DOFs. The parallel manipulator has two five-bar mechanisms (each actuated by two motors) that pivot passively about the axes of their base bars and are connected to a T-shaped end-effector whose extremity runs through a universal-cylindrical joint assembly. In this manipulator, none of the motors is fixed to the base.

[0007] U.S. Patent No. 5,673,595, issued October 7, 1997 to Hui et al., entitled "Four Degree-of-Freedom Manipulator," discloses a parallel manipulator composed of two five-bar mechanisms moving in parallel planes, whose extremities are connected through a serial triple-revolute-joint chain. A body attached at the middle revolute joint of this chain would therefore have one rotational and three translational DOFs. In this manipulator, an end-effector such as a handle (as in a haptic device) or a suction cup (as in a material-handling robot) cannot be easily attached at the middle revolute joint of the triple-revolute-joint chain. Furthermore, this manipulator has a lock-up singularity when the axes of the extremity joints of both five-bar mechanisms coincide.

[0008] U.S. Patent No. 6,339,969, issued January 22, 2002 to Salcudean et al., entitled "Three-Degree-of-Freedom Parallel Planar Manipulator," discloses a parallel manipulator having three DOFs in a plane. The manipulator is composed of two five-bar mechanisms moving in parallel planes, whose extremities are connected through a link of constant length. This manipulator registers the position and orientation of a handle moving in a plane. This manipulator is redundantly actuated, which inevitably increases the complexity of the control system and, most importantly, the manufacturing cost of the whole unit.

[0009] International Publication No. WO 2006106165, published October 12, 2006, by Nabat et al., entitled "Unlimited-Rotation Parallel Robot with Four Degrees of Freedom," discloses a parallel manipulator having one orientational and three translational DOFs. The manipulator is composed of two five-bar mechanisms moving in parallel planes, whose extremities are connected through two articulated links, one of which passes through one of the extremities via a cylindrical joint. In this manipulator, the cylindrical joint

is subject to lateral forces which increase the friction forces. Indeed, the inventors have eventually constructed a different version of their manipulator, replacing one of the five-bar mechanisms with a more complex mechanical system.

[0010] Japanese Publication No. JP2005066723, published March 17, 2005, by Okamoto and Sakaguchi, entitled "Parallel Robot with Four Degrees of Freedom," discloses a parallel manipulator having two translational and two rotational degrees of freedom. The manipulator is composed of two five-bar mechanisms actuated with linear motors and moving in parallel planes, whose extremities have hollow spherical joints through which a tool holder passes. This manipulator uses linear actuators, which make the manipulator more cumbersome. Furthermore, hollow spherical joints are difficult to manufacture and increase the cost of the manipulator.

[0011] The publication "A Two Degrees-of-freedom Planar Haptic Interface with High Kinematic Isotropy," by Frisoli et al. [Proceedings of 1999 IEEE International Workshop on Robot and Human Interaction, Pisa, Italy], presents a parallel manipulator having two translational and two orientational DOFs. The translational DOFs are active, while the rotational DOFs are passive. The manipulator is composed of a single five-bar mechanism. An unactuated so-called remote-center-of-rotation mechanism is mounted on the extremity of the five-bar mechanism and holds a pen-shaped end-effector. The manipulator is used as a haptic pen which can measure and control the motion on a paper plane while measuring the pressure of the pen exerted by the user along the pen axis. A haptic pen is suitable for applications such as teaching drawing or handwriting, or for rehabilitation. In this particular device, the orientation of the pen is not controllable.

[0012] Of all the dozens of parallel manipulator designs, very few are aimed at controlling the movement of an end-effector with two translational and two rotational degrees of freedom, as the invention disclosed in Japanese Publication No. JP2005066723. Such parallel manipulators can be used as haptic devices, for example, to simulate the motion of a pen along a piece of paper, or they can be used as a subsystem of a five- or six-DOF manipulator. For example, the manipulator disclosed in Japanese Publication No. JP2005066723 can be mounted on a vertical axis and thus serve as a 5-axis machine tool.

