

Robot parallèle comanipulé pour l'assistance en curiethérapie de la prostate

Mozert Djohossou

► To cite this version:

Mozert Djohossou. Robot parallèle comanipulé pour l'assistance en curiethérapie de la prostate. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2019. Français. NNT : 2019BRES0112 . tel-02506334

HAL Id: tel-02506334 https://theses.hal.science/tel-02506334

Submitted on 12 Mar 2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers. L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.





THESE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITE DE BRETAGNE OCCIDENTALE

ECOLE DOCTORALE N° 605 Biologie Santé Spécialité : Technologies Biomédicales, Vectorisation, Nanomédecine, Thérapie Cellulaire et Génique, Médecine Régénératrice et Biomatériaux

Par Mozert DJOHOSSOU

Robot parallèle comanipulé pour l'assistance en curithérapie de la prostate.

Thèse présentée et soutenue à Brest, le 11 avril 2019 Unité de recherche : LaTIM, Inserm UMR 1101

Rapporteurs avant soutenance :

Gérard POISSON	Professeur, laboratoire PRISME, IUT de Bourges
Tanneguy REDARCE	Professeur, laboratoire Ampère, INSA Lyon
_	

Composition du Jury :

Président du Jury : Tanneguy REDARCE	Professeur, laboratoire Ampère, INSA Lyon
Examinateurs : Dimitris VISVIKIS Gérard POISSON	Directeur de recherche INSERM, laboratoire LaTIM, Brest Professeur, laboratoire PRISME, IUT de Bourges
Directeur de thèse : Julien BERT	Ingénieur de recherche CHRU de Brest, laboratoire LaTIM, Brest

Ce travail a bénéficié du soutien de la région Bretagne et d'une aide de l'Etat gérée par l'Agence Nationale de la Recherche au titre du programme Investissements d'avenir portant la référence ANR-11-LABX-0004-01-CAMI

Table des matières

Τŧ	able d	les matie	ères	iii
Ta	able d	les figur	es	vii
Li	ste d	es tablea	aux	xi
1	Intr	oduction	1	1
	1.1	Cancer	de la prostate	. 1
		1.1.1	Prostate	. 1
		1.1.2	Les facteurs de risque	. 3
		1.1.3	$Classification \ . \ . \ . \ . \ . \ . \ . \ . \ . \ $. 3
	1.2	Traiter	ments du cancer de la prostate	. 4
		1.2.1	Surveillance active	. 5
		1.2.2	Prostatectomie	. 5
		1.2.3	Radiothérapie externe	. 6
		1.2.4	Curiethérapie	. 7
	1.3	Contex	$xte de la thèse \dots \dots$. 21
	1.4	Object	ifs de la thèse	. 22
2	Desi	ign méca	anique du cobot	25
	2.1	Le cob	ot pantographe à 2 DDL	. 26
		2.1.1	Modèles géométriques du cobot	. 27
		2.1.2	Paramètrisation du cobot	. 30
		2.1.3	Jacobienne du cobot	. 35
		2.1.4	Evaluation du cobot \ldots	. 35
		2.1.5	Bilan et discussions.	. 37

		2.2.1Principe de fonctionnement du robot Delta	$\frac{39}{40}$
		2.2.3 Modèle géométrique du cobot	41
		2.2.4 Jacobienne du cobot et étude des singularités	46
		2.2.5 Parametrisation et evaluation	50 59
	2.3	Conclusion.	60
3	Con	rôle et commande du cobot	63
0	31	Introduction	63
	0.1 3 9	Les différents types de contrôle en force	64
	0.2	3.2.1 Contrôle en force direct	64 64
		3.2.2 Contrôle en force indirect	66
		3.2.3 Contrôle hybride force et mouvement (position)	73
		3.2.4 Contrôle par comanipulation	76
	3.3	Lois de contrôle retenus pour la simulation	79
	3.4	Etude et simulation de la commande du cobot	79
		3.4.1 Analyse des différentes phases d'assistance possibles en curie- thérapie prostate	79
		3.4.2 Contrôle en force centralisé basé sur le modèle dynamique du cobot	80
		3.4.3 Loi de commande adaptative proposée pour le guidage en force	89
		3.4.4 Proposition d'une commande adaptative	
			91
	3.5	Architecture électronique et logicielle	$\frac{91}{94}$
	$\begin{array}{c} 3.5\\ 3.6\end{array}$	Architecture électronique et logicielle	91 94 97
4	3.5 3.6 Eval	Architecture électronique et logicielle	91949799
4	3.53.6Eval4.1	Architecture électronique et logicielle	 91 94 97 99 99
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 	Architecture électronique et logicielle	 91 94 97 99 99 99 99
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 90
4	3.5 3.6 Eval 4.1 4.2	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107 111
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 4.4 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107 107 111 112 115
4	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 4.4 G 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107 107 111 112
4 5	 3.5 3.6 Eval 4.1 4.2 4.3 4.4 Con 	Architecture électronique et logicielle	91 94 97 99 99 99 100 104 107 111 112 115 117

Références

139

Table des figures

1.1	Anatomie de l'appareil reproducteur chez l'homme	2
1.2	Coupe de la prostate montrant les zones centrale, transitionnelle, péri-	
	phérique et le stroma fibromusculaire antérieur	2
1.3	Accélérateur de particules de marque VARIAN utilisé en radiothérapie	
	externe	6
1.4	Insertion des cathéters en curiethérapie prostate haut-débit	8
1.5	Grille utilisée en curiethérapie prostate	9
1.6	Installation de cathéters pour dépôts de grains radioactifs dans la prostate	10
1.7	Intervention robotisée en curiethérapie prostate montrant un exemple de	
	dispositions du robot, du patient et de la sonde échographique endorec-	
	tale $[30]$	12
1.8	Prototype du système développé par Bax et al. [38]	14
1.9	Prototype du système développé par Meltsner et al. [43]	15
1.10	Prototype de robot développé par Fichtinger et al. [44]	16
1.11	Prototype de robot développé par Ho et al. [45]	16
1.12	Prototype de robot développé par Salcudean et al. [46]	17
1.13	Cobot série MC2E (ISIR) [48] \ldots	18
1.14	Surgicobot (ISIR)	19
1.15	Cobot Appolo [53]	20
1.16	Le projet CAPRI	22
2.1	Robot pantographe	26
2.2	Représentation schématique du pantographe en bloc opératoire	27
2.3	Présentation du repère de calcul des modèles géométriques et des dif- férentes parties du pantographe. (Le pantographe est dans une position	
	verticale et fixée sur les points P_1 et P_5)	27
2.4	Subdivision du pentagone formé par le pantographe en triangles	28

2.5	Représentation schématique du pantographe pour le calcul des angles articulaires	31
2.6	Exemples de configurations indésirables du pantographe (a) : $\theta_5 < \theta_{43}$ (b) : $\theta_1 > \theta_{22}$	32
2.7	Domaines de définition (en jaune) des angles θ_1 et θ_5 représentant les configurations voulues pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 63cm$; $a_2 = a_3 = 75cm$; $a_5 = 30cm$. Les points rouges représentent les	02
2.8	configurations indésirables	32
2.9	rouges représentent les configurations indésirables	33
2.10	$a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$	34
2.11	Résolution à l'effecteur pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105cm$: $a_2 = a_3 = 145cm$: $a_5 = 65cm$ avec deux encodeurs de 16 bits	34 37
2.12	Force isotropique à l'effecteur pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$ et deux moteurs de couple	01
	maximal $1,9Nm$	38
2.13	Robot Delta de Clavel	39
2.14 2.15	Cobot à 3 DDL pour l'assistance au positionnement et à l'insertion des aiguilles en curiethérapie prostate. (a) Description schématique du cobot.	40
	(b) Vue isomètrique du cobot proposé	41
2.16	Présentation des différentes parties du cobot et des différents repères	40
2.17	Simulation du cobot avec pour dimensions $a = 80mm$, $b = 110mm$, $r = 86mm$ et $c = 29mm$. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x ($x = 0mm$) et à	42
9 1 0	droite, l'axe des y $(y = 0mm)$	51
2.18	Simulation du cobot avec pour dimensions $a = 90mm$, $b = 160mm$, $r = 90mm$, $c = 35mm$. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x ($x = 0mm$) et à	
0.10	droite, l'axe des y $(y = 0mm)$	52
2.19	Simulation du cobot avec pour dimensions $a = 120mm$, $b = 150mm$, $r = 86,6mm$, $c = 43,3mm$. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x ($x = 0mm$) et à	
	droite, l'axe des y $(y = 0mm)$	53

2.20	Test de collision réalisé sous Onshape pour la configuration finale du cobot	54
2.21	Résolution à l'effecteur du cobot dans le plan à 18 cm de la base fixe	55
2.22	Force isotropique à l'effecteur du cobot vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée per- pendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré .	56
2.23	Force maximale en insertion suivant l'axe des (Z) vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée perpendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré	57
2.24	Force suivant les axes X et Z à l'effecteur du cobot vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée perpendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré	58
2.25	Conception mécanique du prototype de notre cobot à 3 DDL	59
2.26	Photo de la réalisation du cobot	60
3.1	Système de contrôle classique d'un manipulateur robotique [63]	64
3.2	Manipulateur robotique à un degré de liberté	67
3.3	Blocs d'un contrôleur PID	67
3.4	Influence d'une estimation imprécise du modèle dynamique (cas de la gravité) sur le suivi d'une trajectoire	69
3.5	Comparaison des lois de contrôle PID, anticipatif, et basée sur le modèle dynamique inverse du manipulateur avec retour d'informations	71
3.6	Contrôle hybride parallèle. LCPC : Loi de Commande en Position Carté- sienne. LCF : Loi de Commande en Force. <i>I</i> est la matrice identité. <i>S</i> est la matrice de sélection des directions à contrôler en force. <i>U</i> est la gran- deur de commande en sortie du bloc de contrôle et qui sera transformée en couple par les moteurs.	74
3.7	Contrôle hybride externe	
	LCPC: loi de Commande en Position Cartésienne. LCF : Loi de Commande en Force. S est la matrice de sélection des directions à contrôler	
	en force.	75
3.8	Simulation d'un environnement virtuel masse-ressort-amortisseur	76
3.9	Vue de côté d'une chaine articulée i du cobot	81
3.10	Modèle dynamique du cobot sous Vrep	84
3.11	Simulation sous Vrep de la loi de contrôle en force basée sur le modèle dynamique inverse du cobot	84
3.12	Simulation sous Vrep de la loi de contrôle en force basée sur le modèle dynamique inverse du cobot. (a) : sans consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$. (b) : avec consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$ et $n = 2. \dots \dots \dots \dots \dots \dots$	87

3.13	Evolution temporelle des positions angulaires dans les trois chaines ciné- matiques vers les positions consignes respectives lors du contrôle en force. (a) : sans consigne intermédiaire θ_I . (b) : avec consigne intermédiaire θ_I ot $n-2$	88
3.14 3.15	Capture d'écran du simulateur du cobot sous OpenGL Evolution de l'erreur temporelle lors d'une simulation de guidage vers le point consigne de coordonnées $(0,0,0)$. (a) : sans prise en compte de l'impédance de l'opérateur. (b) : avec prise en compte de l'impédance de l'opérateur humain : $K_{vh} = 30$. (c) : avec prise en compte de l'impédance	89
3.16 3.17 3.18	de l'opérateur humain : $K_{\nu h} = 70.$ Fonction signe versus fonction tangente hyperbolique Influence de ω sur la transition entre les deux phases de guidage Vue d'ensemble de l'architecture électronique et logicielle. M+E : Moteur et Encodeur. C : Contrôleur. Trait complet épais : Communication série.	92 93 94
	Trait en pointille : Communication reseau	95
4.1	Présentation de la kinect 2 et du principe de mesure de la distance par temps de vol	101
4.2	Calibration de la caméra couleur de la kinect 2 avec la GML calibration	100
4.3	toolbox [83]	102
4.4	[84]	103
4.5	du cobot	$104 \\ 105$
4.6	Moule bateau de la prostate réalisé avec du platre et la prostate patron	100
4.7	obtenue par impression 3D	105
4.8	rectum	106
10	sonde échographique endorectale	107 108
4.10	Volume de travail du cobot. (a) : Avant l'ajout de la sonde échographique.	100
4.11	(b) : Après l'ajout de la sonde échographique à droite	110
4.12	kinect studio	112
112	les cibles $P_{cible1} = [-1cm; 1cm; 15cm]^T$ et $P_{cible2} = [2cm; 4cm; 15cm]^T$. Marquage d'une grille témoin servent de guppert pour le mesure des	113
4.10	erreurs de positionnement lors des tests sur la précision du guidage	115

Liste des tableaux

1.1	Niveaux de classification des tumeurs de la prostate basés sur le score de	
	Gleason	4
4.1	Erreur de positionnement en mm après guidage par le cobot vers les positions cibles P_1 , P_2 et P_3	114

CHAPITRE

1

Introduction

Selon le rapport de Santé Publique France, le cancer le plus fréquemment diagnostiqué chez les hommes est celui de la prostate [1]. Parmi les 84000 décès liés au cancer répertoriés en 2017, 8207 décès sont dus au cancer de la prostate. Ce qui en fait le 3ème cancer le plus mortel après les cancers du poumon et du colon/rectum avec une contribution aux décès de 9,77%.

1.1 Cancer de la prostate

1.1.1 Prostate

La prostate est une glande faisant partie des appareils reproducteur et urinaire masculins, située sous la vessie en avant du rectum et entourant le début de l'urètre (voir figure 1.1). Elle a la taille d'une chataigne, un poids moyen de 25-30 g et mesure en moyenne 4 cm de long pour 3 cm de large chez l'homme adulte [2].

Elle joue d'une part un rôle très important dans la fertilité de l'homme, en participant non seulement à la formation et la maturation des spermatozoides mais aussi en produisant le liquide prostatique, qui avec le sperme composent le liquide éjaculé. D'autre part, elle contribue de par sa localisation au bon fonctionnement de l'appareil mictionnel car elle est étroitement intriquée avec les deux sphincters assurant une bonne continence urinaire.

La prostate est formée de deux lobes : le lobe droit et le lobe gauche. Sa partie inférieure est appelée l'apex et sa partie supérieure, plus large que l'apex est appelée la base. Quatre parties distinctes constituent la prostate : la zone périphérique, la zone centrale, la zone transitionnelle et le stroma fibromusculaire antérieur (voir figure 1.2). La zone périphérique représente la plus grande partie de la prostate et est facilement palpable lors d'un toucher rectal, du fait de sa proximité avec le rectum. La zone transitionnelle est située au milieu de la prostate et augmente avec l'âge pour devenir la plus grosse partie de la prostate chez presque tous les hommes



FIGURE 1.1: Anatomie de l'appareil reproducteur chez l'homme



FIGURE 1.2: Coupe de la prostate montrant les zones centrale, transitionnelle, périphérique et le stroma fibromusculaire antérieur

de plus de 70 ans. Cette affection est un adénome de la prostate (ou hypertrophie bénigne de la prostate : HBP). Les cancers de la prostate situés dans cette zone ne peuvent pas être dépistés par un toucher rectal mais seulement par une biopsie. La zone centrale se trouve derrière la zone transitionnelle et entoure les canaux éjaculateurs. Très peu de cancers surviennent dans cette partie de la prostate. Quant au stroma fibromusculaire antérieur, c'est un épaississement de tissu qui entoure l'apex de la prostate. Il est composé de tissus fibreux et de fibres musculaires. Il est rare qu'un cancer soit localisé dans cette région de la prostate.

1.1.2 Les facteurs de risque

L'évaluation des facteurs de risque et de l'impact de ces facteurs sur le développement du cancer de la prostate s'avère être une tâche difficile. Celà est dû au caractère multifactoriel du développement de ce cancer, et à la rareté voire l'absence d'études épidémiologiques approfondies sur le cancer de la prostate. Cependant des études ont permis de mettre en évidence certains facteurs de risque au nombre desquels la vieillesse, l'origine ethnique et les antécédents familiaux sont les seuls identifiés avec certitude [3]. En effet, s'il est rare de se faire diagnostiquer un cancer de la prostate avant 50 ans, le risque de contracter ce cancer augmente exponentiellement avec l'âge à partir de 50 ans [4]. De la même façon, le risque de développer un cancer de la prostate est 2 à 5 fois plus élevé quand on a un membre de sa famille qui a développé un cancer de la prostate. Des études ont également révélé que les hommes d'origine afro-antillaises présentent plus de risques de développer un cancer de la prostate. D'autres facteurs tels que le régime alimentaire [5] ou l'exposition à des pesticides et/ou l'amiante peuvent contribuer à accroître le risque de contracter un cancer de la prostate.

Les causes et les facteurs de risque du cancer de la prostate ne sont jusqu'au jour d'aujourd'hui pas clairement définis. L'amélioration de la prévention et la baisse des incidences du cancer de la prostate passent pourtant par une connaissance plus précise et une meilleure maîtrise de ces facteurs de risque. Ce qui explique pourquoi l'étude des facteurs de risque et des incidences du cancer de la prostate demeurent encore aujourd'hui un sujet de recherche actif suscitant de nombreux travaux scientifiques et médicaux.

1.1.3 Classification

La classification du cancer de la prostate consiste à en définir le stade de croissance. Cette classification est indispensable pour faire un pronostic plausible de l'évolution du cancer et de la survie du patient. En outre, elle permet d'orienter les praticiens vers les traitements les plus idoines. Le cancer peut suivant le cas être détecté lors d'un toucher rectal, d'une biopsie, ou d'une prise de sang pour mesurer le taux d'antigène spécifique de la prostate (PSA : Prostate Specific Antigen). En effet, une concentration de PSA supérieure à 4 ng/mL peut être symptomatique d'un cancer de la prostate. Le diagnostic du cancer de la prostate s'étant révélé positif, il est important de classifier les tumeurs dans la prostate du patient. Il existe plusieurs méthodes de classification au nombre desquelles on peut citer la classification Tumor Node Metastasis (TNM) basée sur la taille de la tumeur (T), la présence ou non de ganglions (N), et de métastases (M), la classification de d'AMICO, ... Le score de Gleason introduit dans les années 1966 par Donald Gleason [6] et modifié en 2005 par la société internationale de pathologie urologique (ISUP) [7] est le modèle de classification recommandé et le standard utilisé aujourd'hui pour la classification du cancer de la prostate.

Le score de Gleason est fondé sur trois règles. La première stipule qu'il peut exister

Score de Gleason	Grade
$\leq 6(3 + 3 \text{ ou } 3 + 2 \text{ ou } 2 + 3 \text{ ou } 2 + 2)$	1
7(3+4)	2
7(4+3)	3
8(4 + 4 ou 3 + 5 ou 5 + 3)	4
9 - 10	5

TABLE 1.1: Niveaux de classification des tumeurs de la prostate basés sur le score de Gleason

différentes populations tumorales au sein d'une même prostate. La seconde précise que ces populations tumorales peuvent être de différents grades. La dernière définit la qualité du pronostic comme étant dépendante de l'état de l'architecture de la glande. Le score de Gleason permet de définir l'agressivité des tumeurs de la prostate en les catégorisant des tumeurs peu différenciées et peu agressives ayant un score de Gleason inférieur ou égal à six aux tumeurs très indifférenciées et très agressives correspondant aux scores de Gleason égaux à huit, neuf ou dix, en passant par les tumeurs moyennement différenciés ayant un score de Gleason égal à sept (Voir table 1.1).

1.2 Traitements du cancer de la prostate

De nos jours, plusieurs options de traitement du cancer de la prostate sont possibles en fonction du stade d'évolution, de l'agressivité du cancer et de l'état de santé général du patient. Parmi ces options, les plus communes sont la prostatectomie, la radiothérapie externe, la curiethérapie (ou radiothérapie interne) et la surveillance active. Les patients avant un cancer à faible risque localisé, avec un score de Gleason inférieur ou égal à six, une classification TNM de T1c ou T2a et un taux de PSA inférieur à 10 ng/mL se verront proposés un traitement par radiothérapie (externe ou curiethérapie), ou une prostatectomie totale, ou une surveillance active. Les patients ayant des tumeurs localisées à risque intermédiaire, avec un score de Gleason égal à sept, ou une classification TNM T2b, ou un taux de PSA compris entre 10.1 ng/mL et 20 ng/mL seront quant à eux traités prioritairement par prostatectomie totale, ou par radiothérapie externe éventuellement associée à un traitement hormonal. En ce qui concerne les patients ayant développé une tumeur localisée à haut risque, c'est à dire ayant un score de Gleason supérieur ou égal à huit, une classification TNM T2c, ou un taux de PSA supérieur à 20 ng/mL, le traitement de référence est la radiothérapie externe et dans une moindre mesure la prostatectomie. Un traitement par radiothérapie couplé à un traitement hormonal est systématiquement prescrit aux patients ayant un cancer de la prostate avec atteinte ganglionnaire ou métastatique.

Dans certains cas, plusieurs modalités de traitement sont possibles. Le cas échéant,

le choix final du traitement à appliquer se fait en fonction des bénéfices et potentiels risques inhérents à chaque méthode. Dans la suite de cette section, nous expliquerons plus en détail les bénéfices et les conditions d'application des différents traitements énoncés plus haut.

1.2.1 Surveillance active

La surveillance active consiste à faire récuremment des biospies de la prostate et un contrôle régulier du taux de PSA pour s'assurer que le cancer de la prostate n'évolue pas de façon agressive, afin d'adopter une autre modalité de traitement le cas échéant [8]. Elle permet d'éviter le surtraitement (les effets secondaires dus à la toxicité du traitement) des patients ayant un cancer à faible risque et ayant une espérance de vie élevée (supérieure à 10 ans). Il faudra cependant veiller à bien informer les patients pour prévenir du stress que peut engendrer l'annonce d'un diagnostic de cancer et l'absence de traitement (au sens curatif du terme) en insistant sur le fait qu'il ne s'agit pas d'une abstention thérapeutique. Mais qu'il s'agit plutôt d'une surveillance encadrée qui pourra déboucher éventuellement sur une modalité de traitement (plus invasive). Précisons tout de même que parmi les patients atteints d'un cancer de la prostate et mis sous surveillance active, environ **30%** recevront un traitement invasif différé [9] en raison de l'évolution du stade de leur cancer.

1.2.2 Prostatectomie

La prostatectomie consiste en une ablation de la prostate et des vésicules séminales situées à sa base. Dans certains cas, en présence de ganglions lymphatiques pelviens pathologiques, un curage ganglionnaire peut être réalisé en complément de l'exérèse de la prostate. Le patient est généralement placé sous anesthésie générale bien que l'intervention soit dans certains cas compatible avec une anesthésie locorégionale. Trois voies d'abord chirurgicales existent pour effectuer une prostatectomie. Ce sont la voie rétropubienne (ou à ciel ouvert), la voie laparoscopique, et la voie transpérinéale beaucoup moins souvent utilisée que les autres voies. Une étude comparative des voies rétropubienne et laparoscopique [10] a permis d'observer que la prostatectomie par voie laparoscopique est plus longue mais moins hémorragique que la voie rétropubienne. Les délais de récupération post-opératoire sont moindres lors d'une prostatectomie par voie laparoscopique que lors d'une prostatectomie par voie rétropubienne. La même étude a permis de conclure que les taux de marges chirurgicales positives, de survie sans progression et les résultats fonctionnels (continence et érection) s'équivalent pour ces deux voies d'abord.

Si l'efficacité de la prostatectomie totale pour le traitement de certaines tumeurs prostatiques n'est plus à prouver, il n'en demeure pas moins vrai que certains effets indésirables post-traitements y sont associés. Des effets secondaires tels que des troubles de la continence et/ou des troubles d'ordre sexuel sont à relever dans certains cas. Une étude [11] réalisée sur des patients ayant subi une prostatectomie totale a montré que 65% des patients avaient encore des dysfonctionnements sexuels 3 années après et que 10% avaient des troubles urinaires. Une infertilité dans la totalité des cas [12] est également à noter chez les patients ayant subi une prostatectomie totale. En revanche, on observe moins de mictions douloureuses chez les patients ayant subi une prostatectomie que ceux ayant été traités par curiethérapie ou radiothérapie [13].

1.2.3 Radiothérapie externe

La radiothérapie externe est une modalité de traitement non invasive qui consiste à utiliser des faisceaux de particules pour irradier les cellules cancéreuses dans l'optique d'empêcher leurs multiplications et favoriser leurs destructions à terme. Un accélérateur de particules (voir figure 1.3) produit des rayonnements dirigés en faisceau sur la prostate. La dose de traitement à délivrer à la prostate dépend du stade d'évolution du cancer. Une dose d'environ 74 Gy est déposée dans la prostate pour traiter les cancers à faible risque, tandis qu'une dose de 76–81 Gy est nécessaire pour le traitement des cancers à risque intermédiaire. Un traitement de tumeurs prostatiques par radiothérapie externe doit permettre dans l'idéal d'exposer au maximum les cellules cancéreuses dans la prostate tout en préservant les cellules saines de la prostate et les autres organes environnant tels que l'urêtre et la vessie. Mais dans la pratique, divers effets secondaires dus à l'irradiation des organes sains environnants la prostate sont reportés. Il s'agit par exemple de troubles d'ordre sexuel et de continence urinaire [14].



FIGURE 1.3: Accélérateur de particules de marque VARIAN utilisé en radiothérapie externe

1.2.4 Curiethérapie

La curiethérapie est une technique de radiothérapie mise au point à l'institut Curie où la source radioactive scellée est placée à l'intérieur ou à proiximité immédiate de la zone à traiter. Elle implique le positionnement précis des sources de rayonnement directement sur le site de la tumeur cancéreuse. C'est une modalité de traitement du cancer de la prostate minimalement invasive consistant à mettre en place à l'intérieur de la prostate des grains radioactifs pour détruire les cellules cancéreuses qui y sont présentes. C'est le traitement de référence qui est proposé aux patients atteints d'un cancer de la prostate localisé à faible risque ou à risque intermédiaire de bon pronostic et ayant un volume prostatique inférieur à 60 cm^3 ([15] et [16]). Celà s'explique par le fait que la curiethérapie a une action très localisée au niveau de la prostate et présente donc l'avantage d'induire moins d'effets secondaires sur les organes environnant (vessie, rectum, urêtre, ...) par rapport aux autres traitements plus invasifs.

Il existe deux différents types de curiethérapie prostate : la curiethérapie prostate bas débit et la curiethérapie prostate haut débit.

1.2.4.1 Curiethérapie Haut débit

Introduit comme moyen de traitement du cancer de la prostate dans les années 1992, la curiethérapie haut débit de dose était initialement utilisée en complément de la radiothérapie externe pour un traitement plus efficace des cancers à risque avancé [17], [18]. De nos jours, elle est utilisée en monothérapie pour traiter les patients avant un cancer à faible risque ou à risque intermédiaire localisé [19], [20], [21]. La source radioactive utilisée en curiethérapie haut-débit est l'iridium 192 (^{192}Ir). La procédure est semblable à celle d'une curiethérapie bas-débit. Mais à la différence que les sources sont introduites temporairement dans la prostate, juste le temps d'irradier les cellules cancéreuses qui y sont présentes. Comme en curiethérapie bas débit, le patient est installé et fixé en position gynécologique sur la table opératoire. Une anesthésie générale (ou épidurale dans certains cas) est alors réalisée. La prostate, ses limites ainsi que les organes à risque sont localisés et segmentés en temps réel sous contrôle échographique. Une grille identique à celle utilisée en curiethérapie bas débit est placée au niveau du périnée et diriger de manière à couvrir de façon adéquate la totalité de la prostate (voir figure 1.4). La grille étant manuellement fixée, le praticien insère sous guidage échographique des tubes flexibles (cathéters flexibles) à travers la grille dans la prostate, en suivant si nécessaire une angulation pour atteindre les zones cancéreuses ciblées. La flexibilité des tubes utilisées en curiethérapie haut débit permet de traiter aussi les patients ayant une prostate de grande taille sans être obligé d'augmenter le nombre de tubes insérés. Lorsque les tubes vecteurs sont positionnés, la grille est fixée au périnée afin de stabiliser l'ensemble. Un cathéter est ensuite placé à l'intérieur de la vessie pour faciliter le drainage de l'urine et la visualisation de l'urêtre sur les images radiographiques. Un autre cathéter est introduit dans le rectum pour y injecter un produit de contraste, permettant une



FIGURE 1.4: Insertion des cathéters en curiethérapie prostate haut-débit

meilleure visualisation sur une radiographie. Une tomodensitométrie (scanner) est réalisée pour obtenir des images de la prostate (et des organes environnants). Elles seront utilisées par le logiciel de planification pour déterminer la dose à injecter dans la prostate et le plan du traitement. Un projeteur de sources permet de faire déplacer avec une très grande précision la source radioactive à travers les cathéters insérés dans la prostate. La durée moyenne du traitement proprement dit (le transit de la source radioactive dans la prostate) est de dix à vingt minutes. Si nécessaire, un deuxième traitement est effectué quelques heures (ou quelques jours) après le premier traitement. Les effets indésirables post-traitements d'une curiethérapie prostate haut débit sont similaires à ceux d'une curiethérapie bas débit. Il s'agit entre autres de troubles d'ordre urinaires (incontinence, présence de sang dans les urines, difficultés à uriner, ...) ou d'ordre sexuel (problèmes d'érection).

1.2.4.2 Curiethérapie bas débit

Les sources utilisées en curiethérapie bas débit sont l'iode 125 (^{125}I) ou le Palladium 103 (^{103}Pd). Le système conventionnel d'assistance à l'insertion des aiguilles (et des grains) intègre mécaniquement la sonde échographique endorectale, un "stepper" permettant un balayage axial de la prostate par la sonde échographique et une grille permettant le repérage de la position des aiguilles relativement aux données du système d'imagerie. Préalablement à l'intervention, une consultation préanesthésique est programmée. Pendant cette consultation, on prévoit suivant le cas une anesthésie générale ou une rachianesthésie (anesthésie de l'abdomen et des jambes). Par ailleurs dans certains cas, une préparation rectale (lavement) est nécessaire peu de temps avant l'intervention. Une fois le patient anesthésié, une sonde urinaire est mise en place, et une sonde d'échographie endorectale est introduite dans le rectum. Cette dernière a pour objectif de permettre la visualisation et l'acquisition des images de la prostate, de l'urêtre, du rectum qui vont par la suite permettre au radiophysicien de faire la planification du traitement (la dose à déposer dans la prostate). La planification et la dosimétrie ont pour objectifs d'optimiser l'irradiation de façon à déposer une dose maximale dans les cellules cancéreuses tout en préservant les organes sains avoisinants. L'implantation des aiguilles destinées à introduire les sources radioactives se fait grâce au retour visuel fourni par l'imagerie échographique. Ces aiguilles sont introduites par une grille servant de repère positionnée au niveau du périnée, le patient étant installé et maintenu sur la table opératoire en position gynécologique.



FIGURE 1.5: Grille utilisée en curiethérapie prostate

Cette grille, composée de trous distants de 5 mm (verticalement et horizontalement) est fixée sur la sonde endorectale permettant ainsi de couvrir en surface (2D) l'ensemble de la prostate (voir figure 1.5). Précisons ici tout de même que dans certains cas, l'arc publen empêche l'insertion des aiguilles dans certaines positions dans la prostate. Ce qui exclut la possibilité de traiter avec cette technique les patients ayant un large arc publen.

D'un point de vue pratique, les positions où doivent être insérées les graines radioactives sont déterminées grâce au logiciel de planification du traitement après segmentation de la prostate, des organes à risque (urêtre, vessie, rectum) et en ajoutant une marge selon les recommandations du GEC ESTRO [22]. L'insertion des aiguilles et le dépôt des grains peuvent être faits de deux façons différentes. Soit le chirurgien insère dans la grille les aiguilles creuses une par une et le radiothérapeute les charge de grains radioactifs après chaque insertion. Soit le chirurgien insère tous ensemble les aiguilles et ensuite le radiothérapeute les charge simultanément de grains radioactifs. Dans les deux cas, les grains radioactifs (de taille approximativement égale à 4.5 mm de long pour 0.8 mm de diamètre) sont insérés dans la prostate par l'intermédiaire d'un stylet. Ce dernier permet de déposer tout au long de la trajectoire de l'aiguille les grains radioactifs en partant de la base vers l'apex (voir figure 1.6). Dans certains cas, une migration des grains radioactifs libres vers d'autres organes peut être constatée. Ce phénomène de migration est fortement réduit lorsqu'on utilise des grains liés (positionnés dans un filet de vicryl) [23].

Après l'insertion de tous les grains radioactifs aux emplacements prévus par le logiciel de planification, et le retrait de toutes les aiguilles, un contrôle par fluoroscopie permet de vérifier la présence effective dans la prostate de tous les grains radioactifs



FIGURE 1.6: Installation de cathéters pour dépôts de grains radioactifs dans la prostate

déposés. A la fin de l'intervention, le patient est hospitalisé pendant une ou deux nuits en fonction de son état post-opératoire. Les campagnes de sensibilisation et les dépistages annuels du cancer de la prostate rendus systématiques chez les hommes de plus de 50 ans ont permis de diagnostiquer ces dernières années beaucoup plus précocement les cancers de la prostate. En témoigne l'évolution de l'incidence [24] du cancer de la prostate en France qui est passée d'un taux d'incidence standardisé de 24,8 cas sur 100000 personnes-années en 1980 à 97,7 cas sur 100000 personnes-années en 2011. Dans ce contexte, la curiethérapie prostate est de plus en plus utilisée en premier choix comme moyen de traitement du cancer de la prostate à faible risque et à risque intermédiaire localisé [25]. Celà s'explique non seulement par la faible toxicité du traitement, par le temps de récupération post-traitement relativement court, mais aussi par des effets secondaires post-traitements moins lourds comparés aux autres traitements possibles. On observe sur le long terme 91,8% de récupération de la continence contre 88,1% pour une prostatectomie totale et 52,5% de récupération des aptitudes sexuelles contre 39,2% pour une prostatectomie totale [26], [13]. La curiethérapie bas débit est un des traitements les plus utilisés ces dernières années pour les cancers à faible risque et à risque intermédiaire. Malgré les atouts et les avantages en terme de toxicité et d'invasivité minimales que peuvent présenter la curiethérapie par rapport à d'autres techniques de traitement du cancer de la

• Le taux de récidive post-traitement non négligeable (7 à 8 %)

prostate, elle présente certaines limites qu'il importe de considérer :

- L'inexistence d'une planification de traitement personnalisée pour chaque patient
- Les risques d'effets secondaires post-traitements

- Les nombreuses approximations faites notamment dans la dosimétrie et la réalisation de l'acte chirurgical (insertion des aiguilles)
- Le temps et la difficulté de l'intervention (80 100 grains dans une prostate manuellement)

A toutes ces limites, s'ajoute le fait que la technique conventionnelle (de la curiethérapie) n'a pas été revisitée depuis sa création dans les années **80**. Ce qui fait de la curiethérapie un domaine où de nombreux défis restent à relever. Au nombre de ces défis, nous pouvons citer :

- La réduction des incertitudes dans le protocole de traitement
- La mise en oeuvre d'une dosimétrie adaptative et personnalisée
- L'assistance et la planification du geste chirurgical

De nombreux travaux scientifiques ont déjà été menés pour proposer des solutions et/ou améliorer à tous les niveaux la méthode conventionnelle de la curiethérapie prostate. En ce qui concernent la dosimétrie et la planification de la procédure par exemple, des chercheurs ([27], [28]) et plus particulièrement des travaux menés au LaTIM [29] ont permis de proposer des algorithmes pour personnaliser et rendre adaptatives en temps réel, la dosimétrie et la planification du traitement. Malgré toutes les avancées dans le domaine, l'amélioration de la procédure de curiethérapie prostate notamment la réduction des erreurs liées à l'insertion manuelle reste un challenge.

