



HAL
open science

Conception et étude d'un robot collaboratif pour la curiethérapie de la prostate

Aziza Ben Halima

► **To cite this version:**

Aziza Ben Halima. Conception et étude d'un robot collaboratif pour la curiethérapie de la prostate. Ingénierie biomédicale. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2022. Français. NNT : 2022BRES0014 . tel-03826889

HAL Id: tel-03826889

<https://theses.hal.science/tel-03826889v1>

Submitted on 24 Oct 2022

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

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

THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

ÉCOLE DOCTORALE N° 605

Biologie, Santé

Spécialité : *Technologies Biomédicales*

Par

Aziza BEN HALIMA

Conception et étude d'un robot collaboratif pour la curiethérapie de la prostate

Thèse présentée et soutenue à Brest , le 02/03/2022

Unité de recherche : LaTIM, INSERM UMR 1101

Rapporteurs avant soutenance :

Yassine HADDAB
Hadrien COURTECUISSÉ

Professeur, Université de Montpellier, CNRS LIRMM
Chargé de recherche CNRS, ICUBE, Strasbourg

Composition du Jury :

Président du jury : Dimitris VISVIKIS
Examinatrice : Chafiaa HAMITOUCHE
Examinatrice : Mouna SOUSSI
Rapporteur : Yassine HADDAB
Rapporteur : Hadrien COURTECUISSÉ
Dir. de thèse : Julien BERT

Directeur de recherche INSERM, LaTIM, Brest
Professeur, IMT Atlantique, LaTIM, Brest
Ingénieur, Safran, Issoudun
Professeur, Université de Montpellier, CNRS LIRMM
Chargé de recherche CNRS, ICUBE, Strasbourg
Ingénieur hospitalier principal, CHRU de Brest, LaTIM

TABLE DES MATIÈRES

Tables des Figures	5
Liste des Tableaux	11
1 Introduction	12
1.1 Contexte médical	12
1.1.1 La prostate	12
1.1.2 Le cancer de la prostate	13
1.1.3 La curiethérapie de la prostate	19
1.1.3.1 La curiethérapie à haut débit de dose	19
1.1.3.2 La curiethérapie à bas débit de dose	21
1.1.3.3 Travaux améliorant la curiethérapie à bas débit de dose	27
1.2 Aide au geste en curiethérapie de la prostate	29
1.2.1 Les dispositifs utilisant un robot commercial	30
1.2.2 Les prototypes à 3 ddl	32
1.2.3 Les prototypes à plus de 3 ddl	34
1.2.4 Limitations des robots existants pour notre application clinique	39
1.3 Travaux précédents du LaTIM	40
1.4 Objectifs de la thèse	42
1.5 Organisation de la thèse	43
2 Design et modélisation d'un robot dédié à la curiethérapie de la prostate	45
2.1 Introduction	45
2.2 Définition des objectifs	46
2.2.1 Encombrement	46
2.2.2 Précision et zone atteignable	47
2.2.3 Forces d'insertion	50
2.3 Conception de la structure du robot	50
2.3.1 Conception du squelette du robot	50

2.3.2	Conception du système de compensation de la gravité	55
2.3.3	Conception de l'effecteur du robot	59
2.4	Cinématique du robot	64
2.4.1	Nomenclature du robot	65
2.4.2	Modèle géométrique inverse du robot	66
2.4.3	Modèle géométrique direct du robot	69
2.4.4	Matrice Jacobienne du robot	71
2.4.5	Singularités du robot	73
2.5	Conclusion	74
3	Optimisation et évaluation théorique du robot	76
3.1	Introduction	76
3.2	Optimisation de la géométrie du robot	77
3.3	Étude de la compensation de la gravité	85
3.3.1	Couple lié à la force de la gravité imposée par le poids de chaque bras du robot	87
3.3.2	Couple élastique imposé par le mécanisme à ressort et à engrenages . .	88
3.3.3	Conditions de l'équilibrage parfait	90
3.3.4	Choix de la raideur du ressort	91
3.3.5	Évaluation des performances du système de compensation de la gravité	94
3.4	Analyse des capacités en force à l'effecteur du robot	97
3.5	Conclusion	102
4	Prototype et évaluations expérimentales	104
4.1	Introduction	104
4.2	Construction du prototype	105
4.2.1	Adaptation du design et impression 3D	105
4.2.2	Montage et bilan de l'impression	114
4.3	Évaluations expérimentales	115
4.3.1	Mise en place du banc expérimental	115
4.3.1.1	Fantôme de la prostate	115
4.3.1.2	Localisateur électromagnétique	116
4.3.1.3	Dispositifs électroniques	118
4.3.1.4	Logiciel de visualisation	120
4.3.2	Mesures et résultats expérimentaux	121

