

Université de Lille I

Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique et Signal LAGIS,
UMR-CNRS 8219

Ecole Doctorale Sciences Pour l'Ingénieur

Numéro d'ordre : 40804

Manuscrit rédigé par

Vincent Coelen

Pour l'obtention du titre de

Docteur de l'Université Lille 1

Spécialité : **Automatique et Informatique Industrielle**

Concept Intégré pour la Curiethérapie Robotisée de la Prostate

Soutenue le 03 Avril 2012

devant le jury Composé de :

R. Chatila	Directeur de Recherche, CNRS, ISIR, Paris	Rapporteur
A. Kheddar	Directeur de Recherche, CNRS, Tsukuba, Japan	Rapporteur
N. Chaillet	Professeur à l'université de Franche-Comté	Examineur
K. Youcef-Toumi	Professeur, MIT, Cambridge, USA	Examineur
C. Chaillou	Professeur à l'université Lille 1	Examineur
E. Lartigau	Professeur à l'université Lille 2	Examineur
R. Merzouki	Professeur à l'université Lille 1	Directeur

à mes parents

Remerciements

Je tiens à remercier très chaleureusement Messieurs Raja Chatilla, Directeur de recherche au CNRS, ISIR, spécialiste en robotique et Abderrahmane Khedar, Directeur de recherche au CNRS, AIST JRL, spécialiste en robotique, d'avoir accepté de rapporter mon mémoire de thèse.

Je remercie Monsieur Nicolas Chaillet, Professeur à l'ENSMM, spécialiste en mécanique d'avoir accepté d'examiner mon travail de recherche.

Je remercie fortement Monsieur Christophe Chaillou, Professeur à l'université de Lille 1, spécialiste en informatique d'avoir accepté d'examiner mon travail de recherche.

Un grand remerciement pour Monsieur Kamal Youcef-Toumi, Professeur à MIT, USA, spécialiste dans la conception intégrée et la mécanique, d'avoir accepté d'examiner mon travail de recherche.

Je remercie tout particulièrement Messieurs Eric Lartigau Professeur à l'université de Lille 2 et Rochdi Merzouki, Professeur à l'université de Lille 1, pour les précieux conseils qu'ils m'ont prodigué et l'attention et le sérieux avec lesquels ils ont suivi et encadré de plus près mon travail de recherche.

Mes remerciements vont aussi aux membres de l'équipe MOCIS du laboratoire LAGIS pour les échanges enrichissant que l'ont a eu dans le cadre de la recherche.

Je remercie Messieurs Olivier Scrive de l'AIP-Polytech'Lille et Michel Pollart du LAGIS pour leur aide technique dans l'aboutissement de mon travail de recherche.

Je remercie le personnel du Centre Oscar Lambret et principalement Mesdames Véronique Cheval et Véronique Dumortier Manipulatrices dans l'unité de curiethérapie pour leur disponibilité pour répondre à mes questions sur la curiethérapie et leur aide lors de l'emprunt du matériel du centre. Je remercie également Guillaume Lesquanne, ingénieur au département IAAL de l'école Polytech-Lille, pour son aide dans la fabrication des fantômes de prostate.

Je tiens également à remercier toute ma famille pour son soutien constant tout au long de mes études et de mon doctorat.

Table des matières

Liste des figures	vii
1 Introduction Générale	1
1.1 Contexte Général	1
1.2 Contexte Contractuel	2
1.3 Cadre Scientifique	3
1.4 Problématique Scientifique	3
1.5 Contributions scientifiques	4
1.6 Organisation du mémoire de thèse	5
2 Robotisation de la Curiethérapie: Etat de l'Art	9
2.1 Introduction	9
2.2 Généralités sur la robotique médicale	10
2.2.1 Les systèmes de guidage et de localisation robotisés	11
2.2.2 La téléopération médicale	12
2.2.3 Les systèmes autonomes	13
2.3 La robotisation des gestes chirurgicaux sur la prostate	15
2.3.1 Reproduction de la grille par un système robotisé	16
2.3.2 Remplacement de la grille par un système directionnel	19
2.4 Conclusion	22
3 Préhenseur de Curiethérapie	27
3.1 Introduction	27
3.2 Cahier des Charges pour le concept intégré de Curiethérapie	28
3.3 Approche conceptuelle pour la curiethérapie robotisée	29
3.3.1 Principe de la curiethérapie conventionnelle sur la prostate	29
3.3.2 Principe de la solution proposée	29

3.4	Systèmes embarqués	31
3.4.1	Actionneur et capteurs	33
3.5	Tests Expérimentaux	35
3.6	Conclusion	39
4	Surveillance en ligne de la curiethérapie robotisée	41
4.1	Introduction	41
4.2	Approches qualitatives et quantitatives pour la surveillance dans la robotique	43
4.3	Contribution à la Surveillance en ligne de la Curiethérapie Robotisée	45
4.3.1	Modèle dynamique d'un bras manipulateur avec actionneurs électromécaniques dans l'espace articulaire	45
4.3.2	Surveillance à base du modèle d'actionneurs électromécaniques	48
4.4	Résultats Expérimentaux	51
4.5	Conclusion	57
5	Simulateur virtuel pour la curiethérapie robotisée	61
5.1	Introduction	61
5.2	Architecture de fonctionnement du simulateur de curiethérapie robo- tisée	62
5.3	Module de Reconstruction 2D	64
5.3.1	Détection du contour actif	64
5.3.2	Identification des cibles	68
5.4	Module de Contrôle Robot	68
5.5	Module de Supervision	70
5.6	Conclusion	72
6	Liste des Publications	73
6.1	Publications Scientifiques	73
7	Conclusion Générale et Perspectives	75
7.1	Conclusion	75
7.2	Perspectives	76
8	References	79

9	Annexe 1: Modélisation & Système de commande	87
9.1	Modélisation du système robotique	87
9.1.1	Modélisation géométrique	89
9.1.2	Modélisation cinématique	92
9.1.3	Informatisation	97
9.2	Système d'acquisition	97

Liste des figures

1.1	Curiethérapie manuelle sur la prostate, source ©[BK medical11]	4
1.2	Concept robotisée pour la curiethérapie de la prostate	5
1.3	Simulateur virtuel temps réel de curiethérapie	6
1.4	Supervision en ligne de la curiethérapie de la prostate	6
2.1	Robot Neuromate, source ©[Neuromade11]	10
2.2	(a) Intervention avec le Robot Da Vinci, (b) Préhenseur de manipulation, (c) Commandes du chirurgien, source ©[Guthart00].	13
2.3	Robot Cyberknife, source ©[Cyberknife11].	14
2.4	Implantation sous contrôle échographique, source ©[COL08].	15
2.5	Prototype de robot de curiethérapie de la prostate, source ©[Wei04].	16
2.6	Système de guidage de l'insertion des aiguilles de curiethérapie, source ©[Wei05].	17
2.7	Système d'insertion multi aiguilles, source ©[Podder07].	17
2.8	Robot MIRAB Multicanaux pour la Curiethérapie ainsi que le logiciel de simulation, source ©[Podder10].	18
2.9	Guidage robotisé de l'aiguille de curiethérapie de la prostate, source ©[Salcudean08].	18
2.10	Système de surveillance FTRAC opérant sous guidage échographique, source ©[Jain10].	19
2.11	Robot d'assistance en curiethérapie de prostate par guidage directionnel des aiguilles, source ©[Fichtinger08].	20
2.12	Robot de biopsie et traitement sur la Prostate à l'intérieur d'un système IRM, source ©[Tokudaa10].	20
2.13	Essai clinique pour une biopsie robotisée de la prostate, source ©[Phee05].	21
2.14	Banc d'essais clinique d'un robot de curiethérapie sous IRM, source ©[Patriciu07].	21
2.15	Robot médical multi interventions sur la prostate sous guidage IRM, source ©[Goldenberg08].	22
2.16	Système robotisé pour la curiethérapie de la prostate, source ©[Baumann11].	23

2.17 Synthèse des travaux sur la curiethérapie robotisée de la prostate par la reproduction de la grille	24
2.18 Synthèse des travaux sur la curiethérapie robotisée de la prostate par le remplacement de la grille	25
3.1 Mobilité du concept robotisé par rapport à la cible	30
3.2 Structure du préhenseur médical	30
3.3 Fixation du préhenseur médical sur le robot manipulateur	31
3.4 Robot fixé sur un portique	32
3.5 Différentes vues du préhenseur intelligent médical	32
3.6 Placement des capteurs et l'actionneur sur préhenseur	33
3.7 Actionneur et capteurs du préhenseur intelligent médical	34
3.8 Schéma fonctionnel de la solution proposée	35
3.9 Fantômes à base de gel Agar-agar	36
3.10 Précision dans le dépôt des grains	36
3.11 Vue du dessus concernant le dépôt des grains	37
3.12 Insertion de l'aiguille dans le gel Agar-agar sous guidage échographique . .	37
3.13 Dépôt de grains sous guidage échographique	38
3.14 Définition des cibles à partir du simulateur virtuel	38
3.15 Erreur de position dans le dépôt des grains	39
3.16 Erreur globale entre la cible et la position réelle du grain	39
4.1 Conception multiphysique d'un bras robotisé	42
4.2 Banc d'essais de la curiethérapie de prostate	52
4.3 Insertion d'une aiguille de curiethérapie dans un fantôme prostatique. . . .	53
4.4 Interface du simulateur virtuel (a): traitement d'images (b): commande du robot (c) supervision et traitement des données.	53
4.5 Trajectoire du robot pour atteindre la cible à partir d'une position initiale.	56
4.6 Position articulaire de l'articulation N°5	56
4.7 Signal du courant électrique dans l'actionneur N°5	57
4.8 Couple moteur mesuré en fonctionnement normal.	57
4.9 Résidu en fonctionnement normal.	58
4.10 Couple moteur mesuré en présence du dysfonctionnement.	58
4.11 Résidu calculé en présence du dysfonctionnement.	58

5.1	(1): Détection de contour actif; (2): Simulation virtuelle de la Curiethérapie robotisée; (3): Robot industriel sous guidage échographique; (4): Insertion de l'aiguille dans le phantom.	62
5.2	Architecture de fonctionnement du simulateur	63
5.3	Détection du contour de la prostate en 2D: (a): Initial image; (b): Prétaritement de l'image; (c) Pendant la convergence de l'algorithme; (d) Convergence finale.	66
5.4	Superposition du contour de la prostate réalisé par un expert (trait vert) et contour détecté (trait rouge)	66
5.5	Comparison entre le contour d'expert et celui détecté par l'algorithme du contour actif à l'échelle réelle.	68
5.6	Identification des cibles suite à la convergence de l'algorithme du contour actif	69
5.7	Architecture de contrôle et de supervision de la curiethérapie robotisée . .	70
9.1	Localisation des degrés de liberté du concept robotisé de la curiethérapie .	88
9.2	Projection des repères sur le système robot-préhenseur	89
9.3	Représentation géométrique du système robotique pour la curiethérapie dans un environnement virtuel	97
9.4	Système d'acquisition et traitement embarqué	98
9.5	Contrôleur du moteur linéaire sur le préhenseur	99

Chapitre 1

Introduction Générale

1.1 Contexte Général

Le nombre des cancers de la prostate augmente régulièrement en France et dans le monde. En 2008, on dénombrait 65 862 nouveaux cas en France et 899 000 dans le monde. En France, le nombre de décès fut de 9 932 et de 258 000 dans le monde, d'après l'IARC (International Agency for Research on Cancer) [Globacan08]. Ces chiffres sont en relative progression en 2011, fait que le cancer de la prostate est reconnu comme un problème de santé publique en France et comme une problématique mondiale par l'Organisation Mondiale de la Santé¹. Les moyens mis en œuvre sont le dépistage systématique par dosage de l'antigène spécifique prostatique (PSA), ce qui permet un diagnostic plus précoce et donc des maladies plus souvent localisées [Cosset06]. Pour ces formes localisées, le traitement à but curatif doit permettre un contrôle local et général de la maladie, avec le moins de séquelles fonctionnelles possibles.

Le traitement des tumeurs de la prostate de forme localisée peut se réaliser par chirurgie, radiothérapie externe ou curiethérapie; traitements validés par la Haute Autorité de la Santé (HAS). La prise en charge est multidisciplinaire: la proposition du traitement se fait par l'urologue et par l'oncologue radiothérapeute, le choix final relevant du patient.

La chirurgie consiste à enlever toute la prostate, tandis que la radiothérapie consiste à délivrer 70Gy² en 35 séances quotidiennes grâce à un accélérateur de

¹World Cancer Report, 2008.

²Gray, quantité d'énergie absorbée par la matière vivante ou inerte et par unité de masse.

particules. Ce type de traitement dure au minimum 7 semaines et reste relativement dur à supporter pour le patient. En parallèle, **la curiethérapie est une technique mieux tolérée par le patient, visant à irradier un volume cible en plaçant en son sein ou à son contact des radio-isotopes émetteurs de rayonnements ionisants de basse énergie.**

1.2 Contexte Contractuel

Notre travail de recherche a été réalisé dans le cadre du projet CI-ROB (Ciblage ROBOTisé), géré par le Centre Oscar Lambret (COL)³ de Lille. Il concerne la mise en place par un robot de vecteurs radio-opaques dans les tissus humains, à des fins de repérage et de traitement. Ce projet s'inscrit dans le programme CIMULCAN 2007-2010 du Cancéropôle Nord Ouest labellisé par l'Institut National du Cancer (INCA), plus précisément il se rapporte au thème II intitulé: Cinétique des traceurs et thérapies adaptatives, avec un sous-thème "Automatisation et Robotisation". Depuis 2005, des programmes ont été développés autour du ciblage thérapeutique⁴ en cancérologie principalement dans le cadre de la radiothérapie. La pleine exploitation des possibilités du ciblage multi modalité⁵ impose de maîtriser le contrôle du positionnement du patient et de sa reproductibilité, gage de la précision de l'irradiation. Les matériels de contention externes ne peuvent empêcher les mouvements physiologiques. Ceux-ci doivent donc être évalués en temps-réel. La détection de ces mouvements est basée sur une imagerie acquise en salle de traitement, permettant l'asservissement des appareils de traitement ou de tables mobiles dans les 6 plans de l'espace. Il faut y associer l'acquisition, le repérage et la mise en correspondance des images ainsi que le contrôle de la qualité de l'irradiation par des mesures de dose in vivo. Il faut enfin disposer de techniques novatrices de définition volumique des cibles et des organes à risque ainsi que des méthodes d'optimisation dosimétriques performantes en temps et en qualité. L'avenir de cette thématique passe par une robotisation de plus en plus présente des équipements de diagnostic et de traitement.

Les recherches liées au ciblage technologique ont été labellisées par l'INCA dans le

³www.centreoscarlambret.fr

⁴personnalisation du traitement

⁵prise en compte de plusieurs sources d'imagerie

cadre de son appel d'offre de Juin 2005 portant sur les thérapeutiques innovantes en radiothérapie. Le groupement de coopération sanitaire regroupant le Centre Oscar Lambret et le CHU (Centre Hospitalier Universitaire) de Lille a fait partie des 3 sites⁶ autorisés à mettre en œuvre le robot *CyberKnife* dans le cadre du Cancéropôle Nord Ouest. Cet équipement particulièrement novateur dans la radiothérapie a permis de développer la robotisation appliquée à l'oncologie.

1.3 Cadre Scientifique

Notre travail de thèse se situe dans le cadre d'une recherche contractualisée, entamée en 2008 entre le Laboratoire d'Automatique Génie Informatique et Signal (LAGIS, UMR CNRS 8219)⁷ et le centre de radiothérapie Oscar Lambret de Lille. **Le but est de concevoir de façon intégrée un système robotique dédié au placement précis et sécurisé de vecteurs radio-opaques dans les tissus tumoraux pour le traitement localisé du cancer de la prostate, connu sous le nom de la curiethérapie.** Le sujet de cette thèse s'inscrit dans le cadre des travaux de recherches menées au sein de l'équipe MOCIS (Méthodes et Outils pour la Conception Intégrée des Systèmes) du LAGIS⁸, autour de la conception intégrée des systèmes mécatroniques, partant de l'étape initiale de modélisation jusqu'à l'étape finale de la supervision.

1.4 Problématique Scientifique

La robotisation de la curiethérapie pour le cas du cancer de la prostate a débuté dans les années 2004 aux États Unis d'Amérique. L'objectif de cette robotisation est d'assister le médecin oncologue dans le traitement des formes localisées de cancers, à la fois dans le geste guidé et dans le placement précis des sources radioactives à l'intérieur de la prostate. L'approche classique de la curiethérapie consiste à implanter manuellement des grains radioactifs dans la prostate à travers une grille uniformisée (Figure (1.1)), placée contre la peau du périnée. Cette dernière, permet au

⁶avec Nancy et Nice

⁷www.lagis.ec-lille.fr

⁸www.mocis-lagis.fr

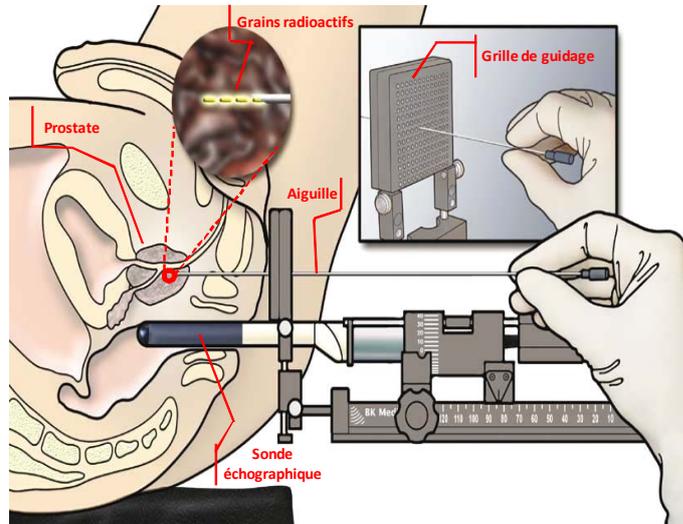


Figure 1.1: Curiethérapie manuelle sur la prostate, source ©[BK medical11]

praticien de placer plusieurs aiguilles chargées de doses radioactives afin d'effectuer des insertions ciblées et des injections précises sous guidage échographique.

Ce geste, comme tout autre geste chirurgical aura comme conséquence l'apparition d'œdèmes d'origine inflammatoire, suite au contact direct avec l'organe. Le changement relatif du volume de la prostate suite au contact avec l'aiguille risque de déplacer relativement les cibles, d'où l'intérêt du guidage par imagerie. La réduction des œdèmes, suite à la curiethérapie, tout en maintenant la précision et la sécurité dans le geste de façon continue et répétitive, est un des objectifs principaux de cette robotisation. Deux challenges sont à satisfaire. Le premier concerne le système robotique opératoire qui doit être suffisamment compact pour réduire l'encombrement du côté du périnée. Le second est lié à la conception d'un système de supervision globale qui permet la reconstruction et la reproduction en temps-réel du geste opératoire.

1.5 Contributions scientifiques

S'agissant d'une recherche contractualisée, nos contributions principales se focalisent sur la conception d'un préhenseur médical (Figure (1.2)), couplé à un simulateur virtuel opérant en temps-réel pour la curiethérapie de la prostate (Figure (1.3)), tout

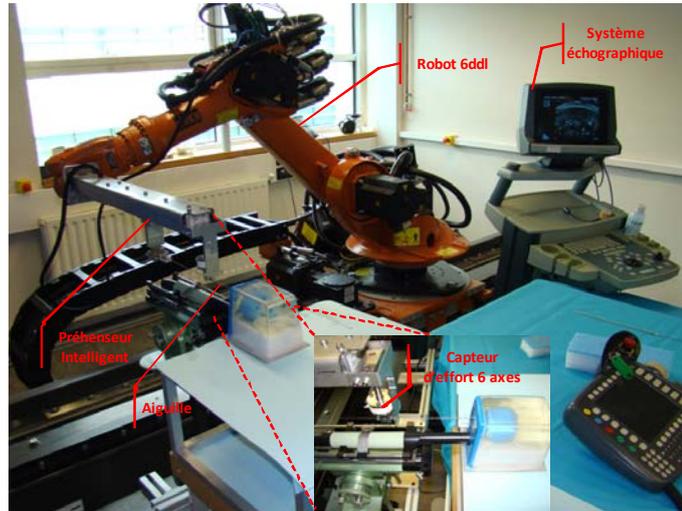


Figure 1.2: Concept robotisée pour la curiethérapie de la prostate

en intégrant les théories liées à la supervision à base de modèle pour la détection des dysfonctionnements et la compensation adaptative des trajectoires pendant la période per-opératoire (Figure (1.4)).

La solution proposée dans le cadre de ce travail de recherche est caractérisée par son aspect évolutif d'un point de vue matériel ou logiciel et son encombrement réduit, ce qui permet de l'adapter aux contraintes d'environnement et d'espace. L'association d'un préhenseur intelligent avec un robot industriel performant en termes de précision et de mobilité, montre clairement la transférabilité de la robotique de manipulation dans la reproduction des gestes chirurgicaux dans les cas de la curiethérapie et de la biopsie. Une telle solution a une importance majeure dans la réduction des œdèmes grâce à la possibilité d'atteindre plusieurs cibles dans la prostate en y accédant une seule fois à travers l'abdomen.

1.6 Organisation du mémoire de thèse

Suivant les objectifs du travail de recherche mené dans le cadre de ce travail de recherche, le mémoire de thèse est divisé en quatre chapitres:

- Le chapitre 2 constitue un état de l'art sur la curiethérapie robotisée de la prostate. Cette synthèse de travaux permet de positionner notre travail de

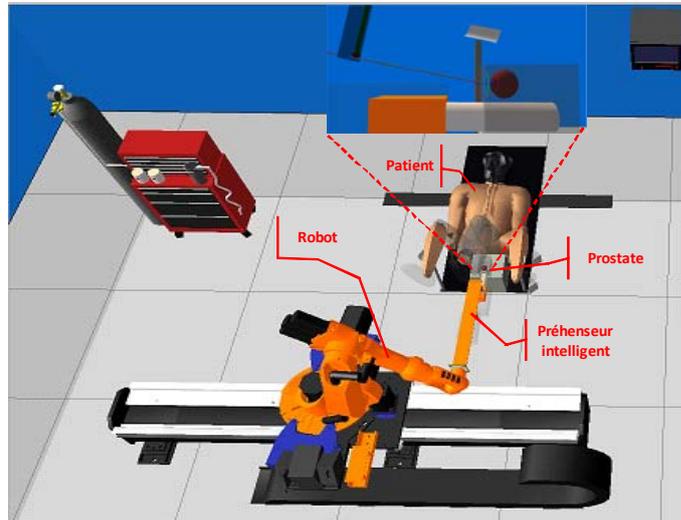


Figure 1.3: Simulateur virtuel temps réel de curiethérapie

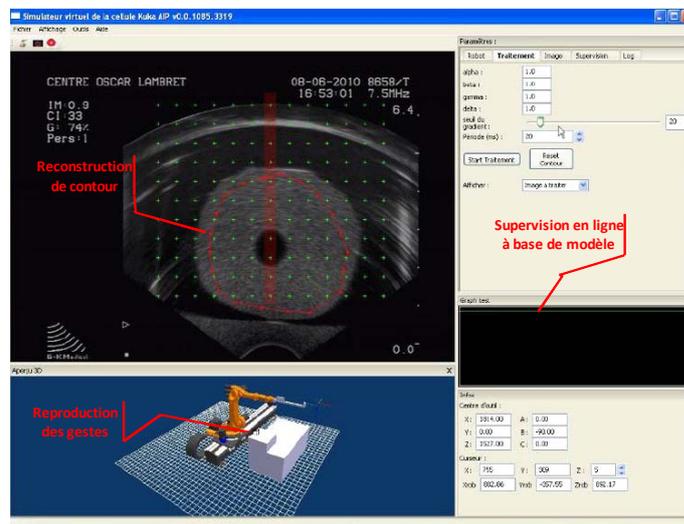


Figure 1.4: Supervision en ligne de la curiethérapie de la prostate

recherche par rapport aux différentes contributions réalisées en France et à l'échelle internationale.

- Le chapitre 3 décrit le développement du préhenseur intelligent suivant le cahier de charges établi avec notre partenaire médical. Ce chapitre décrit aussi l'instrumentation intelligente mise en place sur le préhenseur pour son contrôle précis et sa surveillance en ligne. Les tests expérimentaux effectués sur un ensemble de fantômes conçus au laboratoire montrent le degré de précision quant au dépôt de grains métalliques, en émulation des grains radioactifs
- Le chapitre 4 vise à développer des stratégies de supervision et de surveillance du fonctionnement des actionneurs et des capteurs associés au système robotique proposé pour la curiethérapie. L'implémentation d'algorithmes de surveillance sur un tel système aide significativement à localiser des zones de blocage physique ou de pertes d'information nuisant au fonctionnement normal de l'opération chirurgicale.
- Le chapitre 5 est consacré à la conception du simulateur virtuel de la curiethérapie. Ce dernier opère en parallèle avec le système robotique présenté au chapitre 3 via une communication temps-réel. Cet outil est évolutif et permet de reconstruire les contours de la prostate en deux dimensions sous contrôle échographique et de reproduire virtuellement la géométrie et la cinématique du système robotique en temps-réel. Il offre également des possibilités de correction adaptative à partir de la surveillance du fonctionnement des parties modélisées dynamiquement du système. Ce simulateur a fait l'objet d'un dépôt APP (Agence pour la Protection des Programmes) en 2010.

Enfin, un chapitre de conclusion et de perspectives clôt notre mémoire. Il mentionne, les contributions réalisées dans le cadre de notre travail de recherche de manière synthétique et propose différentes évolutions pour le système de curiethérapie que nous avons conçu.

Chapitre 2

Robotisation de la Curiethérapie: Etat de l'Art

2.1 Introduction

Russell. H. Taylor a expliqué, comme suit, le rôle de la robotique dans le domaine médical [Taylor06]: 'Les robots sont en train de compenser les tremblements de la main du chirurgien, aident à la réparation de la colonne vertébrale, au positionnement de l'aiguille chirurgicale, de façon guidée et coordonnent l'imagerie médicale avec les procédures chirurgicales...'