[0013] The publication "Type Synthesis of 4-DOF Parallel Manipulators," by Qinchuan Li and Zhen Huang [Proceedings of 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Taipei, Taiwan], discloses two such 4-DOF parallel manipulators, one of which consists of four identical arms each composed of five revolute joints connected in series. While this manipulator is theoretically attractive, it is of relatively small practical interest, since its design is cumbersome and its proper functioning relies on strict manufacturing tolerances. Furthermore, the kinematics of such a manipulator is complex.

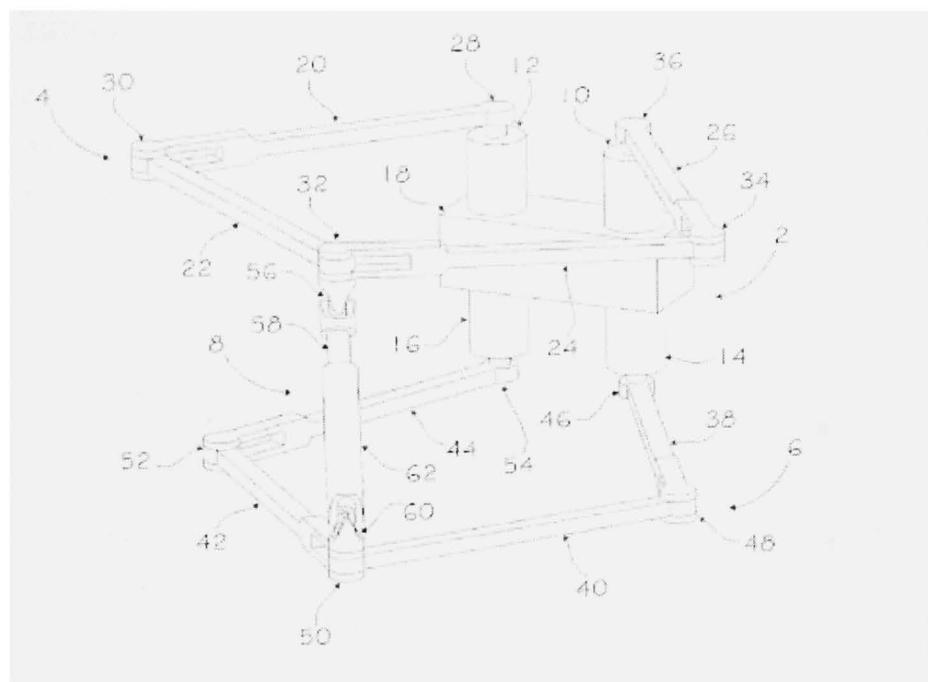


Fig. 1

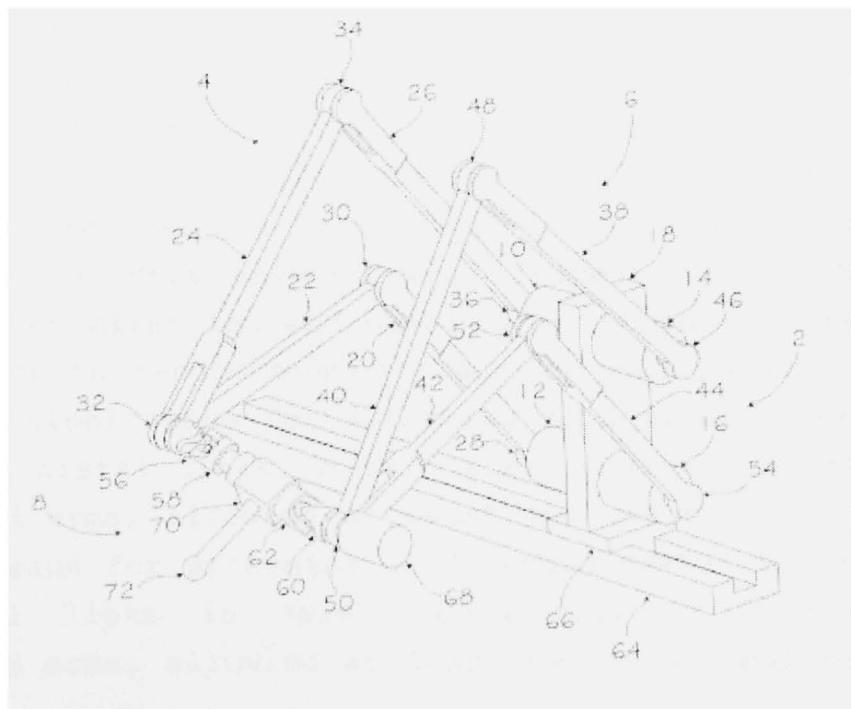


Fig. 2

SUMMARY OF INVENTION

[0014] It is therefore an aim of this invention to provide a novel parallel manipulator.