TABLE DES MATIÈRES

4.3.2.1	Mesures de l'espace de travail atteignable	121
4.3.2.2	Mesures des erreurs de placement de l'aiguille via un retour visuel	125
4.3.2.3	Mesures des erreurs de placement par le modèle géométrique	127
4.4	Conclusion	131
5	Conclusion et perspectives	132
	Annexes	138
	Annexe 1	138
	Annexe 2	139
	Références	140
	Publications acceptées dans le cadre de la thèse	152

TABLE DES FIGURES

1.1	Anatomie de l'appareil reproducteur et urinaire chez l'homme [1].	13
1.2	Curiethérapie à haut débit de dose de la prostate	21
1.3	Matériels utilisés en curiethérapie à bas débit	22
1.4	Curiethérapie à bas débit de dose de la prostate [34]	23
1.5	Robot proposé par les médecins du Centre Oscar Lambret de Lille et les chercheurs du Centre de recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille [57]	31
1.6	(a) Robot 3 ddl compatible avec le guidage de la sonde ultrason proposé par [58]. (b) Robot proposé par [59] qui permet le positionnement et l'insertion simultanée de toutes les aiguilles.	33
1.7	Robot compatible avec l'imagerie ultrasonore et l'IRM proposé par [60]	33
1.8	Robot sériel composé d'un module de positionnement et d'un module de chirurgie qui a été proposé par [61]	34
1.9	(a) Robot compact compatible avec l'imagerie ultrasonore capable d'être monté sur le stepper conventionnel [63]. (b) Robot semi-automatique proposé par [64].	35
1.10	Robot PROSPER incluant deux modules pour le positionnement et l'insertion de l'aiguille [65]	36
1.11	(a) Manipulateur basé sur l'utilisation du design Macro-Micro [66]. (b) Robot constitué de deux tables de mouvement cartésien situées en configuration parallèle [67].	37
1.12	(a) Robot à 4 ddl compatible avec l'IRM proposé par [68]. (b) Robot parallèle modulaire à 5 ddl proposé par [69].	38
1.13	Robot d'insertion d'aiguille sous IRM commandé à distance et fournissant un retour d'effort [70]	38
1.14	Robot à 5 ddl compatible avec IRM [71]	39
1.15	Robot à 6 ddl compatible avec l'imagerie IRM proposé par [72]	39
1.16	Robot à 3 ddl dédié pour la manipulation et proposé par [83]	41
1.17	Description schématique de l'installation du robot développé par [83]	42