Les premiers développements de la robotique, dans le domaine médical, datent des années 1980. Comme pour l'ensemble des systèmes robotisés, les robots utilisés dans le domaine médical constituent une interface entre l'information désirée par l'opérateur humain et une action physique, pouvant remplacer ou accompagner le geste du chirurgien avec une stabilité robuste et une grande précision. Cependant, les premiers robots évolués, agissant sur le patient, ne sont apparus dans les blocs opératoires qu'à partir des années 1990.

Dans ce chapitre, après un bref descriptif de la robotique médicale, nous allons présenter un état de l'art sur les différents concepts autour de la robotisation de la curiethérapie pour le traitement du cancer de la prostate. Un positionnement de nos travaux de recherche va être synthétisé en précisant exactement nos contributions de recherche appliquées à la curiethérapie robotisée de la prostate par rapport à l'existant.

2.2 Généralités sur la robotique médicale

Les fonctions des premiers robots médicaux, généralement se rapportaient à venir en aide aux gestes chirurgicaux. En 1989, apparaît le robot « Neuromate » destiné à guider les chirurgiens en neurochirurgie. C'est le premier système aidant la chirurgie dite stéréotaxique : le robot n'agit pas sur le patient, mais guide l'instrument du chirurgien, avec son bras articulé (Figure (2.1)) [Neuromade11]. Ce système est dit semi-actif ou semi-autonome car il positionne un guide, qui offre alors une aide au chirurgien, sans qu'il agisse, répétons-le, sur le patient.



Figure 2.1: Robot Neuromate, source ©[Neuromade11]

D'autre part, l'un des premiers robots agissant directement sur le patient est le robot Robodoc, apparu en 1992. Ce dernier a été utilisé dans la chirurgie de la hanche. Équipé d'une fraise il permet de creuser une cavité dans la tête du fémur et de placer ainsi la prothèse de la hanche. Ce type de système est dit actif, ou autonome car le chirurgien n'intervient ni sur le patient ni sur le robot pendant le fonctionnement normal.

La robotique médicale se base sur les développements de la robotique industrielle, de plus en plus performante et fiable de nos jours. Ces robots ont fait leurs preuves dans le secteur industriel, et progressent grâce à leur technologie visant d'autres secteurs tel celui du médical. Cependant, ce qui distingue la robotique médicale de la robotique industrielle est l'interaction directe avec les patients. L'enjeu principal de la robotique médicale est de garantir avant tout la sécurité du malade, ce qui rend ses développements plus difficiles.

L'objectif essentiel de la chirurgie robotisée, est l'amélioration de la qualité des soins donnés aux patients lors des opérations, tout en y ajoutant la précision des gestes et en réduisant la durée de l'intervention. L'apport de la robotique couvre actuellement plusieurs domaines de la chirurgie : la neurochirurgie, l'orthopédie, la chirurgie cardiaque ou encore la microchirurgie. Ainsi son utilisation s'est-elle également diversifiée en couvrant plusieurs types d'applications.

2.2.1 Les systèmes de guidage et de localisation robotisés

En chirurgie la visualisation et la localisation des zones malades ainsi que les moyens de les atteindre sont des problèmes très connus dans le domaine médical. L'imagerie médicale a beaucoup évolué ces dernières années, permettant l'obtention d'images toujours plus précises. En associant ces images avec des systèmes de localisation et de guidage robotisés, on arrive à mettre en exergue une 'réalité augmentée'. Ainsi, des informations virtuelles issues de l'ordinateur sont-elles superposées à celles venant de l'imagerie médicale et ce en présence du patient. Le surgiscope est un bon exemple de ce type de système.

Les développements actuels s'orientent également vers des systèmes sensibles au toucher pour aider les chirurgiens à interagir indirectement avec l'environnement à partir du robot, grâce à la présence de capteurs d'efforts. Dans le cas où l'outil est dirigé par le chirurgien, le robot peut estimer et suivre les mouvements de la main et ainsi, peut limiter les zones d'action du chirurgien. Le robot 'Acrobot' [Jakopec02] est un robot de guidage utilisé dans la chirurgie orthopédique du genou pour la pose de sa prothèse totale.

Les capteurs d'efforts sont aussi utilisés dans des applications nécessitant le contrôle de la pression exercée sur le patient comme, par exemple, dans le cas où l'on souhaite réaliser une reconstruction échographique 3D des artères carotidiennes, dans le cadre du dépistage de maladies cardio-vasculaires. Le robot 'Hippocrate' [Degoulange98], permet de réaliser cette action, le bras articulé fournit la position précise de la sonde et les capteurs d'efforts contribuent au contrôle de la pression exercée sur la peau pour la maintenir constante et obtenir ainsi des conditions optimales d'observation.

2.2.2 La téléopération médicale

Appelée aussi chirurgie assistée par la robotique, ou chirurgie robotique est une technique principalement utilisée en chirurgie mini invasive dont le but est de réduire la taille des incisions sur le patient, en introduisant les outils et les caméras de visualisation dans de petites incisions. Les premiers développements se sont orientés sur les écarteurs et sur le maintien des endoscopes [Hongo02], et plus tard la manipulation des instruments [Ikuta03A], [Ikuta03B].

Ce type de chirurgie a un grand avantage pour le patient, où les organes internes sont peu exposés à l'environnement extérieur, donc soumis à un risque d'infection moins probable. L'avantage des petites incisions est qu'elles permettent au patient de récupérer plus rapidement avec moins de douleurs. Cependant, du point de vue du chirurgien, l'opération reste quand même relativement difficile, car il visualise le champs opératoire via une caméra et les instruments utilisés ne permettent pas la restitution quasi parfaite des mouvements et des sensations comme lors d'une opération classique. Le chirurgien travaille dans un espace exigüë, où les gestes peuvent être plus difficiles à réaliser. Des chercheurs ont donc proposé des robots agissant comme une interface entre le chirurgien et le patient, permettant ainsi de restituer les gestes exacts du chirurgien tels qu'il pourrait les faire dans une intervention classique non robotisée.

Le robot *Da Vinci* (Figure (2.2)), par exemple, est un système communiquant au chirurgien une intuitivité des mouvements proches de ceux réalisés à partir des interventions classiques. Il est constitué d'un robot équipé d'un bras portant un endoscope stéréoscopique et de deux bras instrumentés [Guthart00]. Les bras sont asservis selon les commandes données par le chirurgien, qui visualise l'intérieur du patient grâce à l'endoscope. Ce dernier étant stéréoscopique où l'image est fournie en 3D.

Ces robots offrent également d'autres avantages, comme celui d'atteindre des zones difficiles d'accès, et de réaliser des mouvements que la main d'un chirurgien n'arrive pas à effectuer.

Par ailleurs, ces outils de télé-opération permettent de réaliser des interventions à distance. On peut citer, par exemple, l'opération 'Lindbergh' réalisée entre New York et Strasbourg en septembre 2001 [Marescaux02].

Enfin, certains travaux menés sur ces systèmes de télé-opérations tels que ceux

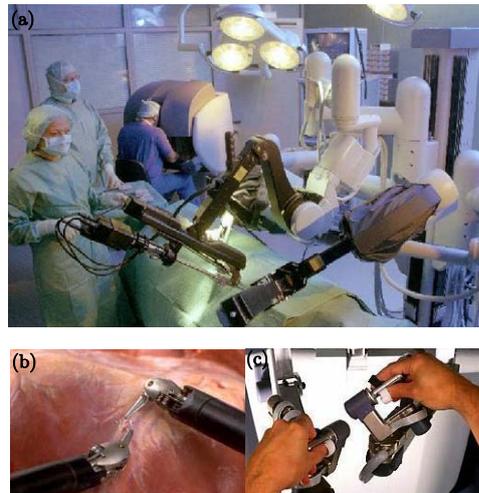


Figure 2.2: (a) Intervention avec le Robot Da Vinci, (b) Préhenseur de manipulation, (c) Commandes du chirurgien, source ©[Guthart00].

de 'Da Vinci' et de 'Zeus' par exemple [Gao11], avaient pour objectifs la formation et l'entraînement des chirurgiens. Les consoles de commande des robots sont utilisées comme joysticks pour des simulateurs de chirurgie. Les chirurgiens peuvent s'entraîner à des actes chirurgicaux ou planifier les interventions sur les patients.

Les travaux de recherche menés sur ces simulateurs portent principalement sur la modélisation précise des organes, ainsi que leur dynamique de déformation et le retour sensoriel. Ceci afin d'avoir un rendu graphique presque réaliste, et un retour haptique pour le chirurgien, suite à une interaction des tissus avec des instruments assez sensibles au toucher. Cette fonction de retour d'effort nécessite néanmoins des dispositifs maîtres robotisés (Figure (2.2-c)), ce qui n'est pas encore le cas des robots de télé-opération.

2.2.3 Les systèmes autonomes

Les systèmes autonomes font partie des travaux de recherche les plus récents en robotique médicale. Ces systèmes nécessitent l'utilisation de robots effectuant un geste chirurgical complet, sans action du chirurgien, d'où la nécessité d'améliorer la sécurité autour de ces dispositifs.

Parmi les systèmes autonomes, on peut distinguer ceux agissant avec et sans interaction directe avec le patient. Un bon exemple d'un système autonome n'agissant

pas physiquement sur le patient est le robot 'Cyberknife' (Figure (2.3)) [Cyberknife11]. Ce robot possède 6 degrés de liberté et réalise des radiothérapies de manière autonome grâce à un préhenseur spécial [Bondiau07]. L'asservissement du robot permet d'orienter le rayon de radiothérapie selon de nombreuses directions afin d'optimiser le pourcentage de rayons reçus par la tumeur, minimisant les rayons reçus par les organes sains environnants. Un système de recalage, basé sur des repères fixes dans le corps¹, permet de recalculer les trajectoires afin de compenser les mouvements du patient.



Figure 2.3: Robot Cyberknife, source ©[Cyberknife11].

Les premiers robots opérant directement sur le patient furent dédiés à des opérations de chirurgie sur des organes 'durs'. On peut citer par exemple le robot 'Robodoc'. En effet, la chirurgie sur des organes mous est plus complexe étant donné les mouvements et les déformations possibles de ces organes. Ces fluctuations sont à prendre en compte dans la planification et la commande.

Pour conclure, nous pouvons dire que l'évolution de la robotique s'est faite conjointement avec celle des méthodes d'imagerie médicale. L'insertion de la robotique dans les actes chirurgicaux modifie les manières d'aborder ces actes. Ces nouvelles technologies sont mises en œuvre afin de rendre les gestes des chirurgiens plus sûrs et plus précis tout en améliorant le confort de l'intervention pour le patient notamment par la réduction des traumatismes et des durées de convalescence.

¹par exemple les os

2.3 La robotisation des gestes chirurgicaux sur la prostate

Les gestes chirurgicaux pouvant être robotisés au niveau de la prostate concernent principalement la biopsie et la curiethérapie. Ces deux actes ont des buts différents : dépistage du cancer pour l'un et traitement thérapeutique pour l'autre. Mais ces gestes sont très semblables techniquement. En effet, pour résumer, dans le cas de la biopsie, on introduit une aiguille dans la prostate pour accomplir un prélèvement, tandis que pour la curiethérapie, on introduit des aiguilles dans la prostate pour y déposer de grains radioactifs, sachant que, dans les deux cas, le geste est effectué sous contrôle échographique. Techniquement, les deux gestes sont réalisés par un mouvement sur une dimension, tandis que le sens du geste dépend de la fonctionnalité: sortant de la prostate dans le cas de la biopsie ou entrant dans la prostate dans le cas de la curiethérapie.

Le système, utilisé dans la curiethérapie classique de la prostate, est constitué d'une sonde échographique endorectale couplée à un système permettant de balayer l'ensemble de la prostate par les ultrasons. Une grille posée contre le périnée permet de repérer l'implantation des aiguilles (Figure (2.4)) [COL08], conformément aux images échographiques et à la dosimétrie.

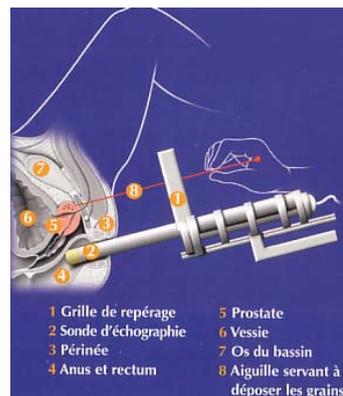


Figure 2.4: Implantation sous contrôle échographique, source ©[COL08].

Différentes approches sont proposées afin de robotiser cet ensemble. La première approche tend à reproduire le geste de la curiethérapie tel qu'il est fait par un chirurgien, c'est-à-dire que la grille, utilisée pour le repérage lors de l'insertion

des aiguilles, est simulée par le système robotisé, tandis que la deuxième approche consiste à s'affranchir totalement de cette grille.

2.3.1 Reproduction de la grille par un système robotisé

Les premiers systèmes développés dans ce cadre ne sont pas autonomes. Ce sont des systèmes de guidage se substituant à la grille en reproduisant ses trois degrés de liberté (ddl). Avec deux ddl en translation axiale on arrive à positionner le guide, un troisième ddl en translation longitudinale permet au chirurgien d'introduire l'aiguille. Un tel système est proposé dans [Wei05]. La Figure (2.5) en donne un aperçu. Les auteurs ont développé en parallèle un logiciel pour la segmentation d'images échographiques en 3D afin de reconstruire le contour de la prostate et de guider l'aiguille avec une grande précision.

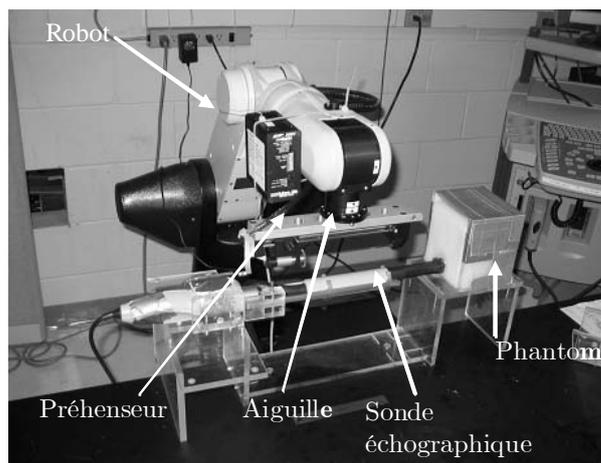


Figure 2.5: Prototype de robot de curiethérapie de la prostate, source ©[Wei04].

Un autre prototype, utilisant un robot à 6 ddl (Figure (2.6)), a été proposé par [Wei04], permettant de donner n'importe quelle incidence à l'aiguille. Le système est autonome et doit guider le support d'aiguilles pour atteindre n'importe quelle position dans la prostate, avec un retour d'image échographique en 3D. L'insertion et l'injection de grains se font de façon manuelle.

Dans [Podder07], on propose d'utiliser un système d'insertion multi-aiguilles, permettant d'insérer plusieurs aiguilles en même temps dans la prostate (Figure (2.7)). Les bénéfices présentés par les auteurs sont une diminution du temps d'intervention,

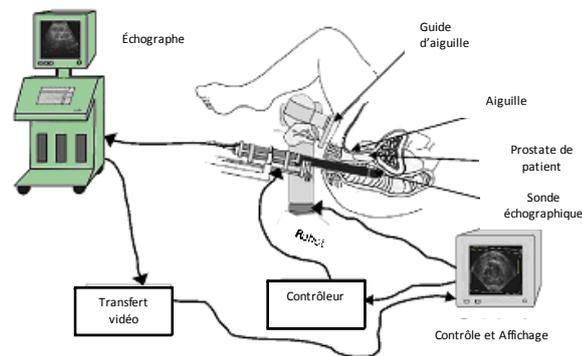


Figure 2.6: Système de guidage de l'insertion des aiguilles de curiethérapie, source ©[Wei05].

une réduction de l'œdème, et une réduction du nombre de calculs de recalage dans le couplage images-robot. L'architecture d'automatisation proposée dans [Yu07], montre que le système implante de lui-même les aiguilles dans la prostate et y dépose les grains. Une telle solution a pour avantage, en plus de la précision, de maintenir des gestes répétitifs.

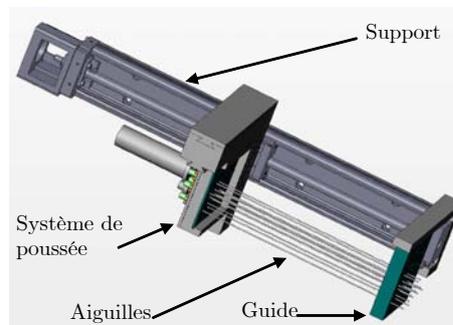


Figure 2.7: Système d'insertion multi aiguilles, source ©[Podder07].

Dans [Podder10], un robot multicanaux a été développé, capable d'insérer un grand nombre d'aiguilles simultanément et de déposer les grains automatiquement. Ce système possède plusieurs avantages tels que la rapidité dans le placement des grains, la réduction de l'œdème, et plus facile à exploiter qu'un système mono-aiguille. Ce système est capable de réduire considérablement la déformation des tissus. En parallèle, un logiciel intégré a été créé dans [Buzurovic10], permettant l'acquisition d'images échographiques, la délimitation anatomique, la modélisation

des cibles, la planification et l'analyse de la dosimétrie et la visualisation de toutes les étapes chirurgicales (Figure (2.8)).

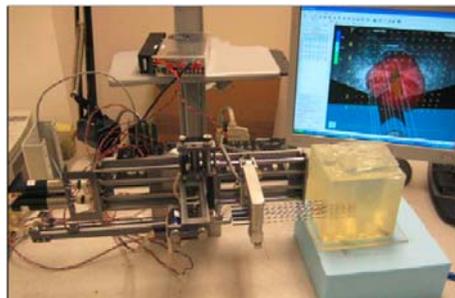


Figure 2.8: Robot MIRAB Multicanaux pour la Curiethérapie ainsi que le logiciel de simulation, source ©[Podder10].

Le système proposé dans [Salcudean08] présente un système de guidage robotisé avec une vue moins encombrante du côté du périnée et offrant un minimum d'interférences avec la sonde d'échographie endorectale (Figure (2.9)).



Figure 2.9: Guidage robotisé de l'aiguille de curiethérapie de la prostate, source ©[Salcudean08].

Dans le traitement radioactif de la curiethérapie de la prostate, des limitations existent sur l'incapacité de localiser de manière fiable dans l'espace, les grains radioactifs implantés par rapport à la prostate. Ainsi, dans [Jain10], les auteurs proposent un système de surveillance per-opérateur pour la curiethérapie de la prostate (Figure

(2.10)). Ce système s'intègre facilement à n'importe quelle installation préexistante de curiethérapie. Dans [Kuo11], un algorithme de segmentation automatique a été développé qui, simultanément, segmente les repères de suivi et les grains. Il minimise ainsi le besoin d'intervention manuelle, pendant la curiethérapie.

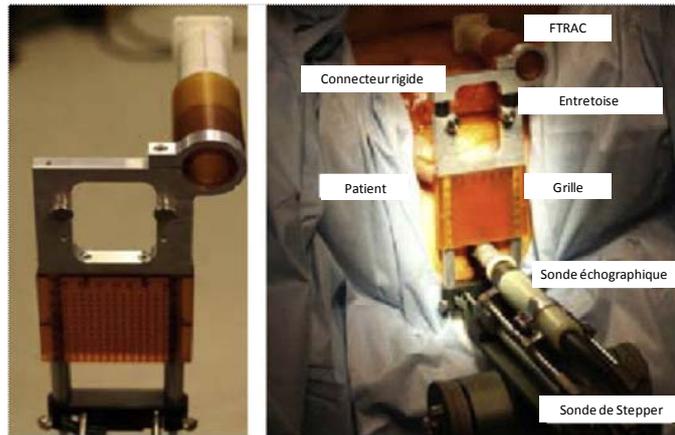


Figure 2.10: Système de surveillance FTRAC opérant sous guidage échographique, source ©[Jain10].

2.3.2 Remplacement de la grille par un système directionnel

D'autres contributions sur la robotisation de la curiethérapie proposent d'utiliser des systèmes permettant de donner n'importe quelle incidence à l'aiguille. On s'affranchit davantage encore de la grille d'origine, en utilisant la précision du robot bien supérieure à celle d'un humain.

Par exemple, dans [Fichtinger08], le système proposé peut faire varier à la fois la position du guide de l'aiguille, de manière à reproduire virtuellement la grille, et permettre de changer l'orientation de ce guide (Figure (2.11)). Les auteurs présentent un système de curiethérapie robotisée de la prostate avec des résultats sur des fantômes à la première phase des essais cliniques. Le système est composé d'un système échographique 2D transrectal et d'un robot parallèle à la sonde échographique, permettant de fixer et guider une aiguille de curiethérapie. L'insertion de l'aiguille et l'injection des doses se font manuellement.

Dans [Tokudaa10], un système de navigation et de contrôle a été développé pour un robot axial de curiethérapie de la prostate opérant à l'intérieur d'un système

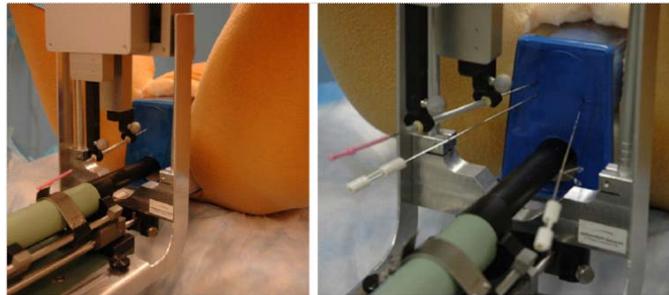


Figure 2.11: Robot d'assistance en curiethérapie de prostate par guidage directionnel des aiguilles, source ©[Fichtinger08].

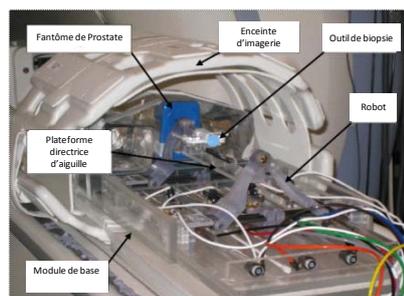


Figure 2.12: Robot de biopsie et traitement sur la Prostate à l'intérieur d'un système IRM, source ©[Tokudaa10].

d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Ce robot développé dans [Fisher08], [Song10] est utilisé pour réaliser des gestes trans-périnéaux de biopsie et de traitement sur la prostate. Des actionneurs pneumatiques soutenus par des codeurs optiques permettent de contrôler le robot à l'intérieur d'un système IRM (Figure (2.12)).



Figure 2.13: Essai clinique pour une biopsie robotisée de la prostate, source ©[Phee05].

D'autres robots sont utilisés dans la biopsie trans-périnéale de la prostate, parmi lesquelles nous citons celui de [Phee05], un système semi-automatique permettant de reproduire le geste de la biopsie à partir d'un seul point d'accès par l'abdomen (Figure (2.13)). Un système robotique a été développé dans [Patriciu07] pour la curiethérapie de la prostate sous guidage IRM. Le système a été conçu avec des matériaux non métalliques et utilise des actionneurs pneumatiques (Figure (2.14)). Ce dernier est utilisé pour le guidage, l'insertion d'aiguille et le dépôt de grains radioactifs.

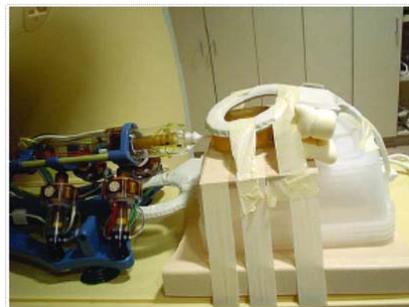


Figure 2.14: Banc d'essais clinique d'un robot de curiethérapie sous IRM, source ©[Patriciu07].

Dans [Goldenberg08], un prototype de robot a été développé pour des interventions prostatiques telles que: l'ablation, la curiethérapie et la biopsie, et cela sous guidage IRM (Figure (2.15)).

Enfin, dans [Baumann11], les auteurs proposent une architecture d'optimisation de la procédure curie thérapeutique de la prostate basée sur: (i) Exploitation de l'imagerie ultrasonore 3D afin de reconstruire un atlas de la prostate, (ii) Fusion des données IRM avec l'imagerie ultrasonore et (iii) Utilisation d'un robot pour l'insertion automatique des aiguilles fonctionnant en parallèle avec l'imagerie ultrasonore. Des tests ont été réalisés sur un fantôme de la prostate en se basant sur des données réelles d'un patient (Figure (2.16)).



Figure 2.15: Robot médical multi interventions sur la prostate sous guidage IRM, source ©[Goldenberg08].

Pour les deux approches utilisées dans la curiethérapie robotisée de la prostate, les principaux problèmes rencontrés restent relativement les mêmes que dans le cas de la curiethérapie manuelle, à savoir :

1. Le déplacement relatif des cibles à la suite de l'insertion de l'aiguille;
2. La précision dans le dépôt des vecteurs radio-opaques sur les cibles;
3. La flexion de l'aiguille pendant la période per-opératoire.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, une synthèse de travaux de recherche sur le concept de la curiethérapie robotisée de la prostate a été présentée suivant deux approches, la première permet de reproduire la grille de curiethérapie, tandis que la seconde a tendance à la remplacer. Cette synthèse est résumée dans les tableaux successifs des figures (2.17)



Figure 2.16: Système robotisé pour la curiethérapie de la prostate, source ©[Baumann11].

et (2.18). Cet état de l'art nous a permis de positionner notre travail de recherche par rapport aux travaux existant en identifiant clairement nos contributions par rapport au besoin de notre partenaire médical. Ainsi, la Figure (2.18) montre que notre travail de recherche se situe dans l'approche des systèmes robotisés remplaçant la grille. D'un point de vue de concept robotisé, le système que nous proposons intègre à la fois un préhenseur instrumenté, un simulateur virtuel opérant en temps-réel et un système de supervision et surveillance en ligne des parties d'actionnement et de mesure. Le préhenseur robotisé a été conçu pour l'injection des graines radioactives, avec un retour d'information concernant la pression appliquée sur l'aiguille, la flexion de l'aiguille et la détection de l'environnement de proximité. Ce préhenseur peut être placé sur l'axe terminal de différents robots industriels. Dans le cadre de ce travail de recherche, un bras manipulateur à chaîne cinématique ouverte disposant de 6 axes a été utilisé pour le guidage et l'insertion de l'aiguille. Le simulateur virtuel mis en place opère en temps-réel avec le concept robotisé selon la configuration HiL (Hardware in the Loop), permettant de surveiller en ligne le fonctionnement des actionneurs et des capteurs du robot et le préhenseur. L'ensemble du concept a été testé à ce jour sur un ensemble de fantômes de prostate sous un guidage échographique dont les résultats sont développés dans le chapitre suivant.