[0015] It is a further aim of the present invention to provide a parallel manipulator capable of, amongst other features, controlling the position of the tip of a tool-holder along a plane and the direction of the axis of the tool-holder, while addressing issues associated with prior-art manipulators.

[0016] Therefore, in accordance with the present invention, there is provided a manipulator for receiving and displacing an object, comprising a moving portion adapted for receiving an object; four articulated arms each comprising a proximal and a distal link connected through a revolute joint, each articulated arm connected to a base through an actuated revolute joint, first pair of supporting arms being connected through a first distal revolute joint, second pair of supporting arms being connected through a second distal revolute joint, the axes of all ten revolute joints being parallel; a moving portion comprising a first and a second member, interconnected through a joint that allows only translation of first member with respect to second member along a given direction and possibly rotation of first member with respect to second member about an axis parallel to said given direction; means for attaching said first member to one of the two distal links in said first pair of interconnected articulated arms, allowing at least two rotational degrees of freedom; means for attaching said second member to one of the two distal links in said second pair of interconnected articulated arms, allowing at least two rotational degrees of freedom.

[0017] Further in accordance with the present invention, there is provided a manipulator for supporting and displacing

an object, comprising: a base; a moving portion adapted to support the object; at least two articulated mechanisms each having at least five rotational joints between links, with each articulated mechanism being connected to the base by two of said rotational joints, the moving portion being connected to both said articulated mechanisms by moving-portion joints, the articulated mechanisms and moving-portion joints being arranged with respect to each other between the base and the moving portion so as to restrict movement of the moving portion to displacements in two translational degrees of freedom and two rotational degrees of freedom with respect to the base; and at least four actuators being each operatively connected to a different one of the rotational joints between the base and the articulated mechanisms so as to selectively control the displacements of the moving portion in any one of the four degrees of freedom of the moving portion.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0018] Fig. 1 is a perspective view of a four-DOF parallel manipulator in accordance with an embodiment of the present invention; and

[0019] Fig. 2 is a perspective view of the four-DOF parallel manipulator of Fig. 1, in a 6-DOF configuration.

DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

[0020] Fig. 1 shows a four-DOF (degree of freedom) parallel manipulator that can be directly used as a haptic device. The parallel manipulator has five-bar mechanisms 4 and 6, connected at one end to the base assembly 2, and arranged to support a moving portion or tool assembly 8 at the opposed end. The base assembly 2 is composed of base 18 that holds four motors, namely 10, 12, 14 and 16.

[0021] The first five-bar mechanism 4 is composed of links 20, 22, 24 and 26 and revolute joints 28, 30, 32, 34 and 36. A rotation of the links 20 and 26 is actuated by the motors 12 and 10 at the joints 28 and 36, respectively. The joints 30, 32 and 34 are passive revolute joints.

[0022] The second five-bar mechanism 6 is composed of links 38, 40, 42 and 44 and joints 46, 48, 50, 52 and 54. A rotation of the links 38 and 44 is actuated by the motors 14 and 16 at the joints 46 and 54, respectively. The joints 48, 50 and 52 are passive revolute joints.

[0023] The axes of all ten revolute joints of the two five-bar mechanisms 4 and 6 are parallel. Thus, the two five-bar mechanisms 4 and 6 are each displaceable in a plane of motion, and the plane of motion of the first five-bar mechanism 4 is parallel to the plane of motion of the second five-bar mechanism 6.

[0024] In the embodiment of Fig. 1, the tool assembly 8 is composed of a linear or cylindrical passive joint (part of moving-portion joints), having links 58 and 62 telescopically assembled to provide a translational DOF therebetween. The tool assembly 8 is connected at opposed ends to the five-bar mechanisms 4 and 6. More specifically, a universal joint 56 (or like joint, part of the moving-portion joints) relates the joint 32 of the five-bar mechanism 4 to the link 58 of the tool assembly 8. Similarly, a universal joint 60 (or like joint, part of the moving-portion joints) relates the joint 50 of the five-bar mechanism 6 to the link 62 of the tool assembly 8. The moving-portion joints 56 and 60 are free to rotate at their connecting points with the revolute joints 32 and 50.