Concernant l'assistance au geste chirurgical, certains travaux ont été entrepris et réalisés par certaines équipes de chercheurs (voir 1.2.4.3) sans pour autant être un succès en terme d'acceptabilité et d'utilisation en routine clinique. La précision qu'apporterait la réduction des incertitudes dans le protocole de traitement ouvrirait la voie à d'autres façons de traiter plus localisées, moins invasives, moins toxiques et plus sûres pour le patient : la curiethérapie ciblée. Aujourd'hui certains patients sous surveillance active doivent porter le poids psychologique que représente le diagnostic d'un cancer de la prostate sans pouvoir dans l'immédiat être pris en charge (cas des patients sous surveillance active). Si on pouvait irradier de façon très précise les cellules cancéreuses, sans être obligé de déposer dans toute la prostate des doses radioactives, il serait envisageable de traiter certains patients mis aujourd'hui sous surveillance active. Ce qui représenterait pour les patients et les praticiens une avancée considérable avec à la clé de nombreux avantages à la fois économique à cause du coût non négligeable de la surveillance active (déplacements, examens et contrôles réguliers), mais aussi de son impact psychologique sur les patients. D'où l'intérêt et l'engouement pour les travaux visant à proposer des solutions d'assistance au geste chirurgical en curiethérapie prostate. L'assistance visuelle fournie par l'imagerie échographique aujourd'hui utilisée dans la méthode conventionnelle pour le placement des aiguilles dans la prostate est très limitée en termes de qualité et de résolution. Ce qui rend difficile le positionnement précis des aiguilles dans la prostate. De plus, la grille utilisée comme repère dans la méthode conventionnellle, étant composée de trous distants au minimum de 5 mm, peut être contraignante et ne facilite pas le libre placement des aiguilles et des sources radioactives dans la prostate. Ces limites et imprécisions du geste chrirurgical peuvent être corrigées en proposant une solution d'assistance robotique qui guidera efficacement et de façon beaucoup plus précise la procédure de curiethérapie prostate. Dans la section suivante, nous présenterons différents systèmes robotiques qui ont été proposés pour corriger les limites du geste chirurgical en curiethérapie prostate.

1.2.4.3 Systèmes automatiques et semi-automatiques

La robotique est un domaine suscitant de nos jours un fort engouement et un intérêt sans cesse croissants. Traditionnellement utilisés dans les industries agroalimentaires et automobiles, ... pour automatiser les process de fabrication, gagner en productivité et améliorer les conditions de travail, les robots sont de plus en plus envisagés comme solutions dans d'autres domaines, en l'occurence en chirugie depuis la fin des années 1980. Dans ce domaine, on cherche désormais à concevoir des robots capables d'opérer de façon précise, fine et de procéder à des interventions minimalement invasives. Ce qui limiterait les complications et les temps de récupération post-opératoires. En curiethérapie prostate, sous réserve d'une synchronisation réussie entre le robot et le système d'imagerie, celui-ci peut se substituer à la grille (figure 1.7) servant de repère dans la méthode conventionnelle. Cela permettrait



FIGURE 1.7: Intervention robotisée en curiethérapie prostate montrant un exemple de dispositions du robot, du patient et de la sonde échographique endorectale [30]

par exemple des abords selon des trajectoires variées évitant au besoin les conflits avec l'arc pubien (cas des patients inéligibles à la curiethérapie prostate bas-débit en raison de leur arc pubien très large). L'état de l'art sur les systèmes robotisés

en curiethérapie prostate [31] permet de faire ressortir deux types de systèmes : les systèmes robotiques entièrement automatiques et ceux semi-automatiques. Les systèmes robotisés entièrement automatiques sont ceux où le robot est capable d'opérer en totale autonomie et remplacer le chirurgien. Les systèmes robotisés semiautomatiques quant à eux opèrent automatiquement certaines tâches pendant que d'autres tâches doivent être réalisées manuellement par le chirurgien. Les problèmes rencontrés par ces systèmes sont communs à la curiethérapie conventionnelle : la validité du planning de dosimétrie influencée par le déplacement des tissus, de l'oedème de la prostate, la flexion de l'aiguille ... Au nombre des systèmes entièrement automatiques, on peut citer par exemple les travaux de Davies et al. [32] où ils proposent un robot reproduisant certains des degrés de liberté (DDL) utiles à la réalisation de l'acte chirurgical : deux DDL en translation axiale pour le positionnement de l'aiguille et un DDL en translation pour son insertion. Un degré de liberté permettant une rotation autour de l'axe de l'aiguille est ajoutée afin de réduire les effets de torsion de l'aiguille lors de son insertion dans les tissus. Ce système est encore au stade de prototype de recherche. Wei et al. [33] proposent d'utiliser un robot à six degrés de liberté permettant de donner n'importe quelle incidence à chacune des aiguilles. Des tests ont été effectués sur fantôme. Une approche mécanique pour réduire les déplacements de la prostate lors de l'intervention des aiguilles a été présentée et testée sur fantôme par Podder et al. [34]. Leur système robotisé intègre un module d'insertion des aiguilles automatisé de sorte que la vitesse d'insertion des aiguilles soit contrôlée et couplée à la rotation de ces dernières. Ceci dans le but de réduire les forces de ponction des aiguilles et ainsi éviter qu'elles ne se tordent ou que leurs trajectoires soient déviées dans la prostate. Une autre approche proposée par Podder et al. [35] consiste à introduire dans la prostate des aiguilles (creuses) de stabilisation pour immobiliser la prostate avant l'insertion des aiguilles de curiethérapie. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle peut causer encore plus de saignement dans la prostate, ce qui est nuisible à la qualité des images acquises dans le cadre de la procédure (présence d'artéfacts dans les images). D'autres équipes de chercheurs [36], [37] proposent quant à eux de prendre en compte les informations sur le mouvement des aiguilles et/ou grains au sein de la prostate pour actualiser au fil de l'eau le planning de la procédure. En détectant la position des aiguilles et/ou des grains après chaque insertion d'aiguille grâce aux images échographiques, on dispose d'assez d'informations pour la décision de la modification du planning (modification de la dosimétrie ou plutôt de la position des aiguilles). Une des limitations de cette technique est qu'elle ne permet pas de repérer les aiguilles et les grains relativement à la prostate elle même. Pour pallier cette limitation, des chercheurs [38], [39] et [40] ont développé des méthodes permettant de suivre non seulement les aiguilles et les grains mais aussi la prostate elle même dans les images échographiques. Hungr et al. [30] ont proposé quant à eux un système robotique capable d'insérer automatiquement et d'ajuster l'inclinaison des aiguilles en fonction des consignes de position fournies par le logiciel de planification. Le système intègre un module de rotation qui permet lors de l'insertion de réduire les forces de ponction agissant sur l'aiguille et éviter ainsi les déviations et/ou déformations de ce dernier. L'une des plus importantes innovations de leur système robotique comparé aux autres systèmes automatiques est l'utilisation d'une sonde échographique 3D comme modèle d'imagerie. Ce qui permet un suivi et une localisation plus aisés de l'ensemble du volume 3D de la prostate.

Si l'imagerie échographique est la modalité d'imagerie la plus souvent utilisée dans les systèmes robotisés de curiethérapie ou de biopsie guidés par l'image, il est à noter que certains chercheurs ont également proposé des systèmes robotisés guidés par l'Imagerie à Résonance Magnétique (IRM), le scanner ou une fusion d'informations issues de deux de ces modalités d'imagerie (IRM, scanner, échographie). Dans ce contexte, une approche de robotisation sous IRM est proposée par Susil et al. [41] afin de faciliter la réalisation des biopsies de la prostate. L'IRM permet en effet de visualiser clairement la prostate et ses différentes zones. Le robot est réalisé des matériaux « compatibles » avec l'IRM. Seul un micro-aimant associé au guide d'aiguille permet sa visualisation dans l'image IRM. Le patient est installé dans l'IRM et l'aiguille de biopsie est introduit dans le rectum du patient. Le système a trois DDL : une translation dans le rectum, une rotation autour de son axe principal et la translation de l'aiguille. Après acquisition IRM, la cible est désignée et le robot est commandé pour l'atteindre. Les principes d'utilisation de ce système ainsi que son évaluation sur des chiens sont présentés dans [41]. Les auteurs discutent également de la possibilité d'utiliser ce même système pour le placement des grains radioactifs en curiethérapie sur la base d'un test éffectué sur un chien. Plus récemment des chercheurs [42] ont développé un robot à 9 DDL permettant à la fois de déplacer une sonde échographique endorectale et de positionner une aiguille de biopsie par voie transpérinéale selon un planning préparé à partir des données échographiques, un point d'insertion unique des aiguilles dans le périnée étant choisi pour la réalisation de la série des biopsies. Des essais cliniques préliminaires rapportent une précision de 2.5 mm dans le positionnement de l'extrémité de l'aiguille. Parmi



FIGURE 1.8: Prototype du système développé par Bax et al. [38]

les systèmes robotisés semi-automatiques, on peut citer entre autres les travaux de

Bax et al. [38]. Leur système (voir figure 1.8) positionne et ajuste automatiquement l'angle d'orientation de l'aiguille à l'emplacement désigné (selon le planning). Ensuite l'insertion proprement dite des aiguilles est laissée au soin du chirurgien. Mais le positionnement et l'ajustement de l'angle d'orientation de l'aiguille peuvent aussi être faits manuellement par le chirurgien s'il le souhaite. Pour ce faire, il lui suffit de couper l'alimentation des moteurs du robot excepté celui qui sert à porter la sonde échographique. Ce faisant, le chirurgien peut ainsi contrôler toute la procédure manuellement comme dans une curiethérapie conventionnelle. Meltsner



FIGURE 1.9: Prototype du système développé par Meltsner et al. [43]

et al. [43] proposent quant à eux, un système offrant des options similaires à celui présenté précédemment mais conçu suivant une architecture qui s'intègre mieux au bloc opératoire comme on peut le voir sur la figure 1.9. Ce prototype à 6 degrés de liberté (3 en translation, 2 en rotation et un degré de liberté pour la rotation de l'aiguille autour de son axe) permet un positionnement et une orientation automatique de l'aiguille. L'insertion pouvant être réalisée au choix de façon automatique ou manuelle. Ce prototype présente l'avantage d'avoir une architecture moins encombrante que les précédents. Ce qui est très important pour une utilisation en bloc opératoire. Dans le souci de ne pas modifier les dispositions et les habitudes des cliniciens en bloc opératoire lors d'une curiethérapie conventionnelle, Fichtinger et al. [44] ont proposé un petit robot qui en plus de proposer les même options que les deux autres précédents, peut aisément s'intégrer de par sa petite taille et son architecture en bloc opératoire lors d'une procédure de curiethérapie comme on peut le voir sur la figure 1.10. Ho et al. [45] présentent un système concu pour assister à la fois les interventions en diagnostic du cancer de la prostate (biopsies) mais aussi en traitement du cancer de la prostate (curiethérapie). Leur système (figure 1.11) offre des options similaires aux autres systèmes semi-automatiques. Cependant il offre une option complémentaire permettant de contrôler la profondeur d'insertion de l'aiguille. Par contre comparé aux autres systèmes, il présente une faiblesse majeure. Le support pour l'insertion des aiguilles et la sonde échographique ne sont pas



FIGURE 1.10: Prototype de robot développé par Fichtinger et al. [44]



FIGURE 1.11: Prototype de robot développé par Ho et al. [45]

définis et fixés dans le même repère. Ce qui impose donc de recaler les repères de ces deux dispositifs avant chaque opération. Le système proposé par Salcudean et al. [46] (voir figure 1.12) permet comme les autres systèmes semi-automatiques un positionnement automatique et une insertion manuelle des aiguilles. C'est le système robotique en curiethérapie prostate le plus léger (2.6kg) rencontré dans la littérature. il est de ce fait aisément déplaçable, et peut s'insérer dans un bloc opératoire sans obstruer la vue du chirurgien et sans que les autres cliniciens présents dans le bloc opératoire ne soient obligés de changer leurs dispositions habituelles.

Ces sytèmes malgré des résultats en terme de précision intéressants et prometteurs, ont du mal à passer de l'étape de prototype de recherche à celui de système utilisé en routine clinique. Un ensemble d'hypothèses peut expliquer cette difficulté. La première est liée au système lui même qui est lourd, encombrant, coûteux, non compatible avec la réalité des salles opératoires et les besoins en routine clinique. Une deuxième hypothèse est liée à la non acceptabilité de l'insertion en routine clinique d'un système automatique ou semi-automatique qui remplacerait le chirurgien.



FIGURE 1.12: Prototype de robot développé par Salcudean et al. [46]

1.2.4.4 Systèmes de comanipulation : les cobots

Si l'efficacité et l'apport potentiels des systèmes robotiques dans le domaine médical en général et plus particulièrement en chirurgie paraîssent évidents depuis ces dernières années, le véritable enjeu consiste à parvenir à l'utilisation en routine clinique de robots pour réaliser de façon plus efficace et plus sûre certaines opérations où une intervention robotique est susceptible d'améliorer significativement l'acte chirurgical. Nous pensons que l'atteinte de cet objectif passe par la redéfinition du rôle et des modalités d'utilisation des robots en routine clinique pour une meilleure acceptabilité par les cliniciens mais aussi par les patients. C'est dans ce contexte que nous proposons une approche différente par des systèmes de comanipulation (cobot) que nous estimons plus adaptés pour l'assistance des procédures chirurgicales. A la différence des systèmes automatisés, ces systèmes sont conçus pour opérer les tâches en collaboration avec le chirurgien. La procédure chirurgicale est ainsi plus sûre et plus efficace car elle profite non seulement de la dextérité, la précision et la robustesse, ... du robot mais aussi de l'expérience du chirurgien qui est présent dans la boucle de contrôle. Le cobot ne remplace donc pas le chirurgien mais l'assiste. Et ce dernier reste le maître de la procédure.

Un cobot peut être défini comme « tout système actif réalisant une tâche, le plus souvent au contact de l'environnement et pouvant être piloté par contact direct par un opérateur. Il a pour vocation d'augmenter les performances de manipulation de l'opérateur. » [47]. On distingue deux types de cobot : les cobots séries et les cobots parallèles. Un cobot série est « un système qui présente des mobilités venant s'ajouter à celles de l'opérateur. Le mécanisme du comanipulateur est donc mis en série avec la chaîne cinématique que constituent le bras et la main de l'opérateur. Il s'agit d'un instrument que l'opérateur saisit manuellement par son extrémité dite proximale et qui peut produire un mouvement indépendant de son extrémité dite distale, en interaction avec l'environnement. » [47]. Le robot MC2E (voir figure 1.13) est un exemple de cobot série conçu pour assister le chirurgien en laparoscopie. Il permet



FIGURE 1.13: Cobot série MC2E (ISIR) [48]

la manipulation d'un instrument autour d'un point d'incision tout en laissant libre l'accès à la poignée. Grâce à un capteur, il peut mesurer les efforts appliqués sur la poignée et ceux appliqués sur les organes. Le robot peut utiliser ces informations pour améliorer le ressenti des contacts instruments-organes par le chirurgien [49].

Un cobot parallèle est « un système capable d'exercer sur un instrument des efforts venant s'ajouter à ceux produits par l'opérateur. L'instrument est alors un solide dont la partie proximale est reliée à deux chaînes cinématiques parallèles (le bras de l'opérateur et le robot), la partie distale étant en contact avec l'environnement. » [47]. Notons que d'autres façons de coupler les actions mécaniques d'un opérateur humain et celles d'une machine sont envisageables. Les exosquelettes actifs, par exemple sont des mécanismes parallèles avec plusieurs points d'attache. Ils fonctionnent assez différemment des comanipulateurs parallèles.

Les assistances que peuvent offrir les cobots en chirurgie sont très nombreuses et variées. On peut citer entre autres la possibilité de contraindre les déplacements de l'instrument dans un espace sécurisé pour le patient.

Un exemple de cobot spécialisé en chirurgie orthopédique est le sculptor acrobot [50]. Il présente la particularité d'avoir un poignet constitué de trois axes concourant au centre de la fraiseuse utilisée pour usiner l'os. Cette architecture permet d'utiliser seulement les trois premières articulations pour contrôler la position de la fraise et les efforts ressentis. Toujours en chirurgie orthopédique, une équipe d'industriels et de chercheurs de l'ISIR [51] ont conçu un cobot parallèle pour l'assistance du geste chirurgical : le surgicobot (voir figure 1.14). Constitué de seulement trois moteurs, le surgicobot peut exercer des contraintes sur l'instrument pendant que le chirurgien chosit librement l'orientation de l'instrument. Le poignet du surgicobot est constitué d'articulations passives (non motorisées). Ce qui simplifie grandement le coût, le poids ressenti à l'effecteur du robot et améliore la transparence du guidage pendant l'acte chirurgical. Les systèmes de comanipulation sont également d'une grande utilité en microchirurgie. En effet dans ce type de chirurgie, les gestes sont si fins que les limites des capacités humaines de manipulation (résolution géomé-



FIGURE 1.14: Surgicobot (ISIR)

trique, précision, sensibilité aux efforts) peuvent être rapidement atteintes. C'est dans ce contexte que des cobots permettent d'assister les microchirurgies, soit en augmentant les perceptions ressenties par le chirurgien ou en filtrant les mouvements indésirables qui peuvent être préjudiciables au patient dans ce type de chirurgie où la précision est de rigueur. Le système Micron [52] développé aux états-unis par Carnegie Mellon University est un exemple de comanipulateur utilisé en microchirurgie pour reconnaître les mouvements à haute fréquence (rapides) correspondant à des tremblements de la main du chirurgien et ceux à basse fréquence (lents) qui sont intentionnels. Plus récemment à l'ISIR, des chercheurs [53] ont développé un cobot permettant d'assister l'urologue dans la réalisation de biopsies prostatiques : le robot Apollo (voir figure 1.15). Leur cobot propose deux modes de fonctionnement. Un mode verrouillé où le cobot peut assister l'urologue en maintenant la sonde dans une position fixe (à la demande de ce dernier). Le cobot permet aussi de petits déplacements fins en mode verrouillé. Et un mode libre au cours duquel l'urologue et le cobot comanipulent la sonde. En mode libre, le cobot assiste l'urologue en lui fournissant un retour d'effort. Ce qui lui permet de réaliser de façon plus précise la biopsie. Les cobots sont de plus en plus couramment utilisés comme alternative aux robots (entièrement automatiques) dans l'assistance et le guidage des procédures chirurgicales. Comme on a pu le voir précédemment, des chercheurs ont développé avec succès des cobots spécialisés en orthopédie, en microchirurgie, en laparoscopie, en neurologie et en biopsie prostatique.

On a vu dans les sections précédentes que de nombreux chercheurs ont tenté de proposer des solutions robotiques pour la curiethérapie prostate avec plus ou moins de succès si on s'en tient uniquement à la précision du geste chirurgical opéré par ces systèmes. Mais leur utilisation en routine clinique nécessiterait d'importants changements et modifications dans les habitudes et dispositions des cliniciens dans le bloc



FIGURE 1.15: Cobot Appolo [53]

opératoire. Parce que ces systèmes intègrent de nombreux moteurs et mécanismes complexes qui impactent sur le poids, la taille et l'encombrement des solutions finales proposées. Pour remédier aux problèmes rencontrés par les systèmes automatiques, les cobots ont récemment été introduits comme solution d'assistance dans certaines procédures chirurgicales. Mais à ce jour, nous n'avons rencontré dans la littérature aucun système de comanipulation dédié à l'assistance de la curiethérapie prostate. Le seul qui s'y rapproche est le robot Appolo de l'ISIR présenté plus haut, qui lui est spécialisé dans l'assistance à la réalisation des biopsies de la prostate. Une intervention assez différente de la curiethérapie prostate dans le sens où le protocole d'une intervention de biopsie de la prostate diffère de celui d'une curiethérapie prostate. Par exemple, la voie d'abord en biospie est par convention la voie transrectale tandis qu'en curiethérapie la voie d'abord est transpérinéale. En biopsie, une aiguille unique est utilisée dans la procédure, tandis qu'en curiethérapie plusieurs aiguilles doivent être insérées à des positions différentes dans la prostate. Pour finir, les finalités des deux interventions sont différentes. Nos travaux au cours de cette thèse porteront sur la conception d'un prototype de cobot pour l'assistance à la curiethérapie prostate et de vérifier si l'utilisation d'un cobot en curiethérapie est une solution viable pour améliorer le traitement. Le prototype de cobot que nous proposerons devra s'adapter et être dédié spécifiquement à la procédure de curiethérapie prostate. La conception du prototype doit prendre en compte les différentes contraintes de la procédure de sorte que son intégration en routine clinique ne nécessite pas de changer significativement le protocole et les routines des cliniciens impliqués. Dans les sections suivantes, je présenterai le contexte et les objectifs de la thèse.

1.3 Contexte de la thèse

Comme évoqué dans la section 1.2.4.2, la curiethérapie prostate est de nos jours, le traitement de référence proposé aux cancers de la prostate à faible risque et à risque intermédiaire. Celà est dû au fait qu'elle implique moins d'effets secondaires et un meilleur temps de récupération post-traitements comparée aux autres traitements. Ces effets secondaires post-traitements restent cependant non négligeables. De plus la procédure conventionnelle de curiethérapie prostate telle qu'elle a été conçue depuis les années 1980, présentent plusieurs pistes d'amélioration et d'optimisation en raison des nombreuses approximations et incertitudes qu'elle comporte. Le projet CAPRI (Computer Assisted Prostate Intervention) est un projet intégré du labex CAMI (Computer Assisted Medical Interventions), visant à réduire ces approximations grâce à trois piliers fondamentaux : Une décision augmentée (modélisation précise de la prostate prenant en compte les oedème et les déformations per-opératoires de la prostate, dosimétrie personnalisée et adaptative), une action augmentée (assistance pour une insertion plus précise des aiguilles et des grains dans la prostate), et une perception augmentée permettant d'avoir en temps réel un retour des différentes informations per-opératoires (position actuelle des grains, recalage des images CT/IRM/US, dosimétrie actuelle, déformation de la prostate, ...) pour ajuster si nécessaire le plan du traitement (voir figure 1.16). Les recherches et les travaux portant sur les différents piliers du projet CAPRI sont entrepris au sein du LaTIM par différents chercheurs et cliniciens. Il y a donc un environnement d'expert autour de cette thématique. Ce qui facilite les interactions et situe nos travaux dans une continuité des travaux déjà entrepris sur la décision et la perception augmentées au sein du projet. Cette thèse s'inscrit dans le contexte de l'action augmentée du projet CAPRI. Plus précisément il s'agit de proposer un cobot pour assister la procédure de curiethérapie prostate et ainsi garantir une insertion plus précise et plus sécurisée des aiguilles dans la prostate.



FIGURE 1.16: Le projet CAPRI

1.4 Objectifs de la thèse

S'inscrivant dans le contexte du projet CAPRI, cette thèse a pour objectif d'améliorer la précision de l'acte chirurgical de positionnement et d'insertion des aiguilles et/ou grains radioactifs dans la prostate. Pour celà, nous voulons proposer un cobot dédié à la curiethérapie prostate qui assistera le chirurgien dans la réalisation de la procédure. Plus précisément il s'agira de guider les différentes étapes de l'acte chirurgical à savoir le positionnement de l'aiguille au point d'entrée sur le périnée et l'insertion de l'aiguille dans la prostate en respectant les consignes de positionnement et d'insertion données par le système de planification du traitement.

Contrairement aux autres robots (automatiques et semi-automatiques) rencontrés dans la littérature, le cobot que nous voulons proposer ne remplacera pas le chirurgien mais l'assistera et le guidera dans la réalisation de la procédure. Pour ce faire, nous voulons proposer une commande en force permettant de fournir grâce au cobot un retour d'effort qui viendra complèter et améliorer le guidage visuel proposé dans la procédure conventionnelle. Les objectifs de cette thèse peuvent être résumés en trois principaux points : La conception mécanique du cobot et la réalisation d'un prototype, la proposition d'une commande adaptée au guidage en force dans un contexte de comanipulation et finalement l'évaluation de la solution proposée.

Ce manuscrit présentera nos travaux dans le cadre de cette thèse en quatre chapitres. Le chapitre 2 présentera en détail nos travaux sur la conception mécanique et le choix de l'architecture du cobot. Une première architecture sera étudiée pour assister le positionnement de l'aiguille lors de la procédure de curiethérapie prostate. Une deuxième architecture (basée sur une évolution de la première) qui permettra d'assister à la fois le positionnement et l'insertion des aiguilles dans la prostate sera ensuite proposée. Le volume de travail du cobot, ses conditions de singularité et sa résolution en force et en position cartésienne seront déterminés. Pour finir, la paramètrisation du cobot (résolution des encodeurs, force isotropique, volume de travail utile, dimensions du cobot) sera réalisée pour que le cobot puisse satisfaire les conditions lui permettant d'assister une procédure de curiethérapie prostate.

Le chapitre 3 traitera de la commande du cobot. Nous présenterons la loi de commande en force qui servira de base aux procédures de guidages actifs et passifs permettant à notre cobot de guider le positionnement et l'insertion des aiguilles. Les limites en terme de stabilité de cette loi seront étudiées et une loi de commande hybride adaptative sera proposée pour pallier ces limites.

Le chapitre 4 présentera l'implémentation pratique des commandes développées sur les contrôleurs du cobot. Des mesures exprimentales (précision, volume de travail, ...) seront réalisées sur le cobot et comparées avec les résultats théoriques et obtenues par simulation.

Enfin dans le chapitre 5, nous discuterons des axes d'amélioration du cobot proposé. Diverses recommandations seront alors formulées pour les travaux futurs.
CHAPITRE

2

Design mécanique du cobot

Une étape primordiale dans la création d'un prototype robotique pour assister une procédure dans des environnements aussi normés que le domaine médical est la définition de l'architecture mécanique du robot. En effet, plusieurs contraintes telles que l'espace de travail, les dispositions des cliniciens dans le bloc opératoire, l'emplacement des autres systèmes cyberphysiques déjà intégrés dans la procédure (sonde échographique endorectale par exemple), ... sont à prendre en compte. L'efficacité et la plus value apportées par l'insertion d'un robot dans une procédure chirurgicale dépendent aussi du respect et de l'intégration de ces contraintes dans le cahier de charges de la conception du robot.

Trois principales architectures cinématiques de robot peuvent être rencontrées dans la littérature : les robots ayant une architecture série, ceux ayant une architecture parallèle, et ceux ayant une structure hybride (à la fois série et parallèle) [54]. Un robot série est un robot ayant une structure cinématique à chaine ouverte tandis qu'un robot parallèle est un robot ayant une structure cinématique à chaine fermée. Les robots à architecture série présentent par rapport à ceux parallèles, l'avantage d'offrir plus d'espace de travail. Les robots parallèles quant à eux permettent grâce à leur structure compacte d'avoir à l'effecteur plus de raideur (et donc plus de force). L'analyse du volume de travail en curiethérapie prostate (volume de travail restreint conformément aux recommandations et travaux du TG192 [31]) et de la commande envisagée pour le contrôle du robot (contrôle en force), nous ont orienté vers une structure cinématique parallèle comme base pour la conception de la structure mécanique du cobot.

Nous explorerons donc dans ce chapitre différents designs et architectures parallèles de robot au regard de nos objectifs à savoir un espace de travail suffisant pour couvrir la prostate, une intégration facile de la solution proposée dans le bloc opératoire et une architecture compacte pour maximiser les capacités en force du cobot. En particulier nous présenterons la conception d'un cobot parallèle à 2 degrés de liberté (DDL). Cette première proposition nous permettra d'évaluer l'assistance de la phase de positionnement de l'aiguille en curiethérapie prostate. Nous présenterons par la suite son évolution pour permettre à la fois l'assistance des phases de positionnement et des phases d'insertion des aiguilles en proposant un système à 3 DDL.

2.1 Le cobot pantographe à 2 DDL

En curiethérapie prostate, l'insertion des aiguilles est précédée de la phase de positionnement des aiguilles au point d'entrée sur le périnée en fonction des consignes de position fournies par le logiciel de planification de traitement.

C'est dans ce contexte que nous avons orienté dans un premier temps nos recherches sur la conception mécanique d'un cobot capable d'assister et de guider l'étape de positionnement des aiguilles. Le robot pantographe à 2 degrés de liberté (voir figure 2.1) a retenu notre attention parce qu'il présente des mobilités suffisantes pour que son effecteur puisse être manipulé dans le plan (suivant l'axe des abscisses et celui des ordonnées). De plus il est à la fois léger, peu encombrant et son insertion



FIGURE 2.1: Robot pantographe

en bloc opératoire ne nécessiterait pas d'importantes modifications des dispositions et habitudes de travail des cliniciens impliqués dans la procédure de curiethérapie. Ce dernier point est non négligeable car il est susceptible de contribuer grandement à l'acceptation ou au rejet de l'idée de robotiser une intervention chirurgicale. Le cobot que nous proposons pour l'assistance au positionnement des aiguilles est donc un pantographe adapté puis paramètrisé en fonction des contraintes liées à la curiethérapie prostate telles que l'espace de travail, la résolution à l'effecteur, la force isotropique à l'effecteur... En particulier, le robot pantographe tel qu'il est présenté sur la figure 2.1 sera adapté verticalement et paramètrisé pour couvrir en espace atteignable, la surface de la prostate comme illustré sur la figure 2.2. L'objectif ici étant de pouvoir se passer de la grille utilisée dans la méthode conventionnelle, en la remplaçant par une grille virtuelle représentée par l'espace des points atteignables par le cobot.



FIGURE 2.2: Représentation schématique du pantographe en bloc opératoire

2.1.1 Modèles géométriques du cobot



FIGURE 2.3: Présentation du repère de calcul des modèles géométriques et des différentes parties du pantographe. (Le pantographe est dans une position verticale et fixée sur les points P_1 et P_5)

La détermination de l'ensemble des points atteignables du cobot, de sa paramètrisation (dimensions des bras), et de son évaluation (résolution) nécessite l'étude à priori des problèmes inverse et direct liés à l'architecture du cobot. Autrement dit, connaissant les angles θ_1 et θ_5 (voir figure 2.3), comment détermine t-on les coordonnées de l'effecteur P_3 ? A l'inverse, connaissant les coordonnées de l'effecteur P_3 , comment détermine t-on les angles θ_1 et θ_5 que font les bras du pantographe? Les deux problèmes précédemment posés sont respectivement les formulations des modèles géométriques directe (MGD) et inverse (MGI) du cobot pantographe qui seront développées dans cette section.

Les calculs portant sur la cinématique du pantographe seront effectués dans le repère cartésien (P_1, X, Y) (où P_1 est l'origine du repère). Les calculs présentés dans cette partie sont inspirés des travaux de Gianni Campion et de son équipe [55].

2.1.1.1 Modèle géométrique inverse

Le modèle géométrique inverse permet de déterminer les coordonnées angulaires θ_1 et θ_5 correspondant à la position de l'effecteur du cobot dans l'espace cartésien. Déterminer le modèle géométrique inverse de notre pantographe revient ici à calculer les angles θ_1 et θ_5 , connaissant les coordonnées de l'effecteur P_3 dans notre repère. Pour ce faire, divisons le pentagone $(P_1, P_2, P_3, P_4, P_5)$ en trois triangles (P_1, P_2, P_3) , (P_1, P_3, P_5) et (P_3, P_4, P_5) représentés sur la figure 2.4. On a :



FIGURE 2.4: Subdivision du pentagone formé par le pantographe en triangles

$$\theta_1 = \pi - \alpha_1 - \beta_1 \tag{2.1.1}$$

et

$$\theta_5 = \alpha_5 + \beta_5 \tag{2.1.2}$$

Où α_1 est l'angle formé par le triangle (P_1, P_2, P_3) en P_1 , β_1 est l'angle formé par le triangle (P_1, P_3, P_5) en P_1 , α_5 est l'angle formé par le triangle (P_3, P_4, P_5) en P_5 . Considérons le triangle (P_1, P_2, P_3) . En appliquant la loi des cosinus, et en déduisant $cos(\alpha_1)$ on a :

$$\cos(\alpha_1) = \frac{(a_1)^2 + ||P_1P_3||^2 - (a_2)^2}{2a_1||P_1P_3||}$$
(2.1.3)

Soit

$$\alpha_1 = \arccos\left(\frac{(a_1)^2 + ||P_1P_3||^2 - (a_2)^2}{2a_1||P_1P_3||}\right)$$
(2.1.4)

Où $||P_1P_3||$ est la norme euclidienne de $\overline{P_1P_3}$. En procédant de la même manière dans le triangle (P_3, P_4, P_5) , on obtient :

$$\beta_5 = \arccos\left(\frac{(a_4)^2 + ||P_3P_5||^2 - (a_3)^2}{2.a_4.||P_3P_5||}\right)$$
(2.1.5)

Où $||P_3P_5||$ est la norme euclidienne de $\overrightarrow{P_3P_5}$. Considérons maintenant le triangle (P_1, P_3, P_5) , les angles β_1 et α_5 peuvent respectivement être déterminés par :

$$\beta_1 = atan2(Y_3, -X_3) \tag{2.1.6}$$

Et

$$\alpha_5 = atan2(Y_3, a_5 + X_3) \tag{2.1.7}$$

Où X_3 et Y_3 sont respectivement l'abscisse et l'ordonnée de l'effecteur P_3 dans le repère (P_1, X, Y) . En remplaçant α_1 , α_5 , β_1 et β_5 par leurs valeurs dans (2.1.1) et (2.1.2), on obtient le modèle géométrique inverse du pantographe.

2.1.1.2 Modèle géométrique directe

Le modèle géométrique directe du pantographe permet de déterminer la position de l'effecteur dans l'espace cartésien connaissant les angles θ_1 et θ_5 . Les calculs seront effectués dans le même repère (P_1, X, Y) utilisé pour les calculs portant sur le modèle géométrique inverse. Les points P_2 et P_4 ont respectivement pour coordonnées

$$\boldsymbol{P_2} = [a_1 cos(\theta_1), a_1 sin(\theta_1)]^T$$
(2.1.8)

Et

$$\boldsymbol{P_4} = [a_4.cos(\theta_5) - a_5, a_4.sin(\theta_5)]^T$$
(2.1.9)

En appliquant le théorème de Pythagore pour déterminer $||P_3P_h||^2$ dans les triangles (P_2, P_3, P_h) et (P_3, P_4, P_h) , on a :

$$a_2^2 - ||P_2P_h||^2 = a_3^2 - (||P_2P_4|| - ||P_2P_h||)^2$$
(2.1.10)

Soit

$$||P_2P_h|| = \frac{a_2^2 - a_3^2 + (||P_2P_4||)^2}{2||P_2P_4||}$$
(2.1.11)

De plus,

$$||P_3P_h|| = \sqrt{(a_2)^2 - (||P_2P_h||)^2}$$
(2.1.12)

Pour finir,

$$X_h = X_2 + \frac{||P_2 P_h||}{||P_2 P_4||}.(X_4 - X_2)$$
(2.1.13)

Et,

$$Y_h = Y_2 + \frac{||P_2 P_h||}{||P_2 P_4||} \cdot (Y_4 - Y_2)$$
(2.1.14)

Où $P_h = [X_h, Y_h]^T$ sont les coordonnées du point P_h dans le repère (P_1, X, Y) . On en déduit que

$$X_3 = X_h \pm \frac{||P_3 P_h||}{||P_2 P_4||}.(Y_4 - Y_2)$$
(2.1.15)

 Et

$$Y_3 = Y_h \pm \frac{||P_3P_h||}{||P_2P_4||} \cdot (X_4 - X_2)$$
(2.1.16)

Où $P_3 = [X_3, Y_3]^T$ sont les coordonnées du point P_3 , effecteur du pantographe dans le repère (P_1, X, Y) . Ces équations décrivent le modèle direct car P_3 , via P_h peut être exprimé par P_2 et P_4 eux-mêmes définis par les deux angles θ_1 et θ_5 .