Reproduction de la grille					
Travaux	Robot & Préhenseur	Simulateur	Supervision et Surveillance	Avantages et Inconvénients	Environnement des applications
[Wei04] [Wei05]	<ul style="list-style-type: none"> Robot dédié pour le guidage d'une grille porte aiguilles Insertion et injection sont manuelles 	<ul style="list-style-type: none"> Segmentation d'images échographiques Reconstruction du contour de la prostate en 3D Couplage avec le robot 	Pas de supervision	<ul style="list-style-type: none"> Précision sur le guidage de l'aiguille Accessibilité à la prostate à partir de différents points Absence de robotisation de l'insertion, l'injection et de supervision Guidage d'aiguille avec une grande précision Manque de robotisation de l'insertion et l'injection et de supervision 	<ul style="list-style-type: none"> Fantôme de prostate Sonde échographique 2D
[Podder07] [Yu07] [Podder10] [Buzurovic10]	<ul style="list-style-type: none"> Robot d'insertion multi-aiguilles Contrôle de la rotation et l'insertion longitudinale de l'aiguille Injection manuelle Injection robotisée 	<ul style="list-style-type: none"> Couplage Robot –Image échographique pour le guidage [Podder07], Acquisition d'images échographiques Délimitation anatomique Modélisation des cibles Planification et l'analyse de la dosimétrie Visualisation de toutes les étapes chirurgicales Pas de simulateur 	Pas de supervision	<ul style="list-style-type: none"> Diminution du temps de l'intervention Réduction de l'œdème Réduction du nombre de calcul de recalage Système encombrant de côté du périnée Interférences avec la sonde d'échographie plus de la précision réduction de la déformation des tissus Interface IHM conviviale Manque d'information sur l'aspect temps réel Manque de supervision 	<ul style="list-style-type: none"> Fantôme de prostate Sonde échographique 2D
Salcudean08]	<ul style="list-style-type: none"> Système de guidage de l'aiguille Insertion et injection manuelles 		Pas de supervision	<ul style="list-style-type: none"> moins d'encombrement de côté du périnée minimum d'interférences avec la sonde d'échographie endorectale Manque de robotisation de l'insertion et l'injection et de supervision 	<ul style="list-style-type: none"> Fantôme de prostate Sonde échographique 2D
[Jain10], [Kuo11]	<ul style="list-style-type: none"> Système adaptable à une installation préexistante de curiethérapie [Jain10] 	<ul style="list-style-type: none"> Segmentation des repères de suivi et les grains pendant la curiethérapie 	<ul style="list-style-type: none"> surveillance per-opératoire de dépôt de grains 	<ul style="list-style-type: none"> Encombrement de côté du périnée Interférences avec la sonde d'échographie endorectale Pas de démonstrations avec des systèmes robotisés pour l'insertion et l'injection Minimisant le besoin d'intervention manuelle 	<ul style="list-style-type: none"> Patient Sonde échographique 2D

Figure 2.17: Synthèse des travaux sur la curiethérapie robotisée de la prostate par la reproduction de la grille

Chapitre 3

Préhenseur de Curiethérapie

3.1 Introduction

Le préhenseur de Curiethérapie est un système robotique conçu dans le cadre de notre travail de recherche en partenariat avec une entreprise spécialisée¹. Ce système robotique à un degré de liberté, instrumenté, permet de répondre aux besoins de notre partenaire médical, à savoir le centre de radiothérapie Oscar Lambret de Lille.

Le préhenseur est placé à l'extrémité d'un bras manipulateur pour un guidage dans l'espace suivant plusieurs configurations. Ainsi, notre solution pour la curiethérapie robotisée dans le cas de la prostate est censée reproduire avec une précision millimétrique le geste de l'insertion et le dépôt des grains sur des cibles localisées à l'intérieur du volume de la prostate, et sous guidage échographique.

Cette solution permet d'améliorer le traitement précis dans la curiethérapie et le confort du patient par une diminution de la douleur et la réduction des œdèmes post opératoires, tout en restant transférable au geste du prélèvement telle que la biopsie.

Ce chapitre explique la solution proposée dans le contexte de la curiethérapie robotisée, en se basant sur la pratique de la curiethérapie conventionnelle et de ses limites. La modélisation géométrique et cinématique de l'ensemble du système robotique² est développée pour des objectifs de conception et de supervision. Enfin, une architecture fonctionnelle du système robotique et des tests expérimentaux sur la précision dans l'insertion et le dépôt des grains concluent ce chapitre.

¹PREHENSO, Nord Pas de Calais

²préhenseur et bras manipulateur

3.2 Cahier des Charges pour le concept intégré de Curiethérapie

Pour réaliser le concept robotisé médical, un cahier de charges a été élaboré en se basant sur les spécifications suivantes :

1. Un outil instrumenté pour la prise, l'insertion et l'injection à partir d'une aiguille de curiethérapie;
2. Concaténation de l'outil robotisé à une chaîne articulée de plusieurs degrés de liberté, lui permettant d'atteindre la cible tumorale à partir de plusieurs points d'accès dans l'espace;
3. L'outil de manipulation doit être évolutif de façon qu'il puisse gérer les mouvements de la curiethérapie (insertion d'aiguille et injection de grains) et ceux de la biopsie (extraction de tissus);
4. L'outil doit être transférable, une propriété lui permettant de s'adapter aux différents types de robots (séries ou parallèles);
5. L'outil doit être équipé d'une instrumentation embarquée lui permettant de détecter des obstacles au voisinage de l'aiguille avec un rayon de 30cm environ. Cette instrumentation doit pouvoir détecter en permanence la distance entre l'extrémité de l'outil et le patient. En plus, elle doit permettre d'estimer les efforts appliqués sur l'aiguille lorsque une déviation de cette dernière est constatée;
6. Cet outil doit positionner l'extrémité de l'aiguille sur une cible avec une tolérance inférieure à 5mm;
7. Cet outil doit contrôler le dépôt des grains radioactifs présents dans l'aiguille;
8. L'instrumentation embarquée sur l'outil doit être exploitée par un système de surveillance en ligne des fonctionnements normal et défaillant de ses éléments (actionneur et capteurs).

3.3 Approche conceptuelle pour la curiethérapie robotisée

3.3.1 Principe de la curiethérapie conventionnelle sur la prostate

A côté de la chirurgie et la radiothérapie externe, la curiethérapie est une alternative thérapeutique rapide et bien tolérée. Elle s'adresse exclusivement aux tumeurs localisées à la glande prostatique.

Le principe de la curiethérapie est de placer des sources radioactives dans la prostate et son voisinage immédiat. Ces grains radioactifs induisent la destruction des cellules tumorales grâce à la libération d'énergie sous forme de rayonnements ionisants. Les grains sont implantés manuellement ou de façon semi-automatique et de manière permanente dans la prostate. L'implantation des grains se fait très précisément à travers une grille dotée de repères verticaux et horizontaux et appliqués contre la peau du périnée.

3.3.2 Principe de la solution proposée

Dans le contexte de la thérapie ciblée telle que la curiethérapie robotisée, la solution que nous proposons répond aux points suivants:

- Atteignabilité des cibles tumorales avec une grande précision afin de ne pas abimer les tissus sains dans leur voisinage.

Ainsi, notre choix a porté sur un système robotique composé d'un bras manipulateur industriel (KUKA KR6 Arc) et un préhenseur médical, permettant de guider l'aiguille de la curiethérapie et déposer les grains. Le bras manipulateur avec sa chaîne cinématique ouverte possède plusieurs degrés de mobilité (Figure (3.1)), d'où l'intérêt de remplacer la grille de guidage par un système directionnel. Le préhenseur médical de la Figure (3.2) s'adapte aux différentes marques et instruments médicaux d'injection et de prélèvement de type: aiguille injection, trocart, seringue, etc. La version actuelle du préhenseur est caractérisée mécaniquement par une masse de 5,8 Kg, de dimensions :170,5x96x674(mm) et de norme ISO 9409-1A.

L'ensemble de la structure du préhenseur est conçu en inox, matériau compatible avec le milieu médical, sachant que toutes les pièces en contact avec le patient ou

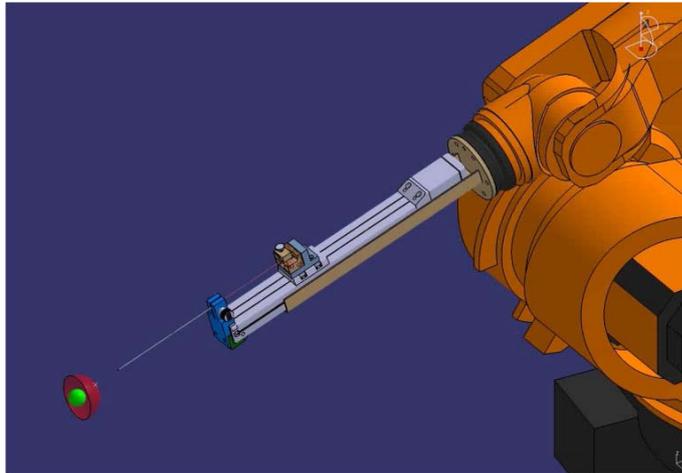


Figure 3.1: Mobilité du concept robotisé par rapport à la cible

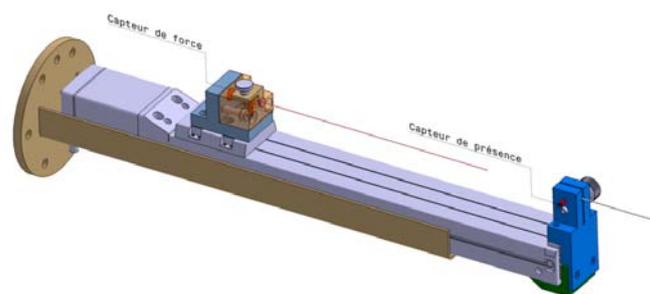


Figure 3.2: Structure du préhenseur médical

le personnel sont à usage unique. Le préhenseur est fixé sur l'axe terminal du bras manipulateur (Figure 3.3)

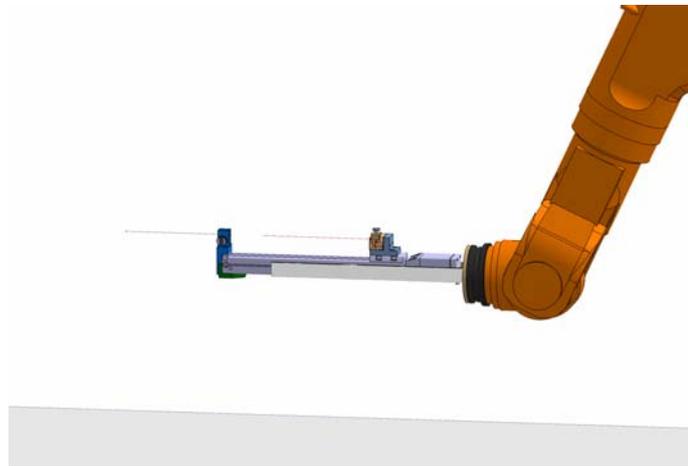


Figure 3.3: Fixation du préhenseur médical sur le robot manipulateur

- Réduire l'encombrement du côté du périnée.

L'utilisation d'un bras manipulateur industriel permet à la fois de porter le préhenseur médical, tout en réduisant l'encombrement à proximité du périnée. Suivant l'espace de la salle de curiethérapie, le robot porteur peut être placé sur le sol ou bien sur un portique (Figure (3.4)).

- Réduire les interférences en présence d'un système échographique endoréctal.

La configuration spatiale de la solution proposée offre plusieurs possibilités de couplage avec le système échographique comme le montre la Figure (3.5). Dans le cas de la curiethérapie de la prostate, la sonde échographique peut être placée en dessous du préhenseur.

3.4 Systèmes embarqués

Les systèmes embarqués sur le préhenseur intelligent sont constitués d'un actionneur électrique, de capteurs intelligents et d'un système d'acquisition.

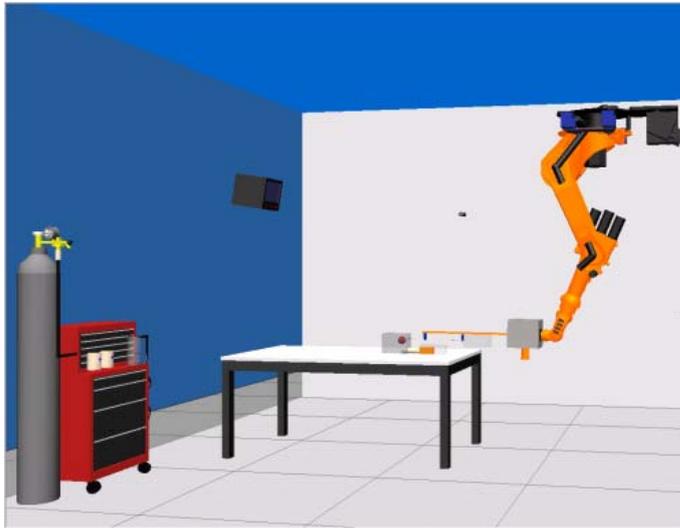


Figure 3.4: Robot fixé sur un portique

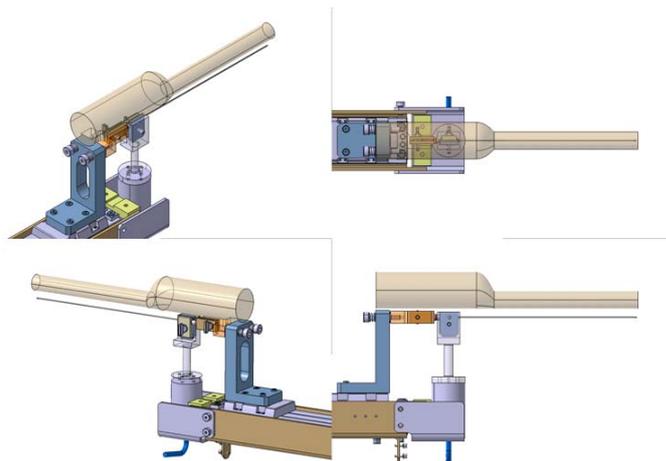


Figure 3.5: Différentes vues du préhenseur intelligent médical

3.4.1 Actionneur et capteurs

Un actionneur électrique et quatre capteurs sont intégrés sur la structure du préhenseur. L'actionneur est un moteur linéaire de type LIMO EZS3D030-K, utilisé pour le dépôt des grains à partir d'un ciblage guidé (Figure (3.9)). Ce dernier permet de contrôler le centre de l'outil mobile placé au point O_7 . Concernant les capteurs, deux sont des capteurs analogiques de distance, où le Sharp GP2D12 (Figure (3.9)) est utilisé pour déduire la distance entre le centre de l'outil placé au point O_6 et la surface du périnée, pendant que le Sensopart FT20RA permet de détecter les différents obstacles dans l'environnement frontal du préhenseur.

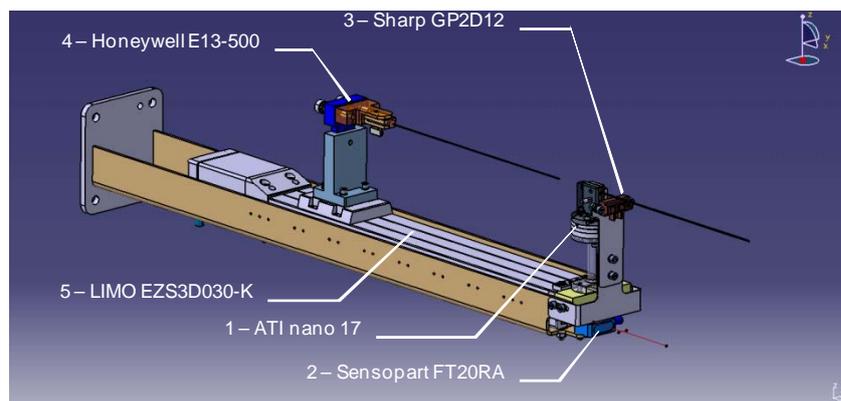


Figure 3.6: Placement des capteurs et l'actionneur sur préhenseur

Le capteur de force à 6 axes ATI nano 17 est placé sur la base de l'aiguille (Figure (3.9)) afin de détecter les différentes flexions de l'aiguille pendant les opérations d'insertion. Enfin, le capteur de pression Honeywell E13-500 sert à informer sur l'effort appliqué au niveau du mandrin de la seringue pendant le dépôt des grains. Les caractéristiques techniques des capteurs et de l'actionneur sont synthétisées dans le tableau de la Figure (3.10).

Enfin, un schéma fonctionnel décrivant les différents composants de la solution proposée pour représenter le concept de la curiethérapie robotisée est donnée par la Figure (3.13)

N°	Référence	Description	Caractéristiques	Photo
Capteurs				
1	ATI nano17 SI-12-0.12	Capteur d'effort et de couple 6 axes	Effort maximum : Fx et Fy : ± 12 N Fz : ± 17 N Couples maximum sur chaque axe : ± 120 Nmm Résolution : Effort : 1/320 N Couple : 1/64 Nmm	
2	SENSOPART-FT20RA	Capteur de distance infrarouge avec deux positions de commutation réglable	Rayon d'action : 20 à 80 mm Résolution : 0.5mm	
3	Sharp GP2D12	Capteur de distance infrarouge	Rayon d'action : 100 à 800 mm	
4	Honeywell 13E-500	Capteur d'effort piézo-électrique miniature 1 axe.	Effort Maximum : 500N	
Actionneur				
5	LIMO EZS3D030-K	Axe linéaire motorisé	Dimension utile de l'axe : 300mm Vitesse Max : 600 mm/s Répétitivité : ± 0.02 mm	

Figure 3.7: Actionneur et capteurs du préhenseur intelligent médical

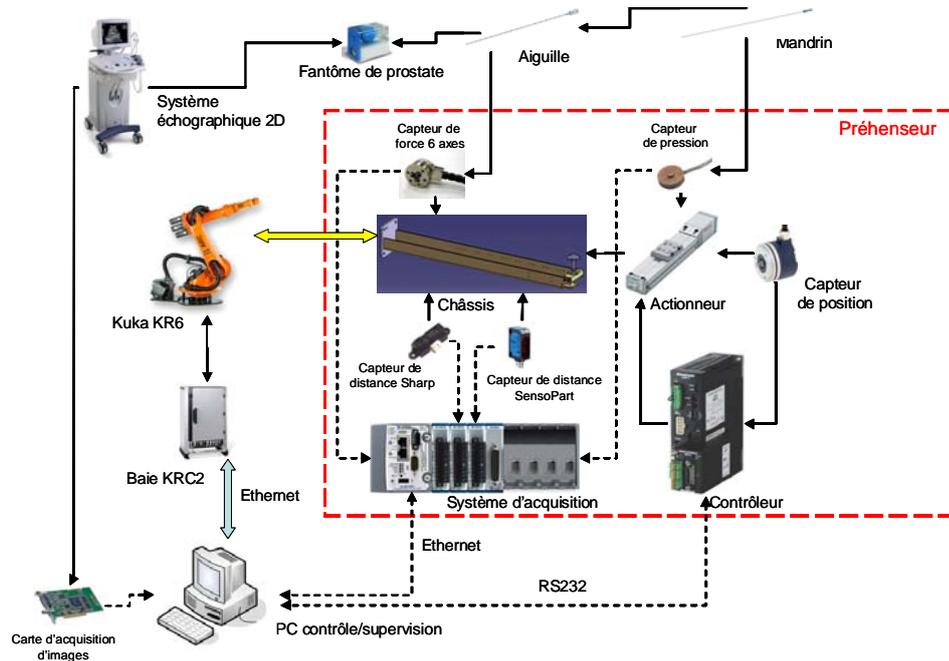


Figure 3.8: Schéma fonctionnel de la solution proposée

3.5 Tests Expérimentaux

Pour tester la précision du système robotique dans l'insertion et le dépôt des grains, un ensemble de fantômes ont été réalisés au laboratoire à base du gel d'Agar-agar (Figure (3.14)). Ce dernier est un polymère de galactose contenu dans la paroi cellulaire de certaines espèces d'algues rouges appelées rhodophycées [Wikipedia12]. La viscosité du gel résultant avoisine considérablement celle des fantômes de prostate.

Les Figures (3.15) et (3.16) donnent une représentation spatiale des résultats obtenus avec le préhenseur par rapport à l'insertion de l'aiguille (Figure (3.17)) et la localisation des grains déposés (Figure (3.18)), en se basant sur les positions géométriques des cibles. Sur ses deux figures, nous représentons un ensemble de 10 insertions et dépôts de grains pris au hasard parmi 36 cas. La position de la cible et la position réelle du grain déposé par le robot sont identifiées dans les Figures (3.15) et (3.16). Dans ce cas, le système de coordonnées de la grille (Figure (3.19)) a été utilisé comme base pour l'affichage. Un carreau de la grille est un carré de 5 mm de côté, donc en abscisse un écart entre deux lettres vaut 10 mm. La Figure (3.16) montre les résultats dans le plan de coupe transversale à la prostate, tandis que la



Figure 3.9: Fantômes à base de gel Agar-agar

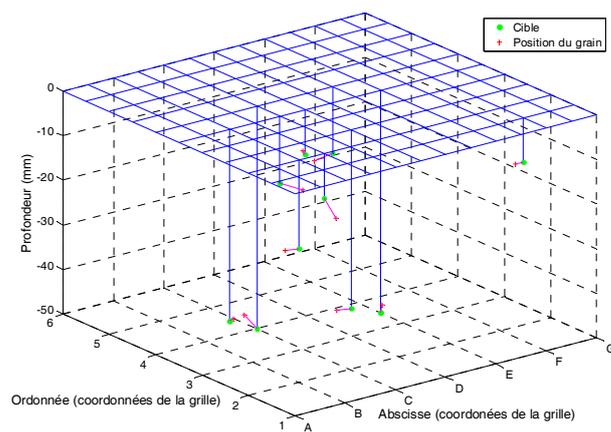


Figure 3.10: Précision dans le dépôt des grains

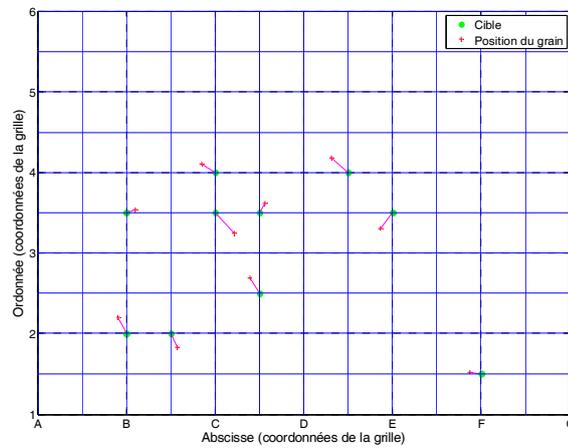


Figure 3.11: Vue du dessus concernant le dépôt des grains

Figure (3.15) montre les mêmes points dans une vue 3D en ajoutant la profondeur de l'insertion de l'aiguille.

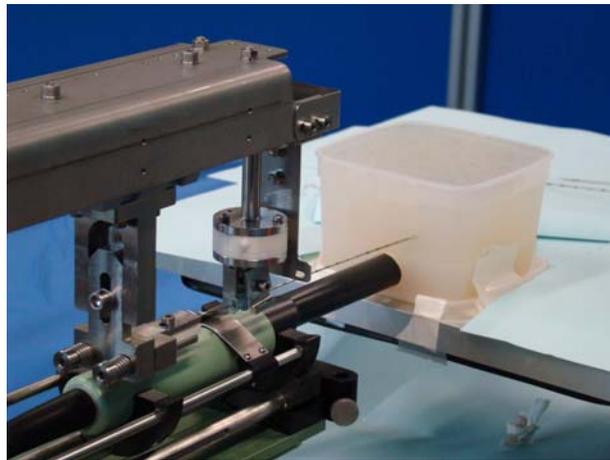


Figure 3.12: Insertion de l'aiguille dans le gel Agar-agar sous guidage échographique

L'erreur de positionnement d'un grain par rapport à la cible est donnée par les Figures (3.20) et (3.21). La Figure (3.20) donne l'erreur sur chaque coordonnée de la base, ce qui permet de voir que les erreurs sont relativement importantes sur l'axe vertical z , c'est-à-dire sur la profondeur d'insertion de l'aiguille, mais qui ne dépasse pas les 5 mm réglementaires, seuil définissant la distance minimale entre deux cibles. Cette erreur s'explique principalement par la flexion de l'aiguille lors de l'insertion.

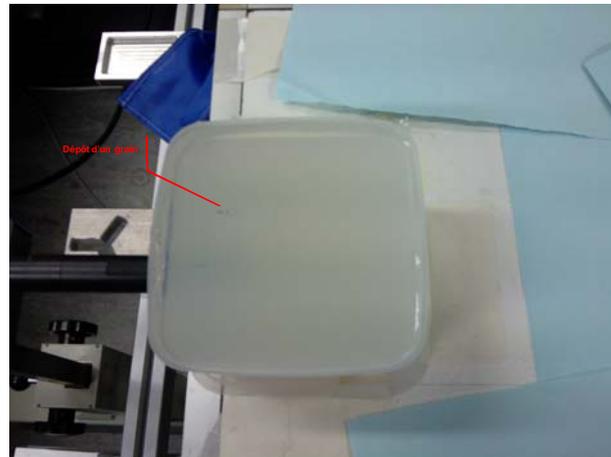


Figure 3.13: Dépôt de grains sous guidage échographique

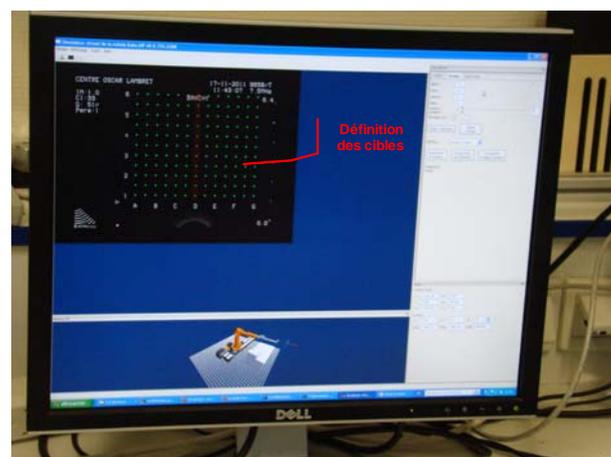


Figure 3.14: Définition des cibles à partir du simulateur virtuel

La Figure (3.21) donne l'erreur globale entre la cible et la position réelle du grain, qui correspond à la distance euclidienne entre la cible et le grain.