[0025] The exterior linkage of the passive joint of the tool assembly 8, namely the link 62, is preferably used as the output portion, and is restricted to motion along two

rotational DOFs and two translational DOFs by the five-bar mechanisms 4 and 6. In one embodiment, the lower part 62 of the linear passive joint can serve as a haptic pen since it is the exterior linkage of the joint.

[0026] Fig. 2 shows the four-DOF parallel manipulator of Fig. 1 as part of a six-DOF parallel manipulator. The central portion of the manipulator is as described for Fig. 1. The free rotation of link 62 about its longitudinal axis is now actuated by motor 68. In the embodiment of Fig. 2, the motor 68 is attached to link 42 and rotates the output portion of the tool assembly 8 (namely the link 62) via the universal joint 60 pivotally mounted to the joint 50. Accordingly, the additional rotational DOF is provided for the link 62.

[0027] In the embodiment of Fig. 2, a linear actuator consists of track 64 and carriage 66. The base 18 is fixed on the carriage 66, this assembly being actuated along a linear direction on track 64, to provide the additional translational DOF to the parallel manipulator. The direction of linear displacement of the carriage 66 is normal to the plane of motion of both five bar mechanisms 4 and 6.

[0028] A tool 72 is attached on the link 62 via a face plate 70. The tool 72 is displaceable along 6 DOFs relatively to the track 64

[0029] Such parallel manipulators can be used for various industrial applications (welding, cutting, machining) as well as for medical applications (ultrasound examination of lower-limb members).

[0030] Although the parallel mechanism is illustrated as having a double-five-bar mechanism configuration, it is considered to provide the parallel mechanism with inactive joints, to provide articulated mechanisms other than the five-bar mechanisms but operating in similar fashion.

WE CLAIM:

1. A manipulator for supporting and displacing an object, comprising:

a base;

a moving portion adapted to support the object;

at least two articulated mechanisms each having at least five rotational joints between links, with each articulated mechanism being connected to the base by two of said rotational joints, the moving portion being connected to both said articulated mechanisms by moving-portion joints, the articulated mechanisms and moving-portion joints being arranged with respect to each other between the base and the moving portion so as to restrict movement of the moving portion to displacements in two translational degrees of freedom and two rotational degrees of freedom with respect to the base; and

at least four actuators being each operatively connected to a different one of the rotational joints between the base and the articulated mechanisms so as to selectively control the displacements of the moving portion in any one of the four degrees of freedom of the moving portion.

2. The manipulator according to claim 1, wherein the base is mounted to a linear actuator, whereby the moving portion is displaceable along three translational degrees of freedom and two rotational degrees of freedom.

3. The manipulator according to claim 2, further comprising a rotational actuator connected to one of said moving-portion joints to actuate a rotation of the moving portion, whereby the moving portion is displaceable along three translational degrees of freedom and three rotational degrees of freedom.

4. The manipulator according to claim 1, further comprising a rotational actuator connected to one of said moving-portion joints to actuate a rotation of the moving portion, whereby the moving portion is displaceable along two translational degrees of freedom and three rotational degrees of freedom.

LISTE DE RÉFÉRENCES

Lau, Kent, Tatsioni, Sun, Wang, Chew, Kupelnick et Jordan, *Vulnerable plaques : a brief review of the concept and proposed approaches to diagnosis and treatment*, Agency for Healthcare Research and Quality, U.S. Department of Health and Human Quality, Technology assessment, Contrat No. 290-02-0022, 33 pages, 22 janvier 2004.

Doncaster and Bassetlaw Hospitals, <http://www.dbh.nhs.uk>

Syngo X Workplace Images de Siemens Medical, <http://www.medical.siemens.com>

RadiologyInfo, <http://www.radiologyinfo.org/>

Thoracic Outlet Syndrome (TOS) Information, <http://tosinfo.com>

Medical spectral Doppler of common carotid artery, a été tirée du site web *Wikipedia, the free encyclopedia*, <http://en.wikipedia.org>

La page d'Hippocrate, <http://www.lirmm.fr/~duchemin/Hippo.htm>, consulté le 7 mars 2003.
Cette page n'est malheureusement plus en ligne.