TABLE DES FIGURES

2.1	Figure publiée avec le rapport TG-192 [54] et présentant le système de coordonnées référent de l'application de curiethérapie de prostate lorsque le patient est en position de lithotomie et les mesures de l'espace disponible pour l'installation du robot en bloc opératoire.	47
2.2	Un exemple d'image CT d'un patient qui montre l'emplacement de la prostate et la région d'intérêt pour mesurer l'espace de travail requis. L et H sont respectivement la largeur et la hauteur de la prostate dans le plan transversal. A et B représentent la distance entre les deux extrémités de l'organe (base et apex) et la paroi du périnée.	48
2.3	Calcul des angles d'angulation requis pour la curiethérapie. α et β présentent les angles de tangage et de lacet. M_1 , M_2 , N_1 et N_2 sont les points extrêmes du plan transversal ($55 \times 55 \text{ mm}^2$).	49
2.4	Études préliminaires de l'impact d'ajout d'un bras supplémentaire au robot parallèle développé dans le cadre des travaux précédents de notre laboratoire. (a) 1 ^{ère} étude et (b) 2 ^{ème} étude.	51
2.5	Modèle 3D de la plateforme de Gough-Stewart	52
2.6	Modèle 3D d'un manipulateur 6-PUS [91]	52
2.7	Description schématique de l'architecture cinématique des manipulateurs parallèles 6-RUS. R : liaison pivot, U : liaison joint universel, S : liaison sphérique.	53
2.8	Structure du manipulateur parallèle 6-RUS modifiée par [93].	53
2.9	Modèle CAO du robot proposé pour assister le chirurgien en curiethérapie réalisé avec <i>SOLIDWORKS</i> . La zone carrée correspond à la zone de positionnement de l'aiguille.	54
2.10	Systèmes de compensation de la gravité basés sur l'intégration de contrepoids et de pantographes existants dans la littérature. (a) Système proposé par [96] intégrant un mécanisme de pantographe. (b) Robot proposé par [97] basé sur l'intégration d'un système à capacité de charge. (c) Système proposé par [98] utilisant des contrepoids.	56
2.11	Systèmes de compensation de la gravité existants dans la littérature basés sur l'utilisation de ressort. (a) Utilisation de deux ressorts à longueur libre dans un robot Penta-G [99]. (b) Utilisation de ressort, de câbles et de poulies [100]. (c) Intégration d'un mécanisme à ressort et à engrenages dans un robot delta [101].	57

2.12	Modèle CAO de la structure mécanique compacte, composée par un ressort et un système auxiliaire basé sur l'utilisation des engrenages, et proposée pour compenser les forces de gravité.	58
2.13	Modèles des effecteurs existants dans la littérature pour la fixation des aiguilles médicales sur des robots. (a) Effecteur basé sur l'utilisation d'une articulation à cardan à 2 ddl et proposé par [102]. (b) Effecteur d'un robot pour la biopsie proposé par [103]. (c) Outil téléopéré de guidage et d'insertion d'aiguille proposé par [104].	60
2.14	Mise en évidence de la vue de coupe du système jetable pour montrer les détails de conception et la fixation de ce système sur l'aiguille.	62
2.15	Modèle CAO de l'effecteur du robot et mise en évidence d'une vue de coupe schématisant une description détaillée des différents composants de l'effecteur.	63
2.16	Vue de coupe de l'ensemble composé de l'aiguille et de l'effecteur pour montrer le principe de fonctionnement assurant l'attachement et la libération de l'aiguille. Principe de fonctionnement de (a) l'attachement de l'aiguille et (b) de la libération de l'aiguille.	63
2.17	Description schématique de la structure robotique proposée en place pendant la procédure de curiethérapie à faible débit de dose et mise en évidence sur le système de compensation de la gravité installé dans les bras inférieurs du robot et sur l'effecteur.	64
2.18	Nomenclature du robot représentant les paramètres géométriques, les différents systèmes de coordonnées et les chaînes cinématiques utilisés pour obtenir la cinématique du robot : (a) vue de face, (b) vue de gauche.	66
2.19	Positions singulières du robot. (a) $\theta_i = 0^\circ$ et le bras inférieur et le bras supérieur sont presque alignés. (b) $\theta_i = \frac{\pi}{2}^\circ$ et le bras inférieur et le bras supérieur sont presque superposés.	74
3.1	Processus d'optimisation appliqué sur notre robot dédié à la curiethérapie de la prostate et présentant la combinaison des deux étapes de modélisation et d'optimisation	79
3.2	Principe de fonctionnement de l'algorithme génétique	82