2.1.2 Paramètrisation du cobot

Les modèles géométriques directe et inverse étant déterminées pour notre pantographe, notre deuxième objectif a été de paramétriser le cobot pantographe. C'est à dire déterminer ses dimensions qui garantissent la couverture de l'espace de travail nécessaire pour la curiethérapie prostate.

Pour l'assistance et le positionnement de l'aiguille et des grains radioactifs, un certain nombre de paramètres doivent être respectés. L'objectif ici est de couvrir au moins la surface de la grille $(55mm \times 55mm)$ utilisée dans la méthode conventionnelle de la curiethérapie prostate. Les configurations singulières du pantographe doivent être également étudiées pour une meilleure prise en compte dans l'élaboration des lois de contrôle commande de ce dernier. Considérons la représentation schématique du pantographe représenté sur la figure 2.5, on a :

$$\theta_{43} = atan2 \Big(Y_4 - Y_3, X_4 - X_3 \Big)$$
(2.1.17)



FIGURE 2.5: Représentation schématique du pantographe pour le calcul des angles articulaires

Εt

$$\theta_{23} = \pi - atan2 \Big(Y_3 - Y_2, X_3 - X_2) \Big)$$
(2.1.18)

La représentation du pantographe sur la figure 2.5 correspond à notre configuration de fonctionnement voulue. C'est à dire celle où :

$$\begin{array}{c}
\theta_{43} > 0 \\
\theta_{23} > 0 \\
\theta_{1} < \theta_{23} \\
\theta_{5} > \theta_{43}
\end{array}$$
(2.1.19)

A l'inverse, les représentations du pantographe sur la figure 2.6 correspondent à des configurations de fonctionnement indésirables parce que dans ces configurations, la commande (guidage en force) sera instable. Dans ces configurations, nous ne sommes pas capable de distinguer pour la même position deux couples de valeurs d'angles θ_1 et θ_5 , se traduisant par une difficulté par la suite pour commander le système. Le choix des dimensions du pantographe influencera la qualité de l'espace de travail, c'est à dire les configurations dans lesquelles le pantographe parcourt les points de son espace de travail. Pour trouver les dimensions optimales du pantographe, nous avons réalisé une série de calculs. Pour chaque ensemble de dimensions configurant le pantographe, 15 valeurs d'angles comprises entre 0 et 180° (par pas de 12°) sont choisies pour θ_1 , et θ_5 . Ce qui nous permet de tester 225 couples (θ_1, θ_5). Chaque couple (θ_1, θ_5), respectant les conditions de l'équation (2.1.19), appartient à l'espace



FIGURE 2.6: Exemples de configurations indésirables du pantographe (a) : $\theta_5 < \theta_{43}$ (b) : $\theta_1 > \theta_{23}$.

de travail atteignable par le pantographe dans une configuration de fonctionnement voulue.



FIGURE 2.7: Domaines de définition (en jaune) des angles θ_1 et θ_5 représentant les configurations voulues pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 63 cm$; $a_2 = a_3 = 75 cm$; $a_5 = 30 cm$. Les points rouges représentent les configurations indésirables.



FIGURE 2.8: Deux possibles domaines de définition (en jaune et en vert) des angles θ_1 et θ_5 représentant les configurations voulues pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 120cm$; $a_2 = a_3 = 100cm$; $a_5 = 40cm$. Les points rouges représentent les configurations indésirables.

Les résultats obtenus pour les dimensions de pantographe $a_1 = a_4 = 63 cm$; $a_2 =$ $a_3 = 75cm$; $a_5 = 30cm$ et $a_1 = a_4 = 120cm$; $a_2 = a_3 = 100cm$; $a_5 = 40cm$ sont présentés respectivement sur les figures 2.7 et 2.8. Le domaine des configurations désirables y est représenté par le rectangle le plus large possible qui couvre tous les couples d'angles valides. On voit qu'avec les dimensions du pantographe choisies sur la figure 2.7, le pantographe a beaucoup moins de configurations indésirables (symbolisées par les points rouges) dans son espace de travail que sur la figure 2.8. Les dimensions choisies sur la figure 2.7 sont donc plus adéquates au regard de nos besoins, que celles choisies sur la figure 2.8. Les dimensions paramètrisant de façon appropriée le pantographe sont celles qui lui permettront non seulement de couvrir un espace de travail supérieur ou égal à celui de la grille utilisée dans la méthode conventionnelle de curiethérapie prostate, mais aussi de parcourir cet espace de travail sans que le pantographe ne soit dans des configurations indésirables. Après avoir testé par simulation différentes valeurs, le dimensionnement permettant d'avoir le plus grand espace de travail et le moins de configurations singulières est : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$. Cet ensemble de dimensions permet de couvrir un espace de travail de 100mm x 100mm supérieur aux dimensions de la grille utilisée dans la méthode conventionnelle en curiethérapie prostate (voir figure 2.9). Aussi comme on peut le voir sur la figure 2.10, ces dimensions garantissent que le pantographe pourra parcourir l'espace de travail utile au positionnement de l'aiguille en curiethérapie prostate sans être à aucun moment dans une configuration indésirable.



FIGURE 2.9: Ensemble de points atteignables pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$



FIGURE 2.10: Configurations aux limites de l'espace de travail utile pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$

2.1.3 Jacobienne du cobot

Les dimensions du cobot permettant d'atteindre nos objectifs en terme d'espace de points atteignables ayant été déterminées au cours de la paramètrisation, il est important d'évaluer ensuite les capacités en force du pantographe en prévision du guidage en force qui est envisagé pour le contrôle et la commande de ce dernier. Mais avant celà il est important de déterminer la matrice jacobienne du cobot. En effet la matrice jacobienne permet d'établir non seulement une relation entre les vitesses angulaires au niveau des articulations et les vitesses cartésiennes à l'effecteur, mais aussi entre les couples moteurs au niveau des articulations et les forces ressenties à l'effecteur. Dans le cas du pantographe, elle peut être obtenue en dérivant les coordonnées de l'effecteur $\mathbf{P_3} = [X_3, Y_3]^T$ par rapport à θ_1 et θ_5 . On a :

$$\boldsymbol{J} = \begin{bmatrix} \partial X_3 / \partial \theta_1 & \partial X_3 / \partial \theta_5 \\ \partial Y_3 / \partial \theta_1 & \partial Y_3 / \partial \theta_5 \end{bmatrix}$$
(2.1.20)

En dérivant les coordonnées de $P_2 = [X_2, Y_2]^T$ et $P_4 = [X_4, Y_4]^T$ par rapport à θ_1 et θ_5 , on a :

$$\partial X_2/\partial \theta_1 = -a_1.sin(\theta_1), \qquad \quad \partial Y_2/\partial \theta_1 = a_1.cos(\theta_1) \qquad (2.1.21)$$

$$\partial X_4 / \partial \theta_5 = -a_4 \cdot sin(\theta_5), \qquad \qquad \partial Y_4 / \partial \theta_5 = a_4 \cdot cos(\theta_5) \qquad (2.1.22)$$

$$\partial X_4 / \partial \theta_1 = \partial Y_4 / \partial \theta_1 = \partial X_2 / \partial \theta_5 = \partial Y_2 / \partial \theta_5$$
(2.1.23)

On pose $d = ||\mathbf{P_2} - \mathbf{P_4}||$, $b = ||\mathbf{P_2} - \mathbf{P_h}||$ et $h = ||\mathbf{P_3} - \mathbf{P_h}||$. En dérivant l'équation (2.1.12) par rapport à θ_i (où i = 1 ou 5), on a :

$$\partial h/\partial \theta_i = \frac{-b}{h} . \partial b/\partial \theta_i$$
 (2.1.24)

En dérivant les équations (2.1.13) et (2.1.14), on obtient respectivement :

$$\partial Y_3 / \partial \theta_i = \partial Y_h / \partial \theta_i - \frac{h}{d} (\partial X_4 / \partial \theta_i - \partial X_2 / \partial \theta_i) - \frac{d (\partial h / \partial \theta_i - h (\partial d / \partial \theta_i))}{d^2} (X_4 - X_2)$$
(2.1.25)

Et

$$\partial X_3 / \partial \theta_i = \partial X_h / \partial \theta_i + \frac{h}{d} (\partial Y_4 / \partial \theta_i - \partial Y_2 / \partial \theta_i) + \frac{d (\partial h / \partial \theta_i - h (\partial d / \partial \theta_i))}{d^2} (Y_4 - Y_2) \quad (2.1.26)$$

Ce qui nous permet de calculer chaque élément de la matrice jacobienne.

2.1.4 Evaluation du cobot

Afin de valider nos études précédentes, nous avons évalué dans cette section la résolution à l'effecteur du pantographe mais aussi sa force isotropique. La résolution à l'effecteur nous renseignera sur la précision théorique que peut avoir notre cobot sur son espace de travail. La force isotropique est un indicateur très important dans le sens où il nous permettra d'évaluer les possibilités en force du cobot pour à la fois compenser sa gravité et guider l'opérateur qui le comanipule.

2.1.4.1 Résolution à l'effecteur du cobot

La résolution ΔR à l'effecteur du pantographe est calculée grâce à la relation suivante :

$$||\boldsymbol{\Delta R}|| \le ||\boldsymbol{J}||_2 \cdot || \left[\Delta \theta_1, \Delta \theta_5 \right]^T || \qquad (2.1.27)$$

Où $\Delta \mathbf{R} = [\Delta X, \Delta Y]$ et $\Delta \theta_1$, $\Delta \theta_5$ sont respectivement les résolutions angulaires des encodeurs utilisés pour mesurer les angles θ_1 et θ_5 . $||J||_2$ représente la plus grande valeur singulière de la matrice jacobienne. La résolution $\Delta \mathbf{R}$ du pantographe dépend de la résolution angulaire des encodeurs $\Delta \theta$ utilisés dans la conception du cobot. La résolution angulaire $\Delta \theta$ est obtenue grâce à la relation suivante :

$$\Delta \theta = \frac{2\pi}{2^n - 1} \tag{2.1.28}$$

Où n est le nombre de bits de l'encodeur de rotation utilisé. Ainsi plus l'encodeur utilisé aura une meilleure résolution (nombre de bits plus élevé), plus la résolution du pantographe sera meilleure (plus de précision).

Par exemple sur la figure 2.11, via l'équation (2.1.27) nous représentons la résolution d'un pantographe avec les dimensions retenues et des encodeurs de rotation de 16 bits. On peut y voir que la résolution à l'effecteur du pantographe a une valeur théorique strictement inférieure à $17\mu m$. Ce qui est déjà très satisfaisant et bien en dessous de l'espacement de 5mm imposé par la grille utilisée comme repère dans la méthode conventionnelle. En analysant la figure 2.11, on remarque que le pantographe a une meilleure résolution au centre parce qu'il est plus stable dans cette configuration, la valeur singulière de la matrice jacobienne y étant plus faible. Plus on s'écarte de cette position vers le haut ou vers le bas, plus on se rapproche davantage d'une configuration singulière. Ce qui se traduit par l'augmentation de la valeur singulière de la matrice jacobienne. Par contre les valeurs de résolution obtenues aux extrémités (haut et bas) de l'espace des points atteignables sont biaisées à la limite des singularités.

2.1.4.2 Force isotropique à l'effecteur

La force isotropique à l'effecteur du pantographe est la force maximale qui peut être appliquée simultanément dans toutes les directions dans le plan cartésien. L'estimation de cette force en fonction des dimensions du pantographe et des couples articulaires des moteurs utilisés dans notre design est très importante dans notre cas, compte tenu de la commande en force envisagée pour le contrôle du pantographe. Elle nous permettra par exemple d'évaluer si le cobot est capable de porter son poids (compenser sa gravité dans la direction de l'axe des ordonnées) et en même temps fournir un guidage en force dans une autre direction (l'axe des abscisses). Pour évaluer la force isotropique à l'effecteur du pantographe, nous considérons les valeurs maximales de couple que peuvent fournir les moteurs utilisés dans notre design. Soit max, le couple maximal que peuvent fournir les deux moteurs utilisés dans le design



FIGURE 2.11: Résolution à l'effecteur pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$ avec deux encodeurs de 16 bits

du pantographe. Le vecteur **cp** représentant les couples maximaux des deux moteurs du pantographe peut valoir au choix :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{cp} &= [-cp_{max}, cp_{max}]^T ou \\ \mathbf{cp} &= [cp_{max}, cp_{max}]^T ou \\ \mathbf{cp} &= [cp_{max}, -cp_{max}]^T ou \\ \mathbf{cp} &= [-cp_{max}, -cp_{max}]^T ou \end{cases}$$
(2.1.29)

Pour chacune des valeurs de vecteur **cp**, nous calculons le vecteur de force cartésien à l'effecteur correspondant :

$$\mathbf{F} = \left[F_x, F_y\right]^T = (\mathbf{J}^T)^{-1} \cdot \mathbf{cp}$$
(2.1.30)

Pour chacune des valeurs de **cp** utilisées pour le calcul de **F**, nous considérons une valeur intermédiaire qui est égale à la plus petite valeur entre F_x et F_y . La force isotropique est la plus grande de toutes les valeurs intermédiaires précédemment considérées. L'application de cette méthode sur l'espace de travail du cobot nous permet d'obtenir la force isotropique représentée sur la figure 2.12 pour un pantographe avec les dimensions retenues et deux moteurs Maxon [56] à notre disposition au laboratoire. Ils ont l'avantage d'être compact et puissant avec un couple de 1,9 Nm chacun. Ils sont parfaitement adaptés à ce type de système robotisé. L'analyse de la figure 2.12 permet de remarquer que la force isotropique est homogène sur l'espace de travail ($\approx 2N$) à l'exception des extrémités (haut et bas) où les valeurs obtenues sont biaisées à la limite des singularités.

2.1.5 Bilan et discussions

L'étude réalisée sur ce premier design nous a permis de confirmer l'adéquation des possibilités offertes par un cobot parallèle (en l'occurence ici le pantographe)



FIGURE 2.12: Force isotropique à l'effecteur pour un pantographe de dimensions : $a_1 = a_4 = 105 cm$; $a_2 = a_3 = 145 cm$; $a_5 = 65 cm$ et deux moteurs de couple maximal 1,9Nm

pour l'assistance et le guidage d'une procédure de curiethérapie prostate.

Comme on a pu le voir avec ce design, la grille utilisée dans la méthode conventionnelle peut être substituée par une grille virtuelle représentée par l'ensemble des points atteignables par le cobot. De plus, ce premier design peut permettre d'atteindre des résolutions à l'effecteur théoriques de l'ordre de 17 μm . La force isotropique dans l'espace de travail du cobot a été évaluée à 2 Nm pour deux moteurs de couple égale à 1,9 Nm chacun. Cette valeur de force isotropique est relativement faible pour porter le poids du pantographe et permettre un guidage en force à l'effecteur. Précisons tout de même que la force isotropique sur l'espace de travail peut être augmentée en utilisant des moteurs plus puissants en terme de couple. Soulignons également que les capacités en force peuvent être augmentées en introduisant un mécanisme de motoréduction. Toutefois, compte tenu de notre contexte de comanipulation et pour ne pas altérer les ressentis en force du chirurgien (problèmes de réversibilité, ...), nous avons préférer utiliser des transmissions directes (sans réduction). Outre ces résultats préliminaires satisfaisants, ce design présente l'avantage d'avoir les moteurs fixés à la base. Ce qui réduit significativement le poids et l'encombrement du cobot. Cette architecture permet donc aussi de maximiser la force réservée au guidage de l'opérateur qui comanipule.

En revanche, ce design ne permet d'assister que le positionnment de l'aiguille sur le plan du périnée. Notre objectif est donc de proposer une évolution de ce design pour obtenir un cobot à 3 DDL qui nous permettra à la fois d'assister les phases de positionnement mais aussi d'insertion.

2.2 Un cobot à 3 DDL dédié à la curiethérapie de la prostate

Pour l'assistance du positionnement et de l'insertion des aiguilles dans la prostate, il a fallu trouver une architecture nous permettant d'avoir des mobilités correspondant à au moins 3 DDL. Pour l'évolution du cobot pantographe à 2 DDL vers une architecture à 3 DDL, nous avons rajouté une troisième chaine cinématique parallèle, en d'autres termes un troisième bras au pantographe. Le design final n'est ni plus ni moins que le robot parallèle Delta conçu par Clavel [57] (voir figure 2.13) initialement conçu pour être utilisé dans les tâches de « pick and place ». Un des principaux avantages du robot Delta, c'est qu'il correspond parfaitement à nos attentes en terme de compacité et de légèreté. De plus, nous voulions aussi une architecture permettant d'exercer à l'effecteur une force relativement élevée tout en restant très compact. Pour finir, l'architecture proposée, devait avoir au minimum 3 DDL en translation pour permettre l'assistance au positionnement et à l'insertion des aiguilles dans la prostate. Le robot Delta présente une architecture qui répond aux critères sus-cités.



FIGURE 2.13: Robot Delta de Clavel

2.2.1 Principe de fonctionnement du robot Delta

Le robot Delta est composé de trois articulations rotoides (liaison pivot) à la base fixe qui permettent de faire bouger l'effecteur. Ces liaisons forment sur la base fixe du robot un triangle équilatéral. Le système utilise le principe du mécanisme à 4 barres (parallélogramme plan Π , 4 liaisons rotules UUUU) afin de contraindre les rotations de l'effecteur et permettre de déplacer l'effecteur parallèlement à la base fixe. Les parallélogrammes utilisent des laisons rotules pour permettre à la fois un déplacement dans l'axe de la liaison pivot correspondante (à la base fixe), mais aussi perpendiculairement à celui ci (voir figure 2.14).



FIGURE 2.14: Principe de Fonctionnement du robot Delta

2.2.2 Modifications apportées au robot Delta

Dans le contexte de l'assistance aux gestes de positionnement et d'insertion des aiguilles dans la prostate, nous avons adapté et paramètrisé le robot delta de Clavel pour qu'il corresponde au mieux aux contraintes liées à la curiethérapie de la prostate. La paramètrisation et l'adaptation que nous avons faites ont porté d'une part sur les dimensions du robot, l'objectif ici étant d'ajuster les dimensions à leurs plus justes valeurs pour qu'elles ne soient ni trop petites ni trop grandes. D'autre part, la disposition et l'axe de travail du robot delta ont été adaptés à notre contexte. Contrairement à l'usage habituel (« pick and place ») où le vecteur gravité de l'effecteur est perpendiculaire au plan contenant la base fixe du robot, dans notre design le vecteur gravité de l'effecteur est parallèle au plan contenant la base fixe. Ce changement modifie conséquemment la dynamique du cobot. De plus, l'espace de travail utile du robot a été déplacé. Il se trouve maintenant derrière la base fixe afin d'atteindre le périnée du patient. Ce qui implique d'avoir une ouverture dans la base afin de laisser passer l'aiguille (et la sonde échographique). L'effecteur du cobot est utilisé maintenant par le chirurgien pour comanipuler le positionnement et l'insertion de l'aiguille dans la prostate. Nous avons par conséquent également modifié son design pour permettre une meilleure préhension. Un système de fixation a également été conçu pour permettre la fixation sur la table opératoire. Sur la figure 2.15, on a une représentation schématique du cobot montrant sa disposition dans le bloc opératoire.



FIGURE 2.15: Cobot à 3 DDL pour l'assistance au positionnement et à l'insertion des aiguilles en curiethérapie prostate. (a) Description schématique du cobot. (b) Vue isomètrique du cobot proposé

2.2.3 Modèle géométrique du cobot

Tout comme le pantographe, nous avons besoin d'étudier le comportement mécanique du cobot à 3 DDL. Pour ce faire, nous nous sommes intéressés dans un premier temps aux modèles géométriques du cobot. Elles nous permettront entre autres de déterminer l'ensemble des points atteignables par le cobot en fonction de ses dimensions.

Les modèles géométriques de notre cobot sont inspirés des modèles géométriques du robot initialement présentés par Clavel [57] que nous avons adapté à notre cas. Les calculs seront faits dans le repère (X,Y,Z) ayant son origine O au centre de gravité de la base de notre cobot comme on peut le voir sur la figure 2.16-c. Nous associons dans un deuxième temps à chaque chaine cinématique (bras), un repère (U_i, V_i, W_i) ayant son origine en A_i .

L'effecteur a pour coordonnées $\mathbf{P}_{\mathbf{0}} = [P_x, P_y, P_z]^T$ dans le repère (X,Y,Z), et $\mathbf{P}_{A_i} = [P_{ui}, P_{vi}, P_{wi}]^T$ dans le repère (U_i, V_i, W_i). ϕ_i représente l'angle entre l'avant-bras A_i de la chaine cinématique i et le vecteur (O,X) (où i =1,2,3) : $\phi_1 = 0^\circ, \phi_2 = 120^\circ, \phi_3 = 240^\circ$.



FIGURE 2.16: Présentation des différentes parties du cobot et des différents repères utilisés dans les calculs.

2.2.3.1 Modèle géométrique inverse du cobot

L'objectif du calcul du modèle géométrique inverse dans le cas de notre cobot est de déterminer le vecteur d'angles des bras du cobot $\boldsymbol{\theta} = [\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}]^T$, connaissant les coordonnées cartésiennes de l'effecteur $\boldsymbol{P} = [P_x, P_y, P_z]^T$. On a :

$$\begin{bmatrix} P_{ui} \\ P_{vi} \\ P_{wi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\phi_i) & \sin(\phi_i) & 0 \\ -\sin(\phi_i) & \cos(\phi_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -r \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$
(2.2.1)

avec

$$P_{ui} = a.cos(\theta_{1i}) - c + (b.sin(\theta_{3i})).cos(\theta_{2i})$$
(2.2.2)

$$P_{vi} = b.cos(\theta_{3i}) \tag{2.2.3}$$

$$P_{wi} = a.sin(\theta_{1i}) + (b.sin(\theta_{3i})).sin(\theta_{2i})$$

$$(2.2.4)$$

De (2.2.3), on a :

$$\theta_{3i} = \pm \arccos\left(\frac{P_{vi}}{b}\right) \tag{2.2.5}$$

Ce qui induit deux solutions possibles pour θ_{3i} . Quant à θ_{1i} , il est obtenu en déduisant θ_{2i} dans les équations (2.2.2) et (2.2.4) et en additionnant le carré des deux équations résultantes :

$$(c + P_{ui})^2 + P_{wi}^2 + a^2 - 2a(P_{ui} + c).cos(\theta_{1i}) - 2aP_{wi}.sin(\theta_{1i}) = b^2.(sin(\theta_{3i}))^2 \quad (2.2.6)$$

L'angle θ_{3i} étant déjà connu dans l'équation (2.2.5), la seule inconnue dans l'équation (2.2.6) est maintenant θ_{1i} . En considérant $t_{1i} = tan(\frac{\theta_{1i}}{2})$, nous avons :

$$\sin(\theta_{1i}) = \frac{2t_{1i}}{1 + t_{1i}^2} \tag{2.2.7}$$

Et

$$\cos(\theta_{1i}) = \frac{1 - t_{1i}^2}{1 + t_{1i}^2} \tag{2.2.8}$$

En remplaçant (2.2.7) et (2.2.8) dans (2.2.6), il s'en suit que :

$$A.t_{1i}^2 + B.t_{1i} + C = 0 (2.2.9)$$

Avec :

$$A = P_{wi}^{2} + P_{ui}^{2} + 2c.P_{ui} + 2a.P_{ui} + a^{2} + c^{2} - b^{2}(sin(\theta_{3i}))^{2} + 2ac \qquad (2.2.10)$$

$$B = -4a.P_{wi} \tag{2.2.11}$$

$$C = P_{wi}^2 + P_{ui}^2 + 2c P_{ui} - 2a P_{ui} + a^2 + c^2 - b^2 (sin(\theta_{3i}))^2 - 2ac \qquad (2.2.12)$$

En résolvant l'équation (2.2.9), nous obtenons deux valeurs de t_{1i} correspondant à deux valeurs distinctes de θ_{1i} . De plus, les deux solutions de θ_{1i} sont indépendantes des deux solutions de θ_{3i} dans (2.2.5). Il en résulte quatre solutions possibles en combinant les deux solutions de θ_{1i} et celles de θ_{3i} . Pour chacune de ces quatres solutions, on recherche maintenant la valeur correspondante θ_{2i} . Connaissant θ_{1i} et θ_{3i} , θ_{2i} est trouvé en déduisant respectivement $cos(\theta_{2i})$ dans (2.2.2) et $sin(\theta_{2i})$ dans (2.2.4).

D'autre part, pour chaque valeur de θ_{1i} , les deux valeurs correspondantes de θ_{2i} diffèrent de π , pendant que la somme des deux valeurs correspondantes de θ_{3i} vaut π . Celà implique que, pour chaque chaine cinématique composée d'un avant-bras et du système de parallélogramme correspondant, les quatre solutions possibles correspondent en réalité à seulement deux configurations distinctes.

Dans notre contexte d'assistance en curiethérapie de la prostate, notre cobot devra être contraint pour opérer seulement dans les configurations suivantes : $0 < \theta_{2i} < \pi$ et $0 < \theta_{3i} < \pi$. Celà permettra d'éviter les singularités comme on le verra plus tard.

2.2.3.2 Modèle géométrique directe du cobot

La formulation du modèle géométrique directe de notre cobot à 3 DDL revient à trouver les coordonnées cartésiennes $\mathbf{P}_{\mathbf{0}} = [P_x, P_y, P_z]^T$ de l'effecteur connaissant les positions angulaires des trois avant-bras $\boldsymbol{\theta} = [\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}]^T$ par rapport à la base fixe du cobot. Géométriquement, la solution du modèle direct de notre cobot est l'intersection des trois sphères générées par le balayage de toutes les positions de l'effecteur lorsque chaque chaine cinématique est considérée individuellement. Algébriquement, la solution du modèle géométrique directe du cobot est trouvée en considérant les équations qui décrivent les trois sphères et en résolvant ces équations pour trouver leurs points d'intersection. Les équations représentant les sphères décrites par les trois chaines cinématiques sont :

$$b^{2} = P_{x}^{2} + P_{y}^{2} + P_{z}^{2} - 2a P_{z} - 2P_{x} \cdot cos(\phi_{i})(a \cdot (cos(\theta_{1i})) + r - c) - 2P_{y} \cdot sin(\phi_{i})(a \cdot (cos(\theta_{1i})) + r - c) + (a \cdot (cos(\theta_{1i})) + r - c)^{2} + (a \cdot (sin(\theta_{1i})))^{2} \quad (2.2.13)$$

avec i = 1,2 et 3. L'équation du plan contenant le cercle d'intersection entre la sphère du bras 1 et celui du bras 2 est obtenue en soustraignant l'équation (2.2.13) pour i=1 par la même équation pour i=2 :

$$q_{12}P_x + k_{12}P_y + s_{12}P_z + t_{12} = 0 (2.2.14)$$

 avec :

$$q_{12} = 2\cos(\phi_2) \cdot (a \cdot \cos(\theta_{12}) + r - c) - 2\cos(\phi_1) \cdot (a \cdot \cos(\theta_{11})) - 2\cos(\phi_1) \cdot (r - c) \quad (2.2.15)$$

$$k_{12} = 2sin(\phi_2).(a.cos(\theta_{12}) + r - c) - 2sin(\phi_1).(a.cos(\theta_{11})) - 2sin(\phi_1).(r - c) \quad (2.2.16)$$

$$s_{12} = 2a.sin(\theta_{12}) - 2asin(\theta_{11}) \tag{2.2.17}$$

$$t_{12} = (a.cos(\theta_{11}) + r - c)^2 + (a.sin(\theta_{11}))^2 - (a.sin(\theta_{12}))^2 - (a.cos(\theta_{12}) + r - c)^2$$
(2.2.18)

La même intersection peut-être calculée entre le bras 1 et le bras 3, en utilisant les indices i=1 et i=3:

$$q_{13}P_x + k_{13}P_y + s_{13}P_z + t_{13} = 0 (2.2.19)$$

 q_{13} , k_{13} , s_{13} et t_{13} sont obtenus en remplaçant respectivement l'indice 2 par 3 dans (2.2.15), (2.2.16), (2.2.17) et (2.2.18). Un système d'équations linéairement indépendantes peut être déduite en considérant les équations (2.1.16) et (2.1.21). Ces équations définissent la droite contenant la solution du modèle cinématique directe de notre cobot si elle existe. Les intersections de cette droite avec une des trois sphères décrites par (2.2.13), donnent les solutions du modèle géométrique directe représentant les positions cartésiennes possibles de l'effecteur du cobot dans notre repère (O, X, Y, Z).

En exprimant P_y et P_z en fonction de P_x dans les équations (2.2.14) et (2.2.20), et en substituant les expressions résultantes dans l'équation (2.2.13) pour i = 1, on obtient :

$$m_0 P_x^2 + m_1 P_x + m_2 = 0 (2.2.20)$$

où :

$$m_0 = 1 + \frac{n_1^2}{n_2^2} + \frac{n_4^2}{n_5^2} \tag{2.2.21}$$

$$m_{1} = \frac{2.n_{0}.n_{1}}{n_{2}^{2}} + \frac{2.n_{3}.n_{4}}{n_{5}^{2}} - 2.n_{6}.cos(\phi_{1}) - (\frac{2a.n_{4}}{n_{5}}).sin(\theta_{11}) - (\frac{2.n_{6}.n_{1}}{n_{2}}).sin(\phi_{1})$$
(2.2.22)

$$m_{2} = n_{6}^{2} - b^{2} + \frac{n_{0}^{2}}{n_{2}^{2}} + \frac{n_{3}^{2}}{n_{5}^{2}} + (a.sin(\theta_{11}))^{2} - (\frac{2n_{0}.n_{6}}{n_{2}}).sin(\phi_{1}) - (\frac{2.a.n_{3}}{n_{5}}).sin(\theta_{11})$$
(2.2.23)

 avec :

$$n_0 = s_{12} \cdot t_{13} - s_{13} \cdot t_{12} \tag{2.2.24}$$

$$n_1 = q_{13} \cdot s_{12} - q_{12} \cdot s_{13} \tag{2.2.25}$$

$$n_2 = k_{12} \cdot s_{13} - k_{13} \cdot s_{12} \tag{2.2.26}$$

$$n_3 = k_{13} \cdot t_{12} - k_{12} \cdot t_{13} \tag{2.2.27}$$

$$n_4 = q_{12} \cdot k_{13} - q_{13} \cdot k_{12} \tag{2.2.28}$$

$$n_5 = k_{12} \cdot s_{13} - k_{13} \cdot s_{12} \tag{2.2.29}$$

$$n_6 = a.cos(\theta_{11}) + r - c \tag{2.2.30}$$

 $q_{1j}, k_{1j}, s_{1j}, t_{1j}$ sont respectivement définis dans les équations (2.2.15), (2.2.16), (2.2.17) et (2.2.18). Une fois que l'équation (2.2.20) est résolue et que les valeurs de P_x sont trouvées, on déduit les valeurs de P_y et P_z correspondantes en remplaçant P_x par sa valeur dans les équations (2.2.14) et (2.2.20). On obtient ainsi les solutions du modèle géométrique directe du cobot à 3 DDL.

2.2.4 Jacobienne du cobot et étude des singularités

2.2.4.1 Jacobienne

Maintenant que les modèles géométriques directe et inverse du cobot ont été déterminés, nous avons étudié sa matrice jacobienne. Celà nous a permis à la fois d'étudier les singularités du cobot dans son espace de travail mais aussi d'évaluer certaines performances du cobot telles que la force isotropique à l'effecteur par exemple. La matrice jacobienne dans le cas des robots parallèles tels que le robot delta, permet la transformation des vitesses de l'effecteur dans l'espace cartésien aux vitesses angulaires dans l'espace articulaire :

$$\frac{\partial \boldsymbol{Q}_A}{\partial t} = \boldsymbol{J}.\frac{\partial \boldsymbol{P}_{XYZ}}{\partial t} \tag{2.2.31}$$

où $\frac{\partial Q_A}{\partial t}$ est le vecteur représentant les vitesses angulaires au niveau des trois moteurs des trois chaines cinématiques formant le cobot, $\frac{\partial P_{XYZ}}{\partial t}$ est le vecteur représentant la vitesse de l'effecteur dans l'espace cartésien et J est la matrice jacobienne. En ce

qui concerne notre cobot, J est une matrice de dimension (3 x 3). Gosselin et son équipe [58] ont démontré que la relation liant $\frac{\partial Q_A}{\partial t}$ et $\frac{\partial P_{XYZ}}{\partial t}$ pouvait être réécrite comme suit :

$$J_F.\frac{\partial P_{XYZ}}{\partial t} = J_I.\frac{\partial Q_A}{\partial t}$$
(2.2.32)

Cette relation fait apparaître deux matrices $(3 \ge 3) : J_F$ la jacobienne directe et J_I la jacobienne inverse, que nous utiliserons plus tard pour étudier les singularités liées aux modèles géométriques direct et inverse. Considérons la figure 2.16, la décomposition vectorielle du vecteur \overrightarrow{OP} nous permet d'écrire :

$$\overrightarrow{OP} = \overrightarrow{OA_i} + \overrightarrow{A_iB_i} + \overrightarrow{B_iC_i} + \overrightarrow{C_iP}$$
(2.2.33)

En dérivant l'équation (2.2.33), et en exprimant le résultat dans le repère (U, V, W), on a :

$$V_{P_{UVW}} = \overrightarrow{W_{A_iB_i}} \wedge \overrightarrow{A_iB_i} + \overrightarrow{W_{B_iC_i}} \wedge \overrightarrow{B_iC_i}$$
(2.2.34)

où $\overrightarrow{W_{A_iB_i}}$ et $\overrightarrow{W_{B_iC_i}}$ sont respectivement les vitesses angulaires de A_iB_i et B_iC_i de la i^{ieme} chaine cinématique dans le repère (U, V, W). $V_{P_{UVW}}$ est la vitesse de l'effecteur dans le repère (UVW). La présence de $\overrightarrow{W_{B_iC_i}}$ dans l'équation (2.2.34) introduit une dépendance genante en $\frac{\partial \theta_{2i}}{\partial t}$ et $\frac{\partial \theta_{3i}}{\partial t}$. Pour éliminer $\overrightarrow{W_{B_iC_i}}$, on fait le produit scalaire de l'équation (2.2.34) avec le vecteur unitaire $\overrightarrow{b_i} = \frac{1}{\|\overrightarrow{B_iC_i}\|}$. $\overrightarrow{B_iC_i}$. Celà nous permet d'annuler le terme en $\overrightarrow{W_{B_iC_i}}$ dans l'équation (2.2.34). Maintenant nous avons :

$$\overrightarrow{b}_{i}.V_{P_{UVW}} = \overrightarrow{b}_{i}.(\overrightarrow{W_{A_{i}B_{i}}} \wedge \overrightarrow{A_{i}B_{i}})$$
(2.2.35)

avec

$$\vec{b}_{i} = \begin{pmatrix} \sin(\theta_{3i}).\cos(\theta_{2i})\\ \cos(\theta_{3i})\\ \sin(\theta_{2i}).\sin(\theta_{3i}) \end{pmatrix}$$
(2.2.36)

$$\boldsymbol{V}_{\boldsymbol{P}_{\boldsymbol{U}\boldsymbol{V}\boldsymbol{W}}} = \begin{pmatrix} V_{P_{U}} \\ V_{P_{V}} \\ V_{P_{W}} \end{pmatrix}$$
(2.2.37)

$$\overrightarrow{W_{A_iB_i}} = \begin{pmatrix} 0\\ -\theta_{1i}\\ 0 \end{pmatrix}$$
(2.2.38)

47

 et

$$\overrightarrow{A_i B_i} = \begin{pmatrix} a.cos(\theta_{1i}) \\ 0 \\ a.sin(\theta_{1i}) \end{pmatrix}$$
(2.2.39)

En remplaçant $\overrightarrow{b_i}$, $V_{P_{UVW}}$, $\overrightarrow{W_{A_iB_i}}$ et $\overrightarrow{A_iB_i}$ par leurs expressions dans l'équation (2.2.35), on a :

$$V_{P_{U}}.(sin(\theta_{3i}).cos(\theta_{2i})) + V_{P_{V}}.cos(\theta_{3i}) + V_{P_{W}}.(sin(\theta_{3i}).sin(\theta_{2i})) = a.\frac{\partial \theta_{1i}}{\partial t}.sin(\theta_{3i})$$
$$.sin(\theta_{2i} - \theta_{1i})$$
$$(2.2.40)$$

L'équation (2.2.35) est ensuite transformée du repère (U, V, W) au repère (X, Y, Z) pour chaque chaine cinématique *i* en utilisant la relation (2.2.1). En appliquant cette transformation à toutes les chaines cinématiques (i = 1,2 et 3), et en réarrangeant les expressions résultantes, on a :

$$\boldsymbol{J}_{\boldsymbol{I}} \begin{pmatrix} \frac{\partial \theta_{11}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{12}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{13}}{\partial t} \end{pmatrix} = \boldsymbol{J}_{\boldsymbol{F}} \begin{pmatrix} V_{P_X} \\ V_{P_Y} \\ V_{P_Z} \end{pmatrix}$$
(2.2.41)

Où, $V_{P_{XYZ}} = \begin{bmatrix} V_{P_X} & V_{P_Y} & V_{P_Z} \end{bmatrix}^T$ est la vitesse de l'effecteur dans le repère (X, Y, Z). $\frac{\partial \theta_{11}}{\partial t}, \frac{\partial \theta_{12}}{\partial t}, \frac{\partial \theta_{13}}{\partial t}$ représentent respectivement les vitesses angulaires des trois moteurs des chaines cinématiques 1, 2 et 3.

$$\boldsymbol{J_F} = \begin{pmatrix} J_{F_{11}} & J_{F_{12}} & J_{F_{13}} \\ J_{F_{21}} & J_{F_{22}} & J_{F_{23}} \\ J_{F_{31}} & J_{F_{32}} & J_{F_{33}} \end{pmatrix}$$
(2.2.42)

$$\boldsymbol{J}_{\boldsymbol{I}} = \begin{pmatrix} J_{I_1} & 0 & 0\\ 0 & J_{I_2} & 0\\ 0 & 0 & J_{I_3} \end{pmatrix}$$
(2.2.43)

 Et

$$J_{F_{i1}} = \cos(\phi_i).\cos(\theta_{2i}).\sin(\theta_{3i}) - \sin(\phi_i).\cos(\theta_{3i})$$

$$(2.2.44)$$

$$J_{F_{i2}} = sin(\phi_i).cos(\theta_{2i}).sin(\theta_{3i}) - cos(\phi_i).cos(\theta_{3i})$$

$$(2.2.45)$$

$$J_{F_{i3}} = sin(\theta_{3i}).sin(\theta_{2i})$$
(2.2.46)

$$J_{I_i} = a.sin(\theta_{3i}).sin(\theta_{2i} - \theta_{1i})$$
(2.2.47)

pour i = 1, 2 et 3. En remplaçant $J_{F_{i1}}, J_{F_{i2}}, J_{F_{i3}}$ par leurs relations dans J_F et respectivement J_{I_i} dans J_I avec i = 1, 2 et 3, on obtient les matrices jacobiennes directe J_F et inverse J_I .