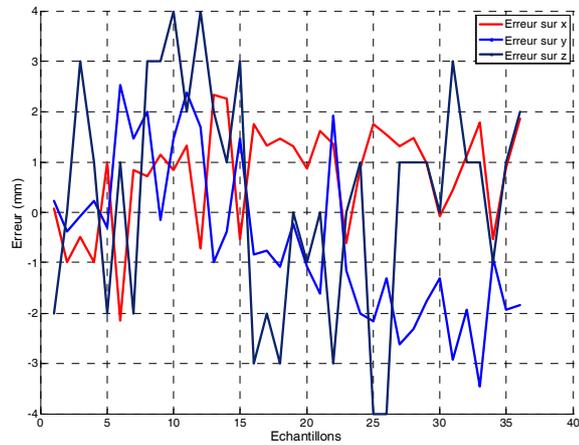


Figure 3.15: Erreur de position dans le dépôt des grains

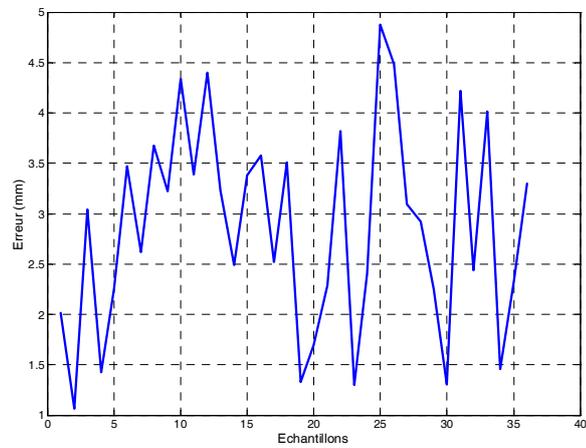


Figure 3.16: Erreur globale entre la cible et la position réelle du grain

3.6 Conclusion

Après avoir positionné notre travail de recherche par rapport aux différents concepts de robotique dédiés à la curiethérapie de la prostate dans le chapitre de l'état de

l'art, nous avons, à travers ce chapitre développé notre solution. Cette dernière se distingue par l'adaptation de l'existant en terme de robotique industrielle qui, à ce jour, a montré des performances considérables dans l'industrie, souvent transférables dans le domaine médical. L'association de cette robotique avec un préhenseur intelligent a permis d'éliminer certaines difficultés techniques et pratiques rencontrées par les praticiens de la curiethérapie conventionnelle. La solution proposée reste évolutive suivant le besoin et facile à implémenter.

Chapitre 4

Surveillance en ligne de la curiethérapie robotisée

4.1 Introduction

Souvent, les approches de surveillance dites aussi de diagnostic sont basées sur la redondance matérielle, vis-à-vis de la commande et de la mesure. La redondance matérielle considérée comme coûteuse par la multiplication des éléments, reste indispensable dans les domaines où la sûreté de fonctionnement est cruciale pour la sécurité des personnes et de l'environnement, comme dans les domaines de l'aéronautique et du nucléaire.

Avec l'arrivée des calculateurs puissants dans les années 1990, opérant principalement avec un noyau en temps-réel, des méthodes modernes de l'automatique et de l'intelligence artificielle ont été mises en œuvre dans le milieu industriel. Ces approches permettent de réduire certainement la redondance matérielle pour la surveillance en ligne des systèmes industriels.

On distingue deux approches : quantitatives et qualitatives [Isermann05]. Le choix de l'approche de surveillance est basée sur la connaissance a priori du système à surveiller. La combinaison des deux approches permet l'exploitation de l'ensemble des informations disponibles sur le fonctionnement du système, afin d'améliorer les performances de la procédure de détection et d'isolation des défauts.

Dans ce chapitre, nous présentons dans un premier temps la structure du modèle multiphysique d'un robot manipulateur rigide et ses actionneurs électriques (Figure (4.1)), dans l'espace articulaire.

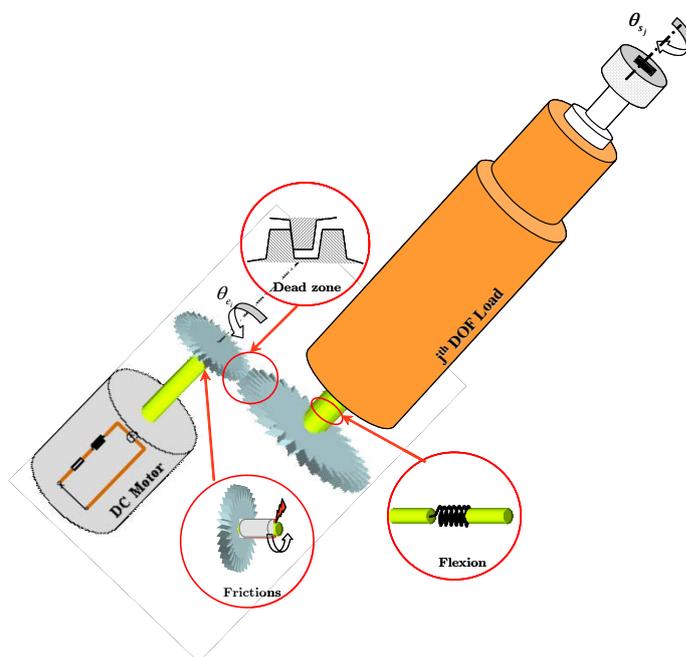


Figure 4.1: Conception multiphysique d'un bras robotisé

Dans un second temps, ce modèle va être utilisé pour développer un algorithme de surveillance à base de modèle, afin de détecter soit des défauts d'actionneurs ou de capteurs sur le système robotique (bras manipulateur et préhenseur intelligent) avant et pendant le geste de la curiethérapie, soit de détecter une divergence de la trajectoire du centre de l'outil par rapport à sa référence.

Certes, les robots industriels de nos jours sont de plus en plus fiables et résistants, concernant le robot KUKA KR6 Arc, utilisé pour notre solution de la curiethérapie robotisée, la durée moyenne de la maintenance de ses actionneurs est de l'ordre de 20000 heures. Sachant, qu'en moyenne une curiethérapie classique de la prostate dure au plus 45 min, une fois robotisée, le temps de l'intervention sera réduit. Donc, les heures de maintenances concernant le robot ne pourront presque jamais être réalisées sur une période de 10 ans suivant la fréquentation actuelle. Ainsi, la probabilité qu'un tel robot tombe en panne suivant un défaut d'actionneur ou de capteur associé reste-t-elle minimale. Pour cela, l'approche de surveillance en ligne proposée dans ce chapitre sert principalement à augmenter la sécurité dans l'utilisation des systèmes robotisés [Vermaa06] au cours des gestes chirurgicaux nécessitant une interaction directe avec des tissus vivants. L'utilisation des techniques de la surveillance à

base de modèles va permettre de surveiller en temps-réel le geste de la curiethérapie grâce aux informations issues des différents actionneurs et capteurs. Dans le cas où l'aiguille est gênée par un obstacle rigide pendant le geste de l'insertion, en interaction par exemple avec des tissus osseux au lieu de tissus mous, une méthode de diagnostic à base de modèle permet de générer des résidus montrant une différence entre la dynamique de référence du geste de l'insertion et celle donnée par les différentes mesures et les entrées d'actionneurs. Un tel écart va nous informer d'une situation de blocage sur une ou plusieurs articulations. Il est dû à l'interaction avec l'environnement, mais il ne traduit en aucun cas que l'articulation elle-même est défaillante dans le contexte de la curiethérapie robotisée.

4.2 Approches qualitatives et quantitatives pour la surveillance dans la robotique

Le concept de la curiethérapie robotisée est composé d'un ensemble de systèmes physiques (énergétiques), soumis à des perturbations extérieures et des défaillances. Plusieurs travaux ont été réalisés dans la littérature pour développer des méthodes de surveillance (détection et localisation de défaut) appliqués aux systèmes robotiques. Ces méthodes se basent sur les différentes informations disponibles pour décrire le comportement des robots. Ainsi, ces méthodes appartiennent à deux types d'approches, l'approche qualitative et l'approche quantitative. L'approche qualitative consiste à répartir l'espace paramétrique en plusieurs classes suivant les modes de fonctionnement connus du système à surveiller, puis de déterminer par apprentissage les relations mathématiques entre les effets (observations des experts, mesures de capteurs et données statistiques), et les causes (les défauts). Par contre, il est généralement impossible d'identifier tous les modes de fonctionnement d'un système énergétique, à cause de la connaissance imparfaite de l'ensemble des valeurs paramétriques ainsi que leurs variations aléatoires. Ainsi, plusieurs études ont été réalisées dans le domaine de la surveillance qualitative des robots, parmi elles, nous citons celle de [Caccavale09], [Tinos07], [Paviglianiti10], où les réseaux de neurones ont été exploités pour estimer un défaut sur l'entrée d'un robot manipulateur. Dans [Yksel10], une technique de reconnaissance de formes est utilisée pour la décision lors du diagnostic de défaillance sur un système robotisé. Dans [Pettersson07], deux

schémas pour la Détection et l'Isolation de Fautes (DIF) dans les robots manipulateurs ont été réalisés et implémentés grâce à des techniques de calcul numérique, en intégrant à la fois les Réseaux de Neurones (RN) et la Logique Floue (LF). Dans [Eski11], des résultats expérimentaux présentent la détection de fautes d'actionneurs sur les robots manipulateurs par l'intelligence artificielle à base de réseaux de neurones. Ainsi, les algorithmes génétiques sont utilisés pour optimiser le choix des paramètres des réseaux de neurones.

Finalement, le principe des méthodes qualitatives est basé sur la résolution d'un problème de reconnaissance de formes. La difficulté dans la décision est située aux frontières des classes de fonctionnement, due principalement aux incertitudes paramétriques issues des observations des experts, des bruits de mesure, et des marges de confiance sur les probabilités calculées à partir des données statistiques [Djeziri07].

Pour l'approche quantitative, qui regroupe aussi les méthodes à base de modèles, consiste à générer des Relations de Redondance Analytique (RRA). Elles expriment la différence entre les informations issues du système réel et celles générées par son modèle de fonctionnement dynamique à l'état normal. Ces relations appelées également résidus, caractérisent le mode de fonctionnement du système, et sont nulles en fonctionnement normal. Cependant, la robustesse de ces approches dépend principalement de la précision du modèle. Dans le domaine de la robotique, il existe un certain nombre de travaux mentionnant le principe de surveillance à base de modèles. Parmi ces travaux, nous citons ceux qui utilisent la méthode des observateurs pour la génération des résidus afin de détecter les défauts d'actionneurs dans les robots manipulateurs [Filaretova99], [Merzouki07-B] ou bien robots mobiles [Tsai09], [Merzouki10]. Certaines contributions utilisent la méthode de l'espace de parité pour le diagnostic de fautes d'actionneurs et de capteurs sur les robots manipulateurs [Filaretova03], [Fawaz09]. Les méthodes d'espace de parité et des observateurs sont bien adaptées pour le diagnostic des défauts capteurs et actionneurs. Une synthèse sur les travaux liés aux méthodes de surveillance des systèmes robotiques autonomes est présentée dans [Pettersson05]. Reste encore la robustesse de la surveillance en terme de détection, qui est un point majeur, surtout lorsque les RRAs générées sont sensibles aux incertitudes de façon général, par rapport à la modélisation, la mesure ou bien les paramètres physiques du système. Ainsi, les méthodes de filtrage sont

utilisées pour faciliter la décision en mettant en hypothèse que les défauts n'agissent pas à la même fréquence que les incertitudes. Ceci reste correct pour les bruits de mesures qui sont des signaux de haute fréquence, mais ce n'est pas toujours vérifié dans le cas des incertitudes paramétriques et de modélisation. La présence de ces incertitudes dans le système à surveiller, oblige le développement des méthodes de diagnostic robuste, permettant d'identifier de façon adaptative les seuils de détection des défauts. Un seuil optimal de détection est un seuil capable d'éviter des fausses alarmes, de la non détection et de la perte d'information. Plusieurs travaux théoriques ont répondu au problème de la surveillance robuste, en utilisant des méthodes qualitatives ou quantitatives. Certains ont été appliqués à la robotique et aux véhicules intelligents, par l'utilisation du principe de la Transformation Fractionnelle Linéaire (TFL) pour la modélisation des incertitudes paramétriques et en intégrant des méthodes ensemblistes ou probabilistes pour la décision [Djeziri07], [Djeziri09].

4.3 Contribution à la Surveillance en ligne de la Curiethérapie Robotisée

4.3.1 Modèle dynamique d'un bras manipulateur avec actionneurs électromécaniques dans l'espace articulaire

Dans cette section, nous présentons un modèle dynamique d'un robot manipulateur rigide en présence d'actionnements électromécaniques, exprimé dans l'espace articulaire, [Coiffet86], [Armstrong86]. Ce modèle inclut à la fois la dynamique la partie mécanique relative à la chaîne cinématique ouverte et la dynamique des systèmes électromécaniques décrivant les actionneurs associés aux articulations commandables [Merzouki07], [Coelen11].

Les dynamiques électrique et mécanique d'un robot manipulateur à n degrés de liberté (Figure (4.1)), obtenue par le formalisme de *Lagrange* et celles des systèmes actionnement sont données par le système d'équations matricielles suivantes:

$$\left\{ \begin{array}{l} L \dot{I}(t) + R_e I(t) + k_e \dot{\theta}_e(t) = U(t); \\ J_e \ddot{\theta}_e(t) + F_e \dot{\theta}_e(t) + \omega(\theta_e(t), \theta_s(t)) \\ + K(\theta_e(t) - N_0 \theta_s(t)) = k_e I(t); \\ M(\theta_s(t)) \ddot{\theta}_s(t) + C(\theta_s(t), \dot{\theta}_s(t)) \dot{\theta}_s(t) + H(\theta_s(t), \dot{\theta}_s(t)) \\ = N_0 \omega(\theta_e(t), \theta_s(t)) + N_0 K(\theta_e(t) - N \theta_s(t)) \\ + \Psi(t, U, \theta_e, \dot{\theta}_e, \theta_s, \dot{\theta}_s) \end{array} \right. \quad (4.1)$$

où $\theta_e(t), \theta_s(t) \in \mathbb{R}^n$ sont les vecteurs des positions moteurs et articulaires respectivement, $\dot{\theta}_e(t), \dot{\theta}_s(t) \in \mathbb{R}^n$ sont les vecteurs des vitesses moteurs et articulaires, $\ddot{\theta}_e(t), \ddot{\theta}_s(t) \in \mathbb{R}^n$ sont les vecteurs des accélérations moteurs et articulaires, $J_e, M(\theta_s) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ sont les matrices d'inertie des moteurs et du robot manipulateur respectivement, $F_e \dot{\theta}_e, C(\theta_s, \dot{\theta}_s) \dot{\theta}_s$ représentent les forces de frottement pour les moteurs et Coriolis et centrifuges pour le robot, $H(\theta_s, \dot{\theta}_s) \in \mathbb{R}^n$ le vecteur des forces de gravitation et de frottements du robot, $\omega(\theta_e, \theta_s) \in \mathbb{R}^n$ le vecteur du couple perturbateur du jeu mécanique, agissant au niveau de la transmission entre le moteur et l'articulation, $K(\theta_e - N_0 \theta_s) \in \mathbb{R}^n$ le vecteur du couple issu de la flexibilité au niveau des transmissions mécaniques, où K est la constante de raideur et N_0 est la matrice diagonale de dimension $(n \times n)$ qui représente la constante de réduction entre les positions du moteur et celles des articulations. En considérant que les moteurs d'actionnement articulaire sur une chaîne cinématique ouverte sont de type courant continu, ainsi: $I(t), U(t) \in \mathbb{R}^n$ sont les vecteurs de courants et de tensions d'entrée des moteurs, L, R_e et $k_e \in \mathbb{R}^{n \times n}$ sont les matrices d'inductance, résistance et constante électrique des moteurs. $\Psi(t, \theta_s, \dot{\theta}_s, \tau) \in \mathbb{R}^n$ représente le vecteur des efforts décrivant les incertitudes de modélisation et celles paramétriques.

Le modèle dynamique (4.1) possède des propriétés utilisées dans la synthèse de lois de commande [Daachi00] ou des algorithmes de la surveillance.

Propriété 1: Les matrices $J_e, M(\theta_s)$ sont Symétriques Définies Positives (SDP).

Propriété 2: La matrice $C(\theta_s, \dot{\theta}_s)$ peut être choisie telle que $\dot{M}(\theta_s) - 2C(\theta_s, \dot{\theta}_s)$ soit antisymétrique.

Propriété 3: $C(x, y)z = C(x, z)y$.

En posant $x_1 = (I \theta_e \theta_s)^t$, $x_2 = (\dot{I} \dot{\theta}_e \dot{\theta}_s)^t \in \mathbb{R}^{3n}$

Le modèle (4.1) peut être réécrit sous la forme d'état comme suit:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -\Delta^{-1}(x_1)[\varsigma(x_1, x_2)x_2 + \xi x_1 + \hbar(x_1, x_2) - v \\ \quad + \varpi + \eta] \\ y = x_1 \end{cases} \quad (4.2)$$

avec :

$$\Delta = \begin{bmatrix} 0_{n \times n} & 0_{n \times n} & 0_{n \times n} \\ 0_{n \times n} & J_e & 0_{n \times n} \\ 0_{n \times n} & 0_{n \times n} & M(\theta_s) \end{bmatrix};$$

$$\varsigma = \begin{bmatrix} -L & 0_{n \times n} & 0_{n \times n} \\ 0_{n \times n} & F_e & 0_{n \times n} \\ 0_{n \times n} & 0_{n \times n} & C(\theta_s, \dot{\theta}_s) \end{bmatrix};$$

$$\xi = \begin{bmatrix} -R_e & -k_e & 0_{n \times n} \\ -k_e & K & -N_0 K \\ 0_{n \times n} & -N_0 K & N_0^2 K \end{bmatrix};$$

$$\hbar = \begin{bmatrix} 0_{n \times 1} \\ 0_{n \times 1} \\ H(\theta_s, \dot{\theta}_s) \end{bmatrix}; v = \begin{bmatrix} U \\ 0_{n \times 1} \\ 0_{n \times 1} \end{bmatrix};$$

$$\varpi = \begin{bmatrix} 0_{n \times 1} \\ \omega \\ -N_0 \omega \end{bmatrix}; \eta = \begin{bmatrix} 0_{n \times 1} \\ 0_{n \times 1} \\ -\Psi \end{bmatrix}.$$

$0_{n \times n}$ représente une matrice nulle de dimension $(n \times n)$.

avec $X_1 = \chi$ et $X_2 = \dot{\chi}$. Ce modèle peut aussi servir à la conception d'observateurs d'état dans l'espace opérationnel. Ces derniers, appelés aussi reconstructeurs d'états ou estimateurs, sont des systèmes dynamiques non linéaires dans le cas d'un robot manipulateur [Mattone06], ayant comme entrées les entrées et sorties du système réel, et dont la sortie est un vecteur de résidus utilisé pour la surveillance. Dans le cas de notre système robotique, nous avons utilisé un robot industriel dont les actionneurs électromécaniques correspondant aux 3 derniers degrés de liberté sont délocalisés de leur articulations afin de faciliter les opérations de la maintenance. Cette caractéristique technique va nous permettre de simplifier le modèle (4.1), en considérant

que celui de la partie électromécanique, sensible à des dysfonctionnements sur son entrée de commande ou sa sortie de mesure.

4.3.2 Surveillance à base du modèle d'actionneurs électromécaniques

Considérons maintenant le modèle incertain en présence de défauts en entrée et en sortie (4.3), dérivé de (4.1) et supposé le plus représentatif de la partie électromécanique d'un robot manipulateur. Ce dernier décrit le comportement dynamique des moteurs électriques à courant continu alimentant des parties mécaniques en présence de systèmes de réduction.

$$\begin{cases} \dot{x}_s(t) = A_s x_s(t) + B_s u_s(t) + B_{d_s} d_s(t) + B_{f_s} f_s(t) \\ y_s(t) = C_s x_s(t) + D_{f_s} f_s(t) \end{cases} \quad (4.3)$$

$A_s = \begin{pmatrix} -L^{-1} R_e & -L^{-1} k_e \\ 0_{n \times n} & -J_e^{-1} F_e \end{pmatrix}$, $B_s = \begin{pmatrix} L^{-1} & 0_{n \times n} \\ 0_{n \times n} & -J_e^{-1} \end{pmatrix}$, $C_s = \begin{pmatrix} 1_{n \times n} & 1_{n \times n} \end{pmatrix}$, B_{d_s} , $B_{f_s} \in \mathbb{R}^{2n}$ et D_{f_s} sont respectivement la matrice état, la matrice de commande, le vecteur de mesure, la matrice des paramètres d'incertitudes et les matrices des paramètres de défauts en entrée et en sortie. Le vecteur d'état $x_s(t) = \begin{pmatrix} I \\ \theta_e \end{pmatrix} \in$

\mathbb{R}^{2n} , le vecteur d'entrée $u_s(t) = \begin{pmatrix} U(t) \\ N_0 C_m(t) \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{2n}$, où le couple moteur

$$C_m(t) = N_0 (\omega(\theta_e(t), \theta_s(t)) + K(\theta_e(t) - N\theta_s(t)))$$

le vecteur de sortie $y_s(t) = \begin{pmatrix} I \\ \theta_e \end{pmatrix} \in \mathbb{R}^{2n}$, le vecteur d'incertitudes $d_s(t) \in \mathbb{R}^n$ et le vecteur de défauts $f_s(t) \in \mathbb{R}^n$,

Afin de surveiller le fonctionnement du système (4.3), nous allons synthétiser un générateur de résidus. Ce dernier se base sur le principe de l'espace de parité, connu sous le nom de relations de redondances analytiques. Cette approche qualitative permet de vérifier la cohérence entre les relations mathématiques du système et les mesures. Les relations de redondances analytiques sont obtenues généralement après élimination du vecteur $x_s(t)$, ainsi est-il possible de trouver une matrice dite de parité W_s , orthogonale à C_s , tel que: $W_s C_s = 0$.

L'équation de sortie du système (4.3) permet de déduire le vecteur de résidu $r_s(t)$, appelé aussi indicateur de fautes [Toscano05] comme suit:

$$r_s(t) = W_s y_s(t) \quad (4.4)$$

Cette redondance est dite statique représente le vecteur de résidus en fonction des sorties, dont sa généralisation définit la redondance dynamique, basée sur le modèle dynamique du système et permet de détecter des défauts actionneurs et capteurs. Si on prend le système (4.3) sous sa forme discrète, où le vecteur d'état $x_s(k)$ varie de l'instant k jusqu'à l'instant $k + q$, nous obtiendrons les vecteurs états suivants:

$$\left\{ \begin{array}{l} x_s(k+1) = \bar{A}_s x_s(k) + \bar{B}_s u_s(k) + \bar{B}_{d_s} d_s(k) + \bar{B}_{f_s} f_s(k) \\ x_s(k+2) = \bar{A}_s x_s(k+1) + \bar{B}_s u_s(k+1) + \bar{B}_{d_s} d_s(k+1) + \bar{B}_{f_s} f_s(k+1) \\ \quad = \bar{A}_s^2 x_s(k) + \bar{A}_s \bar{B}_s u_s(k) + \bar{B}_s u_s(k+1) + \bar{A}_s \bar{B}_{d_s} d_s(k) + \bar{B}_{d_s} d_s(k+1) \\ \quad \quad + \bar{A}_s \bar{B}_{f_s} f_s(k) + \bar{B}_{f_s} f_s(k+1) \\ \vdots \\ x_s(k+q) = \bar{A}_s^q x_s(k) + \sum_{i=1}^q \bar{A}_s^{q-i} [\bar{B}_s u_s(k+i-1) + \bar{B}_{d_s} d_s(k+i-1) + \bar{B}_{f_s} f_s(k+i-1)] \end{array} \right. \quad (4.5)$$

avec, $\bar{A}_s = e^{A_s h}$, $\bar{B}_s = \int_0^h e^{A_s s} B_s ds$, $\bar{B}_{d_s} = \int_0^h e^{A_s s} B_{d_s} ds$, $\bar{B}_{f_s} = \int_0^h e^{A_s s} B_{f_s} ds$, $\bar{C}_c = C_c$, $\bar{D}_{f_s} = \int_0^h e^{A_s s} D_{f_s} ds$ sont respectivement les matrices d'état de commande d'incertitudes structurés de mesure et de défauts. Lorsqu'on considère un intervalle de mesures tel que $[k, k + q]$, les sorties $y_s(k)$ sont déduites comme suit:

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} y_s(k) \\ y_s(k+1) \\ y_s(k+2) \\ \vdots \\ y_s(k+q) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \bar{C}_c \\ \bar{C}_c \bar{A}_s \\ \bar{C}_c \bar{A}_s^2 \\ \vdots \\ \bar{C}_c \bar{A}_s^q \end{bmatrix} x_s(k) + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{B}_s & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{A}_s \bar{B}_s & \bar{C}_c \bar{B}_s & \cdots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-1} \bar{B}_s & \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-2} \bar{B}_s & \cdots & \bar{C}_c \bar{B}_s & 0 \end{bmatrix}}_{B_s(q)} \underbrace{\begin{bmatrix} u_s(k) \\ u_s(k+1) \\ u_s(k+2) \\ \vdots \\ u_s(k+q) \end{bmatrix}}_{U_s(k,q)} \\
&+ \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{B}_{d_s} & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{A}_s \bar{B}_{d_s} & \bar{C}_c \bar{B}_{d_s} & \cdots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-1} \bar{B}_{d_s} & \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-2} \bar{B}_{d_s} & \cdots & \bar{C}_c \bar{B}_{d_s} & 0 \end{bmatrix}}_{B_{d_s}(q)} \underbrace{\begin{bmatrix} d_s(k) \\ d_s(k+1) \\ d_s(k+2) \\ \vdots \\ d_s(k+q) \end{bmatrix}}_{d_s(k,q)} \\
&+ \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{B}_{f_s} & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ \bar{C}_c \bar{A}_s \bar{B}_{f_s} & \bar{C}_c \bar{B}_{f_s} & \cdots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-1} \bar{B}_{f_s} & \bar{C}_c \bar{A}_s^{q-2} \bar{B}_{f_s} & \cdots & \bar{C}_c \bar{B}_{f_s} & 0 \end{bmatrix}}_{B_{f_s}(q)} \underbrace{\begin{bmatrix} f_s(k) \\ f_s(k+1) \\ f_s(k+2) \\ \vdots \\ f_s(k+q) \end{bmatrix}}_{f_s(k,q)} \\
&+ \underbrace{\begin{bmatrix} \bar{D}_{f_s} & 0 & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & \bar{D}_{f_s} & \cdots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \bar{D}_{f_s} & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & 0 & \bar{D}_{f_s} \end{bmatrix}}_{D_{f_s}(q)} \underbrace{\begin{bmatrix} f_s(k) \\ f_s(k+1) \\ f_s(k+2) \\ \vdots \\ f_s(k+q) \end{bmatrix}}_{f_s(k,q)}
\end{aligned} \tag{4.6}$$

Ainsi,

$$Y_s(k, q) = C_s(q)x_s(k) + B_s(q)U_s(k, q) + B_{d_s}(q)d_s(k, q) + \left(B_{f_s}(q) + D_{f_s}(q) \right) f_s(k, q) \tag{4.7}$$

Après multiplication par la matrice de parité $W_s(q)$, orthogonale à $C_s(q)$, le vecteur de parité généralisé ou bien le vecteur de résidus $r_s(k, q)$ est donné comme suit:

$$r_s(k, q) = W_s(q) [Y_s(k, q) - B_s(q)U_s(k, q)] \quad (4.8)$$

En l'absence de fautes sur les entrées $U_s(k, q)$ et les sorties $Y_s(k, q)$ du système, le vecteur de parité est nul, sinon il diverge de sa valeur caractéristique en fonctionnement normal. La robustesse de la surveillance est vérifiée par un seuillage robuste des résidus en incluant différents types d'incertitudes de mesures et de modélisation. Ceci permet d'éviter certaines situations indésirables telles que la non détection, les fausses alarmes et la perte d'informations.