TABLE DES FIGURES

3.3	L'espace de travail théorique du robot : la partie en bleu représente le résultat de calcul des points atteignables par le robot en utilisant la méthode de discrétisation. La partie en pointillés représente la zone d'intérêt contenant la capsule prostatique définie dans le cahier de charge. (a) vue 3D de l'espace de travail théorique de notre robot, (b) vue du plan xz avec $y=0$ et (c) vue du plan xy avec $z=0$	84
3.4	Nomenclature du robot représentant les paramètres géométriques du robot et du mécanisme à ressort et à engrenages utilisés pour la compensation de la gravité et les forces de la gravité utilisées pour obtenir l'équilibrage parfait approximatif au niveau des articulations rotatives. (a) vue de face du robot, (b) vue de gauche du robot et (c) schéma proposé du mécanisme du système à ressort et à engrenages.	86
3.5	Calcul de la raideur du ressort le long de l'axe z_0 pour (a) un prototype en PLA et (b) pour un prototype en aluminium.	93
3.6	Caractéristique d'un ressort.	94
3.7	Calcul du couple moteur le long de l'axe z_0 en cas de robot équilibré et dés-équilibré. La courbe en rouge représente le calcul du couple moteur T_{m_i} tandis que la courbe en bleu introduit les résultats du calcul du couple moteur $T_{m_i/s}$. (a) prototype en PLA. (b) prototype en aluminium.	95
3.8	Taux de réduction du couple moteur nécessaire pour contrebalancer le poids de la partie mobile du robot. Les limites en pointillés identifient l'espace de travail requis pour la curiethérapie. Cas d'utilisation d'un robot en PLA et d'une raideur de ressort de 5 N/mm : (a) vue du plan xz pour $y=0$, (b) vue du plan xy pour $z=200$ mm. Cas d'utilisation d'un robot en aluminium et d'une raideur de ressort de 9,5 N/mm : (c) vue du plan xz pour $y=0$, (d) vue du plan xy pour $z=200$ mm.	96
3.9	Analyse de la force isotropique de l'effecteur du robot sur le plan xy pour $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ à une distance de $z = 180 \text{ mm}$ de la plateforme fixe du robot (c'est-à-dire quand la pointe de l'aiguille est positionnée sur la surface périnéale).	100
3.10	Analyse de la force d'insertion maximale de l'effecteur du robot sur le plan XY pour $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ à une distance de $z = 180 \text{ mm}$ de la plateforme fixe du robot qui correspond au positionnement de l'aiguille sur le périnée.	101

4.1	L'imprimante 3D "Ultimaker S5" développée par la société <i>Ultimaker</i>	106
4.2	Interface du logiciel <i>Cura</i>	107
4.3	Schéma illustrant l'impression 3D des bras supérieurs avec la mise en place des supports.	107
4.4	Identification des pièces à imprimer sur une vue 3D de notre robot.	108
4.5	Représentation des pièces mécaniques imprimées pour assurer la liaison pivot au niveau des articulations rotatives du robot. (a) Identification de la pièce intermédiaire sur notre structure robotique. (b) Modèle CAO de la pièce intermédiaire assemblée avec le bras et les encodeurs. (c) Pièces mécaniques imprimées avec l'encodeur utilisé pour la mesure de la valeur de l'angle θ_i et (d) la vue sur la disposition finale de l'assemblage des différentes pièces mécaniques.	109
4.6	Utilisation de bras inférieurs courbés au lieu de bras droits	110
4.7	Représentation des composants du joint universel en (a) modèle CAO, (b) en processus d'impression 3D et (c) après impression 3D et assemblage.	110
4.8	Représentation du résultat d'impression du bras supérieur et la fourche du joint universel : (a) démontage et (b) assemblage via la liaison d'encastrement par collage.	111
4.9	Liaison sphérique avec le bras supérieur en (a) modèle CAO et (b) après impression et assemblage.	112
4.10	Représentation de la liaison sphérique entre l'effecteur et le bras supérieur du robot en (a) démontage et (b) en assemblage.	112
4.11	Représentation de l'effecteur du robot avec l'aiguille du système de mesures expérimentales. (a) Vue de coupe du modèle 3D de l'effecteur. (b) Présentation des différents composants de l'effecteur. (c) Démontage et (d) assemblage de ces différents composants.	113
4.12	La structure robotique réalisée avec impression 3D.	114
4.13	Le fantôme de la prostate final [95].	116
4.14	Les différents composants du localisateur électromagnétique utilisé comme système de mesure.	117
4.15	Établissement de la communication SPI entre les encodeurs, les dispositifs électroniques et le logiciel de visualisation	119