2.2.4.2 Etude des singularités

Les matrices jacobiennes directe J_F et inverse J_I ayant été déterminées, on peut maintenant étudier les singularités du cobot. Celà nous permettra d'éviter certaines configurations singulières du cobot lors de l'implémentation de la commande. Les singularités liées à la cinématique directe surviennent lorsque le déterminant de J_F est nul :

$$det(\mathbf{J}_{\mathbf{F}}) = 0 \tag{2.2.48}$$

L'équation (2.2.48) implique qu'il existe un triplet de réels $(\zeta_1, \zeta_2, \zeta_3)$ différent du triplet (0,0,0) tel que :

$$\zeta_{1} \cdot \begin{pmatrix} J_{F_{11}} \\ J_{F_{21}} \\ J_{F_{31}} \end{pmatrix} + \zeta_{2} \cdot \begin{pmatrix} J_{F_{12}} \\ J_{F_{22}} \\ J_{F_{32}} \end{pmatrix} + \zeta_{3} \cdot \begin{pmatrix} J_{F_{13}} \\ J_{F_{23}} \\ J_{F_{33}} \end{pmatrix} = 0$$
(2.2.49)

Lorsque tous les éléments d'une colonne ou d'une ligne d'une matrice sont nuls, le déterminant de cette matrice est nul. Une condition satisfaisant donc aux équations (2.2.48) et (2.2.49) est :

$$J_{F_{13}} = J_{F_{23}} = J_{F_{33}} = 0 \tag{2.2.50}$$

En effet, quelque soit ζ_3 non nul, et $\zeta_1 = \zeta_2 = 0$, la relation (2.2.49) est satisfaite lorsque la relation (2.2.50) est vraie. Cela implique que :

$$\begin{pmatrix} \sin(\theta_{31}) \cdot \sin(\theta_{21}) &= & 0\\ \sin(\theta_{32}) \cdot \sin(\theta_{22}) &= & 0\\ \sin(\theta_{23}) \cdot \sin(\theta_{33}) &= & 0 \end{pmatrix}$$
(2.2.51)

L'équation (2.2.51) montre que le cobot est dans une singularité liée à la cinématique directe lorsque :

$$\theta_{2i} = 0 \, o u \, \pi \tag{2.2.52}$$

Ou

$$\theta_{3i} = 0 \, o u \pi \tag{2.2.53}$$

Pour toutes les trois chaines cinématiques (i = 1, 2 et 3). Dans ces conditions, les bras des trois chaines cinématiques sont tous dans le même plan que l'effecteur. Une autre configuration correspondante à une singularité liée à la cinématique directe survient lorsque deux des trois bras des chaines cinématiques du cobot sont parallèles. Parce que celà impliquerait que les lignes de la matrice J_F dans l'équation (2.2.42) soient des multiples les unes des autres, résultant ainsi en un déterminant de J_F nul. Dans cette configuration, les moteurs du cobot ne peuvent compenser aucune force appliquée dans le plan de l'effecteur. En ce qui concerne les singularités liées à la cinématique inverse, elles surviennent lorsque le déterminant de J_I est égal à zéro :

$$det(J_I) = 0$$
 (2.2.54)

Ce qui entraîne les conditions suivantes :

$$\theta_{1i} - \theta_{2i} = 0 o u \pi \tag{2.2.55}$$

Ou

$$\theta_{3i} = 0 \, o u \pi \tag{2.2.56}$$

pour i = 1 ou 2 ou 3. Ce type de singularité survient lorsque l'effecteur est à la limite de l'espace des points atteignables (là où les deux solutions du modèle cinématique inverse convergent). Physiquement cette singularité s'observe lorsque le bras (B_iC_i) (formant le système de parallélogramme) et l'avant-bras (A_iB_i) d'une des trois chaines cinématiques sont colinéaires ou sont dans le même plan. Ce qui entraîne pour le cobot la perte d'un ou plusieurs degrés de liberté.

2.2.5 Paramètrisation et évaluation

Dans cette partie, nous nous sommes concentrés sur la paramètrisation du cobot, c'est-à-dire les dimensions du cobot qui permettent d'avoir un espace de travail correspondant aux dimensions de la grille et une profondeur d'insertion suffisante à la réalisation de la procédure de curiethérapie prostate. Nous vérifierons aussi que l'effecteur du cobot peut parcourir le volume de travail utile sans que le cobot ne soit à aucun moment dans une configuration singulière. Pour finir, nous évaluerons la résolution ainsi que la force isotropique à l'effecteur du cobot.

2.2.5.1 Paramètrisation du cobot

Comme nous l'avons vu dans l'équation (2.2.20), pour un triplet d'angles ($\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}$), nous avons deux valeurs possibles de P_x , ce qui implique deux positions de l'effecteur possibles représentant les deux intersections des trois sphères dans le modèle cinématique directe. En fonction des dimensions des différentes parties du cobot, ces deux positions distinctes peuvent être plus ou moins distantes. Lorsque les deux positions distinctes possibles sont dans l'espace de travail à l'intérieur duquel le robot opère dans l'espace cartésien, cela peut générer une ambiguité au niveau de la loi de contrôle parce qu'il serait difficile de distinguer la position exacte de l'effecteur du cobot dans l'espace opérationnel, en considérant uniquement les valeurs d'angle $\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}$ (données par les encodeurs). De plus, pour assurer la stabilité du contrôle du cobot, nous devons choisir des dimensions qui nous permettent de respecter les relations suivantes : $0 < \theta_{2i} < \pi$, et $\theta_{2i} > \theta_{1i}$ pour toutes les trois chaines cinématiques du cobot, lorsqu'on manipule l'effecteur dans « l'espace de travail utile » (dans le

contexte de la procédure de curiethérapie prostate). Le respect de ces conditions nous permettra d'éviter que le cobot ne soit dans une configuration singulière.

Pour finir, concernant le choix des dimensions du cobot, nous devons intégrer le fait que son espace de travail doit être supérieure ou égale aux dimensions de la grille utilisée dans la procédure conventionnelle (55 mm x 55 mm), mais aussi vérifier si la manipulation de l'effecteur ne génère pas de collisions entre les différentes parties du cobot (avant-bras, bras, base fixe, ...).

Idéalement, nous voulons que l'espace de travail utile soit suffisamment proche de la base fixe du cobot, pour une insertion maximum de 12 cm (suivant l'axe des z). Cette valeur a été déterminée par des observations cliniques et confirmer avec des données scanners, où la profondeur entre le périnée et l'apex de la prostate a été mesurée. De plus pendant la phase d'insertion de l'aiguille, l'effecteur du cobot doit rester seulement dans l'espace de travail utile.

Pour trouver les dimensions paramétrisant de façon adéquate notre cobot, nous avons procédé à des simulations calculatoires de différentes dimensions du cobot. Pour ce faire, pour chaque dimension de cobot, **600** points choisis différemment en fonction de l'axe de coupe de l'espace de travail nous ont permis, après application du modèle de cinématique inverse, de déterminer l'ensemble des points atteignables correspondant à ces dimensions de cobot. L'espace 3D considéré pour les simulations a pour limites $x \in [-15cm, 15cm]$, $y \in [-15cm, 15cm]$ et $z \in [0cm, 30cm]$ et un échantillonnage de 30 points sur x, 20 points sur y et 30 points sur z avec un espacement de 1cm, 1,5cm, 1cm, pour x, y, z respectivement.



FIGURE 2.17: Simulation du cobot avec pour dimensions a = 80mm, b = 110mm, r = 86mm et c = 29mm. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x (x = 0mm) et à droite, l'axe des y (y = 0mm).

Pour chacun de ces 600 points retenus, on vérifie grâce au modèle cinématique inverse, s'il existe un triplet $(\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13})$ d'angles valides pour ce point. Le cas échéant, l'appartenance ou non de ce point à l'espace de travail utile est définie par la valeur des angles θ_{2i} et θ_{3i} . Si θ_{2i} et θ_{3i} sont supérieures à 0 et inférieures à π pour toutes les trois chaines cinématiques (i = 1,2,3), ce point appartient à l'espace de travail utile. Sinon il appartient à l'espace de travail indésirable. Par exemple pour les dimensions a = 80mm, b = 110mm, r = 86mm, c = 29mm sur la figure 2.17, l'espace de travail utile couvre les dimensions de la grille (utilisée dans la méthode conventionnelle) en largeur et en hauteur mais ne couvre pas la phase d'insertion (en profondeur) parce que nous pouvons réaliser une insertion de 10 cm au maximum sans que le cobot ne passe pas par une configuration singulière. Pour les dimensions



FIGURE 2.18: Simulation du cobot avec pour dimensions a = 90mm, b = 160mm, r = 90mm, c = 35mm. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x (x = 0mm) et à droite, l'axe des y (y = 0mm)

a = 90 mm, b = 160 mm, r = 90 mm, c = 35 mm sur la figure 2.18, l'espace de travail utile commence à partir de z = 6cm, et couvre les dimensions de la grille en hauteur et en largeur. Cependant une étude plus approfondie, en modélisant le cobot avec ces dimensions dans un logiciel d'aide à la conception Onshape [59], a montré que la manipulation de l'effecteur aux limites de l'espace de travail utile générait des collisions entre les différentes parties du cobot (bras, base fixe, effecteur).

Pour estimer une configuration satisfaisante, une détermination des paramètres par une procédure itérative basée sur le modèle géométrique inverse du cobot implémenté en Python a été mise en place. Les résultats nous ont permis de trouver les dimension du cobot qui satisfont le mieux toutes nos contraintes. Soient c_r , le côté du triangle équilatéral formant la base fixe du cobot (quand on relie entre eux les trois axes de pivot des bras en contact avec la base fixe) et c_c le côté du triangle équilatéral formant l'effecteur du cobot. Ils sont respectivement calculés par :

$$c_r = 2r.sin(\frac{\pi}{3}) = \sqrt{3}.r$$
 (2.2.57)

 et

$$c_c = 2c.sin(\frac{\pi}{3}) = \sqrt{3}.c$$
 (2.2.58)



FIGURE 2.19: Simulation du cobot avec pour dimensions a = 120mm, b = 150mm, r = 86,6mm, c = 43,3mm. Les points en rouge sont des points correspondants à des couples d'angles articulaires valides et en bleu non valides, pour une coupe de l'espace 3D suivant : A gauche, l'axe des x (x = 0mm) et à droite, l'axe des y (y = 0mm)

Soit $S = a + b + c_r + c_c$, la somme de toutes les dimensions du cobot, par le biais de notre optimisation, nous avons retenu que les dimensions optimales du cobot sont telles que, a = 24.24%.S, $c_r = 30,3\%.S$, b = 30,3%.S, $c_c = 15,15\%.S$ et $S \ge 495$ mm. Pour notre design, nous avons choisi $S \approx 495 mm$ pour que notre cobot soit le plus compact et le plus léger possible. Ce qui conduit aux dimensions à la ligne suivante, a = 120 mm, b = 150 mm, r = 86,6 mm, c = 43,3 mm. Comme nous pouvons le constater sur la figure 2.19, avec les dimensions que nous avons retenues, les dimensions de la grille en largeur et en hauteur sont couvertes. La phase d'insertion est possible car nous pouvons avoir jusqu'à 17,5cm en insertion sans que le cobot ne soit dans une configuration singulière. Cependant, comme l'espace de travail utile débute à partir de 9cm pour les dimensions du cobot retenu, le système à l'effecteur qui vérouillera l'aiguille devra avoir un offset de 3,5*cm* afin de compenser l'espace atteignable du robot. En procédant comme celà, nous pouvons translater l'espace de travail utile jusqu'à 5,5cm de la base fixe du cobot et ainsi avoir au moins 12,5cm d'aiguille insérée dans la prostate (pour une aiguille de curiethérapie de 20 cm) sans que le cobot ne soit à aucun moment dans une configuration singulière. La configuration finale validée par logiciel avec Onshape (voir figure 2.20), montre qu'aucune collision entre les éléments ne se produit.

2.2.5.2 Résolution à l'effecteur

Pour évaluer le design de notre cobot, nous avons étudié la résolution à l'effecteur pour vérifier s'il pouvait être manipulé avec une précision suffisante dans l'espace de travail utile à la procédure de curiethérapie prostate. La résolution à l'effecteur de notre cobot est le plus petit déplacement d, qui peut être fait à partir d'un point $\boldsymbol{P} = \begin{bmatrix} x, & y, & z \end{bmatrix}^T$ dans l'espace de travail du cobot. Pour calculer la résolution à l'effecteur, nous appliquons dans un premier temps le modèle géométrique inverse



FIGURE 2.20: Test de collision réalisé sous Onshape pour la configuration finale du cobot

à ce point pour obtenir le triplet d'angles $\begin{bmatrix} \theta_{11}, & \theta_{12}, & \theta_{13} \end{bmatrix}^T$ correspondant aux trois chaines cinématiques du cobot. Nous calculons ensuite la résolution de l'encodeur $\Delta \theta$ utilisée pour mesurer les angles $\theta_{11}, \theta_{12}, \theta_{13}$ grâce à l'équation (2.1.28). Une fois $\Delta \theta$ connue, nous déterminons dans l'espace de travail du cobot la position cartésienne $\mathbf{P'} = \begin{bmatrix} x', & y', & z' \end{bmatrix}^T$ correspondant au modèle géométrique directe appliqué au triplet d'angles $\begin{bmatrix} \theta_{11} + \Delta \theta & \theta_{12} + \Delta \theta & \theta_{13} + \Delta \theta \end{bmatrix}^T$. La résolution d à l'effecteur est égale à la distance euclidienne entre les points \mathbf{P} et $\mathbf{P'}$:

$$d = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2}$$
(2.2.59)

Comme nous pouvons le voir sur la figure 2.21, la résolution théorique à l'effecteur du cobot dans le plan à 18cm de la base fixe est inférieure à 0,25mm en utilisant des encodeurs de 12 bits. Ce qui est suffisamment précis dans le contexte d'une curiethérapie prostate sachant que dans la méthode conventionnelle, la grille est composée de trous espacés de 5 mm. On se place dans le plan à 18cm car celà correspond au plan où on positionne l'aiguille sur le périnée du patient.

2.2.5.3 Analyse des capacités en force à l'effecteur du cobot

Il est important d'analyser les capacités en force de notre cobot et de vérifier s'il peut être utilisé pour l'assistance de la procédure de curiethérapie prostate avant



FIGURE 2.21: Résolution à l'effecteur du cobot dans le plan à 18 cm de la base fixe

d'implémenter les lois de contrôle et de guidage en force envisagées. Pour ce faire, nous calculons dans un premier temps la force isotropique à l'effecteur du cobot pour avoir une estimation générale de la force maximale applicable dans toutes les directions dans l'espace cartésien. Celà nous permettra par exemple d'estimer les couples moteurs nécessaires, en fonction des forces nécessaires à l'effecteur pour le guidage de la procédure de curiethérapie. Soit t_{max} , le couple moteur maximal que les moteurs utilisés pour notre cobot peuvent fournir. Les vecteurs de couple maximal (formés par les trois moteurs des trois chaines cinématiques) sont au choix :

$$\begin{cases} \mathbf{t} = \begin{bmatrix} -t_{max} & t_{max} & t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} t_{max} & t_{max} & t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} -t_{max} & t_{max} & -t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} -t_{max} & -t_{max} & t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} -t_{max} & -t_{max} & -t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} t_{max} & -t_{max} & t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} t_{max} & -t_{max} & -t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} t_{max} & -t_{max} & -t_{max} \end{bmatrix}^{T} \\ \mathbf{t} = \begin{bmatrix} t_{max} & -t_{max} & -t_{max} \end{bmatrix}^{T} \end{cases}$$

Où t est le vecteur des couples moteurs maximaux. Pour chacun de ces vecteurs de couple maximal, nous calculons le vecteur de forces correspondant en utilisant la relation :

$$\boldsymbol{F_{xyz}} = \begin{bmatrix} F_x & F_y & F_z \end{bmatrix}^T = (\boldsymbol{J}^T)^{-1} \cdot \boldsymbol{t}$$
(2.2.61)

Où F_{xyz} est le vecteur des forces à l'effecteur dans l'espace cartésien et J, la jacobienne du cobot.

$$J = (J_I)^{-1} J_F (2.2.62)$$

Les matrices jacobiennes J_F et J_I sont calculées en fonction de la position de l'effecteur dans son espace de travail via les angles θ_{1i} , θ_{2i} et θ_{3i} dans les équations (2.2.42) et (2.2.43). Pour chaque vecteur de couple maximal, nous considérons une valeur intermédiaire correspondante à la plus petite force entre F_x , F_y , F_z . La force isotropique à l'effecteur est la plus grande valeur parmi toutes les valeurs intermédiaires précédemment considérées. Par exemple sur la figure 2.22, nous traçons la force iso-



FIGURE 2.22: Force isotropique à l'effecteur du cobot vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée perpendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré

tropique du cobot (avec les dimensions retenues lors de la paramètrisation) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot avec trois moteurs de couple maximal de 4Nm. Nous faisons nos simulations avec des moteurs de couple maximal de 4Nm car nous avions déjà jugé que les moteurs de couple maximal 1,9Nm utilisés dans la conception du pantographe n'étaient pas suffisamment puissants pour porter à la fois le poids de ce dernier et permettre le guidage. D'où la nécessité pour la conception du cobot à 3 DDL de disposer de plus de couple moteur. Ce qui peut se faire soit par un léger rapport de réduction au niveau des entrainements moteurs-bras (2 :1 avec les moteurs Maxon à notre dispostion au laboratoire), ou en acquérant des moteurs plus puissants.

Comme on peut le voir sur la figure 2.22, nous avons une force isotropique supérieure

à 11,5N sur l'espace de travail correspondant aux dimensions de la grille (en utilisant des moteurs de couple maximal de 4 Nm). Ce qui est suffisant pour compenser le poids du cobot et le guidage en force suivant les axes X et Y durant la phase de positionnment de l'aiguille au point d'entrée sur le périnée. Cependant, en ce qui



FIGURE 2.23: Force maximale en insertion suivant l'axe des (Z) vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée perpendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré

concerne l'étape d'insertion des aiguilles dans la prostate, la force isotropique de 11.5N semble à première vue insuffisante pour guider la phase d'insertion parce que la force nécessaire à l'insertion d'aiguille dans la prostate peut atteindre jusqu'à 17 N dans certaines zones comme le montre cette étude [60]. Mais comme Fichtinger et son équipe l'ont expliqué dans leurs travaux [61], le positionnement de l'aiguille au point d'entrée sur le périnée et l'insertion de l'aiguille dans la prostate sont deux tâches découplées, sachant que le chirurgien contribue avec sa propre force à l'insertion de l'aiguille. Cela implique que pendant la phase d'insertion (suivant l'axe des z), le cobot n'a pas à assister ou guider la phase de positionement (suivant les axes x et y). Même si on peut avoir en insertion suivant l'axe des z (uniquement) jusqu'à 89,25N (voir figure 2.23), le robot doit aussi compenser son poids pendant qu'il assiste et guide l'insertion suivant l'axe des z. La force d'insertion qu'on peut avoir suivant l'axe des z uniquement n'est donc pas un critère suffisant pour juger des capacités en force du cobot dans notre contexte. Ce qui nous a conduit à étudier les capacités en force suivant les axes z et x (pour la compensation de la gravité). Les valeurs de force retenues pour chaque point dans l'espace de travail sont la plus petite valeur entre les forces F_{zmax} et F_{xmax} représentant respectivement la force



FIGURE 2.24: Force suivant les axes X et Z à l'effecteur du cobot vue de face dans le plan formé par l'axe des abscisses et l'axe des ordonnées. La coupe est réalisée perpendiculairement à l'axe des profondeurs (Z) dans le plan à 18 cm de la base fixe du cobot. Le cadre en noir indique l'espace de travail désiré

maximale suivant l'axe des profondeurs Z et celle suivant l'axe des abscisses X. Comme nous pouvons le voir sur la figure 2.24, avec des moteurs de même couples que ceux utilisés précédemment, le cobot peut fournir simultanément plus de 20 N suivant les axes x et z. Ce qui est théoriquement suffisant pour compenser le poids du cobot tout en guidant la phase d'insertion des aiguilles dans la prostate.

2.2.5.4 Bilan et discussions

Les études préliminaires réalisées sur le cobot à 3 DDL ont permis de confirmer l'adéquation de la solution envisagée pour l'assistance des phases de positionnement et d'insertion de la curiethérapie prostate. Au cours de la paramètrisation du cobot, on a trouvé les dimensions optimales qui permettent de garantir que le cobot couvre en espace de travail une surface supérieure à celle de la grille utilisée dans la méthode conventionnelle. Une attention particulière a également été portée aux configurations singulières du cobot pour s'assurer que le cobot ne traversait à aucun moment une singularité sur son espace de travail utile. L'évaluation de la résolution et des capacités en force du cobot ont également donné des résultats concluants. Contrairement donc à notre design initial à 2 DDL qui ne pouvait assister que la phase de positionnement des aiguilles (grille virtuelle), l'évolution vers le design à 3 DDL permet d'assister à la fois la phase de positionnement mais aussi celle d'insertion des aiguilles dans la prostate.

Ce nouveau design ne permet en revanche pas certaines mobilités à savoir l'inclinai-

son et/ou la rotation de l'aiguille autour de son axe d'insertion. Ces mobilités sont parfois utilisées par les chirurgiens lorsqu'ils réalisent une curiethérapie prostate. Il serait donc intéressant que la version finale du cobot puisse permettre d'assister aussi les mouvements de rotation et d'inclinaison de l'aiguille.

Cependant pour une première réalisation, le cobot à 3 DDL nous a semblé être un bon point de départ dans le cadre de cette thèse.

2.2.6 Réalisation mécanique du cobot



FIGURE 2.25: Conception mécanique du prototype de notre cobot à 3 DDL

Pour évaluer l'adéquation de la solution proposée dans le cadre de cette thèse, un prototype de cobot (voir figure 2.25) a été réalisé en partenariat avec la société EIMA [62]. Au cours de la réalisation mécanique, un accent particulier a été mis sur le choix des roulements utilisés au niveau des articulations. Pour limiter les frottements et avoir une sensation de guidage fluide pour l'opérateur qui comanipule, nous avons utilisé des roulements sans bille avec des bagues en plastique. De plus, pour les mêmes raisons et pour éviter les problèmes d'irréversibilité, nous avons choisi de ne pas introduire de motoréduction au niveau des moteurs. Aussi, comme annoncé dans la section sur la paramètrisation du cobot 2.2.5, l'effecteur a été conçu (sous la forme d'une demie coupole) pour faciliter la préhension de ce dernier par l'opérateur qui comanipule. De plus cela permet d'avancer le système d'accroche de l'aiguille et
ainsi permettre d'avoir en insertion jusqu'à 12,5 cm au moins dans la prostate pour une aiguille de curiethérapie d'environ 20cm. Le prototype réalisé est assez compact. Son encombrement maximal peut être délimité par un cube de 35cm de côté. De plus il est assez léger. Les parties mobiles pèsent seulement 450g. La force isotropique de 11,5N déterminée lors de la paramètrisation du cobot est donc suffisante pour à la fois compenser la gravité du cobot et permettre le guidage de la procédure. Pour plus de détails sur la masse des pièces, les longueurs ainsi que tous les détails associés à la conception mécanique de chaque pièce, voir en annexe. Une photographie de la réalisation du cobot est présentée sur la figure 2.26.



FIGURE 2.26: Photo de la réalisation du cobot

2.3 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons exploré et évalué deux différentes conceptions de cobot pour l'assistance en curiethérapie prostate. La première conception de cobot à 2 DDL nous a permis d'obtenir des résultats préliminaires satisfaisants en ce qui concerne l'assistance de la phase de positionnement de l'aiguille sur le périnée du patient en curiethérapie prostate. Une évolution de ce design vers une architecture à 3 DDL nous a permis d'assister à la fois les phases de positionnement et d'insertion de l'aiguille avec des résultats satisfaisants. Le cobot à 3 DDL de par son architecture (système de parallélogramme) ne permet que d'avoir des trajectoires de translation rectilignes. On n'est donc pas en mesure d'assister ou guider avec ce prototype les mouvements d'inclinaison et de rotation parfois appliqués sur l'aiguille par le chirurgien. Nous avons réalisé un premier prototype du cobot dans sa version à 3 DDL pour évaluer de façon pratique la faisabilité des solutions proposées dans le cadre de cette thèse.

Dans le prochain chapitre, nous discuterons des lois de commande envisagées pour le guidage et présenterons celle qui a finalement été conçue pour la commande du cobot.

CHAPITRE

3

Contrôle et commande du cobot

3.1 Introduction

En robotique, la conception et l'élaboration des lois de contrôle et commande représentent une étape primordiale dans le processus de création de prototypes ou de systèmes robotisés. Elle est souvent influencée par les contraintes et le contexte de l'application à automatiser et/ou à assister. De plus l'élaboration des lois de commande doit prendre en compte aussi l'architecture mécanique du robot sur lequel ces lois seront implémentées. Diverses lois de commande ont depuis lors été proposées pour permettre l'automatisation, le guidage et l'assistance dans des domaines variés comme l'agroalimentaire, l'automobile, l'aéronautique ... Dans le contexte médical, la complexité des gestes à assister, amènent à repenser les lois de contrôle traditionnellement utilisées en robotique. En effet, les lois de contrôle en position pures ne suffisent plus, car on doit prendre aussi en compte la force exercée par le robot sur son environnement (corps, tissus du patient et sur le médecin en comanipulation).

C'est ainsi que dans le contexte de l'assistance en curiethérapie prostate, il a fallu étudier et implémenter la loi de commande la plus adéquate en terme de précision, de stabilité et de robustesse aux variations externes. Nous nous intéresserons pour ce faire non seulement aux lois de contrôle en position mais aussi aux lois de contrôle en force. En effet l'objectif du cobot n'est pas de positionner l'aiguille à la place du chirurgien, mais de le guider par un retour d'effort vers cette position. D'où l'intérêt du guidage en force.

Dans ce chapitre, une étude des différentes lois de commande en force existantes dans la littérature sera faite. Nous adapterons ensuite les solutions existantes au contexte de la curiethérapie prostate en proposant une loi de commande adaptative qui permettra un guidage précis tout en garantissant la stabilité du système et en étant robuste face aux variations externes.

3.2 Les différents types de contrôle en force

Un aperçu général des systèmes de contrôle des manipulateurs robotiques est présenté sur la figure 3.1. On y voit un contrôleur qui reçoit en entrée une position consigne à atteindre. Le contrôleur calcule des signaux de commande faible puissance en fonction de la consigne de position et des données de position, vitesse et force du manipulateur fournies par les capteurs. Ces signaux de commande à faible puissance sont ensuite transmis aux amplificateurs qui à leur tour doivent asservir les actionneurs (moteurs, ...) sur les signaux de commande amplifiés correspondants à la consigne de position. Le calcul des signaux de contrôle transmis aux actionneurs doit intégrer le modèle dynamique du manipulateur (gravité, inertie, ...) pour assurer un contrôle stable de ce dernier.. Les couples moteurs appliqués à la dynamique du manipulateur permettent d'obtenir par le biais des capteurs les positions, vitesses et force en temps réel. Ces nouvelles données sont réinjectées en retour comme signaux d'entrée du contrôleur.



FIGURE 3.1: Système de contrôle classique d'un manipulateur robotique [63].

Les éléments présentés dans cette section ont été principalement inspirés du livre Modern Robotics de Lynch et Park [63] et du livre Modélisation identification et commande des robots de Khalil et Dombre [64].

3.2.1 Contrôle en force direct

Lorsqu'il ne s'agit plus simplement de contrôler la position ou le mouvement d'un manipulateur, et qu'on veut en plus contrôler ses forces d'interaction avec son environnement, il devient nécessaire d'avoir recours aux lois de contrôle en force. L'équation associée à la dynamique du manipulateur lors d'un contrôle en force directe peut être écrite sous la forme :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \frac{\partial^2 \boldsymbol{\theta}}{\partial t^2} + \boldsymbol{c} \left(\boldsymbol{\theta}, \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} \right) + \boldsymbol{g}(\boldsymbol{\theta}) + \boldsymbol{b} \cdot \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} + \boldsymbol{J}^T(\boldsymbol{\theta}) \cdot \boldsymbol{f}_{eff}$$
(3.2.1)

Où $\boldsymbol{\tau}$ représente le vecteur de couples moteurs articulaires, f_{eff} représente le vecteur force appliqué par le manipulateur sur l'environnement, $c\left(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t}\right)$ les forces centrifuges et de coriolis, $b\left(\frac{\partial\theta}{\partial t}\right)$ les forces de friction et $\boldsymbol{g}(\theta)$ la force due à la gravité. Les vitesses et les accélérations en jeu dans un contrôle en force directe étant relativement faibles (à cause de la résistance au mouvement que doit rencontrer le mécanisme contrôlé pour pouvoir exercer la force commandée par le contrôleur), les termes qui leur sont associés dans l'équation de la dynamique du manipulateur peuvent être ignorés. Soit :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}).\boldsymbol{f}_{eff} + \boldsymbol{g}(\boldsymbol{\theta}) \tag{3.2.2}$$

L'équation précédente implique l'utilisation d'un capteur de force pour mesurer directement f_{eff} . En l'absence d'un capteur de force dans le système de contrôle, la force réellement appliquée par le manipulateur sur son environnement peut être remplacée par la force désirée f_{des} (pour l'interaction avec l'environnement).

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}).\boldsymbol{f}_{des} + \boldsymbol{\tilde{g}}(\boldsymbol{\theta}) \tag{3.2.3}$$

Où $\tilde{g}(\theta)$ représente le modèle estimé des forces dues à la gravité. Cette loi de contrôle requiert un modèle assez précis pour la compensation de la gravité et un contrôle précis des couples moteurs fournis par les moteurs du manipulateur. Dans le cas des moteurs à courant continu, le contrôle du couple moteur peut être fait par l'intermédiaire du contrôle du courant aux bornes du moteur (car il existe une relation de proportionnalité entre le couple et le courant aux bornes d'un moteur à courant continu). Une autre solution pour le contrôle en force lorsqu'on dispose d'un capteur de force (intégré à l'effecteur du manipulateur) est d'utiliser un contrôleur proportionnel intégral dérivée (PID) pour avoir un retour d'effort sur l'erreur par rapport à la force consigne f_{des} et ainsi adapter la commande. En pratique un contrôleur PI suffit en général. Celà se traduit par l'équation suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{\boldsymbol{T}}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\boldsymbol{f_{des}} + k_{pf} \cdot \boldsymbol{f_e} + k_{if} \cdot \int \boldsymbol{f_e}(t) dt \right)$$
(3.2.4)

Avec $f_e = f_{des} - f_{eff}$, l'erreur en force par rapport à la force désirée. k_{pf} et k_{if} sont respectivement les gains proportionnel et intégral associés au contrôleur PI. La loi de contrôle (3.2.4) permet de contrôler efficacement la force exercée par le manipulateur sur son environnement à condition que ce dernier exerce des forces de résistance sur l'effecteur du manipulateur. Dans le cas contraire, dans sa tentative de converger vers la consigne de force voulue, ce contrôleur commandera aux moteurs du manipulateur une accélération potentiellement dangereuse et susceptible de générer une instabilité dans le système. Pour réduire et limiter cet effet sur le système, nous ajoutons à la loi de contrôle (3.2.4) un terme pour l'amortissement de la vitesse de l'effecteur. Ce qui nous donne la loi de contrôle suivante :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\boldsymbol{f_{des}} + k_{pf} \cdot \boldsymbol{f_{e}} + k_{if} \cdot \int \boldsymbol{f_{e}(t)} dt - k_{damp} \cdot \boldsymbol{v} \right)$$
(3.2.5)

Où k_{damp} représente un facteur d'amortissement et \boldsymbol{v} la vitesse de l'effecteur. Les lois de contrôle sus-présentées permettent un contrôle en force directe du manipulateur sous réserve que l'environnement exerce sur ce dernier des contraintes et/ou forces résistives suffisantes. En réalité, le contrôle en force direct est seulement possible si et seulement si l'environnement exerce sur le manipulateur robotique, des forces de résistance dans toutes les directions. Ce qui fait du contrôle en force direct, un concept abstrait car en pratique l'effecteur est souvent libre de mouvoir dans au moins une direction. Dans la pratique diverses techniques sont utilisées. Les commandes hybrides permettent par exemple de contrôler en force le manipulateur dans les directions contraintes tout en le contrôlant en position dans les autres directions. Une autre technique consiste à faire une commande en force indirecte. C'est à dire que le contrôle est basé sur l'étude de la dynamique du manipulateur de sorte qu'on puisse à partir d'une commande en force élaborer un contrôle en positionnement précis du manipulateur. La force ressentie à l'effecteur dans ce cas sera actualisée en temps réel en fonction de l'erreur entre la position actuelle de l'effecteur et la position consigne voulue.