4.4 Résultats Expérimentaux

Le système robotique dédié à la curiethérapie de la Figure (4.2) est composé d'un robot manipulateur dont l'axe 6 est fixé au préhenseur intelligent développé dans le chapitre 3. Sur ce dernier est placée une aiguille de curiethérapie dont l'extrémité représente le centre de l'outil. L'environnement des tissus vivants est représenté par un fantôme de prostate. Le système échographique permet le guidage adaptatif du centre de l'outil pendant l'insertion de l'aiguille.

Nous allons présenter dans ce qui suit une application de l'algorithme de surveillance sur l'actionneur N°5 du robot industriel, dont le bras est le porteur principal du préhenseur intelligent. Tout d'abord, la sonde échographique va acquérir des images ultrasonores transmises au simulateur virtuel via une connexion série (Figure (4.3)). A la suite, l'algorithme de traitement d'image développé dans le chapitre 5, permet la détection du contour de la prostate à travers une grille virtuelle des cibles prostatiques. Une fois une cible sélectionnée, de façon automatique ou manuelle, ses coordonnées géométriques calculées dans le repère du robot sont transférées via le réseau. Le robot commence son mouvement dont l'objectif est de faire coïncider les coordonnées du centre de l'outil avec celles de la cible. En même temps les positions articulaires du robot et du préhenseur sont transmises au serveur de supervision en temps-réel afin d'être exploitées par l'algorithme de surveillance, qui va comparer la



Figure 4.2: Banc d'essais de la curiethérapie de prostate

dynamique supposée des actionneurs électromécaniques actant sur les articulations avec les mesures réelles collectées. Seulement les incertitudes paramétriques des systèmes électromécaniques sont considérées afin de donner une robustesse relative à la non détection, aux fausses alarmes et aux pertes d'information.

Dans le scénario de défaillance à introduire sur l'articulation N°5, nous allons reproduire le cas d'une perte d'informations dans un petit intervalle de temps sur le couple moteur et voir comment l'algorithme de surveillance se comporte. D'un point de vue pratique, ce dysfonctionnement est plus simple à implanter qu'une vraie défaillance sur l'actionneur ou le capteur d'un robot industriel doté d'une très grande fiabilité.

Sur le serveur de supervision de la Figure (4.3), les données transmises par le robot sont utilisées pour le calcul en ligne des résidus, qui sont visualisés sur l'interface du simulateur virtuel (Figure (4.4)). La robustesse des résidus par rapport aux défaillances est identifiée selon les seuils adaptatifs, calculés en considérant les incertitudes paramétriques des parties électrique et mécanique de l'actionneur N°5.

Prenant dans ce cas l'équation d'état (4.8) du système électromécanique de l'actionneur N°5, en considérant les incertitudes paramétriques de la façon suivante:

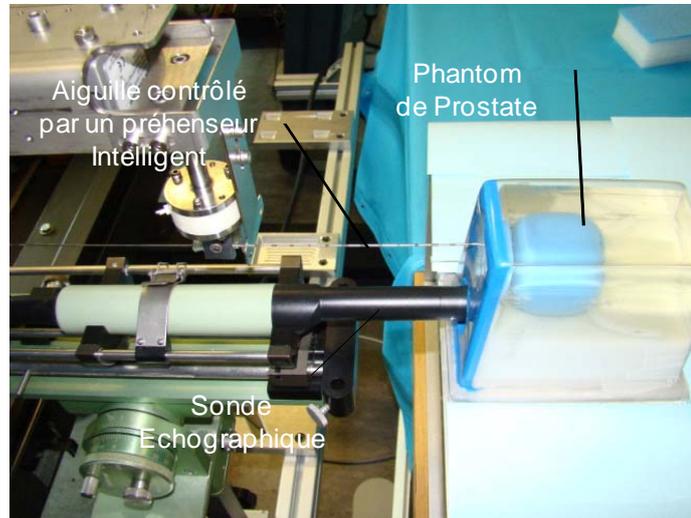


Figure 4.3: Insertion d'une aiguille de curiethérapie dans un fantôme prostatique.

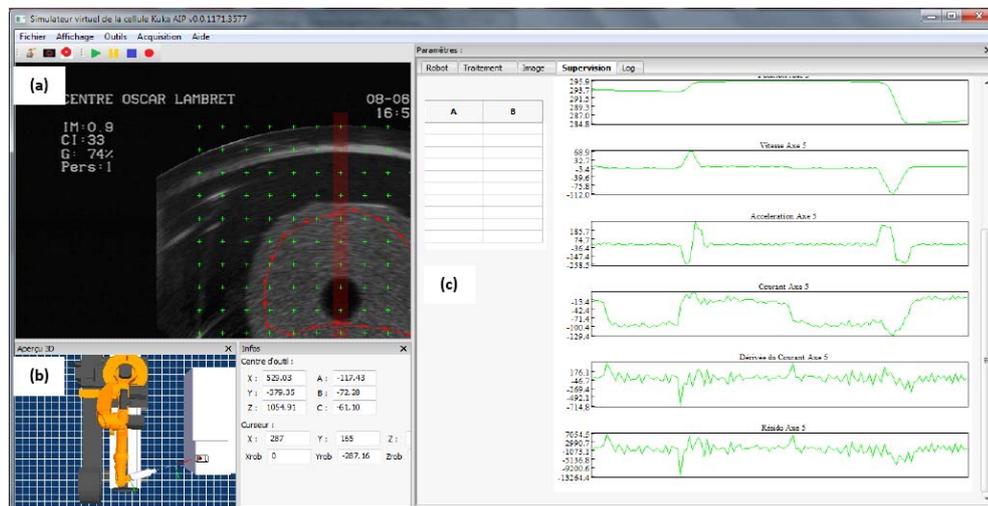


Figure 4.4: Interface du simulateur virtuel (a): traitement d'images (b): commande du robot (c) supervision et traitement des données.

$$\begin{cases} L_5 \frac{d}{dt} i_5(t) + R_{e_5} i_5(t) + k_{e_5} \dot{\theta}_{e_5}(t) = U_5(t) \\ -\delta_{L_5} L_5 \frac{d}{dt} i_5(t) - \delta_{R_{e_5}} R_{e_5} i_5(t) - \delta_{k_{e_5}} k_{e_5} \dot{\theta}_{e_5}(t) \\ J_{e_5} \ddot{\theta}_{e_5}(t) + F_{e_5} \dot{\theta}_e(t) + N_0 C_{m_5}(t) = k_{e_5} i_5(t) \\ -\delta_{J_{e_5}} J_{e_5} \ddot{\theta}_{e_5}(t) - \delta_{F_{e_5}} F_{e_5} \dot{\theta}_e(t) - \delta_{N_0} C_{m_5}(t) \end{cases} \quad (4.9)$$

avec: δ_{L_5} , $\delta_{R_{e_5}}$, $\delta_{k_{e_5}}$, $\delta_{J_{e_5}}$, $\delta_{F_{e_5}}$ et δ_{N_0} sont les incertitudes paramétriques additives concernant l'actionneur N°5, de l'inductance, de la résistance électrique de la constante électrique de l'inertie du moteur, du frottement visqueux et de la constante de réduction. Dans l'étude de cas décrite à la suite, nous considérons que ces incertitudes paramétriques sont bornées à 10% de leurs valeurs nominales. En dehors de ce seuil, nous convergions vers une défaillance du composant dont le paramètre est associé [Djeziri07].

La somme en valeurs absolues des termes incertains des équations (4.8) permet de déduire les seuils adaptatifs maximum (S_{1_5}) et minimum (S_{2_5}), afin de situer la robustesse de la décision. Ainsi:

$$\begin{cases} S_{1_5} = \left| \delta_{L_5} L_5 \frac{d}{dt} i_5(t) \right| + \left| \delta_{R_{e_5}} R_{e_5} i_5(t) \right| + \left| \delta_{k_{e_5}} k_{e_5} \dot{\theta}_{e_5}(t) \right| \\ S_{2_5} = \left| \delta_{J_{e_5}} J_{e_5} \ddot{\theta}_{e_5}(t) \right| + \left| \delta_{F_{e_5}} F_{e_5} \dot{\theta}_e(t) \right| + \left| \delta_{N_0} C_{m_5}(t) \right| \end{cases} \quad (4.10)$$

Deux résidus dans ce cas sont obtenus (r_{1_5}) pour la partie électrique et (r_{2_5}) pour la partie mécanique de l'actionneur N°5 comme suit:

$$\begin{cases} r_{1_5} = U_5(t) - L_5 \frac{d}{dt} i_5(t) - R_{e_5} i_5(t) - k_{e_5} \dot{\theta}_{e_5}(t) \\ r_{2_5} = k_{e_5} i_5(t) - J_{e_5} \ddot{\theta}_{e_5}(t) - F_{e_5} \dot{\theta}_e(t) - N_0 C_{m_5}(t) \end{cases} \quad (4.11)$$

La matrice de signature de défauts est obtenue dans le tableau (4.1).

Les colonnes de la matrice de signatures représentent respectivement le vecteur de détectabilité de fautes D_f , le vecteurs d'isolabilité de fautes I_f , et les deux vecteurs résidus r_{1_5} et r_{2_5} . Lorsque un élément des vecteurs D_f et I_f est égal à 1, cela signifie que la faute sur le composant associé est détectable et isolable. La présence de 1 sur les résidus r_{1_5} et r_{2_5} montre la sensibilité de ces derniers à la faute du composant. Pour isoler une faute de composant, il faut avoir une signature distinguée des résidus, ce qui n'est pas le cas du tableau (4.2). Seuls les mesures disponibles sont la position, le courant et le couple moteur, ce qui nous oblige à exploiter le résidu r_{2_5} dans notre étude de cas.

	D_f	I_{bf}	r_{15}	r_{25}
θ_{e5} capteur de position	1	0	1	1
i_5 capteur de courant	1	0	1	1
C_{m5} capteur de couple moteur	1	0	0	1
J_{e5} inertie du moteur	1	0	0	1
F_{e5} coefficient de frottement visqueux	1	0	0	1
k_{e5} constante électrique	1	0	1	1
R_{e5} résistance électrique	1	0	1	0
L_5 inductance électrique	1	0	1	0
U_5 tension électrique	1	0	1	0

Tableau 4.1: Matrice de signature.

Paramètres	Valeurs Nominales	Incertitudes	Valeurs
J_{e5}	0.000795 (kg.m ²)	$\delta_{J_{e5}}$	0.00007
F_{e5}	0.000015 (N.m.s/rad)	$\delta_{F_{e5}}$	0.000001
R_{e5}	1.44 (Ω)	$\delta_{R_{e5}}$	0.144
L_5	0.0147 (H)	δ_{L_5}	0.00147
N_0	0.23	δ_{N_0}	0.023
k_{e5}	0.4011 (N.m/A)	$\delta_{k_{e5}}$	0.0401

Tableau 4.2: Valeurs des paramètres.

Les valeurs des paramètres et leurs incertitudes associées à l'actionneur N°5 sont données dans le tableau (4.2).

La trajectoire planifiée pour le robot suite à l'identification de cibles simulées de prostate est donnée dans la Figure (4.5) et la position articulaire de l'articulation N°5 est donnée dans le graphe de la Figure (4.6).

En situation dite normale, le courant traversant le moteur N°5, permettant de réaliser la trajectoire demandée est représenté temporellement par la Figure (4.7). La puissance électrique ainsi générée est transformée en partie en puissance mécanique, permettant de générer le mouvement du bras associé à l'actionneur N°5 par le couple

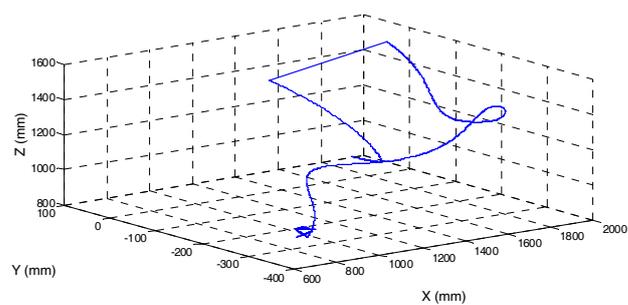


Figure 4.5: Trajectoire du robot pour atteindre la cible à partir d'une position initiale.

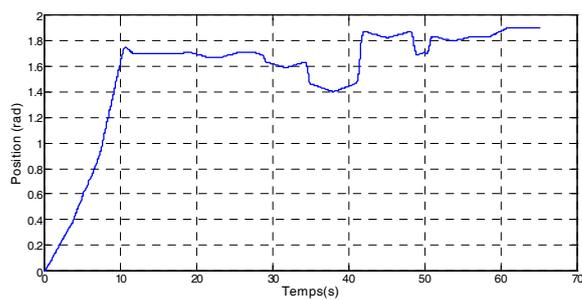


Figure 4.6: Position articulaire de l'articulation N°5

moteur de la Figure (4.8).

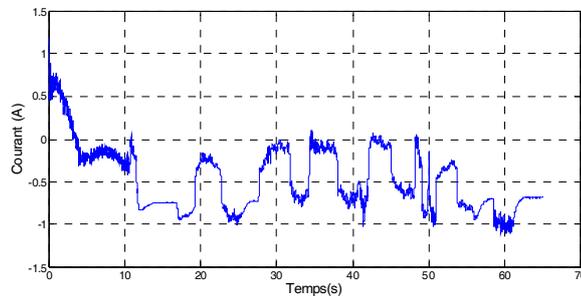


Figure 4.7: Signal du courant électrique dans l'actionneur N°5

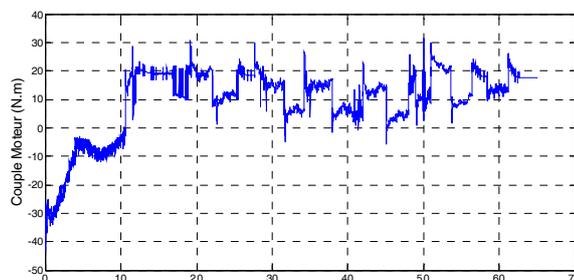


Figure 4.8: Couple moteur mesuré en fonctionnement normal.

Le résidu représentatif de la partie mécanique de l'actionneur en fonctionnement normal est montré par la Figure (4.9), où il varie à l'intérieur des seuils adaptatifs.

En situation de dysfonctionnement de l'actionneur N°5, nous supposons une perte d'information sur la mesure du courant dans la partie électrique entre 13.7s et 17.3s, suite à une indisponibilité momentanée sur l'alimentation du variateur de puissance. Cette panne bien localisée, a permis de transmettre un couple moteur au bras manipulateur de la Figure (4.10), où dans ce cas le résidu apparaît sensible à ce dysfonctionnement comme le montre la Figure (4.11).

4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, une méthode quantitative pour la surveillance du système robotique dédié à la curiethérapie de la prostate a été développé, puis implémenté en

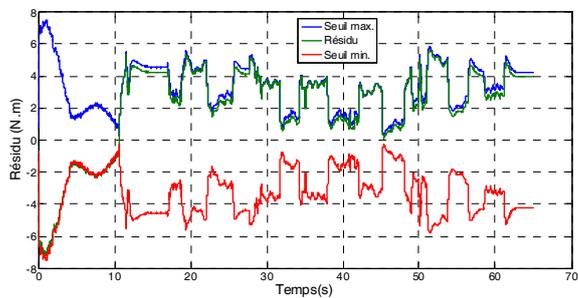


Figure 4.9: Résidu en fonctionnement normal.

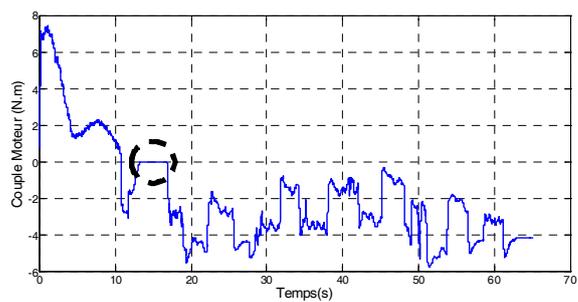


Figure 4.10: Couple moteur mesuré en présence du dysfonctionnement.

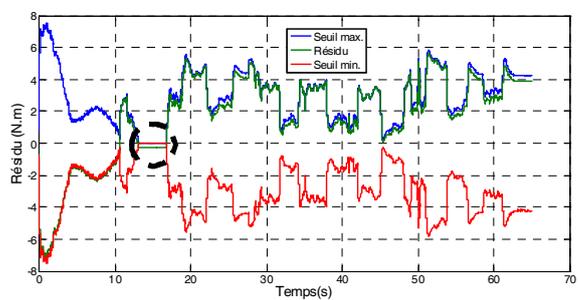


Figure 4.11: Résidu calculé en présence du dysfonctionnement.

temps-réel à partir d'un module de supervision sur le simulateur virtuel du chapitre 5. Cette méthode quantitative se base sur le principe des relations de redondances analytiques appliquées aux actionneurs électromécaniques du préhenseur médical et du bras manipulateur porteur. Elle permet éventuellement de détecter un dysfonctionnement sur l'entrée ou la sortie du système et de prévenir l'opérateur sur une divergence de la trajectoire en cas de blocage pendant le geste de la curiethérapie. Dans le cadre de la curiethérapie robotisée, cette méthode permet de vérifier la cohérence en temps-réel entre la dynamique supposée représentative de l'actionneur et les mesures.

Chapitre 5

Simulateur virtuel pour la curiethérapie robotisée

5.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous décrivons un simulateur virtuel opérant en temps-réel avec le système robotique du chapitre 3, permettant de reproduire le concept de la curiethérapie robotisée dans ses aspects géométrique et cinématique et sous un guidage échographique. Il s'agit de contrôler le mouvement du robot industriel et du préhenseur médical afin d'atteindre des cibles prédéfinies dans le volume de prostate, après une reconstruction adaptative de son contour.

Les phases de fonctionnement du simulateur sont définies par les étapes suivantes:

1. Acquisition des images de la prostate à partir d'une sonde échographique.
2. Détection de contour actif de la prostate en deux dimensions (2D) de la Figure (5.1)-1.
3. Identification des cibles. Elles sont identifiées après la superposition d'une grille virtuelle sur l'image de la prostate en 2D. Ces cibles peuvent être choisies de façon manuelle par un opérateur ou automatique, après la délimitation des zones inaccessibles¹, comme le montre la Figure (5.1)-1.
4. Conversion des coordonnées images 2D en coordonnées opérationnelles du système robotique (5.1)-3. Le contrôleur du robot génère ainsi les trajectoires nécessaires pour atteindre les cibles géométriques (Figure (5.1)-4).

¹exemple: l'urètre

5. Reconstruction 3D de la géométrie et la cinématique du système robotique à partir d'une communication effectuée en temps-réel (Figure (5.1)-2). La reconstruction en ligne des mouvements du système robotique dans un environnement virtuel permet de surveiller à distance le bon déroulement des différents gestes de la curiethérapie.

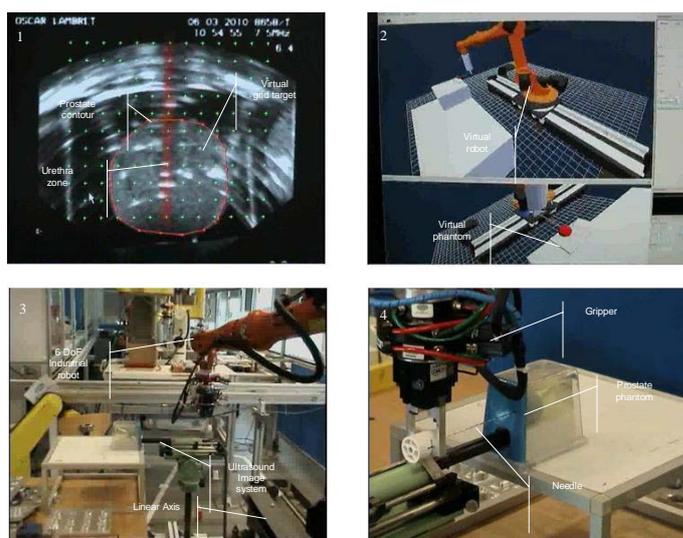


Figure 5.1: (1): Détection de contour actif; (2): Simulation virtuelle de la Curieithérapie robotisée; (3): Robot industriel sous guidage échographique; (4): Insertion de l'aiguille dans le phantom.

5.2 Architecture de fonctionnement du simulateur de curiethérapie robotisée

La partie logicielle de la solution proposée pour la curiethérapie robotisée peut être décomposée en plusieurs modules comme le montre la Figure (5.2). Cette décomposition en modules est faite selon différentes fonctionnalités. Le module appelé "**Reconstruction 2D**" comprend toute la partie associée au couplage avec le système échographique, depuis l'acquisition des images jusqu'au traitement. Le module "**Robot**" traite les simulations géométrique et cinématique du système robotique dans un environnement 3D. Le module "**Contrôle Robot**" prend en considération

le contrôle et l'asservissement du système robotique. Le module "**Supervision**" comprend à la fois la partie de surveillance du robot industriel et du préhenseur, opérant en temps-réel, et la partie de localisation du positionnement des grains conformément à la commande. Le module "**Dosimétrie**" est en pointillé car c'est un module important dans la curiethérapie mais il n'existe pas encore dans cette version du logiciel. Les liens fléchés soulignent des interactions entre les différents modules.

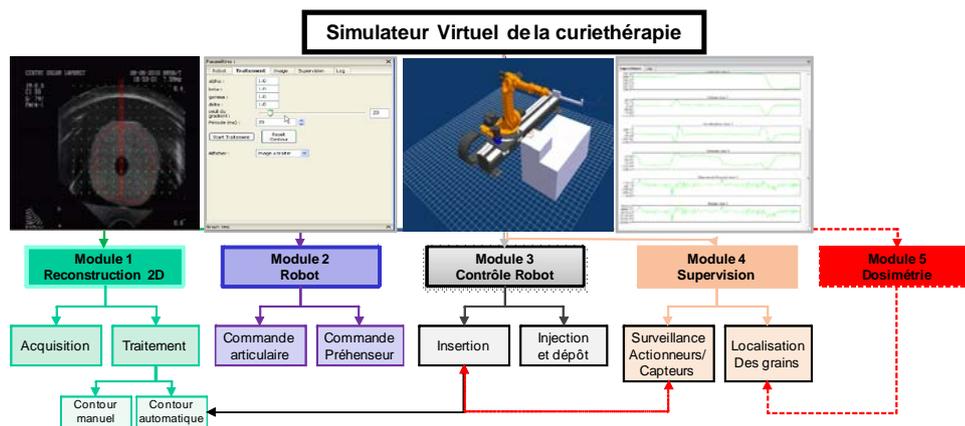


Figure 5.2: Architecture de fonctionnement du simulateur

L'entraînement est une étape importante dans le processus de l'apprentissage, d'autant plus dans un domaine tel que la chirurgie, où les gestes doivent être effectués avec précision et maîtrise. C'est pourquoi depuis longtemps, on utilise des mannequins ou des fantômes pour apprendre et s'entraîner à de nouvelles techniques. Ainsi, dans ce cadre, de nombreux outils de simulation d'organes ont vu le jour, parmi eux nous pouvons citer: GiPsi (General Physical Simulation Interface) [Cavusoglu06] ou SOFA (Simulation Open Framework Architecture) [Allard07]. Le but de ce simulateur est de fournir des moyens de simuler la dynamique des organes en prenant en compte les interactions avec, l'environnement externe, d'autres organes et les outils chirurgicaux. On pourra alors obtenir des informations sensorielles ou par retour d'efforts. L'arrivée de la télé robotique et son association avec les environnements virtuels, a permis de tester de nouvelles approches de la simulation virtuelle opérant en temps-réel. Le robot 'Da-Vinci' utilisé dans la chirurgie mini-invasive a fait l'objet de plusieurs projets de développement de simulateurs dédiés à l'entraînement sur des gestes chirurgicaux, tels que RoSS (Robotic Surgical Simulator) [Baheti08] et dV-trainer [Gao11].