University of British Columbia, *Devices for medical ultrasound*,
<http://www.ece.ubc.ca/~tims/Ultrasound/index.html>

Vichis et al., *A New Robot Architecture for Tele-Echography*, IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, pp. 922-926, 2003.

Koizumi et al., *Impedance controller and its clinical use of the remote ultrasound diagnostic system*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 14-19 sept, Taipei, Taiwan, 2003.

Bassit et al., *OTELO : Un robot portable de télé-échographie mobile*, Laboratoire Vision et Robotique, Bourges Contrat n. IST-2001-32516 financé par la Commission Européenne, 2002.

Janvier et al., *Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system*, Medical Imaging Analysis, sous presse, 2007.

Mitsubishi Electric, *MELFA Robots - RH Series*, <http://www.mitsubishi-automation.co.uk>

Quanser, *Industrial Products*, 5 dof Haptic Wand,
http://www.quanser.com/industrial/html/products/fs_5dof.asp

Gosselin et al., *Parallel Control Arm with two Branches*, US Patent #7,087,306, 2006.

- Hayward., *Machanism for orienting and placing articles*, US Patent #6,116,844, 1996.
- Hui et al., *Four degree-of-freedom manipulator*, US Patent #5,673,595, 1995.
- Company et al., *Shoeflies Motion Generator : A New Non Redundant Parallel Manipulator with Unlimited Rotation Capability*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelone, Espagne, 2005
- Ikuta et Nokata, *General Evaluation Method of safety for Human-Care Robots*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA99, pp. 2065-2072, 1999.
- Kalyanmoy Deb, *Multi-Objective Optimization using Evolutionary Algorithms*, John Wiley & Sons, 2001.
- Dauzat, *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*, édition Vigot, p. 340, 1991.
- FDA, *Design Control Guidance for Medical Device Manufacturers*, relatant la norme FDA 21 CFR 820.30 sous-classe 4.4 d'ISO 9001, tiré du site web Design Control, <http://www.fda.gov/cdrh/comp/designgd.html>

BIBLIOGRAPHIE

- Abolmaesumi, P., S. E. Salcudean, et al. (2002). "Image-guided control of a robot for medical ultrasound." IEEE Transactions on Robotics and Automation **18**(1): 11-23.
- Abolmaesumi, P., S. E. Salcudean, et al. (2001). A user interface for robot-assisted diagnostic ultrasound. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Seoul, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.
- Abolmaesumi, P., M. R. Sorouspour, et al. (2001). Adaptive image servo controller for robot-assisted diagnostic ultrasound. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Como.
- Bassit, L., N. Smith-Guérin, et al. (2002). OTELO: Un robot portable de télé-échographie mobile. Bourges, Laboratoire Vision et Robotique.
- Bell, G. S., M. Jameson, et al. (1999). Robotically assisted medical ultrasound. USA, University of British Columbia.
- Boudet, S., J. Gariepy, et al. (1997). Integrated robotics and medical control device to quantify atheromatous plaques: Experiments on the arteries of a patient. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robot and Systems. Part 3 (of 3), Grenoble, Fr.
- Bushberg, J. T., J. A. Seibert, et al. (2002). The essential physics of medical imaging, Lippincott Williams & Wilkins.
- Canada, G. d. (1998). Medical Device Regulations, Ministère de la Justice du Canada. **SOR/98-282**: 32.
- Clavel, R. and K. Miller (1992). "The Lagrange-Based Model of Delta-4 Robot Dynamics." Robotersysteme **8**(4): 49-54.
- Company, O., F. Pierrot, et al. (2005). Shoefly Motion Generator: A New Non Redundant Parallel Manipulator with Unlimited Rotation Capability. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain.
- Dassault (2005). Catia, Dassault Systèmes.
- Davies, B. (1994). Safety critical problems in medical systems. Safety-Critical Systems Symposium, Birmingham, UK, Springer-Verlag.
- Davies, B. (1998). The safety of medical robots. International Symposium on Robotics, Birmingham, UK, British Robot Assoc.