3.2.2 Contrôle en force indirect

Dans cette section nous présenterons le contrôle en force indirect plus précisément le contrôle de mouvement basé sur une commande en force. Nous allons commencer par étudier le cas d'un manipulateur simple à un dégré de liberté et nous généraliserons ensuite aux manipulateurs à plusieurs degrés de liberté.

3.2.2.1 Cas d'un manipulateur à 1 DDL

Dans un premier temps, nous allons présenter le modèle dynamique du manipulateur à 1 DDL qui sera utilisé ultérieurement pour le contrôle de ce dernier.

Modèle dynamique du manipulateur à 1 DDL : Considérons un manipulateur à 1 DDL composé d'un moteur et d'un tube directement relié à l'axe du moteur comme on peut le voir sur la figure 3.2. Soient τ , le couple du moteur et θ l'angle du tube par rapport à l'axe du moteur. Le modèle dynamique de ce manipulateur peut s'écrire :

$$\tau = \mathbf{M} \cdot \frac{\partial \theta^2}{\partial t^2} + m.g.r.cos(\theta)$$
(3.2.6)

Où M est la matrice d'inertie du tube par rapport à l'axe de rotation, m est la masse du tube, r est la distance de l'axe du moteur au centre de gravité du tube et g l'accélération due à la gravité. A ce modèle nous ajoutons le couple du aux forces de friction : $\tau_{fric} = b \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t}$ où b est une constante positive dépendante du moteur. Le modèle dynamique complet de ce manipulateur est donc :

$$\tau = \mathbf{M} \cdot \frac{\partial \theta^2}{\partial t^2} + m.g.r.cos(\theta) + b \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t}$$
(3.2.7)



FIGURE 3.2: Manipulateur robotique à un degré de liberté

Contrôle PID du manipulateur à 1 DDL Même si le contrôle PID est un contrôle classique, un petit rappel est proposé dans la section suivante. Une des lois de contrôle permettant de corriger les erreurs en positionnement liées à la dynamique du manipulateur est le contrôle PID (voir figure 3.3). Il est modélisé numériquement



FIGURE 3.3: Blocs d'un contrôleur PID

par l'équation :

$$\tau = K_p \cdot \theta_e + K_i \cdot \int \theta(t) \cdot dt + K_d \cdot \frac{\partial \theta_e}{\partial t}$$
(3.2.8)

Où θ_e est l'erreur de positionnement par rapport à une consigne de positionnement $\theta_d : \theta_e = \theta_d - \theta$, et $\frac{\partial \theta_e}{\partial t}$ est la dérivée première de θ_e . K_p est une constante représentant le gain proportionnel. Elle agit comme une raideur virtuelle qui permet de réduire l'erreur de positionnement θ_e . K_d est une constante représentant le gain dérivé. Elle agit comme un amortissement virtuel qui permet de réduire l'erreur $\frac{\partial \theta_e}{\partial t}$ due à la vitesse du manipulateur $(\frac{\partial \theta_e}{\partial t} = \frac{\partial \theta_d}{\partial t} - \frac{\partial \theta}{\partial t})$. Enfin le gain K_i permet de réduire l'erreur de positionnement rémanente lorsque le manipulateur a atteint son état d'équilibre. Supposons dans un premier temps que le gain K_i est nul $(K_i = 0)$, c'est à dire qu'on a

un contrôle proportionnel dérivé. Les erreurs dues à la dynamique du manipulateur peuvent être réécrites comme suit :

$$\boldsymbol{M}.\frac{\partial^2 \theta_e}{\partial t^2} + (b + K_d).\frac{\partial \theta_e}{\partial t} + K_p.\theta_e = m.g.r.cos(\theta)$$
(3.2.9)

La position d'équilibre du manipulateur est atteinte dans une configuration θ vérifiant la relation : $K_p.\theta_e = m.g.r.cos(\theta)$. Ce qui implique que l'erreur rémanente à l'équilibre du manipulateur est non nulle lorsque la position consigne est $\theta_d \neq \pm \frac{\pi}{2}$. Celà s'explique par le fait que le manipulateur doit fournir un couple non nul pour se maintenir à l'équilibre à $\theta \neq \pm \frac{\pi}{2}$. L'erreur rémanente θ_e à l'équilibre du manipulateur peut cependant être réduite en augmentant le gain K_p dans les limites de stabilité du manipulateur.

Pour réduire voire éliminer plus efficacement l'erreur rémanente θ_e , on peut introduire dans notre controleur PD, un gain K_i strictement positif $(K_i > 0)$. Celà permettra au manipulateur de pouvoir fournir un couple non nul de maintien de la position d'équilibre (quand $\theta_e = 0$). Pour étudier la stabilité du contrôleur PID proposé, dérivons l'équation (3.2.9), on obtient :

$$M.\frac{\partial^{3}\theta_{e}}{\partial t^{3}} + (b + K_{d}).\frac{\partial^{2}\theta_{e}}{\partial t^{2}} + K_{p}.\frac{\partial\theta_{e}}{\partial t} + K_{i}.\theta_{e} = 0$$
(3.2.10)

La dérivée de la partie à droite de l'équation (3.2.9) est nulle car à l'équilibre, $m.g.r.cos(\theta)$ est constante. L'équation caractéristique qui découle de l'équation (3.2.10) est :

$$s^{3} + \frac{b + K_{d}}{M} \cdot s^{2} + \frac{K_{p}}{M} \cdot s + \frac{K_{i}}{M} = 0$$
(3.2.11)

Le contrôle du manipulateur est stable et θ_e converge vers zéro, si toutes les racines de l'équation caractéristique (3.2.11) sont à partie réelle négative. Pour que toutes les racines de l'équation (3.2.11) soient à partie réelle négative, il faut que les conditions suivantes soient remplies :

$$\begin{cases} K_d > -b \\ K_p > 0 \\ \frac{(b + K_d).K_p}{M} > K_i > 0 \end{cases}$$
(3.2.12)

Le choix de K_i doit respecter à la fois des contraintes de limites supérieure et inférieure pour garantir la stabilité du contrôle PID. En pratique on choisit les gains K_p et K_d de manière à avoir une bonne réponse transitoire (assez rapide et stable). Ensuite K_i est choisi suffisamment grand pour réduire voire supprimer l'erreur rémanente à l'équilibre tout en respectant la limite supérieure. Même si notre analyse a uniquement porté dans cette partie sur l'utilisation du contrôle PID pour le suivi d'une position consigne, il est à noter que le contrôle PID peut être utilisé aussi pour le suivi d'une trajectoire. Pour ce faire, la trajectoire consigne peut être discrétisée en plusieurs positions consignes. On appliquera ensuite un contrôle PID à ces différentes positions consignes. **Contrôle anticipatif basé sur la dynamique du manipulateur :** Le contrôle PID peut être utilisé avec des précisions plus ou moins élevées même lorsqu'on n'a pas le modèle dynamique du manipulateur. Cependant lorsque la dynamique du manipulateur n'est pas très complexe et peut être modélisée avec précision, on obtient de meilleurs résultats en terme de précision (de suivi de consigne) en utilisant un contrôle anticipatif basé sur la dynamique du manipulateur. Cette loi de contrôle permet un suivi efficace d'une trajectoire consigne à condition de modéliser parfaitement la dynamique du manipulateur. Soient θ_d , $\frac{\partial \theta_d}{\partial t}$, et $\frac{\partial^2 \theta_d}{\partial t^2}$, les paramètres consignes représentant la trajectoire consigne, le couple anticipatif est calculé grâce à l'équation suivante :

$$\tau(t) = \tilde{M}(\theta_d(t)) \cdot \frac{\partial^2 \theta_d(t)}{\partial t^2} + \tilde{h}\left(\theta_d(t), \frac{\partial \theta(t)}{\partial t}\right)$$
(3.2.13)

Où $\tilde{M}(\theta)$ est la matrice d'inertie estimée du manipulateur. $h\left(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t}\right)$ représente tous les termes ne dépendant pas de l'accélération mais de la position et de la vitesse. $(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t})$ est une estimation de $\left(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t}\right)$. L'estimation des paramètres dynamiques du manipulateur est parfaite si et seulement si on a la relation $M(\theta) = \tilde{M}(\theta)$ et $h(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t}) = \tilde{h}\left(\theta, \frac{\partial\theta}{\partial t}\right)$. Il est important dans ce cas de bien modéliser la dynamique



FIGURE 3.4: Influence d'une estimation imprécise du modèle dynamique (cas de la gravité) sur le suivi d'une trajectoire

du manipulateur en l'occurence l'influence de la gravité comme on peut le voir sur l'exemple de la figure 3.4. On peut y voir une déviation de la trajectoire par rapport à la trajectoire consigne à cause d'une erreur de modélisation de la gravité.

Ajout de l'erreur de suivi dans le contrôle anticipatif : Dans la section précédente, on a présenté le contrôle anticipatif basé sur la dynamique du manipulateur. Pour obtenir des résultats précis avec ce contrôleur, il faudrait pouvoir modéliser parfaitement la dynamique du manipulateur afin de pouvoir anticiper avec justesse le couple à transmettre aux moteurs pour que ce dernier suive la consigne voulue. En pratique, il est impossible d'avoir un modèle dynamique parfait du manipulateur. Donc pour un suivi efficace et robuste, un contrôleur devra donc non seulement se baser sur le modèle dynamique estimé du manipulateur mais aussi sur l'erreur de suivi par rapport à la trajectoire consigne. Ce contrôleur peut être vu comme la fusion du contrôleur anticipatif (basé sur la dynamique) et du contrôleur PID présentés dans les sections précédentes. En intégrant un contrôle PID au modèle dynamique du manipulateur, on obtient l'équation des erreurs dynamiques suivante :

$$\frac{\partial^2 \theta_e}{\partial t^2} + K_d \cdot \frac{\partial \theta_e}{\partial t} + K_p \cdot \theta_e + K_i \cdot \int \theta_e dt = 0$$
(3.2.14)

L'équation (3.2.14) associée aux erreurs dynamiques, couplée à un choix judicieux des gains K_p , K_i et K_d du contrôleur PID garantissent une décroissance exponentielle de l'erreur de suivi de la trajectoire consigne. La dérivée seconde de l'erreur $\frac{\partial^2 \theta_e}{\partial t^2}$ dans l'équation (3.2.14) peut être exprimée en fonction de l'accélération désirée $\frac{\partial^2 \theta_d}{\partial t^2}$ et de l'accélération actuelle $\frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2}$ comme suit :

$$\ddot{\theta}_e = \ddot{\theta}_d - \ddot{\theta} \tag{3.2.15}$$

En remplaçant $\frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2}$ par sa valeur dans l'équation (3.2.14), on obtient :

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 \theta_d}{\partial t^2} + K_d \cdot \frac{\partial \theta_e}{\partial t} + K_p \cdot \theta_e + K_i \cdot \int \theta_e dt \qquad (3.2.16)$$

En remplaçant $\frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2}$ par sa valeur dans le modèle dynamique du manipulateur, on obtient le modèle numérique du contrôle anticipatif basé sur la dynamique du manipulateur avec retour d'informations sur l'erreur de suivi. Cette loi de contrôle est aussi communément appelée contrôle basé sur le modèle dynamique inverse du manipulateur :

$$\tau = \tilde{M}(\theta) \cdot \left(\frac{\partial^2 \theta_d}{\partial t^2} + K_d \cdot \frac{\partial \theta_e}{\partial t} + K_p \cdot \theta_e + K_i \cdot \int \theta_e dt\right) + \tilde{h}(\theta, \dot{\theta})$$
(3.2.17)

Bilan sur les trois lois de contrôle : Sur la figure 3.5 tirée du livre Modern Robotics de Lynch et Park [63], on peut voir une illustration comparative des trois lois de contrôle présentées dans cette section. Sur cette illustration, on peut voir que le contrôle basé sur le modèle dynamique inverse du manipulateur associé à l'erreur en temps réel par rapport à la consigne permet de suivre la trajectoire consigne voulue.

D'autre part, le tracé de la somme de couples moteurs $(\int \tau^2 dt)$ requis dans les trois types de contrôle montre que le contrôle avec le retour d'erreur requiert moins de couple moteur (et est donc plus économique en énergie) que le contrôle PID. La connaissance à priori du modèle dynamique (ou d'une approximation de ce dernier) contribue donc à rendre plus efficient le contrôle tant au niveau de la précision que du coût en terme de couple moteur.



FIGURE 3.5: Comparaison des lois de contrôle PID, anticipatif, et basée sur le modèle dynamique inverse du manipulateur avec retour d'informations

3.2.2.2 Cas d'un manipulateur à n DDL

Dans les sections précédentes, nous avons présenté trois lois de contrôle en force indirect en utilisant comme exemple le cas d'un manipulateur simple à 1 DDL. Nous avons retenu que le contrôle anticipatif basé sur le modèle dynamique inverse et l'erreur de suivi de la consigne permettait d'obtenir de meilleurs résultats en terme de précision. Dans cette section, nous allons présenter la généralisation de cette loi de contrôle aux manipulateurs à plusieurs DDL. L'équation de la dynamique du manipulateur est globalement la même que celle d'un manipulateur à un degré de liberté à la différence que les termes de l'équation ont maintenant une forme matricielle. A titre d'exemple, la matrice d'inertie M, dans le cas d'un manipulateur à n degrés de liberté est de dimensions $n \ge n$. En outre, il exite deux principaux paradigmes de contrôle indirect en force pour un manipulateur à plusieurs DDL. Le premier paradigme de contrôle est le contrôle décentralisé où chaque articulation a un contrôleur indépendant qui lui est dédié. Dans ce cas, le contrôle d'un manipulateur à n DDL n'est ni plus ni moins que n fois le contrôle à 1 DDL présenté dans la section précédente. Le deuxième paradigme est le contrôle centralisé où toutes les informations (positions, vitesses, ...) des articulations du manipulateur sont transmises à un contrôleur principal qui détermine et renvoie ensuite à chaque moteur les signaux de contrôle appropriés. Dans le cas du contrôle centralisé à nDDL, la différence principale avec le contrôle à 1 DDL est la dimension des entrées, des sorties et des paramètres (matrice d'inertie, ...).

Contrôle décentralisé : C'est le plus simple des deux paradigmes de contrôle précédemment énoncés. Elle est particulièrement adaptée lorsque les n articulations du manipulateur (à n degrés de liberté) ont une dynamique indépendante (ou que leurs influences les unes sur les autres sont négligeables). C'est le cas lorsque l'accélération au niveau de chaque articulation dépend uniquement du couple, de la vitesse et de la position angulaire de cette articulation. Dans ce cas un contrôleur PID pourra par exemple être utilisé pour le contrôle décentralisé de chaque articulation. Ce type de paradigme ne peut pas s'appliquer au cas de notre cobot car la dynamique de chaque bras ne peut pas être considérée individuellement sans prendre en compte l'influence des deux autres bras. Nous ne détaillerons donc pas davantage ce

paradigme.

Contrôle centralisé : Le contrôle centralisé est adapté aux cas où la dynamique du manipulateur ne peut pas être considérée localement dans chacune des articulations du manipulateur et indépendamment des autres articulations. En d'autres termes, lorsque les dynamiques dans les articulations du manipulateur s'interinfluencent. Celà est particulièrement vérifié lorsque les forces dues à la gravité sont elevées au niveau des articulations. Dans ce cas, un contrôle basé sur le modèle dynamique inverse du manipulateur (précédemment présenté pour un manipulateur à un degré de liberté) pourra être étendu efficacement au cas du manipulateur à plusieurs degrés de liberté. θ , θ_d et θ_e sont maintenant des vecteurs de dimension n (n étant le degré de liberté du manipulateur). Les gains K_p , K_i , K_d , sont respectivement remplacés par les matrices de dimensions $n \ge n : K_p.I, K_i.I, K_d.I, (I \text{ étant la})$ matrice identité). L'implémentation pratique de cette loi de contrôle requiert dans certains cas des coûts de calcul élevés. Celà peut parfois être une limitation en l'occurence lorsqu'on est en présence de contraintes temps réels. D'autre part, il arrive parfois en fonction de la complexité des cas, qu'on ne soit pas en mesure d'avoir un modèle dynamique précis du manipulateur. Ce qui est susceptible d'entraîner des instabilités dans le contrôle du système. Lorsqu'on est dans un contexte où les vitesses et accélérations sont relativement faibles, l'équation (3.2.17) peut être réécrite pour obtenir un modèle simplifié du contrôle centralisé (avec uniquement une compensation de la gravité) pour un manipulateur à plusieurs DDL :

$$\boldsymbol{\tau} = K_d \cdot \frac{\partial \theta_e}{\partial t} + K_p \cdot \theta_e + K_i \cdot \int \theta_e dt + \tilde{g}(\theta)$$
(3.2.18)

3.2.2.3 Contrôle dans l'espace opérationnel (ou cartésien)

Jusqu'ici, nous avons seulement présenté les lois de contrôle dans l'espace articulaire. D'un côté celà est pratique parce que les limites articulaires du manipulateur sont aisément définissables dans l'espace articulaire. Et toutes les trajectoires planifiées pour le contrôle du robot sont soumises et doivent respecter ces contraintes. D'un autre côté, étant donné que le robot est appelé à interagir avec l'environnement extérieur et les objets qui s'y trouvent, il est parfois judicieux de définir ses lois de contrôle dans le domaine opérationnel. Soit une équation de la trajectoire du manipulateur spécifiée par x(t) et v(t) définie dans le repère cartésien (espace opérationnel). En prenant pour acquis que la trajectoire correspondante dans l'espace articulaire respecte les contraintes imposées par les limites dans l'espace articulaire, nous avons deux solutions de contrôle possibles dans l'espace opérationnel. La première consiste à convertir cette trajectoire consigne dans l'espace cartésien en trajectoire consigne dans l'espace articulaire et appliquer les lois de contrôle dans l'espace articulaire précédemment présentées. En effet si T est le modèle de cinématique directe associé à ce manipulateur, la position consigne dans l'espace articulaire associée à x(t) peut être obtenue à un instant t donné par : $\theta(t) = T^{-1} \cdot x(t)$. La vitesse consigne dans l'espace articulaire $\frac{\partial \theta(t)}{\partial t}$ correspondante à v(t) est obtenue par : $\frac{\partial \theta(t)}{\partial t} = J^{-1}.v(t)$. L'accélération dans l'espace articulaire s'obtient en dérivant la vitesse consigne dans l'espace articulaire. Soit :

$$\frac{\partial^2 \theta(t)}{\partial t^2} = \frac{\partial J^{-1}(\theta(t))}{\partial t} \cdot \left(\frac{\partial v}{\partial t} - \frac{\partial J(\theta(t))}{\partial t} \cdot \frac{\partial \theta(t)}{\partial t} \right)$$
(3.2.19)

L'inconvénient de cette méthode est que nous devons calculer $\frac{\partial J^{-1}(\theta(t))}{\partial t}$ et $\frac{\partial J(\theta(t))}{\partial t}$. Ce qui peut avoir un coût de calcul élevé. L'autre approche consiste à réécrire la dynamique du manipulateur dans l'espace opérationnel. Soit :

$$\boldsymbol{f} = \boldsymbol{\Delta} \cdot \frac{\boldsymbol{\partial} \boldsymbol{v}}{\boldsymbol{\partial} \boldsymbol{t}} + \boldsymbol{\eta}(\boldsymbol{\theta}, \boldsymbol{v}) \tag{3.2.20}$$

Les couples articulaires correspondants pour la commande des moteurs s'obtiennent par : $\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}).\boldsymbol{f}$. soit en remplaçant \boldsymbol{f} par sa valeur :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\tilde{\boldsymbol{\Delta}}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\frac{\partial \boldsymbol{v}_{d}}{\partial t} + \boldsymbol{K}_{p} \cdot \boldsymbol{x}_{e} + \boldsymbol{K}_{i} \cdot \int \boldsymbol{x}_{e}(t) dt + \boldsymbol{K}_{d} \cdot \boldsymbol{v}_{e} \right) + \tilde{\boldsymbol{\eta}}(\boldsymbol{\theta}, \boldsymbol{v}) \right)$$
(3.2.21)

Où $(\tilde{\Delta}, \tilde{\eta})$ représente une estimation du modèle dynamique du manipulateur dans l'espace opérationnel. $\frac{\partial v_d}{\partial t}$ est un terme anticipatif représentant l'accélération désirée dans l'espace opérationnel. $x_e = x_d - x$ représente l'erreur de positionnement et $v_e = v_d - v$, la vitesse dans l'espace opérationnel. C'est ce paradigme de contrôle que nous privilégierons par la suite pour notre cobot. Les contrôles hybrides externe et parallèle sont utilisés de façon standard dans les applications où un contrôle de la position et de la force est nécessaire. Nous les présenterons donc dans la section suivante et nous expliquerons pourquoi nous ne les utiliserons pas pour le contrôle du cobot.

3.2.3 Contrôle hybride force et mouvement (position)

Comme énoncé précédemment, le contrôle en force direct est un concept théorique rarement utilisé tel quel dans des applications pratiques car un contrôle du mouvement (position, vitesse, ...) y est en général nécessaire. Nous avons présenté dans la section 3.2.2, le contrôle en force indirect comme première manière d'associer un contrôle en force et un contrôle du mouvement. Les lois de contrôle hybrides force et position sont une autre façon de contrôler à la fois la force et la position d'un manipulateur. Dans cette section, nous présenterons les deux principaux types de contrôle hybride force et position à savoir : la commande hybride parallèle et la commande externe (ou commande en série appelée aussi commande en cascade).

3.2.3.1 Contrôle hybride parallèle

La structure du contrôle hybride parallèle repose sur le constat selon lequel dans une tâche compliante, les directions contraintes en force ne le sont pas en position et celles contraintes en position ne le sont pas en force. Les informations d'effort et de position peuvent donc être utilisées simultanément de sorte que les directions contraintes en position soient contrôlées en force et parallèlement celles contraintes en force soient commandées en position. Cette loi de contrôle est illustrée en dia-



FIGURE 3.6: Contrôle hybride parallèle. LCPC : Loi de Commande en Position Cartésienne. LCF : Loi de Commande en Force. I est la matrice identité. S est la matrice de sélection des directions à contrôler en force. U est la grandeur de commande en sortie du bloc de contrôle et qui sera transformée en couple par les moteurs.

gramme de blocs de contrôle sur la figure 3.6. On peut y voir les deux lois de commande à savoir la loi de Commande en Position Cartésienne (LCPC), et la loi de Commande en Force (LCF) contribuées en parallèle à la commande du robot. X_d et F_d représentent respectivement la consigne en position pour les directions contrôlées en position et la consigne en force pour les directions controlées en force. Une matrice diagonale **S** permet de sélectionner les directions à contrôler en force. La matrice I - S (I étant la matrice identité) correspond aux directions (non controlées en force) controlées en position. Le vecteur de couples articulaires $\boldsymbol{\tau}$ à appliquer au robot prend en compte les couples moteurs associés aux deux grandeurs de commande U_x et U_f liées respectivement aux lois de commande LCPC et LCF, mais aussi la compensation de la gravité du manipulateur $\boldsymbol{\tau}_{g}$. Cette approche présente un certain nombre d'inconvénients. Par exemple dans une direction commandée en effort, la position n'est pas asservie et un choc en amont du capteur de force ne pourra pas être compensé. Une autre difficulté est liée aux opérations de commutation du mode de commande (force - position) selon une direction donnée qui peuvent entraîner des instabilités. De plus, en pratique ce n'est pas toujours simple de prévoir à l'avance les directions contraintes en force et celles contraintes en position. Ces dernières pouvant changer ou évoluer pour certaines tâches. Pour ces raisons nous n'utiliserons pas la commande hybride parallèle pour le contrôle du cobot.

3.2.3.2 Contrôle hybride externe

Contrairement à la commande hybride parallèle, où les directions ne peuvent être contrôlées qu'au choix en force ou en position, la commande hybride externe permet de contrôler la même direction en position et en force. L'idée essentielle de cette commande repose sur le fait qu'une variation en force se traduit par un déplacement en modélisant le contact du robot et de son environnement par un ressort $F = K.\Delta X$ dans le cas d'un correcteur d'effort basique où F est la force de rappel, K est la raideur du correcteur et ΔX , l'erreur en position par rapport à la consigne. Le contrôle en force est donc réalisé en convertissant l'erreur en force en un déplacement proportionnel de l'effecteur, qui permet de converger vers la consigne initiale de position. Le déplacement résultant permet d'exercer sur l'environnement du robot la force désirée. Une illustration en diagramme de blocs de contrôle de cette commande hybride



FIGURE 3.7: Contrôle hybride externe

LCPC: loi de Commande en Position Cartésienne. LCF: Loi de Commande en Force. **S** est la matrice de sélection des directions à contrôler en force.

est présentée sur la figure 3.7. On retrouve sur cette figure la matrice diagonale de sélection **S** permettant de choisir les directions commandées en force, même si dans le cas de la commande hybride externe, les commandes appliquées selon les directions ne sont pas obligatoirement exclusives. Par défaut, toute direction non controlée en force, le sera en position pour converger vers la consigne X_d , (voir figure 3.7). Le principal avantage de cette loi de contrôle est l'activation permanente du contrôleur en position. Ce qui évite les problèmes d'instabilité notamment que peuvent engendrer le passage d'un contrôle en force à un contrôle en position (et vice-versa). De plus, à moins qu'une force ne soit exercée sur l'effecteur du robot dans les directions contrôlées en force, il n'est pas mobile (dans ces directions). Ce qui représente une sécurité de plus dans certaines applications sensibles au sens de la robustesse. Cette loi de contrôle hybride est basée sur des contrôleurs déjà éprouvés tels que le PID pour le contrôle en position et un contrôleur de type intégral par exemple pour le contrôle en force. De par sa structure, elle est particulièrement adaptée à l'extension des contrôleurs industriels possédant en général déjà leur propre asservissement en position et ne permettant pas l'accès aux couples articulaires. En revanche, cette loi de contrôle présente néanmoins l'inconvénient de ne pas garantir un contrôle très précis de la position. En réalité le contrôle en position n'est pas formel en raison de sa position interne dans la structure de contrôle, le contrôle en effort étant prioritaire par rapport à ce dernier. Ce qui n'est pas idéal dans une procédure comme la curiethérapie où la finalité est la précision en position des aiguilles. Pour ces raisons, nous n'utiliserons pas cette commande pour le contrôle du cobot.

3.2.4 Contrôle par comanipulation

Dans les sections précédentes, nous avons présenté des lois de contrôle utilisées de façon générale en robotique. Cependant lorsqu'on parle de systèmes de comanipulation comme c'est le cas pour notre cobot, il est important de prendre en compte l'impédance ou l'admittance (suivant le cas) du système formé par l'opérateur humain et le cobot. D'autre part, les contrôles d'impédance et d'admittance sont également associés aux commandes impliquant un contrôle en force et en mouvement. Par exemple un contrôle de mouvement idéal impliquerait une impédance élevée (faible admittance), c'est à dire que les pertubations en force du système engendreraient de faibles mouvements au niveau de l'effecteur du manipulateur. Tandisqu'un contrôle en force idéal impliquerait une faible impédance (admittance élevée), c'est à dire que des pertubations dues au mouvement de l'effecteur y engendreraient de faibles changements en force. Dans la suite de cette section, nous considérons le problème du



FIGURE 3.8: Simulation d'un environnement virtuel masse-ressort-amortisseur

contrôle d'impédance où l'effecteur du robot doit simuler certaines caractéristiques de masse, de raideur et d'amortissement. Par exemple, un robot utilisé comme un simulateur haptique en chirurgie peut être amené à reproduire les caractéristiques de masse, de raideur et d'amortissement (figure 3.8) d'un instrument virtuel interagissant avec un tissu virtuel. L'équation de dynamique associée à un manipulateur d'un DDL simulant une certaine impédance (ou admittance) est :

$$m.\frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + b.\frac{\partial x}{\partial t} + k.x = f \qquad (3.2.22)$$

Où m, b et k représentent respectivement la masse, l'amortissement et la raideur associés à l'instrument ou l'objet à simuler et f, la force appliquée par l'utilisateur. On considère que le robot applique une impédance élevée si un ou plusieurs des paramètres m, b ou k (le plus souvent b et/ou k) est grand. A l'inverse on considère que le robot applique une impédance faible si tous ces paramètres sont faibles. L'objectif du contrôle d'impédance (ou d'admittance) est d'implémenter dans l'espace opérationnel l'équation suivante :

$$\boldsymbol{M}.\frac{\partial^2 \boldsymbol{x}}{\partial t^2} + \boldsymbol{B}.\frac{\partial \boldsymbol{x}}{\partial t} + \boldsymbol{K}.\boldsymbol{x} = \boldsymbol{f}_{app}$$
(3.2.23)

Où f_{app} représente la force à appliquer par l'utilisateur, \mathbf{x} est un vecteur représentant la configuration du robot dans l'espace opérationnel. \mathbf{M} , \mathbf{B} et \mathbf{K} sont des matrices représentant respectivement la masse, l'amortissement et la raideur virtuelle simulés par le robot. Leurs valeurs peuvent changer spatiotemporellement pour simuler différents objets par exemple. Il y a deux façons d'implémenter l'équation (3.2.23). Dans le premier cas, le contrôleur du robot détermine la position cartésienne de l'effecteur $\mathbf{x}(t)$ et calcule le vecteur articulaire correspondant à la force f_{app} . Il s'agit là d'un contrôle d'impédance. La deuxième façon de procéder consiste à déterminer grâce à un capteur de force embarqué à l'effecteur du robot, la force f_{app} appliquée par l'utilisateur. Un mouvement en réponse à cette force est alors généré par le contrôleur du robot. Il s'agit là d'un contrôle d'admittance.

3.2.4.1 Algorithme du contrôle d'admittance

Dans l'algorithme de contrôle d'admittance, un capteur de force embarqué à l'effecteur du robot calcule la force exercée par l'utilisateur sur le robot. Le contrôleur du robot répond à cette force en imposant un mouvement à l'effecteur du manipulateur suivant l'équation (3.2.23). Une approche simple consiste à calculer l'accélération cartésienne désirée $\frac{\partial^2 x_{des}}{\partial t^2}$. En effet à partir de l'équation (3.2.23), on a :

$$\frac{\partial^2 x_{des}}{\partial t^2} = M^{-1} \cdot \left(f_{app} - B \cdot \frac{\partial x}{\partial t} - K \cdot x \right)$$
(3.2.24)

Où (x, \dot{x}) représentent respectivement la position et la vitesse actuelles de l'effecteur dans l'espace opérationnel. L'accélération désirée dans l'espace articulaire \ddot{x}_{des} peut être calculée par :

$$\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = \left(\frac{\partial J^{-1}(\theta)}{\partial t}\right) \cdot \left(\frac{\partial^2 x_{des}}{\partial t^2} - \frac{\partial J(\theta)}{\partial t}\right)$$
(3.2.25)

Connaissant $\frac{\partial^2 x_{des}}{\partial t^2}$, le modèle dynamique inverse est utilisé pour calculer le vecteur de couple articulaire τ correspondant à la force f_{app} appliquée par l'utilisateur. Un modèle simplifié de cette loi de contrôle peut être utilisé lorsqu'on veut simuler uniquement la raideur K, ou l'amortissement B d'un objet ou environnement virtuel donné.

3.2.4.2 Algorithme du contrôle d'impédance

Dans un algorithme de contrôle d'impédance, des encodeurs, tachymètres, et si possible des accéléromètres sont utilisés pour estimer les positions, vitesses et si possible les accélérations à l'effecteur et dans l'espace articulaire. Dans certains cas, les robots contrôlés par impédance ne sont pas équipés de capteur de force (embarqué à l'effecteur). Dans ce cas, on se base sur la capacité des contrôleurs à contrôler avec précision les couples articulaires correspondants à la force $-f_{app}$. Cette loi de contrôle est modélisée par l'équation suivante :

$$\tau = \boldsymbol{J}^{T}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\tilde{\boldsymbol{\Delta}}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \frac{\partial^{2} \boldsymbol{x}}{\partial t^{2}} + \tilde{\boldsymbol{\eta}}(\boldsymbol{\theta}, \frac{\partial \boldsymbol{x}}{\partial t}) - \left(\boldsymbol{M} \cdot \frac{\partial^{2} \boldsymbol{x}}{\partial t^{2}} + \boldsymbol{B} \cdot \frac{\partial \boldsymbol{x}}{\partial t} + \boldsymbol{K} \cdot \boldsymbol{x} \right) \right)$$
(3.2.26)

Les termes $\tilde{\Delta}(\theta) \cdot \frac{\partial^2 x}{\partial t^2}$ et $\tilde{\eta}(\theta, \frac{\partial x}{\partial t})$ correspondent à la compensation de la dynamique du manipulateur. Et $\left(M.\frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + B.\frac{\partial x}{\partial t} + K.x\right)$ correspond à la force f_{app} à appliquer par l'utilisateur. Dans la loi de contrôle (3.2.26), on suppose que $\frac{\partial^2 x}{\partial t^2}$, $\frac{\partial x}{\partial t}$ et x, sont mesurés directement. Les mesures d'accélération étant en général très bruitées, il est courant en pratique d'éliminer les termes $\tilde{\Delta}(\theta)$. $\frac{\partial^2 x}{\partial t^2}$ et de supposer que M = 0. La masse du manipulateur sera donc apparente à l'utilisateur. Ce qui n'est en général pas gênant car les manipulateurs robotiques controlés par impédance sont en général conçus pour être léger. Il est aussi courant dans certains cas notamment lorsque les vitesses en jeu sont faibles, de remplacer le terme de compensation de la dynamique du manipulateur par un modèle plus simple de compensation de la gravité. Lorsque l'environnement à simuler est très raide, c'est à dire lorsque K est très grand, de petites variations de positions mesurées par les encodeurs entraînent de grandes variations de couples moteurs. Lorsque ce contrôle à fort gain est couplé aux délais dus à la charge de calcul du contrôleur, aux erreurs de mesure ou mesures bruitées, et à la quantification des données des capteurs de mesure, celà engendre des oscillations voire des instabilités du système de contrôle du manipulateur. D'où l'intérêt de maîtriser les limites de stabilité pour pouvoir appliquer cette loi de contrôle à des robots intervenant dans des applications critiques comme en chirurgie par exemple.

3.3 Lois de contrôle retenus pour la simulation

Nous avons vu dans les sections 3.2.3.1 et 3.2.3.2 que les commandes hybrides parallèle et externe présentent des limites en terme de robustesse pour la première et de précision en position pour la deuxième. Pour ces raisons et du fait de sa structure parallèle, la commande de notre cobot exclut toute commande distribuée. La seule solution qui s'offre à nous est donc une commande centralisée. De plus, comme nous voulons appliquer une force de guidage dépendante de l'erreur, à l'opérateur qui comanipule, nous nous inspirerons du contrôle d'impédance présenté à la section 3.2.4.2. En résumé les lois de contrôle auxquelles nous nous intéresserons pour le guidage du cobot et que nous simulerons dans la section suivante sont donc d'une part le contrôle anticipatif basé sur le modèle cinématique inverse du cobot et l'erreur de suivi car comme nous l'avions vu dans la section 3.2.2.1, cette loi de contrôle permet d'obtenir un guidage plus précis en position. D'autre part nous nous intéresserons aussi au contrôle d'impédance pour prendre en compte l'influence de l'opérateur humain dans le cadre de la comanipulation avec le cobot.