5.3 Module de Reconstruction 2D

Ce module décrit les différentes étapes liées à la détection du contour de la prostate et à l'identification automatique du positionnement des cibles à atteindre par l'aiguille de curiethérapie. Pour cela, nous avons considéré dans notre développement des images échographique 2D², ceci en utilisant différentes séquences transversales relativement à la profondeur de pénétration de la sonde échographique. Notons que la dosimétrie n'est pas étudiée dans ce développement.

5.3.1 Détection du contour actif

L'algorithme de détection de contour est basé sur le principe du modèle de contour actif de [Kass88] et [Ladak00], appliqué aux images échographiques de la prostate, qui sont les plus répandues à ce jour dans la curiethérapie. L'algorithme est donné par les étapes suivantes :

- **Pré-traitement** : Souvent, après l'acquisition de l'image échographique, nous constatons un faible contraste en présence du bruit. Ainsi, nous appliquons dessus un filtre de prétraitement afin de préparer l'image à l'étape de segmentation. Dans le travail présenté, un filtre médian à l'image échographique, dû à la présence de hautes fréquences des différents bruits;
- **Segmentation** : La détection du contour de la prostate est effectuée grâce à l'algorithme du contour actif, connu sous le nom anglais **snake**³ [Kass88]. Cette segmentation est une technique semi-automatique, où le but est d'approximer le périmètre d'un objet statique. Le contour actif est défini comme une courbe déformable continue, représentée par ses paramètres comme suit:

$$v(s) = \{x(s), y(s)\}; s \in [0, 1]$$

où $x(s)$ et $y(s)$ sont les coordonnées du contour $v(s)$.

La position et la déformation du contour sont définies par une fonction d'énergie d'équation (5.1):

$$E(s) = \int_0^1 [E_{int}(v(s)) + E_{img}(v(s))] ds \quad (5.1)$$

²contrainte matérielle du système échographique

³algorithme du serpent

où E_{int} est l'énergie interne du contour, elle représente la flexibilité et l'extensibilité du contour et E_{img} est l'énergie associée à l'image; elle force le contour de bouger jusqu'au bord de l'objet. La position et la forme du contour sont déterminées par le processus de minimisation de l'énergie, où les basses valeurs de E_{img} correspondent aux positions des bords.

L'énergie interne est calculée comme suit:

$$E_{int} = \alpha E_{cont} + \beta E_{curv} \quad (5.2)$$

avec:

E_{cont} est la continuité de l'énergie qui force le contour à rester continu. Dans le cas discret, elle conserve les points à une distance égale.

E_{curv} décrit les termes de souplesse de l'énergie.

Ainsi, l'énergie associée à l'image est définie comme suit:

$$E_{img} = \gamma E_{grad} + \delta E_{flow} \quad (5.3)$$

E_{grad} est le gradient de l'énergie. Cette énergie est souvent utilisée dans le contour actif car elle est minimale au niveau des bords.

E_{flow} est le gradient du flux d'énergie. Cette énergie oriente la structure du serpent avec une valeur minimale de E_{grad} .

α, β, γ et δ sont des paramètres utilisés pour contrôler l'importance de chaque élément d'énergie dans l'énergie totale de l'image.

- **Minimisation** : L'énergie de minimisation peut être donnée par le calcul de l'énergie de tous les points de l'image, mais cela risque de prendre un temps de calcul important. Ainsi, une méthode alternative est utilisée pour réaliser la convergence du contour de la prostate. Cette méthode nécessite un contour initial de référence approchant celui de la prostate réelle et réalisé par un expert avant d'entamer la curiethérapie, pendant l'examen du pré-implant. Enfin, l'énergie de l'image est calculée directement après l'étape du prétraitement sur toute l'image.

Les résultats de cet algorithme sont donnés dans la Figure (5.3), qui décrit les étapes de l'algorithme de détection par la méthode du contour actif. La Figure (5.3)-b montre le résultat du prétraitement appliqué à l'image brute de la Figure

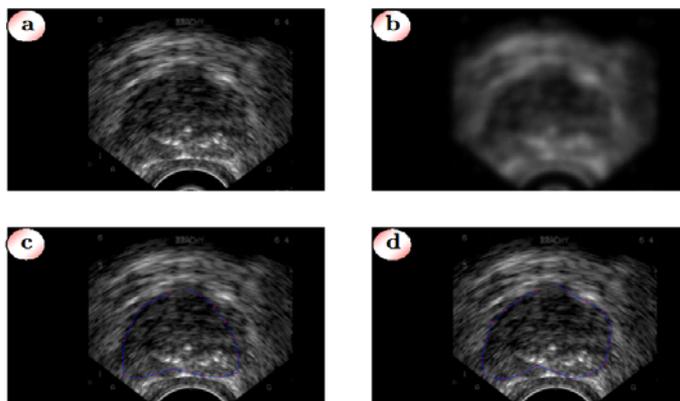


Figure 5.3: Détection du contour de la prostate en 2D: (a): Initial image; (b): Prêtaritement de l'image; (c) Pendant la convergence de l'algorithme; (d) Convergence finale.

(5.3)-a. Un filtre médian est ainsi utilisé, afin de filtrer les hautes fréquences des différents bruits. La Figure (5.3)-c montre une convergence progressive de l'algorithme de détection du contour, où l'énergie d'attraction est toujours active. Dans la Figure (5.3)-d, une convergence finale de l'algorithme est constatée après un arrêt du mouvement de l'ensemble des points de contour. Pour cet exemple, l'étape de segmentation sur l'image traitée a duré environ 0.225s.

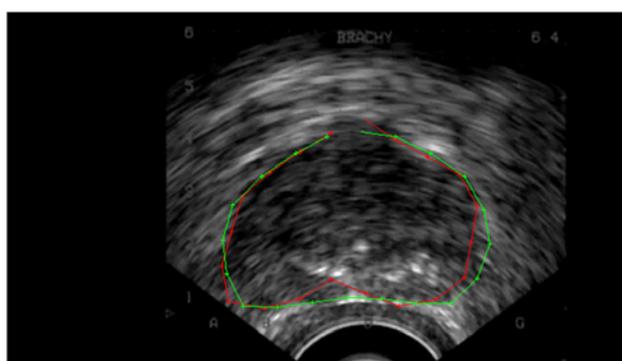


Figure 5.4: Superposition du contour de la prostate réalisé par un expert (trait vert) et contour détecté (trait rouge)

L'évaluation des performances de l'algorithme de traitement d'image nécessite de pouvoir comparer les résultats avec une référence. Pour la détection du contour de la prostate nous choisissons d'utiliser des contours d'expert comme contours idéaux vers lequel l'algorithme de segmentation doit tendre. Il convient donc d'évaluer la similitude entre le résultat du traitement et le résultat attendu. Un outil communément utilisé, en traitement d'image, pour quantifier la ressemblance entre deux contours est la distance de Hausdorff.[Rockafellar98] Cette distance est utilisée en mathématique, plus précisément en géométrie pour mesurer la distance entre deux sous ensemble d'un espace métrique.

Considérons deux ensembles de points A et B , la distance de Hausdorff directe peut-être définie par:

$$h(A, B) = \max_{a \in A} (\min_{b \in B} \|a - b\|) \quad (5.4)$$

On notera que $\|\dots\|$ fait référence à la distance euclidienne. La distance d'un point a à un ensemble de points B :

$$d(a, B) = \min_{b \in B} \|a - b\| \quad (5.5)$$

La distance (5.4) devient:

$$h(A, B) = \max_{a \in A} (d(a, B)) \quad (5.6)$$

La distance de Hausdorff est souvent utilisée pour mesurer la similarité entre deux contours A et B , cependant l'expression (5.4) n'est pas symétrique. On peut rétablir cette symétrie en utilisant la distance de Hausdorff indirecte:

$$H(A, B) = \max(h(A, B), h(B, A)) \quad (5.7)$$

Le rétablissement de cette symétrie permet d'utiliser la distance de Hausdorff comme une distance au sens métrique. Ainsi on pourra exprimer la distance entre deux contours, celui issu de la segmentation et celui issu de la main de l'expert.

La Figure (5.4) montre le degré de précision en superposant le contour détecté par la méthode du **serpent** (trait rouge) et celui réalisé par un expert (trait vert). Enfin, la Figure (5.5) montre sur une échelle réelle la superposition des deux contours, celui de l'expert et celui détecté automatiquement.

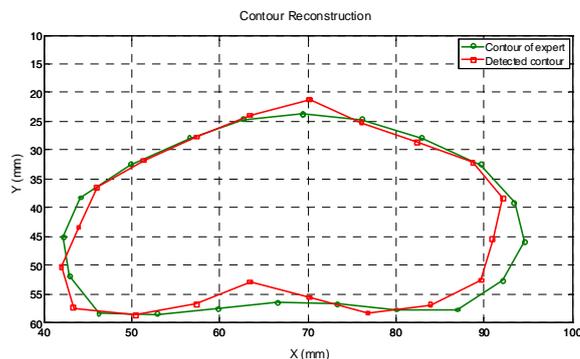


Figure 5.5: Comparison entre le contour d'expert et celui détecté par l'algorithme du contour actif à l'échelle réelle.

5.3.2 Identification des cibles

Quand le contour est parfaitement détecté et reconstruit, suite à la convergence de l'algorithme du contour actif, une grille virtuelle (points en vert) de la Figure (5.5) est générée automatiquement et superposée sur l'image échographique. La distance entre deux points successifs sur la grille est de 5 mm. La zone atteignable avec sécurité par l'aiguille est celle limitée par le contour à l'exception de la zone interdite (zone en rouge). Les cibles à atteindre sont détectées manuellement ou automatiquement à l'intérieur de la zone atteignable. Les coordonnées des cibles sont déduites dans l'espace de l'image dans un premier temps, puis converties dans l'espace opérationnel du robot dans un second temps. Concernant la profondeur de l'insertion, elle est considérée comme statique fixée manuellement dans ce cas. Elle est due à la contrainte sur l'équipement de l'imagerie.

5.4 Module de Contrôle Robot

La communication avec le robot industriel a tout d'abord été effectuée via une boîte à outil du constructeur du robot appelée crossComm. Le principe est de se connecter au robot à partir d'un réseau. Pour cela un utilitaire a été créé, s'exécutant directement sur la baie et qui communique avec l'extérieur en utilisant une connexion réseau et avec le noyau du robot en utilisant l'interface crossComm. Ce programme accède aux variables de fonctionnement du robot en lecture et écriture, et permet

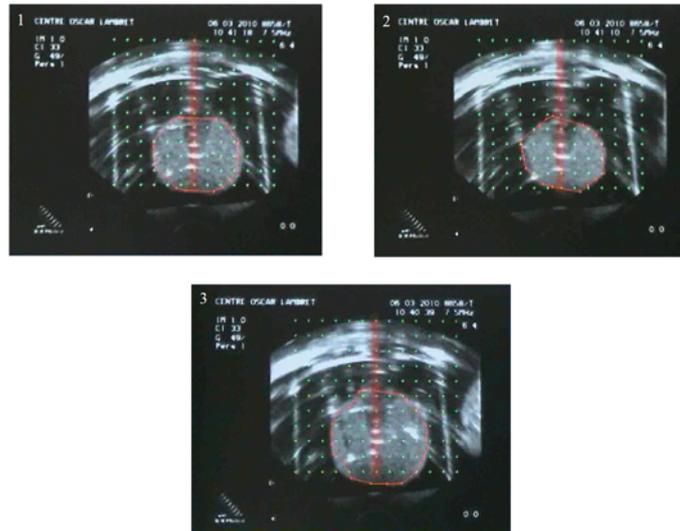


Figure 5.6: Identification des cibles suite à la convergence de l’algorithme du contour actif

à un programme externe d’échanger ces données. Ce dernier, s’agissant de notre application de curiethérapie, génère les trajectoires pour le robot et réceptionne les données mesurables pour la supervision.

Cependant cette solution présente plusieurs limitations, car le contrôle de trajectoire n’est pas précis et la connexion ne respecte pas le temps-réel. L’interaction avec le programme extérieur est également limitée, durant laquelle il est impossible de modifier la trajectoire du robot pendant un déplacement. Il faut attendre la fin d’une trajectoire avant de pouvoir en exécuter une autre, ce qui ne permet pas d’adapter le mouvement du robot en direct. Nous avons utilisé cet outil dans nos premiers essais d’insertion d’aiguilles et d’injections de grains dans les fantômes de prostate. Malgré ses limitations, cette solution est la manière la plus simple de créer une communication entre le robot et un programme externe. Cependant, la nécessité d’adapter la trajectoire du robot en temps-réel en fonction des cibles à atteindre suivant les mesures disponibles, nous a incité à chercher une meilleure solution pour la communication entre le robot et le programme externe de la curiethérapie.

Ainsi, le concepteur du robot industriel que nous avons utilisé, à savoir Kuka propose une API⁴ temps-réel pour la communication entre le noyau du robot (KRC) et un programme externe. Cette API appelée RSI (Remote Sensor Interface) permet

⁴Applications Programming Interface

d'appliquer des corrections de trajectoires au robot via des données de capteurs. Une extension à ce système RSI-EthernetXML ajoute des fonctionnalités de réseau à l'API. C'est principalement cette solution que nous avons utilisée pour contrôler le robot à distance et en temps-réel. La partie réseau s'appuie sur une connexion Ethernet standard, cependant cette connexion est dédiée à l'application de curiethérapie. Elle est indépendante aux autres réseaux informatiques disponibles. Une carte réseau est installée spécifiquement pour le RSI dans la baie robot, ainsi que dans l'ordinateur du programme externe. Cette connexion est directe du fait que le risque de perte ou de collision de paquets reste faible. Le fonctionnement global du système est décrit sur la Figure (5.6). Par défaut, le système robotique de la curiethérapie envoie les positions articulaires et la position cartésienne du centre de l'outil et il attend en retour du programme externe les corrections nécessaires.

Les trajectoires transmises au robot sont générées à la suite des étapes de traitement d'images échographiques et de définition des cibles.

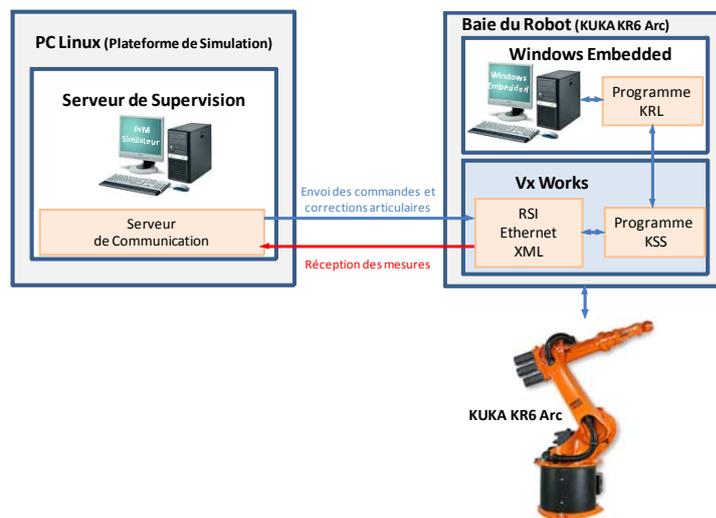


Figure 5.7: Architecture de contrôle et de supervision de la curiethérapie robotisée

5.5 Module de Supervision

En mode per-opérateur, la trajectoire réalisée du centre de l'outil, placé sur l'extrémité de l'aiguille doit être planifiée en fonction de la dosimétrie. Dans le cadre de notre

travail de thèse, le robot manipulateur est utilisé pour réaliser les mouvements de la curiethérapie à partir d'un ciblage millimétrique. Le langage de programmation du robot est le KRL (*Kuka Robot Language*), utilisé pour créer facilement des trajectoires dans un environnement industriel. Les programmes sont compilés et exécutés avec le logiciel KCS (*Kuka Control Software*), fonctionnant sous VxWorks. Les entrées/sorties (*Input/Output, I/O*) sont utilisées pour échanger des données avec le programme, telle que la connexion RS232. Sachant que le VxWorks fonctionne en mode temps-réel, l'opérateur ne pourra pas influencer l'exécution du mouvement pendant le processus d'interpolation.

Un autre kit logiciel est utilisé appelé RSS (*Remote Sensor Software*). Ce dernier permet de contrôler le robot en temps-réel, en agissant sur le mouvement du robot pendant l'exécution par des corrections adaptatives. Ainsi, le composant RSI-EthernetXML est utilisé pour l'échange de données entre le robot et le serveur de supervision à travers une connexion Ethernet comme le montre la Figure (5.6). Quand la communication est établie, le contrôleur du robot envoie des messages chaque 12 ms^5 au serveur de supervision, qui doit répondre à son tour en un temps similaire. L'ensemble des paquets de communication sont transmis sous un format XML (*Extended Markup Language*), où il est possible de modifier le contenu. Dans la configuration par défaut, le robot envoie les positions articulaires et cartésiennes, tandis que le serveur de supervision transmet les positions articulaires désirées ou les corrections appliquées aux différentes positions.

Des objets prédéfinis dans le logiciel RSI sont utilisés pour envoyer les positions, le courant et le couple de chaque articulation pendant les opérations de supervision. Le programme de supervision représente un module du simulateur virtuel de la curiethérapie, lancé sous l'environnement de Linux (*Debian squeeze GNU/Linux*) avec un noyau temps-réel⁶. Il est important pour un contrôle précis du mouvement du robot de choisir une architecture de supervision opérant en temps-réel.

Suivant le schéma de supervision de la Figure (5.6), quand le thread⁷ commence le transfert des données avec le robot, une autre partie exécute l'algorithme de surveillance traité dans le chapitre 4. Une communication TCP (*Transmission Control Protocol*) s'ouvre entre le robot et le serveur de supervision, où l'analyse des données

⁵cycle d'interpolation

⁶de type Xenomai

⁷unité de traitement

reçues est effectuée par le kit logiciel libXML2⁸ recommandé par la société KUKA. Les corrections des positions sont envoyées par rapport à la trajectoire planifiée pour la curiethérapie, tandis qu'une autre tâche est exécutée en parallèle pour la surveillance en ligne des actionneurs articulaires du robot.

5.6 Conclusion

La partie logicielle du système robotique est une composante importante dans l'architecture du concept intégré dédié à la curiethérapie. Ce logiciel est représenté par un simulateur virtuel, évolutif par rapport à sa conception, et possédant plusieurs propriétés permettant de contrôler et de superviser le système robotique de façons continue et adaptative.

Cet outil logiciel permet, en plus à l'utilisateur de simuler les comportements géométrique et cinématique du robot de la curiethérapie en mode hors ligne, avant d'implémenter directement les algorithmes de contrôle et de surveillance sur le système réel.

Enfin, cet outil peut évoluer dans de futures versions, en intégrant l'aspect de la dosimétrie, étape importante pour la gestion du dépôt de grains. La partie graphique peut aussi évoluer avec une reconstruction 3D lorsque l'équipement d'imagerie associé à la curiethérapie permet de fournir un profil transversal de la prostate de façon automatique. Avec l'instrumentation intégrée sur le préhenseur, une reconstruction dynamique de l'environnement atteignable par l'aiguille peut être envisagée.

⁸XML C parser and toolkit of Gnome

Chapitre 6

Liste des Publications

6.1 Publications Scientifiques

- **Conférences Internationales Avec Comité de Lecture**

1. [Coelen11] **V. Coelen**, R. Merzouki, E. Lartigau, 'On-line Monitoring of Robotized Brachytherapy of the Prostate', 5th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (IEEE-NANOMED 2011) Jeju, Korea, 2011.
2. [Coelen10-A] **V. Coelen**, R. Merzouki, X. Liem, E. Lartigau, B. Ould-Bouamama, 'Contribution to a new robotic concept of prostate brachytherapy', IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 763 - 768, 2010.
3. [Coelen10-B] **V. Coelen**, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Suspended ball tracking using robot manipulator', IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 1549 - 1554, 2010.

- **Reuves Internationales**

1. [Coelen10-C] X. Liem, **V. Coelen**, R. Merzouki, E. Lartigau, 'CI-ROB Project: Online Tracking for Robotic Brachytherapy of the Prostate', International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, Volume 78, Issue 3, Page S696, 2010.
2. [Coelen10-D] X. Liem, **V. Coelen**, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Projet CI-ROB: surveillance en temps réel pour curiethérapie robotisée de prostate', Cancer/Radiothérapie, Volume 14, Issues 6-7, Page 591, 2010

3. [Coelen09] **V. Coelen**, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Couplage image-robot pour la curiethérapie de prostate', *Cancer/Radiothérapie*, Vol. 13, Issues 6-7, Page 652, 2009.

- **Protection de logiciel**

1. [APP10] V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Simulateur Virtuel de la Curie-thérapie Robotisée de la Prostate', *IDDN.FR.001.300033.000.S.A.2010.000.10000*.

Chapitre 7

Conclusion Générale et Perspectives

7.1 Conclusion

Ce travail de thèse nous a permis de concevoir un système de robotique, intégré et opérationnel pour la curiethérapie de la prostate. Caractérisé par un développement évolutionnaire, il a été testé sur des fantômes appropriés avant de passer aux essais cliniques, d'abord sur des animaux puis sur des humains.

La curiethérapie est une technique thérapeutique ciblée, nécessitant une bonne maîtrise de certains gestes liés à l'insertion d'aiguilles et de dépôt de grains. Ainsi, notre proposition s'est portée sur la reconstruction des gestes de la curiethérapie, par l'association d'un bras manipulateur et d'un préhenseur intelligent, performants et accessibles à la commande et à la mesure.

A travers la solution proposée, nous avons répondu à plusieurs problématiques dans la pratique de la robotique relative à la curiethérapie de la prostate. Ainsi, notre système robotique permet d'atteindre des cibles localisées avec une précision tolérée, sans perturber l'environnement avoisinant, de façon continue et adaptative. Il permet aussi de réduire l'encombrement du côté du périnée grâce à la mobilité du système mis en place, tout en réduisant les interférences en présence du système échographique.

Souvent, les systèmes robotiques mis en place pour la curiethérapie de la prostate ont été réalisés de façon progressive. On s'intéresse en premier à la conception du robot de la curiethérapie, ensuite à l'interfaçage avec le traitement d'images et enfin à

la simulation. Dans notre cas, nous avons proposé un ensemble de composants intégrés, représentant le système robotique et la simulation virtuelle interactive opérant en temps-réel.

L'association de la supervision et la surveillance en ligne de parties dynamiques modélisables du système robotique est une nouveauté dans un tel concept de curiethérapie robotisée. En effet, la sécurité dans la réalisation des gestes chirurgicaux de la curiethérapie par le système robotique est primordiale. Ainsi, la surveillance en ligne des équipements mécatroniques constituant le système robotique, peut-elle servir significativement à détecter et localiser certains dysfonctionnements matériels. Ces derniers sont liés à des pertes d'information ou à un blocage de mouvement, à la suite d'un contact avec un environnement extérieur.

Enfin, l'instrumentation intelligente du préhenseur médical permet de détecter des flexions de l'aiguille de curiethérapie pendant les gestes per-opératoires. Elle permet aussi de détecter la présence d'obstacles statiques et mobiles dans le voisinage de l'aiguille et de mesurer la force appliquée sur le mandrin pour le dépôt précis des grains.

7.2 Perspectives

La solution proposée nous a déjà permis d'obtenir des résultats encourageants. Par contre, il existe encore beaucoup de pistes pour améliorer le système robotique et le rendre utilisable définitivement sur des patients réels. L'ensemble du système a été conçu de façon évolutive. Le préhenseur est un bon exemple de cette volonté de concevoir un système adaptable, il sera possible de le faire évoluer selon les besoins et les résultats. Il est par exemple envisageable d'ajouter un système de maintien de l'aiguille pendant l'insertion dans la prostate pour diminuer encore les erreurs dues aux déviations. Un autre point qu'il serait intéressant à développer est l'alimentation automatique des aiguilles en grains. Aujourd'hui le système nécessite le changement d'aiguille à toute nouvelle insertion, opération ni trop longue, ni contraignante si l'on opère selon l'unique direction via la grille virtuelle, mais cela suppose que les aiguilles aient été préparées à l'avance comme dans le cas d'une curiethérapie manuelle. En revanche si on souhaite utiliser tout le potentiel du système proposé, en faisant des insertions dans de multiples directions, en utilisant un nombre limité de point

d'accès, alors il est préférable d'utiliser une seule aiguille et d'injecter les grains à la demande.

La partie logicielle aussi peut évoluer afin de tendre vers une solution pleinement fonctionnelle. Aujourd'hui, le couplage image-échographe n'est pas automatisée, il nécessite l'intervention humaine pour naviguer selon les différents plans de coupe de la prostate. Ainsi, l'intégration d'un échographe automatisé ou en 3D sera une étape supplémentaire pour l'automatisation du système global. Une amélioration des algorithmes de traitement d'images est indispensable pour travailler sur des organes réels. Le simulateur virtuel nécessite l'intégration d'une simulation réaliste d'organes en considérant leurs dynamiques. Il est important d'intégrer un module de dosimétrie, qui permet d'obtenir la dosimétrie directement sur les images segmentées et de vérifier en période per-opératoire le respect de cette dosimétrie. Cette étape est importante pour le suivi post-opératoire quand le praticien se trouve en possession de l'outil lui permettant de mieux connaître la dose de rayons radioactifs délivrés. Enfin, il est important de fournir un outil autonome de simulation pouvant gérer l'expérimentation, la planification de trajectoires, le contrôle et la supervision.

L'avancement de ces futurs travaux permettra de planifier de nouvelles expérimentations notamment des essais sur l'acte de biopsie pour le cas où, évidemment, il aurait été préalablement envisagé puis conçu.

Chapitre 8

References

[Abolhassani07] N. Abolhassani, R. Patel, M. Moallema, 'Needle insertion into soft tissue: A survey', *Medical Engineering & Physics* Vol. 29, 413–431, 2007.

[Allard07] J. Allard, S. Cotin, F. Faure, P-J Bensoussan, F. Poyer, C. Duriez, H. Delingette and L. Grisoni, 'SOFA - an Open Source Framework for Medical Simulation', *Medecine Meets Virtual Reality*, pp. 13-18, 2007.

[Armstrong86] B. Armstrong, O. Khatib, and J. Burdick, "The explicit dynamic model and inertial parameters of the Puma 560 arm," in *Proc. International Conference of Robotics and Automation*, vol. 1, Washington, USA, pp. 510–18, 1986.