TABLE DES FIGURES

4.16	Le banc expérimental installé dans notre laboratoire est composé de la structure robotique sur laquelle sont fixés les encodeurs, le localisateur électromagnétique, le fantôme de la prostate, les dispositifs électroniques et le logiciel de visualisation.	120
4.17	Résultats des mesures expérimentales du volume opérationnel du robot avant (zone bleue) et après (zone grise) l'ajout de la sonde ultrason. La forme en pointillés correspond au volume requis par l'application médicale.	123
4.18	Marquage des points de positionnement sur la grille témoin	126
4.19	Erreurs de positionnement de la pointe de l'aiguille mesurées à l'aide du logiciel de visualisation entre les positions cibles (points en bleu) déjà prédéfinies sur la surface du fantôme et les poses déterminées par le calcul de la cinématique du robot (cercles en vert).	128
4.20	Erreurs d'insertion de la pointe de l'aiguille mesurées à l'aide du logiciel de visualisation, pour le point d'entrée A, entre les positions cibles déjà prédéfinies (points en bleu) et les poses déterminées par le localisateur électromagnétique (étoiles en vert) et par le calcul de la cinématique du robot (carreaux en rouge).	130

LISTE DES TABLEAUX

2.1	Dimensions minimales, maximales et moyennes de la prostate calculées à partir des images CT des patients	48
2.2	Erreur entre la position réelle et la position obtenue avec le calcul du modèle géométrique direct pour différentes configurations de positionnement de l'aiguille	71
3.1	Limites supérieures et inférieures des dimensions des paramètres géométriques du vecteur δ	80
3.2	Configuration des paramètres de l'algorithme génétique	83
3.3	Solution issue de l'implémentation de l'optimisation	83
3.4	Valeurs géométriques du système à ressort et à engrenages résultantes de l'implémentation de l'étude d'optimisation	91
3.5	Dimensions du robot utilisées pour l'étude de la compensation de la gravité . .	93
4.1	Valeurs expérimentales de la rotation de l'effecteur autour des 3 axes pour différentes profondeurs d'insertion de l'aiguille	125
4.2	Erreur moyenne calculée pour tous les opérateurs pour chaque point de la grille témoin	126
4.3	Erreurs de positionnement de la pointe de l'aiguille sur le plan d'entrée du fantôme entre la pose des points cibles mesurée par le localisateur électromagnétique et l'estimation de la cinématique du robot	128
4.4	Valeurs de l'erreur d'angulation du robot autour des 3 axes de rotation	131

INTRODUCTION

Au fil des années, les robots médicaux sont devenus de plus en plus présents dans la pratique médicale et ils sont utilisés pour de nombreux domaines d'application à l'instar de l'urologie. Cette technologie a montré son efficacité pour faciliter l'accès à des zones habituellement difficiles et augmenter la précision et la finesse du geste chirurgical tout comme assurer une meilleure récupération pour les patients.

Le cancer de la prostate est l'une des maladies les plus souvent diagnostiquées et il est parmi les causes de mortalité les plus fréquentes chez les hommes. Comme tout autre type de cancer, cette maladie peut être traitée par plusieurs thérapies mais la curiethérapie demeure la technique la plus utilisée pour le cancer de la prostate précoce.