3.4 Etude et simulation de la commande du cobot

Dans cette partie, nous simulerons les commandes retenues dans la section 3.3 pour le cas spécifique de notre cobot. Nous étudierons leur précision, leur robustesse et leur trajectoire de guidage. Celà nous permettra de relever certains problèmes notamment de robustesse, de prédictibilité de la trajectoire et de dilemme entre la précision et la stabilité du guidage. Nous adapterons ensuite ces commandes à notre contexte en proposant une commande spécifique au cobot qui permet de pallier ces problèmes.

3.4.1 Analyse des différentes phases d'assistance possibles en curiethérapie prostate

L'analyse de la procédure conventionnelle de curiethérapie prostate permet d'identifier deux principales phases dont l'assistance est possible avec notre cobot à 3 DDL : le positionnement de l'aiguille au point d'entrée sur le périnée, et l'insertion de l'aiguille dans la prostate jusqu'à la profondeur consigne. Soient P(x, y, z) la position cartésienne actuelle de l'effecteur et $P_d(x_d, y_d, z_d)$ la consigne finale à atteindre dans la prostate dans un repère (O, X, Y, Z) où l'axe des profondeurs Z correspond à l'axe d'insertion des aiguilles dans la prostate.

Assistance de la phase de positionnement de l'aiguille au point d'entrée : Dans cette phase le cobot doit permettre de guider l'utilisateur qui comanipule l'aiguille vers le point d'entrée (avant insertion) sur le périnée. Soit P_{int} , la position consigne sur le périnée avant insertion de l'aiguille dans la prostate. Cette position consigne intermédiaire a pour coordonnées cartésiennes dans l'espace opérationnel $P_{int}(x_d, y_d, z_{int})$ où z_{int} correspond à la distance du périnée à partir de laquelle se fera l'insertion de l'aiguille jusque dans la prostate. Dans notre cas, après mesure à partir d'images CT (Computed Tomography) de patients, on a mesuré la distance entre le périnée et la prostate, et compte tenu de la longueur des aiguilles couramment utilisées en curiethérapie (20cm), du dimensionnement du cobot, nous avons retenu $z_{int} = 18cm$. Le guidage de la position actuelle de l'effecteur vers cette position consigne se fera grâce à un contrôle en force.

Assistance de la phase d'insertion de l'aiguille : Cette phase succède au guidage de l'aiguille vers la position d'entrée. A ce stade l'objectif est de guider le chirurgien jusqu'à une profondeur consigne en respectant une certaine trajectoire prédéfinie. Dans notre cas, compte tenu des mobilités permises par notre cobot (3 DDL), la trajectoire entre le point d'entrée sur le périnée et la position consigne finale dans la prostate sera supposée rectiligne. Le chirurgien pourra librement contrôler l'insertion de l'aiguille et sa profondeur dans la prostate, pendant que le cobot contraint les mouvements de l'effecteur dans les autres directions pour l'empêcher de s'écarter de la trajectoire rectiligne. Pour ce faire, la position à suivre lors de cette phase correspond à $P_{int}(x_d, y_d, z)$, (z étant la profondeur actuelle de l'effecteur du cobot). Cette position à suivre s'actualise en temps réel lors de l'insertion pour permettre de suivre la trajectoire rectiligne voulue jusqu'à la consigne finale. Une fois la profondeur voulue atteinte, un mur virtuel bloque l'insertion pour empêcher l'aiguille d'être insérée plus loin et de percer notamment la vessie. Comme dans le cas de l'assistance de la phase de positionnement, le guidage tout au long de la trajectoire consigne ainsi que le mur virtuel seront basés sur des lois de contrôle en force que nous développerons dans la suite du manuscrit.

3.4.2 Contrôle en force centralisé basé sur le modèle dynamique du cobot

Avant d'aborder le contrôle proprement dit, nous allons dans un premier temps déterminer le modèle dynamique du cobot.

Modèle dynamique du cobot : Un modèle dynamique intégrant l'influence des différentes chaînes cinématiques du cobot (entre elles) peut être obtenue par application des équations de mouvement de Newton-Euler. Dans ce modèle dynamique (voir figure 3.9), les masses de chaque bras B_iC_i est supposée également répartie et concentrée aux points B_i et C_i . Le vecteur gravité est appliquée au point O. L'équation du mouvement est obtenue en additionnant les moments par rapport au point A_i représentant l'articulation active (motorisée) de la chaine cinématique i.

$$\sum M_{A_i} = I_A \cdot \frac{\partial^2 \theta_{1i}}{\partial t^2} + C_d \cdot \frac{\partial \theta_{1i}}{\partial t} + \bar{\tau}_{ee}$$
(3.4.1)



FIGURE 3.9: Vue de côté d'une chaine articulée i du cobot

Avec

$$\bar{\boldsymbol{\tau}}_{\boldsymbol{e}\boldsymbol{e}} = (\boldsymbol{J}^T)^{-1} . (3m_b + m_c) . \bar{\boldsymbol{a}}_{\boldsymbol{P}}$$
(3.4.2)

Où \bar{a}_P est l'accélération de l'effecteur dans l'espace opérationnel. $\tilde{\tau}_{ee}$ est un vecteur des charges inertielles à l'articulation A_i de la chaine cinématique *i* dues à l'accélération de l'effecteur et de la moitié de la masse des deux bras B_iC_i qui est concentrée au point C_i , (l'autre moitié étant concentrée au point B_i). C_d est le coefficient d'amortissement visqueux des moteurs utilisés au niveau des articulations actives des chaines cinématiques.

$$I_A = I_m + \frac{1}{3} \cdot m_a \cdot a^2 + m_b \cdot a^2 \tag{3.4.3}$$

Où m_a , m_b , m_c sont respectivement les masses des avant-bras $A_i B_i$, des bras $B_i C_i$ et de l'effecteur (associée à une éventuelle charge le cas échéant). Le moment résultant au point A_i du aux couples moteurs et aux forces gravitationnelles pour les trois chaines cinématiques est :

$$\begin{pmatrix} \sum_{i=1}^{n} M_{A_{1}} \\ \sum_{i=1}^{n} M_{A_{2}} \\ M_{A_{3}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tau_{1} \\ \tau_{2} \\ \tau_{3} \end{pmatrix} + (\frac{1}{2} \cdot m_{a} \cdot a \cdot g) \cdot \begin{pmatrix} \cos(\theta_{11}) \\ \cos(\theta_{12}) \\ \cos(\theta_{13}) \end{pmatrix} + (a \cdot m_{b} \cdot g) \cdot \begin{pmatrix} \cos(\theta_{11}) \\ \cos(\theta_{12}) \\ \cos(\theta_{13}) \end{pmatrix} + (\boldsymbol{J}^{T})^{-1} \cdot m \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ g \\ 0 \end{pmatrix}$$
(3.4.4)

Où τ_i est le vecteur de couples articulaires à la chaine cinématique i et $m = 3.m_b + m_c$. En remplaçant les expressions $\sum M_{A_i}$ et $\tilde{\tau}_{ee}$ définies respectivement dans les

équations (3.4.4) et (3.4.2), par leurs valeurs dans (3.4.1), on a :

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 \theta_{11}}{\partial t^2} \\ \frac{\partial^2 \theta_{12}}{\partial t^2} \\ \frac{\partial^2 \theta_{13}}{\partial t^2} \end{pmatrix} \cdot \boldsymbol{I}_A - \boldsymbol{a}.\boldsymbol{g}.(\frac{1}{2}.\boldsymbol{m}_a + \boldsymbol{m}_b).\begin{pmatrix} \cos(\theta_{11}) \\ \cos(\theta_{12}) \\ \cos(\theta_{13}) \end{pmatrix} + \boldsymbol{c}_d.\begin{pmatrix} \frac{\partial \theta_{11}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{12}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{13}}{\partial t} \end{pmatrix} - (\boldsymbol{J}^T)^{-1}.\boldsymbol{m}.\begin{pmatrix} \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{g} \\ \boldsymbol{0} \end{pmatrix} + (\boldsymbol{J}^T)^{-1}.\boldsymbol{m}.\boldsymbol{a}_P$$

$$(3.4.5)$$

Pour les manipulateurs robotiques parallèles, on a :

$$\frac{\partial p}{\partial t} = J^{-1} \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t}$$
(3.4.6)

En dérivant l'équation (3.4.6), on obtient :

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \frac{\partial \left(J^{-1} \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t} \right)}{\partial t}$$
(3.4.7)

En réécrivant l'équation (3.4.7), on a :

$$\bar{a_P} = \frac{\partial J^{-1}}{\partial t} \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{\partial^2 \theta}{\partial t^2} \cdot J^{-1}$$
(3.4.8)

Soit

$$\bar{\boldsymbol{a}_{P}} = \frac{\partial \boldsymbol{J}^{-1}}{\partial t} \cdot \begin{pmatrix} \frac{\partial \theta_{11}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{12}}{\partial t} \\ \frac{\partial \theta_{13}}{\partial t} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{\partial^{2} \theta_{11}}{\partial t^{2}} \\ \frac{\partial^{2} \theta_{12}}{\partial t^{2}} \\ \frac{\partial^{2} \theta_{13}}{\partial t^{2}} \end{pmatrix} \cdot \boldsymbol{J}^{-1}$$
(3.4.9)

En remplaçant \bar{a}_P , par son expression (3.4.9) dans (3.4.5), on obtient le modèle dynamique complet du cobot :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \frac{\partial^2 \boldsymbol{\theta}}{\partial t^2} + \boldsymbol{C} \left(\boldsymbol{\theta}, \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} + \boldsymbol{G}(\boldsymbol{\theta})$$
(3.4.10)

Avec

$$M(\theta) = I_A I + m (J^T)^{-1} J^{-1}$$
(3.4.11)

$$\boldsymbol{C}(\boldsymbol{\theta}, \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t}) = c_d \boldsymbol{.} \boldsymbol{I} + \boldsymbol{m} \boldsymbol{.} (\boldsymbol{J}^T)^{-1} \boldsymbol{.} \frac{\partial \boldsymbol{J}^{-1}}{\partial t}$$
(3.4.12)

$$\boldsymbol{G}(\boldsymbol{\theta}) = -a.g.(\frac{1}{2}.m_a + m_b).\begin{pmatrix} \cos(\theta_{11})\\ \cos(\theta_{12})\\ \cos(\theta_{13}) \end{pmatrix} - m.(\boldsymbol{J}^T)^{-1}.\begin{pmatrix} 0\\ g\\ 0 \end{pmatrix}$$
(3.4.13)

Et $\boldsymbol{\theta} = \begin{pmatrix} \theta_{11} \\ \theta_{12} \\ \theta_{13} \end{pmatrix}, \ \boldsymbol{\tau} = \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix}$

Contrôle en force basé sur le modèle dynamique inverse du cobot : La prise en compte des influences liées à la dynamique du cobot telles que la gravité et l'inertie dans le modèle dynamique (3.4.10) du cobot, permet d'annuler par dynamique inverse les non-linéarités introduites dans le système par ces dernières. Une fois que la gravité, l'inertie et les autres influences liées à la dynamique du cobot sont compensées et prises en compte dans la loi de contrôle, nous pouvons considérer que les chaines cinématiques ne s'interinfluencent plus du fait de leur dynamique. Et donc que chaque chaine cinématique peut être contrôlée indépendamment. Dans chaque chaine cinématique, l'accélération nécessaire $\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2}$ dans l'espace articulaire pour converger vers la position θ_{des} serait donc :

$$\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = K_p . (\theta_{des} - \theta) - K_v . \frac{\partial \theta}{\partial t}$$
(3.4.14)

La position θ_{des} dans chaque chaine cinématique étant trouvée en appliquant le modèle géométrique inverse à la position désirée dans l'espace opérationnel. θ étant la position actuelle (actualisée en temps réel) dans l'espace articulaire de la chaine cinématique considérée et $\frac{\partial \theta}{\partial t}$ sa vitesse actuelle dans l'espace articulaire. En remplaçant (3.4.14) dans (3.4.10), on obtient la loi de contrôle en force basée sur le modèle dynamique inverse du cobot :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(K_p \cdot (\boldsymbol{\theta}_{des} - \boldsymbol{\theta}) - K_v \cdot \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} \right) + \boldsymbol{C} \left(\boldsymbol{\theta}, \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} \right) \cdot \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} + \boldsymbol{G}(\boldsymbol{\theta})$$
(3.4.15)

Simulation : Le modèle dynamique du cobot étant connu, la prochaine étape consiste à simuler le contrôle anticipatif basé sur le modèle dynamique inverse du cobot. Celà nous permettra de confirmer la précision du guidage grâce à ce contrôle dans le cas de notre cobot mais aussi d'analyser la trajectoire du guidage. Pour ce faire, nous utiliserons l'outil Vrep [65] (Virtual Robotic Experimentation Platform) qui est une plateforme de simulation de systèmes robotiques. Nous avons implémenté le contrôle du cobot dans un script en python qui communique avec le modèle dynamique du cobot sous Vrep pour d'une part récupérer les positions et vitesses angulaires des bras du cobot et ensuite envoyer les couples articulaires à appliquer aux moteurs du cobot. Des points consignes plus ou moins distants ont été choisis pour tester la précision du guidage. Sur la figure 3.10, on peut voir le modèle dynamique inverse du cobot conçu sous Vrep. Comme on peut le voir sur la figure 3.11, cette loi de contrôle permet de suivre efficacement et en temps réel la position consigne voulue. Pendant la simulation sous Vrep, une modification de la position consigne (en bleu) se traduit par une actualisation de la commande pour suivre en temps réel cette nouvelle position consigne. Par contre, on voit émerger lors des mouvements de grande amplitude des trajectoires non rectilignes entre la position de départ de l'effecteur et sa position finale. La position de l'effecteur sur ces trajectoires non rectilignes n'est donc pas prédictible. Ce qui peut être problèmatique surtout dans une application critique comme l'assistance d'une procédure chirurgicale.



FIGURE 3.10: Modèle dynamique du cobot sous Vrep



FIGURE 3.11: Simulation sous Vrep de la loi de contrôle en force basée sur le modèle dynamique inverse du cobot

Amélioration de la commande : Dans l'équation (3.4.14), nous avions défini $\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = K_p.(\theta_{des} - \theta) - K_v.\frac{\partial \theta}{\partial t}.$ Après simulation, nous pouvons voir émerger dans l'espace opérationnel des trajectoires non rectilignes lors des mouvements à grande amplitude (voir figure 3.11). Celà est dû à la saturation des moteurs utilisés dans les chaines cinématiques du manipulateur et aux limitations dues à sa bande passante et sa vitesse. La source de ces problèmes est que parfois les moteurs utilisés ne sont pas toujours capables d'appliquer d'une part les couples articulaires requis et atteindre à la fois les vitesses requises par le contrôleur. Certains moteurs portent moins de masse et du coup peuvent respecter les consignes de couple et vitesse requises par le contrôleur, mais d'autres non. Ce qui engendre des trajectoires non rectilignes dans l'espace opérationnel. Pour pallier ce problème, nous allons nous inspirer de l'article d'Oussama Khatib [66], où il introduit dans la loi de commande en force, une limitation de vitesse. Nous introduirons dans notre cas la limitation en vitesse dans l'espace articulaire du cobot. Soit la vitesse requise pour le contrôle :

$$\frac{\partial \theta_{des}}{\partial t} = \frac{K_p}{K_v} . (\theta_{des} - \theta)$$
(3.4.16)

L'équation (3.4.14) devient :

$$\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = K_{\nu} \cdot \left(\frac{\partial \theta_{des}}{\partial t} - \dot{\theta} \right)$$
(3.4.17)

L'équation (3.4.17) peut être interprètée comme une loi de contrôle en vitesse avec un gain K_v et une vitesse désirée $\frac{\partial \theta_{des}}{\partial t}$. Nous devons donc limiter la vitesse désirée à une valeur maximale $\frac{\partial \theta_{max}}{\partial t}$ de sorte qu'elle ne génère pas des couples articulaires supérieurs à ceux que les moteurs peuvent fournir. C'est à dire que le signal de contrôle de (3.4.17) doit être limité à $\frac{\partial \theta_{max}}{\partial t}$ s'il y est supérieur et égal à $\frac{\partial \theta_{des}}{\partial t}$ sinon. Celà revient à réécrire $\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2}$ comme suit :

$$\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = -K_{\nu} \cdot \left(\frac{\partial \theta}{\partial t} + sat \left(\frac{\frac{\partial \theta_{max}}{\partial t}}{\alpha \cdot |\tilde{\theta}|} \right) \cdot \alpha \cdot \tilde{\theta} \right)$$
(3.4.18)

Où $\alpha = \frac{K_p}{K_v}$, $\tilde{\boldsymbol{\theta}} = \boldsymbol{\theta_{des}} - \boldsymbol{\theta}$ et *sat*, la fonction saturation définie par :

$$sat(x) = \begin{cases} 1 & si & |x| > 1 \\ x & si & |x| \le 1 \end{cases}$$
(3.4.19)

Finalement, on a :

$$\frac{\partial^2 \theta_{des}}{\partial t^2} = \begin{cases} -K_v \cdot \left(\frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{\partial \theta_{max}}{\partial t} \cdot sgn(\tilde{\theta})\right) & si \quad \frac{\partial \theta_{des}}{\partial t} \ge \frac{\partial \theta_{max}}{\partial t} \\ -K_v \cdot \frac{\partial \theta}{\partial t} + K_p \cdot \tilde{\theta} & sinon \end{cases}$$
(3.4.20)

Où sgn est la fonction signe définie par :

$$sgn(x) = \begin{cases} 1 & si & x > 0 \\ -1 & si & x < 0 \\ 0 & si & x = 0 \end{cases}$$
(3.4.21)

A ce stade, nous avons réglé en partie le problème de saturation des moteurs. Mais le problème des trajectoires non rectilignes persiste parce que la loi de contrôle réduit l'erreur suivant le même ratio dans les trois chaines cinématiques du cobot. En effet, l'erreur par rapport à la consigne n'est bien souvent pas la même dans les trois chaines cinématiques. Dès lors, réduire l'erreur suivant le même ratio entrainera des trajectoires non rectilignes lorsque la vitesse a été limitée dans une chaine cinématique (et pas les deux autres). Pour pallier ce problème, chaque fois qu'une limitation de vitesse à θ_{max} intervient dans une chaine cinématique, les vitesses dans les autres chaines cinématiques doivent être limitées proportionnellement pour conserver une trajectoire rectiligne dans l'espace opérationnel.

Une autre façon plus intuitive et moins coûteuse (en terme de calculs), de garantir des trajectoires rectilignes est de limiter à la fois la vitesse et les amplitudes de mouvement dans l'espace articulaire en redéfinissant des positions consignes intermédiares θ_I déterminées en fonction de la position actuelle et de la position consigne finale à atteindre (dans l'espace articulaire) comme suit :

$$\boldsymbol{\theta}_{I} = \frac{2^{n} - 1}{2^{n}} \cdot \boldsymbol{\theta} + \frac{1}{2^{n}} \cdot \boldsymbol{\theta}_{des}$$
(3.4.22)

La consigne intermédiaire θ_I est actualisée en temps réel dans la boucle de contrôle en fonction de la position actuelle dans l'espace articulaire considérée et la consigne finale de position à atteindre. n est un facteur permettant de contrôler la vitesse et l'allure de la trajectoire. Plus n sera grand, plus la vitesse sera réduite et la trajactoire aura une allure plus rectiligne dans l'espace cartésien. Notons que le facteur n doit être le même dans les trois chaines cinématiques pour garantir que la trajectoire soit rectiligne.

Comme on peut le voir sur la figure 3.12a, la trajectoire n'est pas rectiligne dans l'espace opérationnel parce qu'on est en présence d'un mouvement à large amplitude. De plus la trajectoire des courbes d'évolution temporelle des positions angulaires sur la figure 3.13a n'est pas uniforme dans l'espace articulaire des trois chaines cinématiques du cobot.

En revanche, sur la figure 3.12b, en utilisant la technique des consignes intermédiares (équation (3.4.22)) avec n = 2, la trajectoire apparaît beaucoup plus rectiligne dans l'espace opérationnel que sur la figure 3.12a où on n'utilise pas de consignes intermédiaires. De plus l'évolution temporelle des positions angulaires dans les trois chaines cinématiques du cobot est uniforme avec n = 2 (voir figure 3.13b).

Stabilité de la loi de contrôle en force : Un choix judicieux des paramètres K_p et K_v dans l'équation (3.4.15), est nécessaire pour un guidage efficace et stable du cobot. Un choix de raideur K_p faible va entraîner un guidage imprécis car la force de guidage ressenti lorsque l'erreur de guidage est réduite au delà d'un certain seuil sera quasiment inefficace pour guider l'opérateur qui comanipule avec le cobot. A l'inverse un choix de raideur K_p , très élevé risque d'induire des oscillations indésirables dans le système voire entraîner une instabilité.



FIGURE 3.12: Simulation sous Vrep de la loi de contrôle en force basée sur le modèle dynamique inverse du cobot. (a) : sans consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$. (b) : avec consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$ et n = 2.



FIGURE 3.13: Evolution temporelle des positions angulaires dans les trois chaines cinématiques vers les positions consignes respectives lors du contrôle en force. (a) : sans consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$. (b) : avec consigne intermédiaire $\boldsymbol{\theta}_{I}$ et n = 2.

Colgate [67] stipule dans ses travaux que pour garantir la passivité d'un tel système, il faut choisir les gains K_p et K_v tels que :

$$b > \frac{K_p \cdot T}{2} + K_v$$
 (3.4.23)

Avec b, l'amortissement mécanique du système, et T la période d'échantillonage de la boucle de contrôle. Cependant comme Brown et son équipe [68] l'ont démontré dans leurs travaux, la passivité est un critère très restrictif dans ce contexte. Autrement dit, des valeurs de K_p et K_v supérieures à celles imposées par le critère de passivité de Colgate, peuvent améliorer la précision et la transparence du guidage tout en respectant la stabilité du système. Minsky et son équipe [69], proposent un critère de stabilité impliquant les mêmes paramètres que ceux de Colgate, mais aussi les paramètres de raideur K_{ph} et d'amortissement K_{vh} de l'opérateur :

$$K_{\nu} + b + K_{\nu h} > \frac{(K_p + K_{ph}).T}{2}$$
(3.4.24)

Dans la section 3.4.3, nous étudierons plus en détail l'influence de l'opérateur humain sur la stabilité du système.

3.4.3 Loi de commande adaptative proposée pour le guidage en force

Comme évoqué pécédemment, des travaux ont montré que l'opérateur humain pouvait avoir une influence sur la stabilité du système comanipulé. Avant de rentrer dans le détail de la loi de commande adaptative que nous proposons pour le guidage en force de notre cobot, nous avons jugé important d'étudier et d'évaluer l'influence de l'opérateur humain sur la stabilité du système. Le simulateur Vrep utilisé dans les sections précédentes ne permet pas d'associer un opérateur humain à un robot pour simuler l'influence de ce dernier sur le système. Pour ce faire, nous avons développé un simulateur basé sur OpenGl. Dans la conception de ce simulateur, nous avons considéré que toutes les forces influençant la dynamique du cobot autre que la force de guidage à savoir la force de gravité, les frottements, l'inertie sont parfaitement compensées. L'objectif ici étant de se focaliser uniquement sur l'influence de l'opérateur humain sur la stabilité du système.



FIGURE 3.14: Capture d'écran du simulateur du cobot sous OpenGL

Conception sous OpenGL du simulateur du cobot : La première étape dans la boucle de simulation consiste à déterminer la force de guidage résultante en temps réel en fonction de la position actuelle de l'effecteur, de la position consigne à atteindre, de sa vitesse et des paramètres de simulation telles que la masse ressentie à

l'effecteur, la raideur et l'amortissement virtuels de la loi de contrôle pour le guidage, l'amortissement mécanique du cobot et l'impédance (raideur et amortissement) de l'opérateur humain qui le comanipule. La force de guidage en temps réel dans la boucle de simulation f_G est calculée de la façon suivante dans l'espace opérationnel :

$$\boldsymbol{f_G} = (K_p + K_{ph}) \cdot \left(\boldsymbol{pos_C} - \boldsymbol{pos_R} \right) - (b + K_{vh} + K_v) \cdot \boldsymbol{v_R}$$
(3.4.25)

Où K_p et K_{ph} sont respectivement la raideur virtuelle et la raideur associée à l'impédance de l'opérateur humain qui comanipule le cobot. K_{vh} et K_v sont respectivement l'amortissement virtuel et l'amortissement associée à l'impédance de l'opérateur humain. b représente l'amortissement mécanique du cobot. p_C est un vecteur représentant les coordonnées de la position consigne dans l'espace opérationnel et p_R un vecteur représentant la position en temps réel de l'effecteur dans l'espace opérationnel. v_R est la vitesse (après filtrage) en temps réel de l'effecteur du cobot dans l'espace opérationnel, calculée comme suit :

$$v_R = \frac{p_R - 0, 5.(lp_R + llp_R)}{1, 5.t_P}$$
(3.4.26)

Où lp_R et llp_R sont respectivement des vecteurs représentant les positions de l'effecteur dans l'espace opérationnel à la dernière itération et à l'avant dernière itération de boucle. t_P représente le temps écoulé en secondes entre deux tours de boucles successifs. La seconde étape de cette simulation consiste à évaluer l'accélération résultante a_{res} dans l'espace opérationnel qui découle de la force de guidage résultante f_G . On applique pour ce faire, la deuxième loi de Newton sur le mouvement :

$$\sum \boldsymbol{F} = \boldsymbol{m}.\boldsymbol{\vec{a}} \tag{3.4.27}$$

Soit

$$\vec{a} = \frac{F}{m} \tag{3.4.28}$$

Appliquée à notre contexte cette loi implique que :

$$\boldsymbol{a_{Res}} = \frac{\boldsymbol{f_G}}{\boldsymbol{m_{eff}}} \tag{3.4.29}$$

où m_{eff} représente la masse ressentie à l'effecteur du cobot. La troisième et dernière étape consiste à calculer en temps réel le déplacement correspondant à la force résultante f_G après chaque itération de boucle. Pour ce faire, nous considérons qu'entre deux déplacements successifs le mouvement de l'effecteur dans l'espace opérationnel est rectiligne uniformément varié. Celà nous permet de calculer la position de l'effecteur du cobot à l'itération de boucle suivante :

$$\boldsymbol{p}_{\boldsymbol{R}} = \boldsymbol{p}_{\boldsymbol{R}} + \left(\frac{1}{2} \cdot \boldsymbol{a}_{\boldsymbol{Res}} \cdot t_{\boldsymbol{P}}^2 + \boldsymbol{v}_{\boldsymbol{R}} \cdot t_{\boldsymbol{P}}\right)$$
(3.4.30)

Sur la figure 3.14, on peut voir une capture d'écran du simulateur final conçu sous OpenGL.

Influence de l'opérateur humain sur la stabilité du cobot : Nous nous sommes basés sur le simulateur précédemment développé pour simuler quelques scénarios. Compte tenu des approximations faites lors de la conception du simulateur, il est acquis que les résultats de simulation ne révèleront pas exactement quantitativement parlant, le comportement du cobot en situation réelle. En lieu et place de celà, ce simulateur nous servira de base pour faire une étude comparative de l'influence de l'opérateur humain sur la stabilité du système, en faisant varier les valeurs d'amortissement associée à l'impédance de ce dernier. Sur les figures 3.15a, 3.15b, 3.15c, on a les résultats de simulation pour les valeurs d'amortissement K_{vh} valant respectivement 0N.s/m, 30N.s/m, 70N.s/m. Ces valeurs ont été choisis empiriquement et de manière à refléter la disparité que présente les valeurs d'impédance humain trouvés dans la littérature [70–75]. La raideur associée à l'impédance de l'opérateur humain K_{ph} est négligeable comparée à la raideur virtuelle K_p fixée à 3000N/m pour les trois simulations. L'erreur est calculée en prenant la racine carrée de la somme des carrés des erreurs suivant l'axe des abscisses, l'axe des ordonnées et l'axe de profondeur.

Lorsqu'on impose une pertubation en écartant l'effecteur du cobot de sa position initiale et en le lachant par la suite, on remarque que suivant les valeurs d'amortissement de l'opérateur humain, le système ne se comporte pas de la même manière. En effet, plus l'amortissement K_{vh} est grand, moins le système oscille et il est plus stable pour la même valeur de raideur virtuelle K_p . Cette remarque confirme les travaux de Jorge Juan Gil et son équipe [76]. En effet ils ont clairement démontré que les limites de stabilité d'un système comanipulé dépendait de l'impédance de l'opérateur humain qui le comanipule. Ce constat ajouté à la grande disparité que peut présenter les valeurs d'impédance des humains, en l'occurence l'amortissement associé, peut poser des problèmes lors du choix optimal des valeurs des gains K_p et K_v . De plus, pour des raisons de sécurité, il nous faudrait proposer une loi de contrôle qui garantisse la stabilité du système quelque soit l'impédance de l'opérateur humain qui comanipule et même en l'absence d'opérateur.

3.4.4 Proposition d'une commande adaptative

Pour le guidage du cobot on a besoin d'une loi de commande qui permet à la fois un guidage précis mais aussi robuste et sûr dans la mesure où la stabilité du système doit être garantie même en cas de comportement imprévu ou inapproprié de la part de l'opérateur qui comanipule le cobot. Un guidage précis peut être obtenu par exemple avec la loi de commande (équation (3.4.15)) en augmentant la valeur des gains en l'occurence la raideur virtuelle K_p tout en considérant que l'opérateur humain contribue à stabiliser aussi le système. En revanche, si par inadvertance l'opérateur lache l'effecteur du cobot, le système présentera des oscillations autour de la consigne ou au pire ira en instabilité. A l'inverse si on veut mettre des valeurs de gain suffisamment bas qui garantissent la stabilité du système même sans que l'opérateur ne tienne l'effecteur du cobot, on risque d'avoir un guidage imprécis. Pour pallier ce dilemme, nous proposons une nouvelle loi de commande adaptative. Nous partons du principe que le guidage en force est surtout utile lorsque l'opérateur



FIGURE 3.15: Evolution de l'erreur temporelle lors d'une simulation de guidage vers le point consigne de coordonnées (0,0,0). (a) : sans prise en compte de l'impédance de l'opérateur. (b) : avec prise en compte de l'impédance de l'opérateur humain : $K_{vh} = 30$. (c) : avec prise en compte de l'impédance de l'opérateur humain : $K_{vh} = 70$.

humain qui comanipule le cobot s'écarte de la consigne. Dans ce cas, on a besoin d'avoir une raideur virtuelle K_p élevée pour que l'opérateur ressente la force de rappel vers la consigne de position. A l'inverse dans la phase de retour vers la consigne, une plus faible force de rappel juste suffisante pour guider l'effecteur du cobot vers la consigne (même en l'absence d'opérateur humain) est nécessaire. Cette variation de la raideur virtuelle de la commande sera basée sur la variation de l'erreur Δ_{err} en position. En effet soit $\boldsymbol{\epsilon}$ l'erreur actuel, on a : $\boldsymbol{\epsilon} = \boldsymbol{pos_{cns}} - \boldsymbol{pos_{eff}}$ où $\boldsymbol{pos_{cns}}$ est la consigne de position à atteindre et $\boldsymbol{pos_{eff}}$ la position de l'effecteur actuelle en temps réel. On a :

$$\Delta_{err} = \frac{|\epsilon_{act}| - |\epsilon_{pas}|}{\Delta t}$$
(3.4.31)

 ϵ_{act} étant l'erreur en position actuelle et ϵ_{pas} , l'erreur de position lors de l'itération de boucle précédente. Δt est la durée qui s'est écoulée entre les deux itérations de boucles successives. Lors de la phase où l'effecteur du cobot est écarté de sa consigne, $|\epsilon_{act}| > |\epsilon_{pas}|$, et donc $\Delta_{err} > 0$. A l'inverse, lors de la phase de retour vers la consigne, $|\epsilon_{act}| < |\epsilon_{pas}|$, et donc $\Delta_{err} < 0$. La variation de l'erreur en position par rapport à la consigne permet donc de discerner les deux phases de mouvement. Cependant si nous nous contentons d'utiliser une fonction signe (sgn(x)) pour discerner les deux phases du guidage comme nous le proposions, nous pouvons générer des comportements instables en cas de présence de bruits dans les mesures de position. Pour plus de robustesse, on peut considérer à la place de la variation d'erreur Δ_{err} , une valeur filtrée (en l'occurence un filtre moyenneur) $\Delta_{errFilt}$. De plus au lieu d'utiliser la fonction signe, nous utiliserons la fonction tangente hyperbolique (tanh) moins sensible aux variations (voir figure 3.16) et qui nous permettra de mieux contrôler la transition entre les deux phases de guidage. L'équation associée



FIGURE 3.16: Fonction signe versus fonction tangente hyperbolique

à loi de contrôle adaptative que nous proposons est :

$$\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{M}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \left(\left(K_p + K'_p \cdot (tanh(\boldsymbol{\omega}.\boldsymbol{\Delta}_{errFilt})) \right) \cdot (\boldsymbol{\theta}_{des} - \boldsymbol{\theta}) - K_v \cdot \frac{\partial \boldsymbol{\theta}}{\partial t} \right) + \boldsymbol{G}(\boldsymbol{\theta})$$
(3.4.32)

Où K'_p représente la raideur adaptative qui suivant la phase de guidage va contribuer à augmenter ou au contraire diminuer la raideur totale $\left(K_p + K'_p.(tanh(\omega.\Delta_{errFilt}))\right)$. ω est un facteur permettant de jouer sur la transition entre les deux phases de guidage. Plus la valeur de ω sera élevée, plus la transition sera abrupte et va se rapprocher de celle de la fonction sgn(x). A l'inverse si la valeur de ω est faible, la transition sera beaucoup plus lente et plus douce (voir figure 3.17).



FIGURE 3.17: Influence de ω sur la transition entre les deux phases de guidage

La commande adaptative proposée dans l'équation (3.4.32) sera implémentée sur les contrôleurs du cobot et testée dans le chapitre 4.

3.5 Architecture électronique et logicielle

Avant de passer aux tests et à l'évaluation expérimentale du système robotique proposé, il importe de présenter les architectures électronique et logicielle qui ont servi de support à l'implémentation de la loi de contrôle retenue pour le guidage du cobot. Dans les paragraphes suivants, nous présenterons l'architecture électronique et logicielle, ainsi que l'interopérabilité et la communication enre les différents blocs qui le composent. L'architecture électronique et logicielle (voir figure 3.18) du cobot est constituée de trois moteurs à courant continu, de trois encodeurs reliés chacun aux bras du cobot, de trois contrôleurs bas niveau permettant de communiquer avec les moteurs et les encodeurs, du contrôleur principal permettant la mise en oeuvre pratique des différentes stratégies de guidage en force (lors des phases de positionnement et d'insertion des aiguilles en curiethérapie prostate), et du logiciel



FIGURE 3.18: Vue d'ensemble de l'architecture électronique et logicielle. M+E : Moteur et Encodeur. C : Contrôleur. Trait complet épais : Communication série. Trait en pointillé : Communication réseau

de supervision lui même composé du serveur et de l'interface homme-machine (IHM) de pilotage.