- Davies, B. (2003). Robotic devices in surgery. Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies. **12**: 5-13.
- Davies, B., S. Starkie, et al. (2000). Neurobot: a special-purpose robot for neurosurgery. IEEE ICRA:International Conference on Robotics and Automation, San Francisco, CA, USA.
- Davies, B. L. (1996). A Discussion of Safety Issues for Medical Robots. Computer-Integrated Surgery : Technology and Clinical Applications. S. L. Russell H. Taylor, Grigore C. Burdea and Ralph Mösges. Cambridge, Massachusetts, The MIT Press: 287-295.
- Deb, K. (2001). Multi-Objective Optimization using Evolutionary Algorithms, John Wiley & Sons.
- Degou lange, E., L. Urbain, et al. (1998). HIPPOCRATE: An intrinsically safe robot for medical applications. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Part 2 (of 3), Victoria, Can.
- Delgorgé, C., L. Al Bassit, et al. (2002). "OTELO project : mObile Tele-Echography using an ultra-light rObot." Telemed.
- Dhillon, B. S. (1991). Robot Reliability and Safety, Springer-Verlag.
- Do, W. Q. D. and D. C. H. Yang (1988). "Inverse dynamic analysis and simulation of a parallel type of robot." J. Robot Syst. **5**(3): 209-227.
- Dombre, E., P. Poignet, et al. (2001). Intrinsically Safe Active Robotic Systems for Medical Applications. IEEE-RAS Joint Workshop on Technical Challenge for Dependable Robots in Human Environment, Seoul, Korea, IEEE.
- Dudita, F. (1971). Transmissions par cardan. Paris.
- Ebert-Uphoff, I., C. M. Gosselin, et al. (2000). "Static balancing of spatial parallel platform mechanisms - revisited." Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME **122**(1): 43-51.
- EUROPA. (1993 - 2004). "EUROPA - Enterprise - New Approach to technical harmonization and standardization: References of Harmonised Standards for Medical Devices Dir 93/42/EEC." <http://europa.eu.int/comm/enterprise/newapproach/standardization/harmstds/reflist/meddevic.html>.

- Fattah, A. and S. K. Agrawal (2005). "On the design of a passive orthosis to gravity balance human legs." Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME **127**(4): 802-808.
- FDA. (1997). "Design Control Guidance For Medical Device Manufacturers." Retrieved 14 mars, 2007, <http://www.fda.gov/cdrh/comp/designgd.html>.
- FDA (2000). Medical Device Use-Safety : Incorporating Human Factors Engineering into Risk Management. Guidance for Industry and FDA Premarket and Design Control Reviewers, U.S. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, Center for Devices and Radiological Health, Division of Device User Programs and Systems Analysis: 1-33.
- Fei, B., W. S. Ng, et al. (2001). "The safety issues of medical robotics." Reliability Engineering and System Safety **73**(2): 183-192.
- Fei, B., W. S. Ng, et al. (2000). The hazard identification and safety insurance control (HISIC) for medical robot. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago, IL.
- Fletcher, R. (2001). Practical Methods of Optimization, John Wiley & Sons.
- Fletcher, R. and M. J. D. Powell (1963). "A rapidly convergent descent method for minimization." Computer Journal **6**: 163-168.
- Ghorbel, F., J. Y. Hung, et al. (1989). Adaptive control of flexible-joint manipulators. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Scottsdale, Arizona.
- Goldfarb, D. (1970). "A family of variable metric updates derived by variational means." Mathematics of Computing **24**: 23-26.
- Gonzales, A. V., P. Cinquin, et al. (2001). TER: A System for Robotic Tele-echography. Computer Science. **2208**: 326-334.
- Gosselin, C. M. and J. Wang (2000). "Static balancing of spatial six-degree-of-freedom parallel mechanisms with revolute actuators." Journal of Robotic Systems **17**(3): 159-170.
- Gosselin, F. and A. Riwan (2006). Parallel Control Arm with two branches. US Patent, Commissariat à l'Énergie Atomique. **7,086,307**.
- Gourdon, A., P. Poignet, et al. (1999). New robotic mechanism for medical application. IEEE/ASME Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), Atlanta, GA, USA.