[Baheti08] A. Baheti, S.Seshadri, A. Kumar, G. Srimathveeravalli, T. Kesavadas, K. Guru, 'RoSS: Virtual Reality Robotic Surgical Simulator for the da Vinci Surgical System: Haptic interfaces for virtual environment and teleoperator systems', *symposium on haptics*, pp. 479 – 48, 2008.

[Barbe07] L. Barbe, B. Bayle, M. de Mathelin , A. Gangi, 'Needle insertions modeling: Identifiability and limitations', *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 2, 191–198, 2007

[Bondiau07] P-Y. Bondiau, K. Bénézery, V. Beckendorf, D. Peiffert, J.-P. Gérard, X. Mirabel, A. Noël, V. Marchesi, T. Lacornerie, F. Dubus, T. Sarrazin, J. Herault, S. Marcié, G. Angellier, E. Lartigau, 'Radiothérapie stéréotaxique robotisée par CyberKnife[®] : aspects techniques et indications', *Cancer/Radiothérapie*, Volume 11, Issues 6-7, pp. 338-344, 2007.

[Baumann11] M. Baumann, M. Bolla, V. Daanen, J.-L. Descotes, J.-Y. Giraud, N. Hungr, A. Leroy , J.-A. Longa, S. Martin, J. Troccaz, 'Prosper: Image and robot-guided prostate brachytherapy Curiethérapie de la prostate assistée par imagerie et

robot', IRBM 32, pp. 63–65, 2011.

[BK Medical11] Transrectal ultrasound guided prostate brachytherapy, public document online on:

http://www.bkmed.com/Collateral/Documents/BK-Medical/Treatments/brachy_applicationnoteBO0018-A.pdf.

[Buzurovic10] I. Buzurovic, T. K. Podder, L. Fu, and Yan Yu, 'Modular Software Design for Brachytherapy Imageguided Robotic Systems', IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering, 203-208, 2010.

[Caccavale09] F. Caccavale, P. Cilibrizzi, F. Pierri, L. Villani, 'Actuators fault diagnosis for robot manipulators with uncertain model', Control Engineering Practice, Vol. 17, 146– 157, 2009.

[Cavusoglu06] M. C. Cavusoglu, T.G. Goktekin, F. Tendick, 'GiPSi: a framework for open source/open architecture software development for organ-level surgical simulation', IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol.10, Issue: 2, pp. 312 - 322, 2006.

[Coelen09] V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Couplage image-robot pour la curiethérapie de prostate', Cancer/Radiothérapie, Vol. 13, Issues 6-7, Page 652, 2009.

[Coelen10-A] V. Coelen, R. Merzouki, X. Liem, E. Lartigau, B. Ould-Bouamama, 'Contribution to a new robotic concept of prostate brachytherapy', IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 763 - 768, 2010.

[Coelen10-B] V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Suspended ball tracking using robot manipulator', IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 1549 - 1554, 2010.

[Coelen10-C] X. Liem, V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'CI-ROB Project: Online Tracking for Robotic Brachytherapy of the Prostate', International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, Volume 78, Issue 3, Page S696, 2010.

[Coelen10-D] X. Liem, V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'Projet CI-ROB: surveillance en temps réel pour curiethérapie robotisée de prostate', Cancer/Radiothérapie, Volume 14, Issues 6–7, Page 591, 2010

[Coelen11] V. Coelen, R. Merzouki, E. Lartigau, 'On-line Monitoring of Robotized Brachytherapy of the Prostate', 5th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering (IEEE-NANOMED 2011) Jeju, Korea, 2011.

-
- [Coiffet86] P. Coiffet, 'Les Robots', Editions Hermes, 1986.
- [Cosset06] J. M. Cosset et al, 'Brachytherapy for prostate cancer: old concept, new techniques'. Bull Cancer, 93 (8) : 761-6, 2006.
- [COL08] Maquette descriptif du principe de la curithérapie pour la prostate, Centre Oscar Lambret de Lille 2008, siteweb: <http://www.centreoscarlambret.fr/>.
- [Cyberknife11] SiteWeb de technologies biomédicales, 2011. <http://www.technologies-biomedicales.com>.
- [Degoulange98] E. Degoulange, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariépy, J-L Megnien, F. Pierrot, E. Dombre, 'HIPPOCRATE: an intrinsically safe robot for medical applications', , 1998. Proceedings., 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp. 959 - 964, Vol. 2, 1998.
- [Djeziri07] M. A. Djeziri, R. Merzouki, B. Ould-Bouamama, G. Dauphin-Tanguy, 'Robust Fault Diagnosis by Using Bond Graph Approach', IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Volume 12, Issue 6, pp. 599 – 611, 2007.
- [Djeziri09] M. A. Djeziri, R. Merzouki, B. Ould-Bouamama, 'Robust Monitoring of Electric Vehicle with Structured and Unstructured Uncertainties', IEEE Transactions on Vehicular Technology, Vol. 58, pp. 4710-4719, 2009.
- [Eski11] I. Eski,S. Erkaya,S. Savas, S.Yildirim, 'Fault detection on robot manipulators using artificial neural networks', Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, Vol.27, pp. 115-123, 2011.
- [Daachi00] B. Daachi, 'Observateurs et Commande Neuronale Adaptative pour Systèmes Robotisés', Thèse de doctorat de l'université de Versailles Saint Quentin en Yvelines, Décembre 2000.
- [Fawaz09] K. Fawaz, R. Merzouki, B. Ould-Bouamama, 'Model Based Real Time Monitoring For Collision Detection Of An Industrial Robot', MECHATRONICS, Volume 19, Issue 5, Pages 695-704, 2009.
- [Fichtinger07] G. Fichtinger, J. Fiene, C. Kennedy, I. Iordachita, G. Kronreif, D. Y. Song, E. C. Burdette, P. Kazanzides, 'Robotic assistance for ultrasound guided prostate brachytherapy. In: Tenth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). Lecture Notes in Computer Science, vol. 4791, pp. 119–127, 2007.

[Fichtinger06] G. Fichtinger, E. C. Burdette, A. Tanacs, et al., 'Robotically assisted prostate brachytherapy with transrectal ultrasound guidance—Phantom experiments'. *Brachytherapy* 5 (1), 14–26, 2006.

[Fichtinger08] G. Fichtinger, J. P. Fiene, C. W. Kennedy, G. Kronreif, I. Iordachita, D. Y. Song, E. C. Burdette, P. Kazanzides. 'Robotic assistance for ultrasound-guided prostate brachytherapy'. *Medical Image Analysis*, 12 p535–545, 2008.

[Fischer08] G. Fischer, I. Iordachita, C. Csoma, J. Tokuda, S-P. DiMaio, C. Tempny, et al. 'MRI compatible pneumatic robot for transperineal prostate needle placement.', *IEEE/ASME Trans Mechatronic* 13(3), pp. 295–305, 2008.

[Filaretova99] V.F. Filaretova, M.K. Vukobratovic, A.N. Zhirabok, 'Observer-based fault diagnosis in manipulation robots', *Mechatronics* Vol. 9, pp. 929-939, 1999.

[Filaretova03] V.F. Filaretova, M.K. Vukobratovic, A.N. Zhirabok, 'Parity relation approach to fault diagnosis in manipulation robots', *Mechatronics*, Vol. 13, pp. 141–152, 2003.

[Globocan08] J. Ferlay, H-R. Shin , F. Bray, D. Forman , C. Mathers and D-M. Parkin, 'Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase' No. 10, International Agency for Research on Cancer; Lyon, France. Disponible sur: <http://globocan.iarc.fr>, accès le 07/02/2012.

[Gao11] Y. Gao, M. Sedef, A. Jog, P. Peng, M. Choti, G. Hager, J. Berkley, R. Kumar, 'Towards validation of robotic surgery training assessment across training platforms', *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 2539 - 2544, 2011.

[Guérin09] S. Guérin et al, 'The frequency of cancer in France in 2006, mortality trends since 1950, incidence trends since 1980 and analysis of the discrepancies between these trends', *Bull Cancer* vol. 96, N°1 January, 2009.

[Hartenberg55] R. S. Hartenberg and J. Denavit, 'A kinematic notation for lower pair mechanisms based on matrices', *Journal of Applied Mechanics*, vol. 77, pp. 215–221, June 1955.

[Podderl07] T-K. Podderl, W. S. Ng, and Y. Yu. 'Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy'. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale*, Lyon, France. August 23-26, 2007.

[Podder10] T-K. Podder, I. Buzurovic, and Y. Yu, 'Multichannel Robot for Image-guided Brachytherapy', *IEEE International Conference on Bioinformatics and Bio-engineering*, DOI 10.1109/BIBE.2010.41, pp. 209-213, 2010.

[Guthart00] G. Guthart, J.K. Salisbury, 'The intuitive telesurgery system: overview and applications', *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, San Francisco, pp. 618-621, 2000.

[Hongo02] K. Hongo, S. Kobayashi, Y. Kakizawa, J.-I. Koyama, T. Goto, H. Okudera, K. Kan, M. G. Fujie, H. Iseki, and K. Takakura, 'NeuRobot: Telecontrolled micromanipulator system for minimally invasive microneurosurgery-preliminary results', *Neurosurgery*, vol. 51, pp. 985-988, 2002.

[Ikuta03A] K. Ikuta, T. Hasegawa, and S. Daifu, 'Hyper redundant miniature manipulator Fhyper finger for remote minimally invasive surgery in deep area', in *Proc. IEEE Conf. Robotics and Automation*, pp. 1098-1102, 2003.

[Ikuta03B] K. Ikuta, K. Yamamoto, and K. Sasaki, 'Development of remote microsurgery robot and new surgical procedure for deep and narrow space', in *Proc. IEEE Conf. Robotics and Automation*, pp. 1103-1108, 2003.

[Isermann05] R. Isermann, 'Model-based fault-detection and diagnosis - status and applications', *Annual Reviews in Control*, Vol. 29, 71-85, 2005.

[Jakopec02] M. Jakopec, S-J. Harris, F. R. Baena, P. Gomes, B. L Davies, 'Acrobot: a "hands-on" robot for total knee replacement surgery'. *7th International Workshop on Advanced Motion Control*, pp. 116 - 120, 2002.

[Jakopec03] M. Jakopec, F. R. Baena, S. J. Harris, P. Gomes, J. Cobb, and B. L. Davies, 'The Hands-On Orthopaedic Robot "Acrobot": Early Clinical Trials of Total Knee Replacement Surgery', *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, NO. 5, pp. 902 - 911, 2003.

[Jain10] A. Jain, A. Deguet, I. Iordachita, G. Chintalapani, S. Vikal, J. Blevins, Y. Lea, E. Armour, C. Burdette, D. Song, G. Fichtinger, 'Intra-operative 3D guidance and edema detection in prostate brachytherapy using a non-isocentric C-arm', *Med. Image Anal.*, doi:10.1016/j.media.2010.07.011, 2010.

[Jing06] Z. Jing, Z. Kailiang, Y. Xuebin, 'Study on fault tolerant workspace and fault tolerant planning algorithm based on optimal initial position for two spatial coordinating manipulators', *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 41, 584-595, 2006

[Kass88] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos , ‘Snakes: Active contour models’, *International Journal of Computer Vision*, pp. 321-331, 1988.

[Kuo11] N. Kuo, A. Deguet, D-Y. Song, E-C. Burdet, J- L. Princee, J. Lee, ‘Automatic segmentation of radiographic fiducial and seeds from X-ray images in prostate brachytherapy’, *Med Eng Phys* , doi:10.1016/j.medengphy.2011.06.019, 2011.

[Ladak00] H. M. Ladak, F. Mao, Y. Wang, D.B. Downey, D.A. Steinman, A. Fenster, ‘Prostate Boundary Segmentation from 2D Ultrasound Images’, *Med. Phys.*:27, 1777-1788, 2000.

[Liem10] X. Liem, ‘Modélisation 3D d’une salle d’application de curiethérapie’, mémoire de fin d’études de Master de recherche, université Lille1, Juillet 2010.

[Marescaux02] J. Marescaux, ‘Nom de code : Opération Lindbergh’, Éditions scientifiques et médicales Elsevier, *Ann Chir*; 127 : 2-4, 2002.

[Mattone06] R. Mattone, A. De Luca, ‘Relaxed fault detection and isolation: An application to a nonlinear case study’, *Automatica*, Vol. 42, 109 – 116, 2006.

[Merzouki07-A] R. Merzouki, K. Medjaher, M. A. Djeziri, B. Ould-Bouamama, ‘Backlash Fault Detection in Mechatronics System’, *MECHATRONICS Journal*, Vol. 17, pp 299-310, 2007.

[Merzouki07-B] R. Merzouki, J.A. Davila Montoya, L.M. Fridman and J.C. Cadiou, ‘Backlash Phenomenon Observation and Identification in Electromechanical System’, *Journal of Control Engineering Practice*, Vol 15/4 pp. 447-457, 2007.

[Merzouki10] R. Merzouki, K. Fawaz, B. Ould-Bouamama, ‘Hybrid fault diagnosis for telerobotics system’, *Mechatronics*, Volume 20, Issue 7, Pages 729-738, 2010.

[Neuromate11] SiteWeb du CHU de Bordeaux 2011:
<http://www.chu-bordeaux.fr/chub/fileadmin/pdf/communique10/general/communique-neuromateoarm.pdf>.

[Patriciu07] A. Patriciu, D. Petrisor, M. Muntener, D. Mazilu, M. Schär, and D. Stoianovici, ‘Automatic Brachytherapy Seed Placement Under MRI Guidance’, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 1499-1506, VOL. 54, NO. 8, AUGUST 2007

[Paviglianiti10] G. Paviglianiti, F. Pierri, F. Caccavale , M. Mattei, ‘Robust fault detection and isolation for proprioceptive sensors of robot manipulators’, *Mechatronics* Vol. 20, 162–170, 2010.

[Petterson05] O. Petterson, 'Execution monitoring in robotics: A survey', *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 53, 73–88, 2005.

[Petterson07] O. Petterson, L. Karlsson, and A. Saffiotti, 'Model-Free Execution Monitoring in Behavior-Based Robotics', *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS-PART B: CYBERNETICS*, Vol. 37, N°. 4, 2007.

[Phee05] L. Phee, D. Xiao, J. Yuen, C-F Chan, H. Ho, C-H Thng, C. Cheng, W. Sing Ng, 'Ultrasound Guided Robotic System for Transperineal Biopsy of the Prostate', *Proceedings of the 2005 IEEE, 1315-1320, International Conference on Robotics and Automation, Barcelona, Spain, April 2005.*

[Rockafellar98] R. T. Rockafellar, R. J-B. Wets, *Variational analysis*, Springer', 1998, ISBN 9783540627722.

[Salcudean08] S-E. Salcudean, T-D. Prananta, W-J. Morris and .Spadinger, 'A Robotic Needle Guide for Prostate Brachytherapy', *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, USA, May 19-23, 2975-2981, 2008.*

[Song10] S-E Song, N-B. Cho, G. Fischer, N.Hata, C. Tempany, G. Fichtinger and I. Iordachita, 'Development of a Pneumatic Robot for MRI-guided Transperineal Prostate Biopsy and Brachytherapy: New approaches', *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Anchorage Convention District, Anchorage, Alaska, pp. 2580-2585, 2010.*

[Spinnler97] Spinnler, 'Conception des Machines', Tomes 1 et 2, 'Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, Février 1997.

[Tokudaa10] J.Tokudaa, G-S. Fischer, S-P. DiMaiod, D-G. Gobbie, C-Csomac, P-W. Mewe, G. Fichtinger, C-M. Tempanya, N. Hata, 'Integrated navigation and control software system for MRI-guided robotic prostate interventions', *Computerized Medical Imaging and Graphics* 34, pp. 3–8, 2010

[Troccaz96] J. Troccaz and Y. Delnondedieu, 'Semi-active Guiding Systems in Surgery. A two-dof prototype of the Passive Arm with Dynamic Constraints (PADyC)', *Mechatronics* Vol. 6, No. 4, pp. 399-421, 1996.

[Taylor06] Russell H. Taylor, 'A Perspective on Medical Robotics', *Proceedings of the IEEE*, Vol. 94, No. 9, September 2006.

[Tsai09] M-C. Tsai, J-S. Hu, F-R. Hub, 'Actuator fault and abnormal operation diagnoses for auto-balancing two-wheeled cart control', *Mechatronics*, Vol. 19, pp.

647–655, 2009.

[Tinos07] R. Tinos, M. H. Terrab, M. Bergerman, 'A fault tolerance framework for cooperative robotic manipulators', *Control Engineering Practice*, Vol. 15, 615–625, 2007.

[Toscano05] R. Toscano, 'Commande et Diagnostic des Systèmes Dynamiques', ellipses 2005.

[Vermaa06] V. Vermaa, R. Simmons, 'Scalable robot fault detection and identification', *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 54, 184–191, 2006.

[Wei04] Z. Wei, G. Wan, L. Gardi, G. Mills, D. B. Downey, A. Fenster. 'Robot-assisted 3D-TRUS guided prostate brachytherapy : system integration and validation'. *Medical Physics*; 31: 539-548, 2004.

[Wei05] Z. Wei, M. Ding, D. Downey, A. Fenster. 'Dynamic intraoperative prostate brachytherapy using 3D TRUS guidance with robot assistance'. *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, September 1-4, 7429-7432, 2005.

[Wikipedia12] Définition du mot Agar-Agar, site web de wikipedia, 2012, <http://fr.wikipedia.org/wiki/Agar-agar>

[Yu07] Y. Yu, T.K. Podder, Y.D. Zhang, W.S. Ng, V. Misic, J. Sherman, L. Fu, D. Fuller, D.J. Rubens, J.G. Strang, R. A. Brasacchio, E.M. Messing. 'Robot-Assisted Prostate Brachytherapy'. *Book Chapter, Lecture Notes in Computer Science*, Springer Berlin / Heidelberg, ISBN: 978-3-540-44707-8, 2007.

[Yksel10] T. Yksel, A. Sezgin, 'Two fault detection and isolation schemes for robot manipulators using soft computing techniques', *Applied Soft Computing*, Vol. 10, pp. 125–134, 2010.

Chapitre 9

Annexe 1: Modélisation & Système de commande

9.1 Modélisation du système robotique

La modélisation étudiée dans cette section concerne les modèles géométrique et cinématique du système robotique proposé dans le cadre de la curiethérapie robotisée de la prostate. Ces deux modèles directs servent à la fois pour la conception et la supervision, où ils sont intégrés directement après validation sur le simulateur virtuel présenté dans le chapitre 4. Ils permettent de reconstruire les positions et les vitesses linéaires du centre de l'outil à partir des grandeurs physiques mesurables sur le bras manipulateur et le préhenseur.

Le système robotique étudié est composé d'un bras manipulateur à 6 degrés de liberté, portant le préhenseur médical de la Figure (9.1). Il est schématisé par un ensemble de solides rigides représenté par la Figure (9.2). Dans le développement suivant, on note: $i \in [1; 7]$ le numéro de la liaison motorisée, α_i est l'angle réalisé entre z_{i-1} et z_i , θ_i est l'angle réalisé entre x_{i-1} et x_i , a_i est la distance perpendiculaire entre $(\overrightarrow{o_i z_{i-1}})$ et le plan formé par $(\overrightarrow{o_i y_i}, \overrightarrow{o_i z_i})$, tandis que d_i est la distance perpendiculaire entre le plan formé par $(\overrightarrow{o_{i-1} x_{i-1}}, \overrightarrow{o_{i-1} y_{i-1}})$ et le vecteur $(\overrightarrow{o_i x_i})$.

Le corps 0 de référence (C_0) est repéré par le repère $R_0(O_0, \overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{y_0}, \overrightarrow{z_0})$ de type galiléen. Le corps 1 (C_1) a un mouvement de rotation autour de l'axe $(O_0, \overrightarrow{z_0})$, sachant que le repère lié à ce corps est $R_1(O_1, \overrightarrow{x_1}, \overrightarrow{y_1}, \overrightarrow{z_1})$. La position relative de (C_1) par rapport à (C_0) est $\theta_1 = (\overrightarrow{x_0}, \overrightarrow{x_1})$ avec $\overrightarrow{O_0 O_1} = a_1 \overrightarrow{x_0} + b_1 \overrightarrow{z_0}$. Le corps (C_2) de repère $R_2(O_2, \overrightarrow{x_2}, \overrightarrow{y_2}, \overrightarrow{z_2})$ a un mouvement de rotation autour de l'axe $(O_2, \overrightarrow{z_2})$,

colinéaire avec l'axe (O_1, \vec{y}_1) avec $\overrightarrow{O_1O_2} = a_2 \vec{z}_1$. Le corps (C_3) réalise un mouvement de rotation autour de l'axe (O_3, \vec{z}_3) , colinéaire avec l'axe (O_2, \vec{z}_2) avec $\overrightarrow{O_2O_3} = a_3 \vec{x}_2$, dont le repère associé est $R_3(O_3, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$. La position relative de (C_3) par rapport à (C_2) est $\theta_3 = (\vec{x}_2, \vec{x}_3)$. Le corps (C_4) a un mouvement de rotation autour de l'axe (O_4, \vec{z}_4) , colinéaire avec l'axe (O_3, \vec{x}_3) avec $\overrightarrow{O_3O_4} = b_4 \vec{x}_3$, avec une position relative $\theta_4 = (\vec{x}_3, \vec{x}_4)$. Le corps (C_5) effectue un mouvement de rotation autour de l'axe (O_5, \vec{z}_5) , colinéaire avec l'axe (O_4, \vec{z}_4) de repère $R_5(O_5, \vec{x}_5, \vec{y}_5, \vec{z}_5)$. La position relative de (C_5) par rapport à (C_4) est $\theta_5 = (\vec{x}_4, \vec{x}_5)$. Le corps (C_7) réalise par rapport à (C_6) un mouvement de translation d'axe (O_6, \vec{z}_6) défini par $\overrightarrow{O_6O_7} = b_7 \vec{z}_6$ et un mouvement de rotation de (C_6) par rapport à (C_5) autour de (O_6, \vec{z}_6) avec un angle $\theta_6 = (\vec{x}_5, \vec{x}_6)$. Le repère lié à ce corps est $R_6(O_6, \vec{x}_6, \vec{y}_6, \vec{z}_6)$ qui représente le premier centre de l'outil, positionné à l'extrémité de l'aiguille. Ce centre d'outil est contrôlé par le robot manipulateur afin d'atteindre dans l'espace les cibles. Enfin, le repère lié au corps (C_7) est $R_7(O_7, \vec{x}_7, \vec{y}_7, \vec{z}_7)$, constituant le second centre de l'outil, attaché au préhenseur et qui est utilisé pour le contrôle du dépôt de garins. Les caractéristiques géométriques sont indiquées dans les Figures (9.1) et (9.2).