L'utilisation des robots, pour assister les chirurgiens lors de la procédure de curiethérapie, présente maintenant un défi pour les chercheurs afin d'améliorer cette application en tirant profit de ses avantages dans le traitement précoce des cellules tumorales.

Dans ce chapitre, nous allons parler de l'anatomie de la prostate et du cancer. Ensuite, nous allons nous intéresser à la curiethérapie de la prostate où nous allons détailler les étapes de cette procédure médicale en précisant ses avantages et ses limitations. Puis, nous allons citer les robots développés pour assister la curiethérapie de la prostate. Nous finirons par présenter les objectifs de la thèse ainsi que l'organisation des chapitres de ce manuscrit.

1.1 Contexte médical

1.1.1 La prostate

La prostate est une masse glandulaire qui fait partie de l'appareil reproducteur masculin. Elle est localisée dans la cavité pelvienne, sous la vessie, au-dessus du périnée, en avant du rectum et en arrière de la symphyse pubienne et elle est traversée par l'urètre prostatique comme le montre la figure 1.1. Elle comporte trois lobes séparés par un septum médian : un lobe moyen et deux lobes latéraux, gauche et droit. La taille de la prostate est quasi-similaire à celle d'une

châtaigne avec un volume moyen de 20 cm^3 qui varie d'un individu à un autre. Elle est de couleur blanchâtre à rose pâle et de consistance assez ferme et élastique [1].

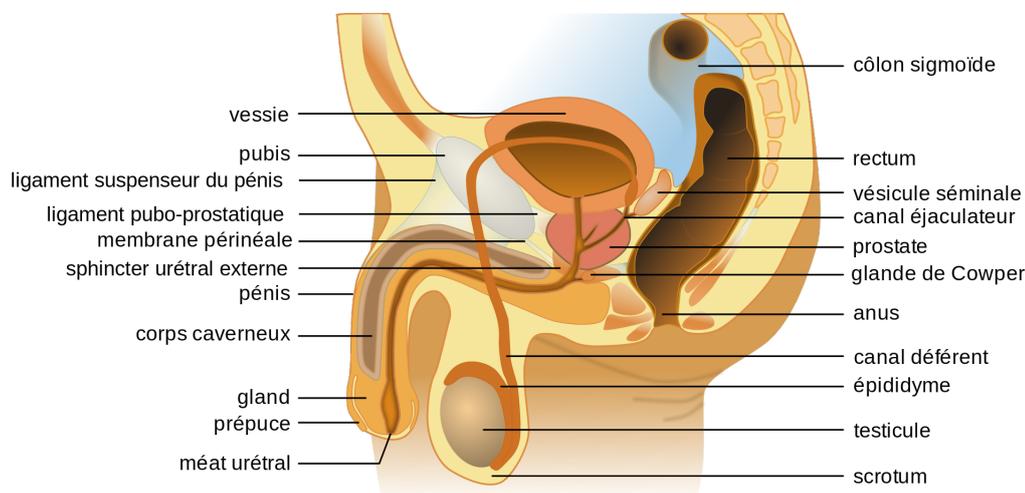


FIGURE 1.1 – Anatomie de l'appareil reproducteur et urinaire chez l'homme [1].

Cette glande possède trois rôles principaux. D'une part, elle joue un rôle sexuel important dans la production du liquide prostatique qui est riche en enzymes, en protéines et en minéraux et qui correspond à 10-30% du liquide séminal. Le liquide prostatique aide à protéger et à nourrir les spermatozoïdes, à neutraliser l'acidité vaginale et à éviter la coagulation du sperme. D'autre part, la prostate possède un rôle urinaire, elle participe au bon fonctionnement de l'appareil mictionnel en assurant une bonne continence urinaire ainsi qu'en inhibant la propagation des infections de l'urètre vers l'intérieur du corps. Enfin, la prostate a un rôle hormonal, elle transforme une partie (5%) de la testostérone en un métabolite encore plus actif qui est la dihydrotestostérone qui sert à régler l'activité sexuelle masculine [2].