- Guiochet, J., B. Tondu, et al. (2003). Integration of UML in Human Factors Analysis for Safety of a medical robot for tele-echography. IEEE Intelligent Robots and Systems, Las Vegas, NV, USA.
- Halang, W. A., M. Snizek, et al. (1998). "Computerized controllers for safety critical medical applications." International Journal of Medical Informatics **49**(2): 139-155.
- Hayward, V. (1994). Mechanisms for orienting and placing articles. US Patent, McGill University and Canadian Space Agency, **6,116,844**.
- Herder, J. L. (2001). Energy-Free Systems. Theory, conception and design of statically balanced mechanisms. Delf, The Netherlands, Delft University of Technology. **PhD Thesis**.
- Hollerbach, J. M. (1980). A recursive Lagrangian formulation of manipulator dynamics and a comparative study of dynamics formulation complexity. IEEE System Man and Cybernetics.
- Hui, R. C.-Y., A. G. Ouellet, et al. (1995). Four degree-of-freedom manipulator. C. S. Agency. US, Canadian Space Agency: 9.
- Ignizio, J. P. (1982). Linear programming in single & multiple objective systems, Prentice-Hall.
- Ikuta, K., H. Ishii, et al. (2003). "Safety evaluation method of design and control for human-care robots." International Journal of Robotics Research **22**(5): 281-297.
- Ikuta, K. and M. Nokata (1999). General evaluation method of safety for human-care robots. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Detroit, MI, USA.
- Ikuta, K., M. Nokata, et al. (2000). Safety evaluation method in human-care robot control. International Symposium on Micromechatronics and Human Science, USA.
- ISO/IEC (1999). Guide 51, Safety aspects - Guidelines for their inclusion in standards. International Organization for Standardization.
- Janvier, M.-A., L.-G. Durand, et al. (2007). "Performance evaluation of a medical robotic 3D-ultrasound imaging system." Medical Imaging Analysis sous presse.
- Jean, M. and C. M. Gosselin (1996). Static balancing of planar parallel manipulators. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, MN, USA.

- Koizumi, N., T. Tsuda, et al. (2002). "Development of a remote ultrasound diagnostic system and its remote experiment." Journal of the Japan Society of Precision Engineering **68**(11): 1425-30.
- Koizumi, N., S. Warisawa, et al. (2002). Continuous path controller of slave manipulator in remote ultrasound diagnostic system. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Washington, DC, USA.
- Koizumi, N., S. i. Warisawa, et al. (2003). Impedance controller and its clinical use of the remote ultrasound diagnostic system. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Taipei, Taiwan.
- Koizumi, N., S. i. Warisawa, et al. (2002). Impedance controller for a remote ultrasound diagnostic system. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Washington, DC, USA.
- Krupa, A. (2006). Automatic calibration of a robotized 3D ultrasound imaging system by visual servoing. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Floride.
- Krupa, A. and F. Chaumette (2005). Control of an ultrasound probe by adaptive visual servoing. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Canada.
- Krupa, A. and F. Chaumette (2006). "Guidance of an ultrasound probe by visual servoing." Advanced Robotics **20**(11): 1203-1218.
- Kulié, D. and E. A. Croft (2003). Strategies for Safety in Human Robot Interaction. Vancouver, Canada, University of British Columbia: 1-6.
- Lessard, S., P. Bigras, et al. (2007). "A New Medical Parallel Robot and its Static Balancing Optimization." ASME Journal of Medical Devices.
- Lessard, S., I. A. Bonev, et al. (2007). Optimum Static Balancing of the Parallel Robot for Medical 3D-Ultrasound Imaging. IFTOMM World Congress in Mechanism and Machine Science, Besançon, FRANCE.
- Lessard, S., L.-G. Durand, et al. (2004). Robust position/force controller design on an industrial robot for medical application using LMI optimization. IEEE Systems Man and Cybernetics, The Hague, Netherlands.