1. Moteurs

Nous avons choisi d'utiliser comme actionneurs des moteurs à courant continu, car ils permettent d'avoir un contrôle plus précis de la force de guidage contrairement aux servomoteurs par exemple où cette force n'est pas modulable. De plus les servomoteurs rencontrés lors de nos recherches avaient des capacités de couple moteur limitées. En ce qui concerne les moteurs pas à pas, ils ne sont pas adaptés pour nos besoins parce qu'on est dans un contexte de comanipulation et non d'automatisation. Pour finir, dans la littérature, les moteurs les plus couramment utilisés dans des applications d'haptique et de comanipulation sont les moteurs à courant continu. Nous avons donc choisi pour notre cobot des moteurs de marque maxon (Maxon RE40) [77], pour leur fiabilité, leur bonne qualité et surtout pour leurs capacités à fournir des couples moteurs élevés.

2. Encodeurs

Le choix des encodeurs utilisés dans notre système robotique est lié aux moteurs retenus. Il s'agissait dans un premier temps de trouver des encodeurs qui correspondaient à nos critères de résolution, qui sont compacts, et surtout qui
sont compatibles avec les moteurs maxon. Notre choix s'est donc porté sur les encodeurs CUI AMT20 [78], qui sont des encodeurs de résolution égale à 10 bits et qui peuvent être directement montés su l'axe des moteurs maxon pour une meilleure précision des mesures d'angle.

3. Contrôleurs

Deux types de contrôleurs ont été utilisés dans notre système robotique : Il s'agit des contrôleurs bas niveau à raison d'un contrôleur par moteur (donc par bras du cobot), et du contrôleur principal.

Les contrôleurs bas-niveau permettent de récupérer les données brutes des encodeurs, de les traiter pour pouvoir les communiquer par voie série au contrôleur principal. Ils permettent aussi de transmettre les consignes de couple envoyées par le contrôleur principal aux moteurs, et d'asservir les couples fournis par les moteurs aux consignes de couples correspondantes. Nous avons choisi pour notre système robotique un contrôleur bas-niveau maxon EPOS 2 [79] parce qu'il est compatible avec les moteurs et encodeurs utilisés. De plus, Maxon met à disposition un logiciel permettant de calibrer automatiquement les coefficients PID utilisés par les contrôleurs pour asservir les couples moteurs en fonction des consignes de couple envoyées par le contrôleur principal. Le contrôleur principal permet quant à lui de centraliser les données des encodeurs que lui transmettent par liaison série les trois contrôleurs bas niveau. C'est au niveau du contrôleur principal que sont implémentées toutes les stratégies de guidage en force pour les phases de positionnement et d'insertion de l'aiguille dans la prostate. Les couples moteurs consignes correspondants à la phase de guidage envisagée sont envoyés par liaison série aux trois contrôleurs bas niveau. Les communications entre les trois contrôleurs bas niveau et le contrôleur principal sont optimisées grâce à la librairie C++ libEposCmd [80] fournie par Maxon. Cette librairie offre la possibilité de communiquer par voie série USB, SPI, I2C. L'installation de cette librairie sur le poste qui héberge le logiciel de contrôle principal permet à partir de cette dernière d'obtenir les positions angulaires correspondantes aux bras du cobot, de mettre à jour les consignes de couples moteurs suivant le guidage envisagé et de les communiquer pour l'asservissement par les contrôleurs bas niveau. Dans le cas de notre cobot, le Contrôleur principal communique avec les contrôleurs bas niveau par voie Série USB. Ces derniers communiquent quant à eux par le protocole SPI avec les moteurs et les capteurs. Nous avons utilisé comme support matériel pour le contrôleur principal un contrôleur raspberry [81] sur lequel nous avons installé le système d'exploitation temps réel RTlinux. Une application implémentée en C++ et basée sur les librairies armadillo [82] pour les calculs matriciels et libEposCmd [80] pour la communication avec les contrôleurs bas niveau a été développée pour le contrôle du cobot. L'exécution de cette application sur le raspberry permet à partir de cette dernière de contrôler le cobot en interagissant avec les contrôleurs bas-niveau.

4. Supervision

La supervision du système robotique est une application cliente connectée à un serveur qui communique par socket avec le contrôleur principal à la fois pour transmettre des consignes de position pour un guidage en positionnement ou en insertion, mais aussi pour obtenir des informations sur la position cartésienne de l'effecteur en temps réel grâce aux données transmises sur le réseau par le contrôleur principal. Le contrôleur principal est en effet lui aussi connecté au même serveur que le logiciel de supervision. En outre le logiciel de supervision peut permettre d'arrêter en urgence au besoin le système robotique.

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté et simulé différentes lois de contrôle utilisées pour la commande de manipulateurs robotiques, ainsi que leurs avantages et inconvénients. Un accent particulier a également été mis sur le contrôle d'impédance et/ou d'admittance rendu nécessaire par la présence d'opérateurs humains dans les systèmes de comanipulation robotique. Un simulateur conçu sous OpenGL nous a permis de confirmer l'influence de l'impédance de l'opérateur humain sur la stabilité du système comanipulé. Enfin nous avons proposé une loi de commande en force adaptative robuste face aux variations d'impédances externes (impédance de l'opérateur) et qui correspond aux spécificités et aux contraintes de notre application. Le design mécanique du cobot et la loi de commande du cobot étant maintenant présentés, il est temps dans le prochain chapitre de procéder aux tests et validations expérimentales sur le prototype de cobot proposé.

CHAPITRE

4

Evaluations expérimentales du cobot

4.1 Introduction

Le processus de création d'un prototype en robotique intègre une phase de tests et d'expériences pratiques nécessaires pour évaluer la solution proposée au regard de la problèmatique initiale. Cette phase de tests permettra soit de confirmer les résultats précédemment obtenus par simulation, ou au contraire de mettre en évidence certaines insuffisances ou contraintes qui n'avaient pas pu être modélisées par simulation et/ou étude théorique.

C'est ainsi que dans le cadre de cette thèse, la validation expérimentale du prototype de cobot proposé pour l'assistance et le guidage en curiethérapie prostate, nous est naturellement apparue comme une étape primordiale pour juger de la pertinence de la solution proposée et/ou éventuellement des améliorations qui pourraient y être apportées. Pour ce faire, nous avons mis au point un banc expérimental qui nous permettra de réaliser des mesures sur la précision et la qualité du guidage mais aussi sur la conception mécanique du cobot.

Dans ce chapitre nous présenterons dans un premier temps le banc expérimental, composé du système robotique, d'un fantôme de prostate et d'une caméra. Ensuite nous mesurerons expérimentalement le volume de travail couvert par le cobot et vérifierons que les mouvements dans ce volume de travail ne génèrent pas de collisions. Enfin nous évaluerons la rectilignité, et la précision du guidage fourni par le système de contrôle.

4.2 Mise en place d'un banc expérimental

Pour réaliser nos tests et mesures, nous avons conçu un banc expérimental composé principalement du système robotique et d'une caméra de profondeur. Le système robotique est lui même constitué du cobot, de l'électronique (capteurs, contrôleurs, ...) et des logiciels de contrôle et de supervision du cobot. Le banc expérimental intègre également un fantôme de prostate qui sera utilisé pour des tests de mesure de précision et de rectilignité lors des différentes phases de guidage.

4.2.1 Caméra de profondeur

La validation de la conception mécanique du système robotique et des lois de commande que nous proposons pour l'assistance de la curiethérapie prostate implique le choix d'une solution de mesure adaptée nous permettant à la fois de capter le volume de travail du cobot mais aussi d'évaluer la précision du guidage fourni par ce dernier. Une solution aurait consisté à utiliser un système de suivi électromagnétique. Une aiguille est équipée d'un capteur électromagnétique à son extrémité. Ce capteur mesure le gradient d'un champ magnétique généré par un système placé autour de la zone à suivre. Cela permet d'obtenir la position et l'orientation dans l'espace de l'aiguille et donc de l'effecteur du robot avec une grande précision. Cependant, du fait de la nature électromagnétique du procédé de mesure et des matériaux du robot, il est difficilement envisageable de l'utiliser. Une autre solution serait l'utilisation de caméra optique afin de visualiser le déplacement de l'aiguille dans l'espace. Cette solution, bien qu'intéressante, est difficile à mettre en place notamment parce qu'une seule caméra n'est pas suffisante (pour capturer toute la scène) et soulève des problèmes de calibrage et de détection automatique dans l'image de la pointe de l'aiguille. Dans le but de s'affranchir de certaines de ces contraintes, nous avons choisi d'utiliser une caméra de profondeur. Cette solution présente également l'avantage de permettre la mesure de la scène entière et pas que l'extrémité de l'aiguille. En terme de technologie nous avons choisi les caméras dits à temps de vol, plus précisément la caméra Kinect 2 de Microsoft (voir l'image à gauche (a) de la figure 4.1). La Kinect est un système d'acquisition sans contact réflectif dans le sens où la mesure est acquise par réflexion d'une onde sur la surface à estimer. Elle est équipée d'une caméra T.O.F (Time Of Flight) et d'une caméra couleur RGB. S'agissant des systèmes réflectifs, ils peuvent être catégorisés en deux parties : les systèmes réflectifs à onde optique lorsque l'onde émise est lumineuse et ceux à onde non optique (cas du sonar et de la télédétection radar par exemple). La caméra Kinect 2 utilisée dans notre banc expérimental fait partie de la catégorie des systèmes réflectifs optiques actifs dans le sens où la source émettrice de lumière n'est pas externe au système. S'agissant de la kinect 2, elle utilise une technologie temps de vol (T.O.F) comme expliqué sur l'illustration à droite (b) sur la figure 4.1. La distance estimée de l'objet ou de la surface dépend du temps mis par l'onde lumineuse pour être réfléchie sur la Kinect. Le fait que la kinect intègre directement en son sein l'émetteur et le récepteur des signaux, réduit considérablement les problèmes de correspondance de pixels propres aux systèmes stéréoscopiques. Pour finir l'information de profondeur (distance par rapport à la surface mesurée), est directement mesurée avec la kinect, ce qui simplifie grandement les calculs qui auraient été nécessaires pour obtenir cette même information avec un système stéréoscopique composé de deux caméras par exemple. Cependant la kinect 2 présente elle aussi des limites en terme de précision et de sensibilité au bruit, qu'il importe de corriger par un post-



FIGURE 4.1: Présentation de la kinect 2 et du principe de mesure de la distance par temps de vol

traitement des données brutes (filtrage, ...) et suivant le cas une acquisition de la scène depuis différentes positions.

4.2.1.1 Calibration de la kinect

Dans notre cas, avant d'être utilisée comme système de mesure, la kinect 2 a du être calibrée afin de déterminer ses paramètres intrinsèques. Ces paramètres nous ont permis par la suite de réaliser de façon plus précise les correspondances entre le système de coordonnées de la caméra et le système de coordonnées associé à notre scène 3D pour les mesures réalisées sur notre système robotique. Pour ce faire nous avons utilisé l'outil GML C++ Camera Calibration Toolbox [83] développée par le laboratoire Graphics and Media Lab de l'université Lomonosov en Russie. Cet outil (voir figure 4.2) nous a permis de déterminer en quelques clics les paramètres intrinsèques des caméras, après avoir enrégistré une série de photos de damiers de motifs différents (un damier 6 x 5 avec des cellules de 30 mm de côté et un deuxième de 11 x 8 avec des cellules de 21 mm) avec les caméras de la kinect 2.

4.2.1.2 Traitement des données de la caméra de profondeur

Pour les besoins de précision de notre application, la simple calibration de la kinect 2 utilisée n'est pas suffisante. Un filtrage des données brutes en sortie de la kinect est nécessaire pour avoir des données exploitables. De plus il faut pouvoir faire correspondre les coordonnées des points dans le repère de la caméra au repère 3D de notre scène. L'objectif final du traitement des données de la caméra kinect 2 est d'obtenir un nuage de points représentant notre scène 3D. La première étape



FIGURE 4.2: Calibration de la caméra couleur de la kinect 2 avec la GML calibration toolbox [83]

pour y parvenir consiste à déterminer la profondeur des points constituant l'objet dans la zone d'intérêt de la scène 3D. En ce qui concerne notre banc expérimental, la zone d'intérêt est l'effecteur du cobot. La kinect 2 permet d'obtenir directement grâce à sa caméra de profondeur l'information de profondeur (coordonnée z dans la scène 3D) des points dans notre zone d'intérêt relativement à la position de la caméra. Nous appliquons ensuite un filtre spatial moyenneur (de fenêtre 5 x 5) dans le voisinage de l'effecteur du cobot pour rendre l'information de profondeur fournie par la caméra kinect 2 plus précise et moins sensible au bruit. L'information sur la position de l'effecteur étant obtenu grâce à un clic manuel à l'aide de la souris.

Une fois les coordonnées de profondeur des points dans la zone d'intérêt (l'effecteur du cobot) de notre scène 3D connues, il reste à déterminer les coordonnées correspondantes à l'abscisse et l'ordonnée de ces points dans le repère 3D. Pour ce faire, nous adopterons dans la suite la convention suivante : Les coordonnées d'un point dans le repère de l'image seront $[x, y, z]^T$ et $[X, Y, Z]^T$ dans le repère 3D de la scène. Pour déterminer l'abscisse (X) et l'ordonnée (Y) des points dans le repère 3D de la scène. Pour déterminer l'abscisse (X) et l'ordonnée (Y) des points dans le repère 3D de la scène, connaissant la profondeur Z et les coordonnées (x et y) du point dans le repère de l'image, nous nous baserons sur le modèle de sténopé de la caméra (voir figure 4.3). En se basant sur la vue du modèle de sténopé de la caméra sur l'axe des ordonnées (figure 4.3), on remarque deux triangles semblables. On peut donc écrire l'équation suivante :

$$\frac{-x}{f} = \frac{X}{Z} \tag{4.2.1}$$

Où f est la distance focale de la caméra. De la même façon, en considérant la vue dans la direction négative de l'axe des abscisses du modèle de sténopé de la caméra, on obtient l'équation suivante :

$$\frac{-y}{f} = \frac{Y}{Z} \tag{4.2.2}$$



FIGURE 4.3: Modèle de sténopé de la caméra décrivant les relations entre les coordonnées d'un point dans l'espace 3D et sa projection dans le plan de l'image [84].

Les équations (4.2.1) et (4.2.2) peuvent être regroupées de façon matricielle comme suit :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \frac{-f}{Z} \begin{bmatrix} X \\ Y \end{bmatrix}$$
(4.2.3)

Cependant dans le cas de la Kinect, la transformation de la scène 3D en une image 2D s'opère par une projection par perspective suivie d'une rotation de 180°. Pour les implémentations pratiques, on considèrera donc l'équation suivante :

$$\frac{y}{f} = \frac{Y}{Z} \tag{4.2.4}$$

obtenue à partir de l'équation (4.2.3) à laquelle on a appliqué une négation pour tenir compte de la rotation de 180°. D'autre part, on remarque que sur la figure 4.3, le centre du repère de l'image est positionné au mileu de l'image. Les coordonnées obtenues à partir des images de la kinect ayant comme origine du repère le sommet haut et gauche de l'image, on devra appliquer une translation aux coordonnées obtenues dans l'équation (4.2.4), pour les définir dans le même repère que les images de la kinect. Pour ce faire, il faudra soustraire les coordonnées du point principal de la kinect lors de l'implémentation pratique comme suit :

$$X = \frac{[(x - PPC_x).Z]}{f_x}$$
(4.2.5)

$$Y = \frac{[(y - PPC_y).Z]}{f_y}$$
(4.2.6)

Où $[PPC_x, PPC_y]$ et $[f_x, f_y]$ sont respectivement les coordonnées du point principal et de la focale, déterminées lors de la calibration de la kinect.

Concernant l'implémentation pratique, pour obtenir les nuages de point à partir de la kinect 2, nous avons développé en utilisant OpenGl, C++ et la Kinect SDK (Software Development Kit), une application qui nous a permis d'obtenir les nuages de points. Sur la figure 4.4, on peut voir une capture d'écran de l'application où on détermine la position de l'effecteur du cobot dans le repère de la kinect.



FIGURE 4.4: Détermination des coordonnées de l'effecteur du cobot dans le repère de la kinect. Le cercle en rouge correspond aux coordonnées de l'effecteur du cobot.

4.2.2 Fantôme de prostate

Dans les sections précédentes, nous avons présenté différents éléments du banc expérimental en l'occurrence le système robotique et la caméra de profondeur. Cependant il nous manque toujours l'organe principal autour duquel s'articule nos études. En ce qui concerne les tests de validation des prototypes robotiques développés en chirurgie, diverses solutions existent suivant le degré de maturation du projet et de l'avancement du prototype proposé. Le prototype peut être amené suivant le cas à réaliser des tests sur des animaux, des cadavres et/ou sur un fantôme de l'organe considéré. Dans le cadre de cette thèse, nous avons prévu pour notre premier prototype de cobot de réaliser des tests sur un fantôme de la prostate. Le fantôme de la prostate est une structure gélatineuse reproduisant certaines des propriétés mécaniques et d'imagerie notamment en ultrason de la prostate. Le but étant de pouvoir réaliser les tests et mesures dans un contexte et un environnement le plus proche possible de celui d'une procédure de curiethérapie prostate. Concernant le tissu imitant la prostate, nous avons choisi le polychlorure de vinyle (PVC), qui est un polymère thermoplastique. Ce choix est motivé par ses propriétés acoustiques notamment sa vitesse de propagation et ses coefficients d'atténuation similaires à ceux des tissus mous [85]. Cependant l'utilisation du PVC nécessite qu'il soit fondu et coulé à haute température (> 200°C), ce qui implique de réaliser des moules capables de résister à la chaleur.

Ce fantôme sera composé de différents éléments afin d'être réaliste. C'est-à-dire que la prostate, l'urètre et le rectum seront noyés dans un milieu environnant de PVC. Pour réaliser la prostate en PVC, nous avons dans un premier temps modélisé l'organe avec Blender [86] à partir d'une segmentation de l'image IRM d'un patient. A partir de ce modèle 3D (voir figure 4.5), nous avons imprimé une prostate en plastique qui nous servira de patron de référence à recopier. Ce patron est ensuite utilisé pour réaliser un moule bateau en plâtre. Le moule et contre-moule sont réalisés alternativement en utilisant du platre, la prostate en plastique et de la Plastiline (pate



FIGURE 4.5: Modèle 3D de la prostate modélisé avec Blender.

professionnelle pour la sculpture), comme le montre la figure 4.6. Des marqueurs de centrage sont sculptés et des cheminées pour le remplissage et pour l'évacuation de l'air sont réalisées.



FIGURE 4.6: Moule bateau de la prostate réalisé avec du platre et la prostate patron obtenue par impression 3D.

Le moule final est utilisé pour obtenir une prostate en PVC coulée puis percée à l'aide d'un cathéter pour imiter l'urètre, comme le montre la figure 4.7. Le fantôme est ensuite construit en respectant les étapes suivantes. Une couche de PVC est coulée dans un récipient parallélépipède avec un tube plein en Plastiline au fond de ce récipient. Une fois cette couche refroidie, la Plastiline est retirée révélant la cavité du rectum qui sera utilisée pour insérer la sonde endorectale. Le rectum étant un organe avec une fine paroi, nous avons coulé une deuxième couche de PVC légèrement colorée en vert de 2-3 mm afin d'imiter le plancher rectal. La création de ces deux couches l'une après l'autre va créer une interface qui sera

visible en échographie. Ensuite nous avons placé la prostate précédemment réalisée dans le récipient, comme le montre la figure 4.7. Le cathéter qui représente l'urètre peut accessoirement être rempli d'eau pour rajouter du contraste afin de différencier l'urètre de la prostate dans l'image échographique. Ce qui est réaliste comparé à la vraie intervention puisque le patient a une sonde urinaire afin de repérer l'urètre. La prostate et l'urètre sont ensuite noyés complètement avec une mixture de PVC et de 1% de psyllium (plantin), afin de reproduire le bruit en image échographique appelé speckle.



FIGURE 4.7: Fantôme montrant la prostate en transparent, avec un cathéter traversant pour simuler l'urètre. En vert la couche de PVC représentant la paroi du rectum.

La figure 4.8a montre le fantôme final obtenu. On remarque clairement le rectum, la paroi rectale en vert, le corps du fantôme en marron (dû au psyllium) et l'orifice de l'urètre. La prostate, étant au centre du fantôme, n'est pas visible, mais elle est bien présente comme le montre l'image échographique de notre fantôme à la figure 4.8b.



FIGURE 4.8: (a) Le fantôme final de prostate. (b) L'image du fantôme en utilisant une sonde échographique endorectale.

4.3 Mesures et résultats expérimentaux

Dans les sections précédentes, nous avons présenté notre banc expérimental et les différents éléments le composant. Dans la suite du document, nous rentrerons dans les détails des différents tests qui ont été réalisés. Dans un premier temps, nous présenterons les mesures réalisées sur l'espace de travail afin de valider la conception mécanique du cobot. Ensuite nous vérifierons la rectilignité du guidage en phases de positionnement et d'insertion de l'aiguille. Pour finir, nous évaluerons l'efficacité du guidage en réalisant des mesures de précision du positionnement de l'aiguille sur un fantôme de prostate.

4.3.1 Mesure de l'espace de travail atteignable

L'espace de travail atteignable représente un des critères principaux sur lesquels sera évalué la pertinence du prototype de cobot proposé dans le cadre de cette thèse. En effet pour qu'une assistance de la procédure de curiethérapie prostate soit possible, il faudrait que notre cobot puisse couvrir un espace de travail au moins égale à celui nécessaire dans le cadre de la procédure. Nous prenons comme repère la surface correspondante à la grille utilisée dans la méthode conventionnelle de curiethérapie prostate. Cette surface est de 55 mm x 55 mm comme déjà évoqué dans le chapitre 2 portant sur la conception mécanique du cobot.

Des études et simulations nous avaient permis de confirmer que la conception méca-

nique du cobot permettait de répondre aux besoins de la procédure de curiethérapie prostate en terme d'espace de travail. Cependant au cours de nos simulations, certains éléments de l'architecture mécanique du cobot et contraintes de la procédure ne pouvaient pas être modélisés avec précision. Il s'agit par exemple des limites physiques imposées par la conception mécanique à la rotation des moteurs utilisés. En effet les moteurs ne peuvent pas tourner librement. Parce que les bras touchent la base du cobot limitant ainsi l'amplitude de la rotation des moteurs. En outre, le positionnement de la sonde échographique endorectale (voir figure 4.9) ajoute une contrainte supplémentaire (collisions à éviter) impactant l'espace de travail théoriquement possible avec le cobot. Nous avons donc utilisé la kinect 2 pour mesurer



FIGURE 4.9: Positionnement de la sonde endorectale par rapport au cobot

directement le volume de travail atteignable avec le cobot dans des conditions réelles. Dans un premier temps, nous avons procédé à des mesures sans insérer la sonde endorectale dans le banc expérimental. Ensuite, nous avons réitéré ces mesures en rajoutant cette fois ci la sonde endorectale. Il est important de préciser ici que nous avons réalisé des mesures relatives et non absolues avec la kinect. A l'initialisation une position repère de l'effecteur du cobot est choisie. Les coordonnées de l'effecteur du cobot par rapport au repère du cobot (situé au centre du triangle équilatéral formant la base du cobot) sont enregistrées. Les coordonnées de cette position de l'effecteur par rapport au repère de la kinect sont également enrégistrées. A partir de cette position, l'effecteur du cobot est déplacé jusqu'aux extrémités de ses positions atteignables sur tout le volume travail. Des captures sont régulièrement effectuées par la kinect 2. Sur chaque capture, on segmente manuellement l'effecteur du cobot. Un filtre spatial est alors appliqué sur l'effecteur pour déterminer sa profondeur (coordonnée z) par rapport au repère de la kinect. A chaque profondeur z déterminée, on calcule les abscisses et les ordonnées correspondants grâce aux formules (4.2.5) et (4.2.6). Les coordonnées ainsi obtenues sont recalculées dans le repère du cobot en prenant en compte les correspondances entre les coordonnées de la position repère de l'effecteur à l'initialisation dans le repère du cobot et celui de la kinect. Ces coordonnées du nuage de points représentatif des positions atteignables par le cobot sont stockées dans un fichier texte à raison d'une ligne par point. Le volume de travail est reconstruit sur Matlab [87] après avoir chargé le fichier texte correspondant. Ce qui nous permet d'obtenir aussi des mesures de volume et de faire des comparaisons quantitatives (par exemple sur le volume de l'espace de travail du cobot avant insertion de la sonde échographique et celui après son insertion).

Sur la figure 4.10a, on a le volume de travail obtenu après reconstruction à l'aide de Matlab avant insertion de la sonde endorectale. Notons ici que pour nous concentrer sur notre zone d'intérêt, nous nous sommes limités au volume correspondant à un parallépipède rectangle de base carré de dimension 10 cm x 10 cm centré sur le centre du repère du cobot, et de profondeur 24 cm. Cette limite est largement suffisante quand on sait à titre comparatif que la taille de la grille utilisée dans la méthode conventionnelle est de $5.5cm \ge 5.5cm$. Nous obtenons un volume reconstruit équivalent à $1836cm^3$. A titre comparatif, le volume théorique correspondant au parallépipède ayant servi de limite est de $2400cm^3$. Le volume de travail réel du cobot correspond donc à 76,5% du volume théorique du parallépipède rectangle servant de limite. Celà s'explique par le fait que les contraintes imposées par l'architecture parallèle du cobot (les bras qui touchent la base) limitent l'amplitude des rotations des trois moteurs utilisés dans la conception du cobot. Il en résulte une impossibilité du cobot à opérer ou atteindre les extrémités du volume de travail théorique du parallépipède ayant servi de limite.

Sur la figure 4.10b, on a le volume de travail reconstruit du cobot, après l'ajout de la sonde échographique endorectale, nous avons obtenu un volume de $1470 cm^3$. Ce qui correspond à 61,25% du volume théorique correspondant au parallépipède rectangle ayant servi de limites. Comparativement au volume reconstruit sans la présence de la sonde échographique, le volume de travail du cobot après l'ajout de la sonde échographique est beaucoup plus réduit. Il correspond en effet à 80,06% du volume reconstruit sans la présence de la sonde échographique est beaucoup plus réduit. Il correspond en effet à 80,06% du volume reconstruit sans la présence de la sonde échographique parce que c'est celui qui est le plus réaliste et qui correspond aux contraintes liées à l'utilisation du cobot dans un contexte clinique de curiethérapie prostate. En effet, la limitation du volume de travail du cobot engendrée par la présence de la sonde échographique n'est pas préjudiciable à l'assistance de la procédure de curiethérapie prostate par le prototype de cobot que nous proposons. Comme on peut le voir sur la figure 4.10, cette limitation impacte principalement la région des ordonnées inférieures ou égales à -2,9cm. Toute la région correspondante



FIGURE 4.10: Volume de travail du cobot. (a) : Avant l'ajout de la sonde échographique. (b) : Après l'ajout de la sonde échographique à droite.

aux ordonnées comprises entre -2,9cm et 5cm est atteignable même en présence de la sonde échographique. Comparé à la base de $10cm \ge 10cm$ initialiement utilisé, on a dans ce cas une surface atteignable de $7,1cm \ge 10cm$. De plus dans un contexte clinique, la prostate d'un patient installé en position gynécologique sur la table opératoire, se situe dans la partie supérieure du volume de travail du cobot lorsque celui-ci est accrochée avec ses supports à la table opératoire.

On en conclut donc qu'en ce qui concerne le volume de travail, et l'espace des points atteignables par le cobot, le cahier des charges a été respecté. Les choix de l'architecture du cobot et des dimensions de ses bras pendant la conception mécanique, permettent de couvrir l'espace et le volume de travail nécessaires à l'assistance d'une procédure de curiethérapie prostate dans un contexte clinique.

4.3.2 Rectilignité du guidage en positionnement

Dans la section précédente, nous avons évalué le volume de travail du cobot. Dans les sections suivantes, nous évaluerons la loi de contrôle proposée pour l'assistance de la curiethérapie de la prostate.

Les paramètres de la loi de commande (3.4.32) utilisés pour ce test sont : $K_p = 450$, $K'_p = 150$, $K_v = 30$. Ces paramètres ont été choisis en prenant en compte les limitations des capacités en couple des moteurs du prototype de cobot. Notons que des valeurs de raideur supérieures à celles retenues, pourraient être utilisées à condition de disposer de plus de couple moteurs pour les phases de guidage.

Dans un premier temps, nous avons commencé par vérifier la rectilignité du guidage en position. Comme évoqué dans le chapitre 3 à l'aide des simulations sous le logiciel Vrep, l'effecteur du cobot peut dans certains cas suivre une trajectoire courbe entre sa position initiale et la position cible finale vers laquelle on veut la guider. Cette trajectoire devient de plus en plus courbe à mesure que la distance initiale entre la position initiale et la position cible à atteindre est de plus en plus grande. Ce qui est problèmatique car cette courbure de la trajectoire nous empêche de prédire les positions de l'effecteur entre l'instant où le guidage commence et l'instant où il se termine. La loi de commande que nous avons proposé dans le chapitre 3 permet de réduire voire de supprimer cet effet. Dans cette section nous allons évaluer en situation réelle notre méthode de correction. L'objectif ici étant de vérifier la prédictabilité des positions intermédiaires que peuvent occuper l'effecteur entre la position initiale et la position finale cible.

Pour ce faire nous avons utilisé comme outil de mesure la kinect 2, mais cette fois ci avec le Kinect Studio (voir figure 4.11). Il s'agit d'un logiciel fourni par microsoft permettant de convertir en nuage de points les données captées par la kinect. En effet, nous n'avons pas utilisé dans ce cas la même application que celle qui nous a servi à obtenir les nuages de points constituant le volume de travail du cobot. Nous nous sommes rendus compte que l'application n'était pas suffisamment réactive en terme de frames traitées par seconde, à cause des calculs nécessaires au post-traitement de ces frames (principalement l'application d'un filtre spatial sur la mesure de profondeur de l'effecteur du cobot). La Kinect Studio nous permet de contourner ce problème car elle permet d'enrégistrer une scène et de la traiter en différé pour obtenir des nuages de points correspondants aux zones d'intérêt dans la vidéo. Nous avons donc procédé à l'enrégistrement par la kinect de vidéos correspondant à l'assistance au guidage du positionnement à des positions cibles données. Grâce aux traitements proposés par la Kinect Studio, nous avons obtenu le nuage de points correspondants aux positions de l'effecteur entre la position initiale et la position cible finale du guidage. Concrètement nous avons testé la rectilignité du guidage en positionnment pour deux positions cibles. La première position de départ a pour coordonnées : $P_{depart1} = [2cm; 5cm; 15cm]^T$, et la deuxième position de départ : $P_{depart2} = [-2cm; -1cm; 15cm]^T$. La première position cible a pour coordonnées : $\dot{P}_{cible1} = [-1cm; 1cm; 15cm]^T$, et la deuxième position cible : $P_{cible2} = [2cm; 4cm; 15cm]^T$. Ces positions ont été choisies empiriquement avec pour



FIGURE 4.11: Traitement de la vidéo d'un guidage en positionnement avec le logiciel kinect studio

seule contrainte que les positions cibles soient suffisamment éloignées des positions de départ. Ceci dans le but de tester notre méthode de correction dans les conditions les plus défavorables (plus la distance est grande, plus le risque de courbure de la trajectoire est grande). Le tracé des coordonnées de l'effecteur a permis d'obtenir les trajectoires représentées sur la figure 4.12. Comme on peut le voir sur la figure 4.12, lorsqu'on se rapproche des positions cibles finaux P_{cible1} , et P_{cible2} lors du guidage, la vitesse de l'effecteur dimunue. Ce qui explique le fait que les points capturés par la kinect sont de plus en plus contigus dans le voisinage des positions cibles finaux. Ce comportement est à la fois du au fait que dans la commande implémentée, la raideur et donc la force de guidage est modulée à la baisse lorsque la variation de l'erreur de positionnement tend à se réduire. Celà nous permet à la fois d'éviter les oscillations autour de la position cible et de garantir que les trajectoires lors des guidages soient rectilignes. Les deux trajectoires obtenues peuvent être considérées comme étant rectilignes. Une oscillation de variance $\pm 2mm$ autour de la trajectoire a été notée lors des tests de guidage vers les positions P_{cible1} et P_{cible2} . Mais cette variation peut être dûe aux bruits de mesure inhérents à la mesure réalisée avec la Kinect 2 et à l'opérateur humain qui clique pour repérer l'effecteur. Contrairement à l'application que nous avons développé pour la mesure de l'espace de travail atteignable qui intégrait un filtre moyenneur pour réduire les effets du bruit, le logiciel Kinect Studio utilisé dans cette partie n'intègre pas de post-processing sur les données mesurées. En revanche elle est suffisamment optimisée et permet de capturer les données kinect très rapidement. Ce qui nous a poussé justement à l'utiliser pour réaliser ce test.

4.3.3 Précision du guidage sur un fantôme de prostate

Dans la section précédente, un premier test portant sur la loi de contrôle en l'occurence la rectilignité de la trajectoire lors des phases de guidage a été effectué. Dans cette partie nous évaluerons l'efficacité de la loi de commande proposée pour



FIGURE 4.12: Trajectoires suivies par le cobot lors des guidages en positionnement vers les cibles $P_{cible1} = [-1cm; 1cm; 15cm]^T$ et $P_{cible2} = [2cm; 4cm; 15cm]^T$.

le guidage en positionnenement sur le critère de la précision du guidage.

Les paramètres de la loi de commande (3.4.32) utilisées pour ce test sont les même que ceux utilisés dans la section 4.3.2 pour le test sur la rectilignité des trajectoires lors des guidages en positionnement.

L'objectif de ce test est de mesurer l'erreur en position réelle par rapport à la position cible voulue à la fin du guidage. Pour ce faire, trois points choisis empiriquement dans l'espace de travail du cobot ont été retenus. Il s'agit des points $P_1 = [-2cm; 0cm; 13cm]^T$, $P_2 = [1, 5cm; 3cm; 19cm]^T$ et $P_3 = [1cm; -1cm; 16cm]^T$. Deux opérateurs avaient pour missions chacun à leur tour, de comanipuler avec le cobot une aiguille, sachant que ce dernier devait les guider vers les positions cibles désignées dans le logiciel de supervision (voir figure 4.13). Cet exercice a été réalisé à l'aveugle sans aucune autre assistance que celle apportée par le cobot (pas d'assistance visuelle grâce à l'imagerie échographique). Notons ici que les deux opérateurs n'ont aucune connaissance à priori des positions consignes cibles choisies dans le logiciel de supervision. Ils devront donc se baser uniquement sur le guidage en force fourni par le cobot pour positionner l'effecteur à l'emplacement qui correspond selon eux à la position cible finale. La position finale suite au guidage est obtenue grâce au modèle géométrique directe du cobot en se basant sur les valeurs d'angles fournies par les encodeurs. L'erreur de positionnement ε_{pos} est calculée à la fin de chaque guidage grâce à la formule suivante :

$$\varepsilon_{pos} = \sqrt{\varepsilon_x^2 + \varepsilon_y^2 + \varepsilon_z^2} \tag{4.3.1}$$

Erreur de positionnement	Position $1: P_1$	Position $2: P_2$	Position $3: P_3$
Opérateur 1	5,2 mm	2,45 mm	2,18 mm
Opérateur 2	$4,7 \mathrm{mm}$	$3,\!67 \mathrm{~mm}$	1,5 mm

TABLE 4.1: Erreur de positionnement en m
m après guidage par le cobot vers les positions cibles
 $P_1,\,P_2$ et P_3

Où ε_x , ε_y et ε_z sont respectivement les erreurs de positionnement suivant l'axe des abscisses, l'axe des ordonnées, et l'axe des profondeurs.