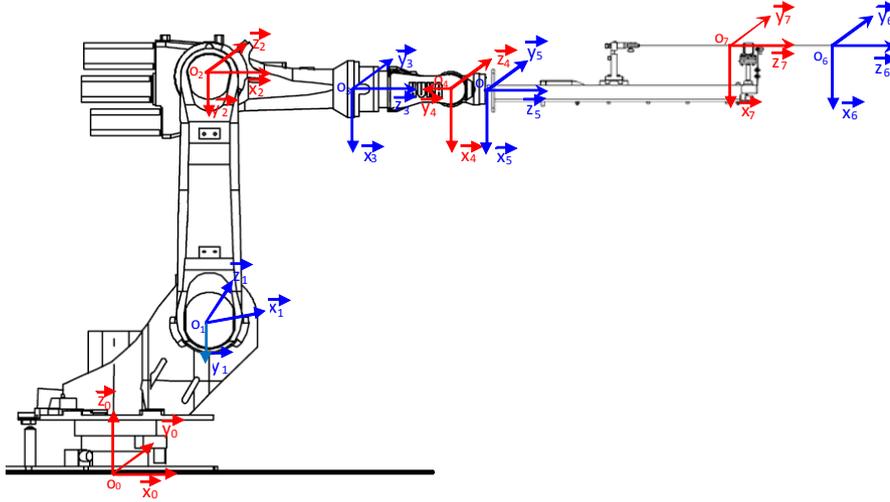


Figure 9.1: Localisation des degrés de liberté du concept robotisé de la curiethérapie

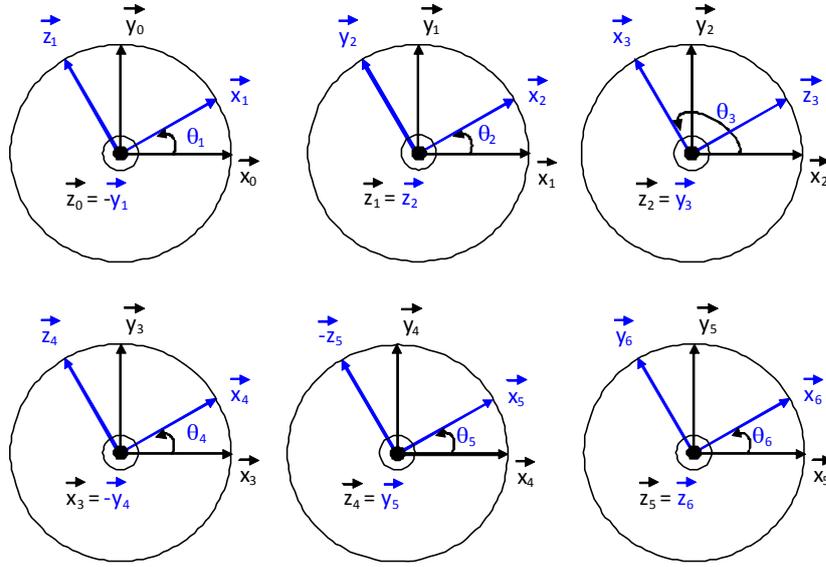


Figure 9.2: Projection des repères sur le système robot-préhenseur

9.1.1 Modélisation géométrique

La matrice de Denavit et Hartenberg (DH) [Hartenberg55] décrivant les paramètres du modèle géométrique du système robotique, composé du bras manipulateur et du préhenseur est donnée dans le tableau (3.1) suivant:

Pour exprimer dans le repère $R_0(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{O_0O_7}$ par rapport à la base du robot (C_0), les matrices augmentées de transformation T_{i-1}^i [Hartenberg55] sont calculées de la façon suivante:

$$T_{i-1}^i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i(t)) & -\cos \alpha_i \sin(\theta_i(t)) & \sin \alpha_i \sin(\theta_i(t)) & a_i \cos(\theta_i(t)) \\ \sin(\theta_i(t)) & \cos \alpha_i \cos(\theta_i(t)) & -\sin \alpha_i \cos(\theta_i(t)) & a_i \sin(\theta_i(t)) \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_0(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ au repère $R_1(O_1, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$

i (<i>liaison</i>)	α_i [rad]	θ_i [rad]	a_i [mm]	d_i [mm]
1	$-\pi/2$	θ_1	$a_1 = 260$	$b_1 = 435$
2	0	θ_2	$a_2 = 680$	$b_2 = 0$
3	$\pi/2$	$\theta_3 + \pi/2$	$a_3 = 35$	$b_3 = 0$
4	$-\pi/2$	θ_4	$a_4 = 0$	$b_4 = 670$
5	$\pi/2$	θ_5	$a_5 = 0$	$b_5 = 0$
6	0	θ_6	$a_6 = -100$	$b_6 = 884$
7	0	0	$a_7 = 0$	$b_7 = \theta_7$

Tableau 9.1: Paramètres Géométriques de DH.

$$T_0^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1(t)) & 0 & -\sin(\theta_1(t)) & a_1 \cos(\theta_1(t)) \\ \sin(\theta_1(t)) & 0 & \cos(\theta_1(t)) & a_1 \sin(\theta_1(t)) \\ 0 & -1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_1(O_1, \vec{x}_1, \vec{y}_1, \vec{z}_1)$ au repère $R_2(O_2, \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$

$$T_1^2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2(t)) & -\sin(\theta_2(t)) & 0 & a_2 \cos(\theta_2(t)) \\ \sin(\theta_2(t)) & \cos(\theta_2(t)) & 0 & a_2 \sin(\theta_2(t)) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_2(O_2, \vec{x}_2, \vec{y}_2, \vec{z}_2)$ au repère $R_3(O_3, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$

$$T_2^3 = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_3(t)) & 0 & \cos(\theta_3(t)) & -a_3 \sin(\theta_3(t)) \\ \cos(\theta_3(t)) & 0 & \sin(\theta_3(t)) & a_3 \cos(\theta_3(t)) \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_3(O_3, \vec{x}_3, \vec{y}_3, \vec{z}_3)$ au repère $R_4(O_4, \vec{x}_4, \vec{y}_4, \vec{z}_4)$

$$T_3^4 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_4(t)) & 0 & -\sin(\theta_4(t)) & 0 \\ \sin(\theta_4(t)) & 0 & \cos(\theta_4(t)) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & d_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_4(O_4, \vec{x}_4, \vec{y}_4, \vec{z}_4)$ au repère $R_5(O_5, \vec{x}_5, \vec{y}_5, \vec{z}_5)$

$$T_4^5 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_5(t)) & 0 & \sin(\theta_5(t)) & 0 \\ \sin(\theta_5(t)) & 0 & -\cos(\theta_5(t)) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_5(O_5, \vec{x}_5, \vec{y}_5, \vec{z}_5)$ au repère $R_6(O_6, \vec{x}_6, \vec{y}_6, \vec{z}_6)$

$$T_5^6 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_6(t)) & -\sin(\theta_6(t)) & 0 & a_6 \cos(\theta_6(t)) \\ \sin(\theta_6(t)) & \cos(\theta_6(t)) & 0 & a_6 \sin(\theta_6(t)) \\ 0 & 0 & 1 & d_6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- passage du repère $R_6(O_6, \vec{x}_6, \vec{y}_6, \vec{z}_6)$ au repère $R_7(O_7, \vec{x}_7, \vec{y}_7, \vec{z}_7)$

$$T_6^7 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \theta_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Les positions linéaires $\begin{bmatrix} X_7 \\ Y_7 \\ Z_7 \end{bmatrix}$, exprimant les coordonnées du vecteur $\overrightarrow{O_0 O_7}$ dans

le repère R_0 sont données comme suit, où: $c\theta_i = \cos(\theta_i(t))$, $s\theta_i = \sin(\theta_i(t))$ et $\dot{\theta}_i = \frac{d}{dt}\theta_i(t)$ pour $i \in [1, 7]$

$$\begin{aligned}
X_7 = & -\theta_7 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 \\
& + \theta_7 c \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\
& - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 - a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\
& + a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\
& - a_6 s \theta_6 s \theta_1 c \theta_4 - d_6 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - d_6 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - d_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 \\
& + d_6 c \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + d_4 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - d_4 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\
& - c \theta_1 c \theta_2 a_3 s \theta_3 - c \theta_1 s \theta_2 a_3 c \theta_3 + c \theta_1 a_2 c \theta_2 + a_1 c \theta_1
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Y_7 = & -\theta_7 s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + \theta_7 s \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 \\
& + \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\
& - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 - a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\
& + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\
& + d_6 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + d_4 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - d_4 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\
& - s \theta_1 c \theta_2 a_3 s \theta_3 - s \theta_1 s \theta_2 a_3 c \theta_3 + s \theta_1 a_2 c \theta_2 + a_1 s \theta_1
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
Z_7 = & \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 c \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 s \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 c \theta_2 s \theta_3 \\
& + a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 s \theta_2 s \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 c \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_2 s \theta_3 \\
& - s \theta_4 a_6 s \theta_6 s \theta_2 s \theta_3 + s \theta_4 a_6 s \theta_6 c \theta_2 c \theta_3 + d_6 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_2 s \theta_3 - d_6 c \theta_4 s \theta_5 c \theta_2 c \theta_3 \\
& - d_6 c \theta_5 s \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 c \theta_2 s \theta_3 - d_4 s \theta_2 c \theta_3 - d_4 c \theta_2 s \theta_3 + s \theta_2 a_3 s \theta_3 - c \theta_2 a_3 c \theta_3 \\
& - a_2 s \theta_2 + d_1
\end{aligned}$$

9.1.2 Modélisation cinématique

Les expressions des vitesses de rotation de chaque corps $\vec{\omega}(i/0)$ avec $i \in [1, 6]$, exprimées dans $R_0(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ sont:

$$\begin{aligned}
\vec{\omega}(1/0) &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \\
\vec{\omega}(2/0) &= \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2 s\theta_1 \\ \dot{\theta}_2 c\theta_1 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \\
\vec{\omega}(3/0) &= \begin{bmatrix} -s\theta_1 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ c\theta_1 (\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \\
\vec{\omega}(4/0) &= \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2 s\theta_1 - \dot{\theta}_3 s\theta_1 + (c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_2 c\theta_1 + \dot{\theta}_3 c\theta_1 + (s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_1 + (-s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \end{bmatrix} \\
\vec{\omega}(5/0) &= \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2 s\theta_1 - \dot{\theta}_3 s\theta_1 + (c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ + (s\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - s\theta_1 c\theta_4 + s\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3) \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_2 c\theta_1 + \dot{\theta}_3 c\theta_1 + (s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ + (s\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_1 c\theta_4 + s\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3) \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_1 + (-s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 + (s\theta_4 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_4 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_5 \end{bmatrix} \\
\vec{\omega}(6/0) &= \begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2 s\theta_1 - \dot{\theta}_3 s\theta_1 + (c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ + (s\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + s\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - s\theta_1 c\theta_4) \dot{\theta}_5 \\ + \begin{pmatrix} -s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + c\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_5 s\theta_1 s\theta_4 \\ -s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - c\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 \end{pmatrix} \dot{\theta}_6 \\ \dot{\theta}_2 c\theta_1 + \dot{\theta}_3 c\theta_1 + (s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 \\ + (s\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + s\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + c\theta_1 c\theta_4) \dot{\theta}_5 \\ + \begin{pmatrix} -s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + c\theta_5 s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 + s\theta_5 c\theta_1 s\theta_4 \\ -s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - c\theta_5 s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 \end{pmatrix} \dot{\theta}_6 \\ \dot{\theta}_1(t) + (-s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_4 + (s\theta_4 c\theta_2 c\theta_3 - s\theta_4 s\theta_2 s\theta_3) \dot{\theta}_5 \\ + (-c\theta_5 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_4 s\theta_5 s\theta_2 s\theta_3 - c\theta_4 s\theta_5 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_5 s\theta_2 c\theta_3) \dot{\theta}_6 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Ainsi, les expressions des vitesses linéaires¹ des points O_i , $i \in [1, 6]$ exprimées dans le repère $R_0(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ sont données suivant le torseur $\begin{pmatrix} \vec{\omega}(i/0) \\ \vec{V}(O_{i-1}) \end{pmatrix}$ par l'expression:

$$\vec{V}(O_i) = \vec{V}(O_{i-1}) + \vec{\omega}(i/0) \wedge \overrightarrow{O_{i-1}O_i}$$

où \wedge représente le produit vectoriel.

- Lorsque $i = 1, 2$, les vitesses linéaires aux points O_1 et O_2 sont:

$$\vec{V}(O_1) = \begin{bmatrix} -a_1 s \theta_1 \dot{\theta}_1 \\ a_1 c \theta_1 \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$\vec{V}(O_2) = \begin{bmatrix} (-a_1 s \theta_1 - s \theta_1 a_2 s \theta_2) \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 c \theta_1 a_2 c \theta_2 \\ (a_1 c \theta_1 + c \theta_1 a_2 s \theta_2) \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 s \theta_1 a_2 c \theta_2 \\ -\dot{\theta}_2 a_2 s \theta_2 \end{bmatrix}$$

de la même façon, les vitesses aux points O_3 , O_4 , O_5 et O_6 sont déduites.

- Lorsque $i = 7$, la glissière positionnée sur le préhenseur se déplace avec une vitesse $\vec{V}(O_7)$ exprimée dans le repère $R_0(O_0, \vec{x}_0, \vec{y}_0, \vec{z}_0)$ de la façon suivante:

$$\vec{V}(O_7) = \vec{V}(O_6) + \frac{d}{dt} \overrightarrow{O_6 O_7}$$

$$\vec{V}(O_7) = \vec{V}(O_6) + \frac{d}{dt} (\theta_7 \vec{z}_7)$$

$$\vec{V}(O_7) = \vec{V}(O_6) + \dot{\theta}_7 \vec{z}_7 + \vec{\omega}(6/0) \wedge \overrightarrow{O_6 O_7}$$

$$\vec{V}(O_7) = V_x \vec{x}_0 + V_y \vec{y}_0 + V_z \vec{z}_0$$

Ainsi, les composantes du vecteur de vitesse au point O_7 sont décrites comme suit:

¹galiléennes

$$\begin{aligned}
Vx_7 = & \left(\begin{array}{l} -s\theta_1 d_4 c\theta_2 c\theta_3 + s\theta_1 d_4 s\theta_2 s\theta_3 + s\theta_1 c\theta_2 a_3 s\theta_3 - d_6 c\theta_5 s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 \\ + d_6 c\theta_5 s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 + d_6 s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + d_6 s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 \\ - d_6 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_4 + s\theta_1 s\theta_2 a_3 c\theta_3 + a_6 c\theta_6 s\theta_5 s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 \\ - a_6 c\theta_6 s\theta_5 s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 + a_6 c\theta_6 c\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + a_6 c\theta_6 c\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 \\ - a_6 c\theta_6 c\theta_5 c\theta_1 s\theta_4 - \theta_7 c\theta_5 s\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 + \theta_7 c\theta_5 s\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 \\ + \theta_7 s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + \theta_7 s\theta_5 c\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - \theta_7 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_4 - s\theta_1 a_2 c\theta_2 \\ - a_6 s\theta_6 s\theta_4 s\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - a_6 s\theta_6 s\theta_4 s\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - a_6 s\theta_6 c\theta_1 c\theta_4 - a_1 s\theta_1 \end{array} \right) \dot{\theta}_1 \\
+ & \left(\begin{array}{l} -c\theta_1 c\theta_2 a_3 c\theta_3 - c\theta_1 a_6 c\theta_6 c\theta_4 c\theta_5 c\theta_2 c\theta_3 + c\theta_1 a_6 c\theta_6 c\theta_4 c\theta_5 s\theta_2 s\theta_3 \\ + c\theta_1 a_6 c\theta_6 s\theta_5 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_1 a_6 c\theta_6 s\theta_5 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 a_2 s\theta_2 \\ + a_6 s\theta_6 c\theta_1 s\theta_4 c\theta_2 c\theta_3 - a_6 s\theta_6 c\theta_1 s\theta_4 s\theta_2 s\theta_3 - \theta_7 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 \\ + \theta_7 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 - \theta_7 c\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - \theta_7 c\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 \\ + c\theta_1 s\theta_2 a_3 s\theta_3 - c\theta_1 d_4 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_4 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_1 d_6 c\theta_4 s\theta_5 s\theta_2 s\theta_3 \\ - c\theta_1 d_6 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_6 c\theta_5 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_6 c\theta_5 c\theta_2 s\theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_2 \\
+ & \left(\begin{array}{l} c\theta_1 s\theta_2 a_3 s\theta_3 - c\theta_1 a_6 c\theta_6 c\theta_4 c\theta_5 c\theta_2 c\theta_3 + c\theta_1 a_6 c\theta_6 c\theta_4 c\theta_5 s\theta_2 s\theta_3 \\ + c\theta_1 a_6 c\theta_6 s\theta_5 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_1 a_6 c\theta_6 s\theta_5 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_4 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_4 c\theta_2 s\theta_3 \\ - \theta_7 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 + \theta_7 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 - \theta_7 c\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 \\ - \theta_7 c\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + a_6 s\theta_6 c\theta_1 s\theta_4 c\theta_2 c\theta_3 - a_6 s\theta_6 c\theta_1 s\theta_4 s\theta_2 s\theta_3 \\ - c\theta_1 c\theta_2 a_3 c\theta_3 + c\theta_1 d_6 c\theta_4 s\theta_5 s\theta_2 s\theta_3 - c\theta_1 d_6 c\theta_4 s\theta_5 c\theta_2 c\theta_3 \\ - c\theta_1 d_6 c\theta_5 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_1 d_6 c\theta_5 c\theta_2 s\theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_3 \\
+ & \left(\begin{array}{l} a_6 s\theta_6 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + a_6 s\theta_6 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + a_6 s\theta_6 s\theta_1 s\theta_4 \\ + c\theta_5 a_6 c\theta_6 s\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + c\theta_5 a_6 c\theta_6 s\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - c\theta_5 a_6 c\theta_6 s\theta_1 c\theta_4 \\ + s\theta_5 d_6 s\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + s\theta_5 d_6 s\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - s\theta_5 d_6 s\theta_1 c\theta_4 \end{array} \right) \dot{\theta}_4 \\
+ & \left(\begin{array}{l} -a_6 c\theta_6 c\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 + a_6 c\theta_6 c\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 + a_6 c\theta_6 s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 \\ + a_6 c\theta_6 s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + a_6 c\theta_6 s\theta_5 s\theta_1 s\theta_4 - d_6 c\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 \\ - d_6 c\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - d_6 c\theta_5 s\theta_1 s\theta_4 - d_6 s\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 + d_6 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_5 \\
+ & \left(\begin{array}{l} a_6 s\theta_6 c\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 + a_6 s\theta_6 c\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 + a_6 s\theta_6 c\theta_5 s\theta_1 s\theta_4 \\ + a_6 s\theta_6 s\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - a_6 s\theta_6 s\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 + a_6 c\theta_6 s\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 \\ + a_6 c\theta_6 s\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - a_6 c\theta_6 s\theta_1 c\theta_4 \end{array} \right) \dot{\theta}_6 \\
+ & (c\theta_5 c\theta_1 c\theta_2 c\theta_3 - c\theta_5 c\theta_1 s\theta_2 s\theta_3 - s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 c\theta_2 s\theta_3 - s\theta_5 c\theta_4 c\theta_1 s\theta_2 c\theta_3 - s\theta_5 s\theta_1 s\theta_4) \dot{\theta}_7
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
V_{y7} = & \left(\begin{array}{l} -\theta_7 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 \\ + \theta_7 c \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ - a_6 c \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 - a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\ + a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 s \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\ - a_6 s \theta_6 s \theta_1 c \theta_4 - d_6 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - d_6 s \theta_5 c \theta_4 c \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\ - d_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_4 + d_6 c \theta_5 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + d_4 c \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\ - d_4 c \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - c \theta_1 c \theta_2 a_3 s \theta_3 - c \theta_1 s \theta_2 a_3 c \theta_3 + c \theta_1 a_2 c \theta_2 + a_1 c \theta_1 \end{array} \right) \dot{\theta}_1 \\
+ & \left(\begin{array}{l} -s \theta_1 c \theta_2 a_3 c \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\ + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - s \theta_1 a_2 s \theta_2 \\ + s \theta_4 a_6 s \theta_6 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - s \theta_4 a_6 s \theta_6 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\ + \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ + s \theta_1 s \theta_2 a_3 s \theta_3 - d_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - d_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - d_6 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\ + d_6 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - d_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_2 \\
+ & \left(\begin{array}{l} s \theta_1 s \theta_2 a_3 s \theta_3 - a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 c \theta_4 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\ + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - d_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - d_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ - \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + \theta_7 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\ - \theta_7 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + s \theta_4 a_6 s \theta_6 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - s \theta_4 a_6 s \theta_6 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\ - s \theta_1 c \theta_2 a_3 c \theta_3 - d_6 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + d_6 c \theta_4 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \\ - d_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - d_6 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_3 \\
+ & \left(\begin{array}{l} s \theta_5 \theta_7 s \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + s \theta_5 \theta_7 s \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + s \theta_5 \theta_7 c \theta_1 c \theta_4 \\ + a_6 s \theta_6 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - a_6 s \theta_6 c \theta_1 s \theta_4 \\ + c \theta_5 a_6 c \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + c \theta_5 a_6 c \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + c \theta_5 a_6 c \theta_6 c \theta_1 c \theta_4 \\ + s \theta_5 d_6 s \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + s \theta_5 d_6 s \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + s \theta_5 d_6 c \theta_1 c \theta_4 \end{array} \right) \dot{\theta}_4 \\
+ & \left(\begin{array}{l} -a_6 c \theta_6 c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ + a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - a_6 c \theta_6 s \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 - \theta_7 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ - \theta_7 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + \theta_7 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 - \theta_7 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 \\ + \theta_7 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - d_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - d_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 \\ + d_6 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 - d_6 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 + d_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 \end{array} \right) \dot{\theta}_5 \\
+ & \left(\begin{array}{l} a_6 s \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 + a_6 s \theta_6 c \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 - a_6 s \theta_6 c \theta_5 c \theta_1 s \theta_4 \\ + a_6 s \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - a_6 s \theta_6 s \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 + a_6 c \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 \\ + a_6 c \theta_6 s \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + a_6 c \theta_6 c \theta_1 c \theta_4 \end{array} \right) \dot{\theta}_6 \\
+ & (c \theta_5 s \theta_1 c \theta_2 c \theta_3 - c \theta_5 s \theta_1 s \theta_2 s \theta_3 - s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 c \theta_2 s \theta_3 - s \theta_5 c \theta_4 s \theta_1 s \theta_2 c \theta_3 + s \theta_5 c \theta_1 s \theta_4) \dot{\theta}_7
\end{aligned}$$

9.1.3 Informatisation

Les modèles géométrique et cinématique sont implémentés sous une forme algorithmique dans un simulateur virtuel, permettant dans un premier temps de récupérer en temps réel les coordonnées articulaires en position et en vitesse de l'ensemble composé du bras manipulateur et le préhenseur, et en second temps de reconstruire la géométrie et la cinématique du système robotique dans un environnement virtuel.

La Figure (9.3) montre différentes configurations géométriques de système robotique par rapport aux mesures collectées.

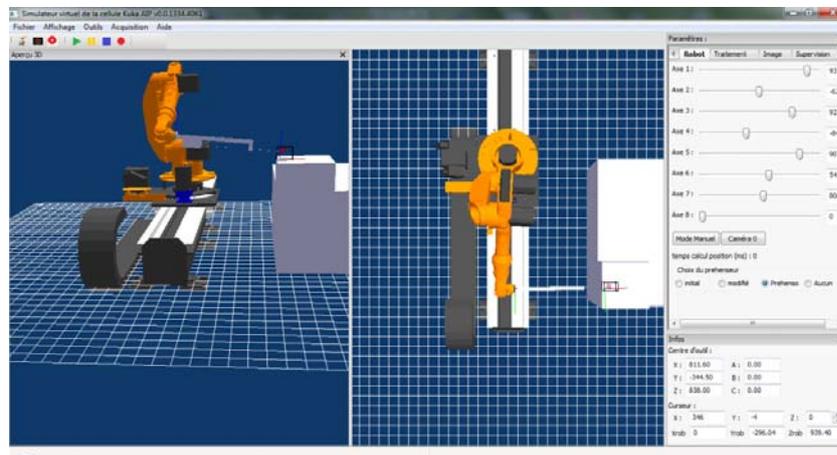


Figure 9.3: Représentation géométrique du système robotique pour la curiethérapie dans un environnement virtuel

9.2 Système d'acquisition

Le système d'acquisition est composé d'un module compact RIO CRIO-9022 de National Instrument®, auquel on a ajouté trois modules d'acquisition analogique CRIO-9215 et un module d'entrées sorties digitales NI-9401.

Le module CRIO-9022 de la Figure (9.4) est un ordinateur embarqué, avec un système d'exploitation OS en temps réel, basé sur un powerPC de 533Mhz avec 256Mo de mémoire et 2Go de stockage. Il est associé à un châssis CRIO-9114 de 8 slots, et disposant d'un FPGA Xilinx/Virtex-5 LX 50, dans lequel les modules d'acquisition sont installés.

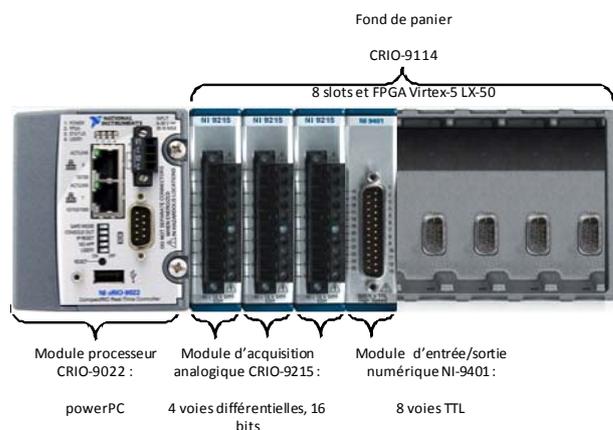


Figure 9.4: Système d'acquisition et traitement embarqué

- Chaque module CRIO-9215 dispose de 4 entrées analogiques différentielles, avec un échantillonnage simultané sur 16bits à 100Kéchantillons/s.
- Le module NI-9401 dispose de 8 voies d'entrées sorties numériques TTL.
- La communication entre le module d'acquisition temps réel et l'ordinateur de commande est faite par une connexion Ethernet.
- Le contrôleur du moteur de la Figure (9.5) est de la marque Orientalmotor© et est constitué de deux éléments: le module de puissance ESMC-K2 et le module de contrôle CM10-3. Le module ESMC-K2 assure l'alimentation du moteur et son asservissement à bas niveau, tandis que le module CM10-3 permet de piloter le moteur via plusieurs interfaces. Ce contrôle permet par exemple de commander le moteur à distance via une liaison série RS232 ou USB ou une liaison CAN utilisant le protocole CANopen. De nombreuses instructions sont disponibles autorisant la modification de la vitesse, de la position, des paramètres d'accélération, etc. Le contrôleur est également doté d'un langage de programmation simple mais suffisant pour l'écriture de petits scripts embarqués qui peuvent être déclenchés par des événements.

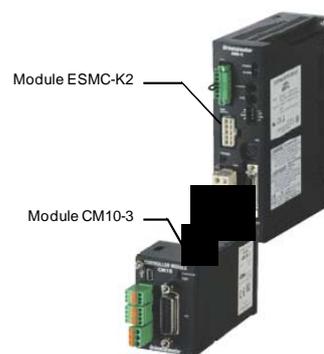


Figure 9.5: Contrôleur du moteur linéaire sur le préhenseur

Concept Intégré pour la Curiethérapie Robotisée de la Prostate

Résumé: Le cancer de la prostate est le cancer ayant la plus grande incidence chez l'homme depuis cette dernière décennie. Plusieurs traitements sont utilisés à nos jours pour lutter contre ce cancer parmi eux, nous trouvons la technique du traitement ciblé de la curiethérapie. Cette dernière offre d'importants avantages, mieux tolérée par le patient et ne nécessitant pas une hospitalisation très longue. L'objectif de cette thèse est de concevoir un système intégré pour la robotisation de la curiethérapie de la prostate. Ce concept intégré inclut à la fois un système robotique, son instrumentation intelligente et un logiciel de commande et de supervision. La solution proposée est principalement constituée d'un préhenseur pouvant s'adapter à un robot de type bras articulé et, d'un logiciel de simulation virtuelle, utilisé pour la commande et la supervision en temps réel du système robotique. La conception du préhenseur médical est basée sur une solution modulaire, évolutive et transférable à d'autres gestes chirurgicaux. Une approche de surveillance à base de modèle a été intégrée à ce concept afin de superviser le fonctionnement des actionneurs du système robotique en temps réel, durant les gestes per-opératoires. Des résultats expérimentaux ont été réalisés sur un ensemble de fantômes au laboratoire, en associant un robot industriel.

Integrated Concept for Prostate Robotized Brachytherapy

Abstract: Prostate cancer is the cancer with the highest incidence in humans over the past decade. Several treatments are used nowadays for lute against this cancer; among them we find the technique of targeted therapy of brachytherapy. This offers significant advantages, better tolerated by the patient and not requiring a long hospitalization. The objective of this thesis is to design an integrated system for the robotization of prostate brachytherapy. This integrated concept includes robotic systems, intelligent instrumentation and software for control and supervision. The proposed solution consists mainly of adaptation of a medical gripper to a robot arm, with integration of virtual simulation for real-time control and monitoring. The description of this solution is made in three parts. The design of the medical gripper is based on modular, scalable and transferable solution. A model based monitoring approach has been integrated into this concept, to oversee the correct functioning of the actuators of the robotic system in real time, during the intra-operative period. Experimental results were performed on a set of phantoms in the laboratory using industrial robot.