- Masamune, K., E. Kobayashi, et al. (1999). Safety of medical mechatronics - mechanical and medical aspects of safety. Computer Assisted Radiology and Surgery, Paris, France, Elsevier Science.
- Masuda, K., E. Kimura, et al. (2001). Three dimensional motion mechanism of ultrasound probe and its application for tele-echography system. International Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, IEEE/RSJ.
- Merlet, J.-P. (2006). Parallel Robots, Springer.
- Mitsi, S., K.-D. Bouzakis, et al. (2003). "Position analysis in polynomial form of planar mechanisms with Assur groups of class 3 including revolute and prismatic joints." Mechanism and Machine Theory **38**(12): 1325-1344.
- Mitsuishi, M., S. Warisawa, et al. (2001). Remote ultrasound diagnostic system. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Seoul, South Korea.
- Nabat, V., F. Pierrot, et al. (2006). Unlimited rotation parallel robot with four degrees of freedom. W. I. P. Organization.
- Ng, W. S. and C. K. Tan (1996). "On safety enhancements for medical robots." Reliability Engineering & System Safety **54**(1): 35-45.
- Poignet, P., E. Dombre, et al. (2003). "Design and control issues for intrinsically safe medical robots." Industrial Robot **30**(1): 83-88.
- Riley, W. F. and L. D. Sturges (1996). Engineering mechanics Statics. New York, John Wiley & Sons, Inc.
- Russo, A., R. Sinatra, et al. (2005). "Static balancing of parallel robots." Mechanism and Machine Theory **40**(2): 191-202.
- Salcudean, S., G. Bell, et al. (1999). "Robot-Assisted Diagnostic Ultrasound - Design and Feasibility Experiments." Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention: 1062 - 1071.
- Shin, E. and D. A. Streit (1991). "Spring equilibrator theory for static balancing of planar pantograph linkages." Mechanism & Machine Theory **26**(7): 645-657.
- Simionescu, I. and L. Ciupitu (2000). "Static balancing of the industrial robot arms. Part I: discrete balancing." Mechanism and Machine Theory **35**(9): 1287-1298.

- Simionescu, I. and L. Ciupitu (2000). "Static balancing of the industrial robot arms. Part II: continuous balancing." Mechanism and Machine Theory **35**(9): 1299-1311.
- Stocco, L. and S. E. Salcudean (1996). Coarse-fine approach to force-reflecting hand controller design. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Minneapolis, MN, USA.
- Stocco, L., S. E. Salcudean, et al. (1998). Matrix normalization for optimal robot design. IEEE International Conference on Robotics and Automation, Leuven, Belgium.
- Stocco, L. J. and S. E. Salcudean (1997). Hybrid Serial/Parallel Manipulator. USA.
- Stocco, L. J. and S. E. Salcudean (2000). Hybrid Serial/Parallel Manipulator. US Patent. Canada. **6,047,610**.
- Stocco, L. J., S. E. Salcudean, et al. (2001). "Optimal kinematic design of a haptic pen." IEEE/ASME Transactions on Mechatronics **6**(3): 210-220.
- Taylor, R. H., J. Funda, et al. (1995). "Telerobotic assistant for laparoscopic surgery." IEEE Engineering in Medicine and Biology **14**(3): 279-288.
- Taylor, R. H. and D. Stoianovici (2003). "Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery." IEEE Transactions on Robotics and Automation **19**(5): 765-781.
- Thérond, X., E. Dombre, et al. (1995). Arteries diseases detection : a cooperative-robot solutions. Conference on Advanced Robotics, Sant Feliu de Guixols, Espagne.
- UpToDate. (2007). "Clinical features, diagnosis, and natural history of lower extremity peripheral arterial disease." <http://utdol.com>.
- Vieyres, P., G. Poisson, et al. (2003). "The TERESA project: From space research to ground tele-echography." Industrial Robot **30**(1): 77-82.
- Vilchis, A., K. Masuda, et al. (2003). "Tele-Echographie Robotisee: Des concepts à la validation clinique." Annales des Telecommunications **58**(5-6): 687-697.
- Vilchis, A., J. Troccaz, et al. (2003). "A New Robot Architecture for Tele-Echography." IEEE Transactions on Robotics and Automation **19**(5): 922-926.
- Wang, J. and C. M. Gosselin (1999). "Static balancing of spatial three-degree-of-freedom parallel mechanisms." Mechanism & Machine Theory **34**(3): 437-452.

Zhu, W.-H., S. E. Salcudean, et al. (2000). Motion/force/image control of A diagnostic ultrasound robot. IEEE International Conference on Robotics and Automation, San Francisco, CA, USA.

Zinoviev, V. (1977). Théorie des mécanismes et des machines.