Les résultats obtenus au cours de ce test sont consignés dans le tableau 4.1. Comme on peut le remarquer, les résultats obtenus pour les deux opérateurs présentent des similitudes. On peut remarquer par exemple que le guidage en positionnement le moins précis est celui vers la position cible P_1 . Celà est dû au fait qu'au point P_1 , l'erreur de positionnement ε_x suivant l'axe des abscisses (orienté dans notre cas dans le sens du vecteur gravité) est plus élevée que dans le cas des points P_2 et P_3 . En effet, l'erreur de positionnement lors du guidage vers P_1 était : $\varepsilon_1 =$ $[-5mm; 1mm; -1mm]^T$ pour l'opérateur 1 et $\varepsilon_2 = [-4mm; -1, 5mm; 2mm]^T$ pour l'opérateur 2. On voit bien que chez les deux opérateurs, l'erreur suivant l'axe des abscisses est beaucoup plus importante que suivant les autres axes. Au point P_1 , la gravité à compenser par le moteur central est maximal tandis que les deux autres moteurs latéraux ne portent presque plus le poids du cobot. Dans cette configuration, le cobot tend à s'écrouler sous l'effet de son poids dans la direction du vecteur gravité. Ce qui influe sur la précision finale du guidage. Une solution pour réduire l'impact de la gravité sur la précision de la commande, serait de prévoir une compensation de la gravité mécanique (un contre poids par exemple), en plus de la compensation de gravité implémentée dans le cadre de la commande du cobot. Nous reviendrons plus en détail sur ce point dans les discussions et perspectives.

Pour résumer, le test de la loi de commande sur le critère de la précision a permis de montrer que le cobot pouvait permettre de guider le positionnement des aiguilles de curiethérapie prostate avec des précisions pouvant atteindre jusqu'à 1,5mm au mieux et 5,2mm au pire, en l'absence de la grille, sans que l'opérateur n'ait aucune connaissance à priori de la position cible finale voulue et sans assistance visuelle fournie par l'imagerie échographique. Cette précision peut être encore améliorée car comme on l'a vu dans certains cas, la compensation de la gravité implémentée dans la commande ne suffit pas à elle seule à supprimer les effets de la gravité. Une compensation de la gravité mécanique couplée à la compensation de la gravité implémentée dans la commande permettraient d'avoir de bien meilleurs résultats.



FIGURE 4.13: Marquage d'une grille témoin servant de support pour la mesure des erreurs de positionnement lors des tests sur la précision du guidage

4.4 Conclusion

Ce chapitre axé sur l'expérimentation et les tests, nous a permis d'évaluer notre prototype de cobot dans des conditions proches du contexte clinique d'une curiethérapie prostate. Des critères principaux de notre cahier des charges tels que l'espace des points atteignables et le volume de travail du cobot ont été évalués. Les résultats expérimentaux obtenus nous ont permis de valider la conception mécanique du cobot. Concernant la loi de commande implémentée pour le guidage du cobot, nous avons validé dans un premier temps la rectilignité des trajectoires en positionnement. En effet, comme au cours de nos simulations sous Vrep, il a été remarqué que la loi de commande proposée permet dans des conditions réelles d'avoir des trajectoires rectilignes donc prédictibles au cours des guidages en positionnement. Enfin, nous avons testé la loi de commande en ce qui concerne la précision obtenue à la fin du guidage. Ce qui nous a permis de conclure que l'assistance fournie par le cobot permettait à elle seule de guider avec une précision pouvant atteindre au mieux 1,5mm et 5,2mm au pire. Ceci en l'absence de la grille de curiethérapie, avec un opérateur n'ayant aucune connaissance à priori de la position cible désirée et sans retour visuel par image.

Si ces résultats sont encourageants dans l'ensemble, il est évident qu'il reste beaucoup à améliorer. Dans le prochain chapitre, nous discuterons de l'ensemble de nos travaux dans le cadre de cette thèse, ainsi que des améliorations futures qui peuvent être apportées ou envisagées pour faire évoluer cette première version de cobot vers des prototypes plus aboutis et opérationnels dans un contexte clinique.

CHAPITRE

5

Conclusion et Perspectives

Le cancer de la prostate est un des cancers les plus fréquemment diagnostiqués chez l'homme. Suivant le degré d'évolution et la classification du cancer, plusieurs modalités de traitement sont disponibles. Parmi ces traitements, la curiethérapie prostate est le traitement de référence pour les cancers de la prostate à faible risque et à risque intermédiaire. Cela est dû à la fois à sa faible toxicité comparée à d'autres modalités de traitement comme la prostatectomie par exemple. S'il est vrai que les résultats obtenus par ce traitement ont déjà un bon pronostic, les effets secondaires restent encore importants. Celà est principalement dû aux erreurs de positionnements des grains. Dans certains cas de cancers très précoces une surveillance active est proposée au patient au lieu d'un traitement curatif à cause de ces effets secondaires.

Bien que l'amélioration constante des outils de diagnostic du cancer de la prostate permette aujourd'hui de détecter de petites tumeurs très localisées à un stade précoce, la recherche de solutions pour améliorer le traitement de ce cancer reste un défi sociétal majeur. La curiethérapie, notamment ciblée, est un traitement localisé limité aux zones cancéreuses. Le but est de mieux préserver les tissus sains et fonctionnels à l'intérieur et à l'extérieur de l'organe, et donc d'améliorer la qualité de vie du patient. Ce qui permettrait de proposer un traitement curatif au lieu d'une surveillance active. Cependant, la procédure de curiethérapie actuelle, consistant à insérer à la main les grains dans la prostate sous contrôle échographique, ne permet pas un traitement ciblé robuste, et de montrer concrètement son efficacité clinique.

Des solutions robotisées ont été proposées dans le passé afin d'améliorer la précision d'implantation des grains. Cependant, leurs déploiements en routine clinique n'ont jamais été concrètement réalisés. Ces solutions souffrent de problèmes récurrents en robotique médicale, à savoir : un encombrement difficilement compatible avec une salle opératoire standard ; une mise en place très technique dans le workflow clinique nécessitant l'appui d'un ingénieur d'application spécifique ; un coût relativement élevé pour un bénéfice clinique souvent limité et une interaction chirurgien/robot précaire (système automatique ou semi-automatique), laissant une interrogation sur la responsabilité de l'acte chirurgical.

Pour toutes ces raisons, nous avons proposé pendant cette thèse de répondre à une question qui est, peut-on concevoir un système robotisé qui réponde aux problèmes de la robotique médicale pour la curiethérapie ? Pour cela nous avons adapté le très connu robot parallèle delta, afin de proposer un design de robot dédié à la curiethérapie de la prostate. Son architecture parallèle permet un robot compact (pouvant être contenu dans un cube de 35 cm de côté), léger (3,5 kg) et tient compte des contraintes cliniques, comme la position du patient et de la sonde échographique transrectale. L'objectif étant qu'il soit déplaçable et installable facilement en salle opératoire. Le deuxième point important de notre proposition pour ce robot est la comanipulation par retour d'effort. Afin d'améliorer son acceptabilité par les chirurgiens, le robot travaille conjointement avec le clinicien pour guider son geste par un retour d'effort. Le chirurgien contrôle en permanence l'insertion de l'aiguille dans la prostate, il reste le maître de l'acte chirurgical.

Dans cette thèse nous avons estimé les modèles géométrique du robot, ainsi qu'étudier ses points de singularité. Par simulation nous avons optimisé son design afin d'améliorer ses caractéristiques pour être compatible avec notre application clinique. Nous avons également proposé une commande par retour d'effort permettant une comanipulation de l'insertion de l'aiguille. C'est-à-dire que le robot et le chirurgien travaillent ensemble. L'aiguille est contrôlée par la main du chirurgien pendant que le robot l'assiste dans son geste. Ce prototype a été conçu, réalisé et évalué par expérimentation via un fantôme de la prostate en PVC. Nous avons également conçu et mis en place toute la partie hardware pour l'électronique de commande et de puissance. Ce qui implique le développement de code pour la communication entre les différents systèmes de contrôle et du logiciel de supervision. Nos résultats montrent que les propriétés de ce premier prototype semblent prometteuses pour la curiethérapie de la prostate. Ce robot apparaît comme une solution potentielle viable pour cette application bien qu'il reste encore beaucoup de perspective d'améliorations avant d'envisager une utilisation en essai clinique. Cette thèse a permis de répondre positivement à la question initialement posée. Malgré l'aspect préliminaire de nos résultats, nos solutions proposées permettent d'envisager des perspectives intéressantes pour ce robot médical.

Etant donné l'aspect préliminaire de ce robot, nos résultats montrent des limitations et des problèmes de conception. Notamment le moteur du bras supérieur doit compenser la quasi-totalité de la gravité de l'effecteur, ce qui n'est pas le cas des deux autres moteurs des bras sur le côté. Celà se traduit par une baisse de la résolution où l'on passe d'une résolution de 1,5 mm latéralement à 5,2 mm verticalement (axe du vecteur gravité). Le couple du moteur est principalement canalisé pour compenser le poids du robot. La solution de choisir un moteur plus puissant n'est pas forcément la meilleure, car l'encombrement et le poids du robot va augmenter. Une solution, comme pour les systèmes haptiques, consiste à compenser mécaniquement le poids du robot de façon équitable entre tous les bras par un système de contrepoids ou de ressorts. Malgré ce problème, l'erreur de positionnement au niveau latérale atteint 1,5 mm ce qui est pour une application médicale honorable et laisse présager qu'il est possible d'améliorer la précision. Dans une application telle que la curiethérapie la précision à atteindre est de 1 mm. En dessous de 1 mm, la variation de la dose déposée par un grain dans la prostate n'a pas de répercussions sur la dose totale déposée. Il faut également être prudent sur les valeurs mesurées, l'incertitude des mesures est à prendre en compte. De plus il faut prendre en considération la flexion de l'aiguille qui n'est pas prise en compte dans la consigne du robot et la mesure du bout de l'aiguille. Dans une version future, il est évident qu'un système de guidage et de porte aiguille devront être conçus. Une étude beaucoup plus approfondie sur un setup de mesure plus performant devrait être également mise en place.

La deuxième limitation importante de notre prototype est le nombre de degrés de libertés limité à 3. Le premier système étudié a été le pantographe (2 DDL), l'ajout d'un bras nous a permis de retrouver une configuration d'un robot delta à 3 DDL. Cette version nous permet d'aider le chirurgien à placer l'aiguille sur le point d'insertion au niveau du périnée via le logiciel de planification. Cette première phase est ensuite suivie de la phase d'insertion de l'aiguille jusque dans la prostate. Compte tenu des degrés de liberté, seules des trajectoires rectilignes peuvent être considérées. Cependant, cela représente la quasi-totalité des trajectoires d'insertion en curiethérapie de la prostate. Toutefois dans certains cas, où le patient a une large symphyse pubienne, des grains doivent être placés derrière l'arche pubien, nécessitant d'adopter par le chirurgien une trajectoire d'aiguille inclinée dès le départ. Si nous visons une application clinique, il faudra bien évidemment considérer ce cas. Comme pour le pantographe à 2 DDL, l'ajout d'un bras supplémentaire au robot delta, pourrait nous apporter les degrés de liberté manquants. En sachant que 2 degrés de liberté pour l'inclinaison de l'aiguille sont recherchés (tangage, lacet), la rotation de l'aiguille autour de son axe d'insertion (roulis) peut être laissée libre et ne nécessite pas de guidage. L'angle d'inclinaison devra être déterminé avec exactitude, il est de l'ordre de grandeur de +/-20 degrés. Une autre solution, que celle d'ajouter un ou des bras supplémentaires, est de rajouter un système actif sur l'effecteur, mais ceci serait au détriment du poids à compenser à l'effecteur ainsi qu'un encombrement plus important.

En termes de perspectives sur la conception du robot, beaucoup d'éléments doivent être solutionnés avant d'envisager une étude pré-clinique. Par exemple une attention doit être portée aux problèmes de contamination au niveau du porte aiguille. En effet, en plus de concevoir un système permettant le chargement et le déchargement simple et efficace de l'aiguille, il faudra gérer la contamination (sang et tissus du patient) de l'aiguille souillée afin de ne pas polluer d'autres parties du robot. Il en va de même sur l'habillage du robot. Un système qui protège ces éléments, mais aussi les personnes le manipulant, devra être conçu. Il devra également permettre une stérilisation simple. On peut imaginer un carénage démontable ou une enveloppe plastique jetable autour des bras du robot. Cette partie est très compliquée car des normes précises dans un environnement médical devront être suivies. Un autre élément qui semble essentielle, par son aspect comanipulé est l'ergonomie du préhenseur qui devra être judicieusement élaborée. L'objectif est que le chirurgien ait la même sensation de préhension que pour son geste habituel en tenant directement l'aiguille. Ou alors il faudra revoir complètement la forme du préhenseur pour une ergonomie parfaite. Pour finir, les systèmes électroniques devront être compatibles au niveau électromagnétique, afin de pouvoir être introduits en salle opératoire.

La loi de commande du robot s'est appuvée sur des commandes bien établies de l'état de l'art en contrôle par retour d'effort. Nous avons cependant amélioré, en proposant une approche adaptative qui permet d'améliorer la robustesse et de limiter l'influence de l'opérateur humain sur la stabilité de la commande. Nous avons également modifié la loi de contrôle afin de garantir des trajectoires rectilignes quelque soit la distance entre les points de contrôle. Cependant nous sommes conscients qu'une étude plus approfondie, notamment en utilisant beaucoup plus d'opérateurs humains, devrait être entrepris pour border et tester l'influence de différents niveaux d'opérateur. Il en va de même sur le contrôle de la trajectoire, une optimisation et un contrôle plus poussés devront être mis en place avant d'atteindre une application pré-clinique, notamment si d'autres degrés de liberté venaient à être ajoutés. Concernant l'assistance de la phase d'insertion, on aurait aimé tester une aide active. Concrètement cela impliquerait que l'effecteur du cobot soit équipé d'un capteur de force permettant de mesurer la force appliquée conjointement par l'opérateur humain et les moteurs du cobot. Compte tenu du fait que la force en insertion peut atteindre des valeurs élevées (plus de 18 N dans certains cas), on pourrait imaginer par exemple assister l'insertion de l'aiguille lorsque la force d'insertion nécessaire pour traverser le périnée atteint une valeur seuil. Autrement dit, le système doit compenser en fournissant grâce aux moteurs une aide active à l'insertion de sorte que la force réellement exercée par l'opérateur ne dépasse jamais une force maximale. Cette assistance n'a pas été testée avec notre cobot à cause non seulement des limitations en couple moteur mais aussi parce que l'effecteur du prototype de cobot proposé dans le cadre de cette thèse n'a pas été équipé d'un capteur de force. L'évolution du design actuel du cobot devrait donc passer aussi par l'intégration d'un capteur de force à l'effecteur. Parce qu'il serait intéressant dans l'avenir de coupler l'assistance au maintien sur la trajectoire actuellement implémentée sur le cobot à l'assistance active à l'insertion de l'aiguille dans la prostate.

Pour conclure, les travaux préliminaires proposés dans le cadre de cette thèse ont permis de confirmer la faisabilité de la solution envisagée pour l'assistance de la curiethérapie prostate et le bénéfice qu'il pouvait apporter en termes de précision sur la procédure. Cependant ce premier prototype est encore loin de ce qu'on peut espérer comme solution finale d'assistance à la curiethérapie prostate. Cette thèse a permis de placer le premier jalon d'une future solution qui ne demande qu'à évoluer.

ANNEXE

A

Dessin Assisté par Ordinateur (D.A.O) du Cobot






























Références

- Jéhannin-Ligier K., Dantony E., Bossard N., Molinié F., Defossez G., Daubisse-Marliac L., Delafosse P., Remontet L., and Uhry Z. Projection de l'incidence et de la mortalité par cancer en france métropolitaine en 2017. Santé publique France, 2017.
- [2] Seisen T., Rouprêt M., Faix A., and Droupy S. La prostate : une glande au carrefour uro-génital. *Progrès en urologie*, 2012.
- [3] Antoine Valeri and Philippe Mangin. Epidémio-génétique et diagnostic préclinique du cancer de la prostate. *Médecine thérapeutique*, 1998.
- [4] Leone N., Voirin N., Roche L., Binder-Foucard F., Woronoff A., Delafosse P., Remontet L., Bossard N., and Z U. Projection de l'incidence et de la mortalité par cancer en france métropolitaine en 2015. *Institut de veille sanitaire*, 1995.
- [5] Delphine AMSELLEM-OUAZANA and Sophie CONQUY. Alimentation et cancer de la prostate : de la prévention au traitement. *Progrès en urologie*, 2004.
- [6] Delahunt B., Miller RJ, Srigley JR, Evans AJ, and Samaratunga H. Gleason grading : past, present and future. *Histopathology*, 2012.
- [7] Epstein Jl, Allsbrook WC Jr, Amin MB, Egevad LL, and ISUP Grading Committee. The 2005 international society of urological pathology (isup) consensus conference on gleason grading of prostatic carcinoma. *American Journal of Surgical Pathology*, 2005.
- [8] Heidenreich Axel and al. Eau guidelines on prostate cancer. part ii : Treatment of advanced, relapsing and castration-resistant prostate cancer. *European Urology*, 2014.

- [9] Laurence Klotz and al. Clinical results of long-term follow-up of a large, active surveillance cohort with localized prostate cancer. *Journal of Clinical Oncology : Official Journal of the American Society of Clinical Oncology*, 2010.
- [10] Bastide C. Techniques et complications de la prostaprostate totale. *Progrès en urologie*, 2009.
- [11] Chen R. C., Clark J. A., and Talcott J. A. Individualizing quality-of-life outcomes reporting : How localized prostate cancer treatments affect patients with different levels of baseline urinary, bowel, and sexual function. *Journal of Clinical Oncology*, 2009.
- [12] Tran S, Boissier R., Perrin J., Karsenty G., and Lechevallier E. Review of the different treatments and management for prostate cancer and fertility. *Urology*, 2015.
- [13] Ferrer M., Suarez J. F., Guedea F., Fernandez P., Macias V., Marino A., Hervas A., Herruzo I., Ortiz M. J., Villavicencio H., Craven-Bratle J., Garin O., and Aguilo F. health-related quality of life 2 years after treatment with radical prostatectomy, prostate brachytherapy, or external beam radiotherapy in patients with clinically localized prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 2008.
- [14] Eddy Valgueblasse and Aurélien Descazeaud. Morbidité urinaire après radiothérapie externe et curiethérapie pour cancer de prostate cliniquement localisé. *Progrès FMC*, 2009.
- [15] Nag S., Beyer D., Friedland J., Grimm P., and Nath R. American brachytherapy society (abs) recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 1999.
- [16] Ash D., Flynn A., Battermann J., de Reijke T., Lavagnini P., and Blank L. Estro/eau/eortc recommendations on permanent seed implantation for localized prostate cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 2000.
- [17] Martinez A. A., Gustafson G., Gonzales J., Armour E., Mitchell C., Edmundson G., Spencer W., Stromberg J., Huang R., and Vicini F. Dose escalation using conformal high-dose-rate brachytherapy improves outcome in unfavorable prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2002.
- [18] Demanes D. J., Rodriguez R., Schour L., Brandt D., and Altieri G. High doserate intensity-modulated brachytherapy with external beam radiotherapy for prostate cancer : California endocurietherapy's 10-year results. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2005.

- [19] Kovacs G., Potter R., Loch T., Hammer J., Kolkman-Deurloo I.-K., de la Rosette J. J., and Bertermann H. Gec/estro-eau recommendations on temporary brachytherapy using stepping sources for localized prostate cancer. *Radiothe*rapy and Oncology, 2005.
- [20] Demanes D. J., Martinez A. A., Ghilezan M., Hill D. R., Schour L., Brandt D., and Gustafson G. High-dose-rate monotherapy : Safe and effective brachytherapy for patients with localized prostate cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2011.
- [21] Yoshioka Y., Suzuki O., Otani Y., Yoshida K., Nose T., and Ogawa K. Highdose-rate brachytherapy as monotherapy for prostate cancer : technique, rationale and perspective. J Contemp Brachytherapy, 2014.
- [22] Gerbaulet Alain. The gec estro handbook of brachytherapy. 2002.
- [23] Tappen E. M., Blasko J. C., Grimm P. D., Ragde H., Luse R., Clifford S., Sylvester J., and Griffin T. W. Reduction of radioactive seed embolization to the lung following prostate brachytherapy. *International Journal of Radiation* Oncology Biology Physics, 1998.
- [24] P. Grosclaude, A. Belot, L. Daubisse Marliac, L. Remontet, N. Leone, N. Bossard, M. Velten, and le réseau Francim. Le cancer de la prostate, évolution de l'incidence et de la mortalité en france entre 1980 et 2011. *Progrès en urologie*, 2015.
- [25] Skowronek J. Low-dose-rate or high-dose-rate brachytherapy in treatment of prostate cancer? between options. J Contemp Brachytherapy, 2013.
- [26] Crook J. M., Gomez-Iturriaga A., Wallace K., Ma C., Fung S., Alibhai S., Jewett M., and Fleshner N. Comparison of health-related quality of life 5 years after spirit : Surgical prostatectomy versus interstitial radiation intervention trial. *Journal of Clinical Oncology*, 2011.
- [27] G. M. Daskalov, A. S. Kirov, and J. F. Williamson. Analytical approach to heterogeneity correction factor calculation for brachytherapy. *Med. Phys.*, 1998.
- [28] R. Wang and R. S. Sloboda. Brachytherapy scatter dose calculation in heterogeneous media : Ii. empirical formulation for the multiple-scatter contribution. *Phys. Med. Biol.*, 2007.
- [29] Konstantinos A. Mountris, Dimitris Visvikis, and Julien Bert. Dvh-based inverse planning using monte carlo dosimetry for ldr prostate brachytherapy. *International Journal Of Radiation Oncology Biology Physics*, 2019.
- [30] Nikolai Hungr, Michael Baumann, Jean-Alexandre Long, and Jocelyne Troccaz. A 3d ultrasound robotic prostate brachytherapy system with prostate motion tracking. *IEEE Transactions on Robotics*, 2012.

- [31] Tarun K. Podder et al. Aapm and gec-estro guidelines for image-guided robotic brachytherapy : Report of task group 192. *Med. Phys.*, 2014.
- [32] B. L. Davies, S. J. Harris, and E Dibble. Brachytherapyan example of a urological minimally invasive robotic procedure. *International journal of medical robotics and computer assisted surgery*, 2004.
- [33] Wei Z., Wan G., Gardi L., Mills G., Downey D., and Fenster A. Robot-assisted 3d- trus guided prostate brachytherapy : system integration and validation. *Medical Physics*, 2004.
- [34] T. K. Podder, D. P. Clark, D. Fuller, J. Sherman, W. S. Ng, L. Liao, D. J. Rubens, J. G. Strang, E. M. Messing, Y. D. Zhang, and Y. Yu. Effects of velocity modulation during surgical needle insertion. *Conf. IEEE Eng. Med. Biol.*, 2005.
- [35] T. K. Podder, J. Sherman, D. Rubens, E. Messing, J. Strang, W. S. Ng, and Y. Yu. Methods for prostate stabilization during transperineal ldr brachytherapy. *Phys. Med. Biol.*, 2008.
- [36] M. Ding, Z. Wei, L. Gardi, D. B. Downey, and A. Fenster. Needle and seed segmentation in intra-operative 3d ultrasound-guided prostate brachytherapy. *Proc. Ultrasonics Int. World Congr. Ultrasonics*, 2006.
- [37] X. Wen and S. E. Salcudean SE. Detection of brachytherapy seeds using 3d ultrasound. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2008.
- [38] J. Bax, D. Cool, L. Gardi, K. Knight, D. Smith, J. Montreuil, S. Sherebrin, C. Romagnoli, and A. Fenster. Mechanically assisted 3d ultrasound guided prostate biopsy system. *Med. Phys.*, 2008.
- [39] S. Xu, J. Krucker, P. Guion, N. Glossop, Z. Neeman, P. Choyke, A. K. Singh, and B. J. Wood. Closed-loop control in fused mr-trus image- guided prostate biopsy. *MICCAI*, 2007.
- [40] S. Martin, M. Baumann, V. Daanen, and J. Troccaz. Mr prior based automatic segmentation of the prostate in trus images for mr/trus data fusion. *Proc. IEEE ISBI*, 2010.
- [41] Susil R.C., Krieger A., Derbyshire J.A., Tanacs A., Whitcomb L.L., Fichtinger G., and Atalar E. System for mr image-guided prostate interventions : canine study. *Radiology*, Radiology.
- [42] Phee L., Xiao D., Yuen J., Chan C.F., HO H., Thng C.H., Cheng C., and Ng W.S. Ultrasound guided robotic system for transperineal biopsy of the prostate. *International Conference of Robotics and Automation*, 2005.

- [43] M. A. Meltsner, N. J. Ferrier, and B. R. Thomadsen. Observations on rotating needle insertions using a brachytherapy robot. *Physics in Medicine and Biology*, 2007.
- [44] G. Fichtinger, J. P. Fiene, C. W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D. Y. Song, E. C. Burdette, and P. Kazanzides. Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy. *Med. Image Anal.*, 2008.
- [45] H. S. Ho, P. Mohan, E. D. Lim, D. L. Li, J. S. Yuen, W. S. Ng, W. K. Lau, and C. W. Cheng. Robotic ultrasound-guided prostate intervention device : system description and results from phantom studies. *Int. J. Med. Robot.*, 2009.
- [46] S. E. Salcudean, T. D. Prananta, W. J. Morris, and I. Spadinger. A robotic needle guide for prostate brachytherapy. *Proc. IEEE Int. Conf. Rob. Autom.*, 2008.
- [47] Jocelyne Troccaz. Robotique médicale, chapitre 9 : « la comanipulation ». *Hermes*, 2012.
- [48] Nabil Zemiti, Guillaume Morel, Tobias Ortmaier, and Nicolas Bonnet. Mechatronic design of a new robot for force control in minimally invasive surgery. *Transactions on Mechatronics*, 2007.
- [49] Nabil Zemiti. Thèse sur la « commande en effort des systèmes robotiques pour la chirurgie mini-invasive ». Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2005.
- [50] J.P. Cobb, J. Henckel, M.P.S.F. Gomes, A.R.W. Barrett, S.J. Harris, M. Jakopec, F.M. Rodriguez y Baena, and B.L. Davies. Results of a regulated clinical trial of the acrobot sculptor hands-on robotic system for unicompartmental knee arthroplasty. *British Society for Computer Aided Orthopaedic Surgery*, 2018.
- [51] Riwan A., Giudicelli B., Taha F., Lazennec J.-Y., Sahbani A., Kilian P., Jabbour Z., VanRhijn J., Louveau F., Morel G., Francoise V., Armand D., and Lavallée S. Surgicobot project : Robotic assistant for spine surgery. *IRBM Ingéniérie et recherche Biomédicale*, 2011.
- [52] http://allaboutroboticsurgery.com/surgicalrobots.html.
- [53] Cecile Poquet. Thèse sur la « conception et commande d'un robot de comanipulation pour l'assistance à la biopsie de prostate ». Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2014.
- [54] Azamat Yeshmukhametov, Maksat N. Kalimoldayev, Orken J. Mamyrbayev, and Yedilhan Amirgaliev. Design and kinematics of serial/parallel hybrid robot. *ICCAR*, 2017.

- [55] Gianni Campion, Qi Wang, and Vincent Hayward. The pantograph mk-ii : A haptic instrument. *IROS*, 2005.
- [56] https://www.maxonmotor.fr/maxon/view/content/product_overview_brushdcmotors_re.
- [57] Reymond Clavel. Device for the movement and positioning of an element in space. Patent : US 4976582 A, 1990.
- [58] Gosselin C. and Angeles J. Singularity analysis of closed-loop kinematic chains. Transactions on Robotics And Automation, 1990.
- [59] www.onshape.com.
- [60] Y. Yu, T. K. Podder, Y. D. Zhang, W. S. Ng, V. Misic, J. Sherman, D. Fuller, D. J. Rubens, J. G. Strang, R. A. Brasacchio, and E. M. Messing. Robotic system for prostate brachytherapy. *Computer Aided Surgery*, 2007.
- [61] Alexandru Patriciu Attila Tanacs Dumitru Mazilu James H. Anderson Ken Masamune Russell H. Taylor Dan Stoianovici Gabor Fichtinger, Theodore L. DeWeese. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative ct guidance. Academic Radiology, 2002.
- [62] www.eima.fr.
- [63] Lynch K. M. and Park F. C. Modern robotics : Mechanics, planning and control. *Cambridge University Press*, 2017.
- [64] Wisama Khalil and Etienne Dombre. Modélisation identification et commande des robots. *Hermès Science*, 1999.
- [65] www.coppeliarobotics.com.
- [66] Oussama Khatib. Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. International Journal of Robotics Research, 1986.
- [67] Colgate J. E. and Schenkel G. G. Passivity of a class of sampled-data systems : Application to haptic interfaces, *J. Robot Syst.*, 1997.
- [68] Brown J. M. and Colgate J. E. Passive implementation of multibody simulations for haptic display. ASME Int. Mechanical Engineering Congress Exhibition, 1997.
- [69] Minksy M., Ouh young M., Steele O., Brooks Jr. F. P., and Behensky M. Feeling and seeing : Issues in force display. *Comput. Graph.*, 1990.
- [70] D. A. Lawrence. Stability and transparency in bilateral teleoperation. IEEE Trans. Robot. Automat., 1993.
- [71] Kazerooni H., Tsay T., and Hollerbach K. A controller design framework for telerobotic systems. *IEEE Trans. Contr. Syst. Technol*, 1993.

- [72] Yokokohji Y. and Yoshikawa T. Bilateral control of master-slave manipulators for ideal kinesthetic coupling. formulation and experiment. *IEEE Trans. Robot. Automat.*, 1994.
- [73] Daniel R. W. and McAree P. R. Fundamental limits of performance for force reflecting teleoperation. Int. J. Robot. Res., 1998.
- [74] N. Hogan. Controlling impedance at the man/machine interface. *IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, 1989.
- [75] Lee S. and Lee H. S. Modeling, design, and evaluation of advanced teleoperator control systems with short time delay. *IEEE Trans. Robot. Automat.*, 1993.
- [76] Jorge Juan Gil, Alejo Avello, Ángel Rubio, and Julián Flórez. Stability analysis of a 1 dof haptic interface using the routh-hurwitz criterion. *Transactions on control* systems technology, 2004.
- [77] https://www.maxonmotor.com/maxon/view/product/motor/dcmotor/re/re40/148866.
- [78] https://www.cui.com/product/resource/amt20.pdf.
- [79] https://www.maxonmotor.com/maxon/view/content/EPOS Detailsite.
- [80] www.maxonmotor.fr/medias/sysmaster/root/8825412714526/EPOS Command-Library-En.pdf.
- [81] https://www.raspberrypi.org.
- [82] http://arma.sourceforge.net/.
- [83] http://graphics.cs.msu.ru/en/node/909.
- [84] Hartley and Zisserman. Multiple view geometry in computer vision. *Cambridge*, 2006.
- [85] Hungr N et al. A realistic deformable prostate phantom for multimodal imaging and needle-insertion procedures. *Medical Physics*, 2012.
- [86] https://www.blender.org.
- [87] https://fr.mathworks.com/help/matlab/ref/alphashape.html.

UNIVERSITE BIOLOGIE BRETAGNE SANTE LOIRE



Titre : Robot parallèle comanipulé pour l'assistance en curiethérapie de la prostate

Mots clés : robot parallèle, curiethérapie prostate, comanipulation

Résumé : Le cancer de la prostate est le cancer le plus fréquent chez l'homme, avant celui du poumon et du cancer colorectal. Bien que l'amélioration constante des outils de diagnostic du cancer de la prostate permette aujourd'hui de détecter de petites tumeurs très localisées à un stade précoce, la recherche de solutions pour améliorer le traitement de ce cancer reste un défi sociétal majeur. La curiethérapie, notamment ciblée, est un traitement localisé limité aux zones cancéreuses. Le but est de mieux préserver les tissus sains et fonctionnels à l'intérieur et à l'extérieur de l'organe, et donc d'améliorer la qualité de vie du patient. Cependant, la procédure de curiethérapie actuelle, consistant à insérer à la main les grains dans la prostate sous contrôle échographique, ne permet pas un traitement ciblé robuste, et de montrer concrètement son efficacité clinique. Des solutions robotisées ont été proposées dans le passé afin d'améliorer la précision d'implantation des grains. Cependant, leurs déploiements en routine clinique n'ont jamais été concrètement réalisés. Ces solutions souffrent de problème récurrent en robotique médicale, à savoir : un encombrement difficilement compatible avec une salle opératoire standard ; une mise en place très technique dans le workflow clinique nécessitant l'appui d'un ingénieur d'application spécifique ; et une interaction chi-

rurgien/robot précaire (système automatique ou semiautomatique), laissant une interrogation sur la responsabilité de l'acte chirurgical.

Pour toutes ces raisons, nous avons proposé pendant cette thèse, l'adaptation du très connu robot parallèle delta, afin de proposer un design de robot comanipulé dédié à la curiethérapie de la prostate. Son architecture parallèle permet un robot compact et léger et tient compte des contraintes cliniques, comme la position du patient et de la sonde échographique transrectale. Nous avons estimé les différents modèles géométriques et cinématiques du robot, ainsi qu'étudié ses points de singularité. Par simulation nous avons optimisé son design afin d'améliorer ses caractéristiques pour être compatible avec notre application clinique. Nous avons également proposé une commande par retour d'effort permettant une comanipulation de l'insertion de l'aiguille. Ce prototype a été réalisé et évalué par expérimentation via un fantôme de la prostate en PVC. Nos résultats montrent que les propriétés de ce premier prototype répondent aux attentes fixées par les spécificités de la curiethérapie de la prostate. Ce robot apparaît comme une solution viable pour cette application bien qu'il reste encore beaucoup de perspective d'améliorations avant d'envisager une utilisation en essai clinique.

Title: Comanipulated parallel robot for prostate brachytherapy assistance

Keywords: parallel robot, prostate brachytherapy, comanipulation

Abstract: Prostate cancer is the most common cancer in men. before lung cancer and colorectal cancer. Even if the constant improvement of prostate cancer diagnostic tools nowadays allows the detection of small tumors very localized at an early stage, finding solutions to improve the treatment of this cancer remains a major societal challenge. Brachytherapy, especially targeted, is a localized treatment limited to cancerous areas. The goal is to better preserve healthy and functional tissues inside and outside the organ, and therefore to improve the quality of life of the patient. However, the current brachytherapy procedure which involves manually inserting the grains into the prostate under ultrasound control does not allow a robust targeted treatment, and to show concretely its clinical effectiveness. Robotic solutions have been proposed in the past to improve the accuracy of seeds implantation. However, their deployments in clinical routine have never been concretely realized. These solutions suffer from a recurring problem in medical robotics, namely: a bulk that is difficult to reconcile with a standard operating room; a very technical implementation in the clinical workflow requiring the support of a specific application engineer; a relatively high cost for often limited

clinical benefit and a precarious surgeon/robot interaction (automatic or semi-automatic system), leaving a question about the responsibility of the surgical act. For all these reasons, we proposed during this thesis, the adaptation of the well-known delta parallel robot, in order to propose a comanipulated robot design dedicated to prostate brachytherapy. Its parallel architecture allows a compact and lightweight robot and takes into account clinical constraints, such as the position of the patient and the transrectal ultrasound probe. We estimated the different geometric and kinematic models of the robot, as well as studied its points of singularity. By simulation we have optimized its design to improve its characteristics and be compatible with our clinical application. We have also proposed a force feedback command where the robot and the surgeon work together to insert the needles in the prostate. This prototype was made and evaluated by experimentation via a PVC prostate phantom. Our results show that the properties of this first prototype meet the expectations set by the specificities of prostate brachytherapy. This robot appears as a viable solution for this application although there is still room for improvement before considering use in clinical trials.