Plusieurs troubles peuvent toucher la prostate, parmi lesquels trois pathologies sont les plus fréquentes chez l'homme. Ces pathologies sont la prostatite, l'adénome (ou l'hypertrophie bénigne de la prostate) et le cancer de la prostate qui est la maladie la plus constatée dans l'organe. Dans 95% des cas, cette maladie se développe à partir des cellules malignes et anormales du revêtement de la prostate [3]. Elle présente le cancer le plus répandu chez les hommes et se manifeste le plus souvent chez les personnes âgées.

1.1.2 Le cancer de la prostate

Dans le monde, le cancer de la prostate présente le 3^{ème} cancer le plus fréquemment diagnostiqué en 2020 avec 1.41 millions de cas après le cancer du sein (2.26 millions de cas) et le

cancer du poumon (2.22 millions de cas). C'est aussi le 2^{ème} cancer le plus commun chez les hommes avec 14.1% de l'ensemble des nouveaux cas et le 4^{ème} le plus mortel avec 6.8% de l'ensemble des décès liés au cancer [4]. Pour l'union européenne, 450 000 nouveaux cas estimés et 107 000 décès ont été enregistrés en 2018 [5]. En France aussi, le cancer de la prostate a touché près de 50 400 personnes ce qui représente 25% de l'ensemble des cancers incidents masculins et il a causé 8 100 décès selon le rapport de l'Institut national du cancer en 2018. Il se situe au 1^{er} rang des cancers chez l'homme et au 3^{ème} rang des décès dus à cette maladie [6]. Comme évoqué précédemment, ce type de cancer se développe à partir de la transformation anarchique des cellules normales de la prostate et leurs multiplications pour former une masse tumorale maligne. L'évolution de ces cellules cancéreuses est souvent lente et localisée ce qui favorise le diagnostic à un stade précoce. Cependant, l'absence de traitement ou de dépistage précoce peut entraîner la prolifération excessive de la tumeur ce qui conduit à affecter les organes voisins et augmenter les risques des métastases.

Les origines exactes du cancer de la prostate ne sont pas encore identifiées, mais il s'avère que le risque d'avoir cette maladie s'accroît avec plusieurs facteurs. En fait, la probabilité de développer un cancer de la prostate augmente proportionnellement avec l'âge, ce qui en fait un premier facteur qui prédispose à cette maladie au vu de la majorité des cas incidents qui sont découverts après l'âge de 50 ans. En deuxième lieu, les antécédents familiaux et l'hérédité sont aussi des facteurs de risques avérés. La possibilité d'être atteint par cette maladie augmente de 2 à 3 fois quand l'une des personnes apparentées au premier degré (père, frère ou fils) a développé un cancer de la prostate [5]. D'autres facteurs de risque tels que les origines ethniques (plus exactement les hommes d'origine afro-américaine), l'alimentation (excès de produits laitiers et de calcium, manque de vitamine E ou de sélénium), le tabac ou encore certaines maladies (obésité, Parkinson) favorisent le développement de cette pathologie [3]. En revanche, il est possible que le cancer de la prostate apparaisse chez des hommes qui ne présentent aucun des facteurs de risque présentés ci-dessus. Outre cela, les signes et les symptômes de cette maladie n'apparaissent pas généralement aux premiers stades et ne se manifestent que lorsque la tumeur augmente de volume et entraîne des changements des habitudes urinaires et sexuelles.

À cet égard, le diagnostic reste le seul moyen efficace pour affirmer la présence des cellules cancéreuses dans la prostate. Plusieurs méthodes de détection sont utilisées :

- Le dosage du PSA : ce diagnostic est réalisé par une simple prise de sang pour déterminer le taux de l'antigène spécifique de prostate (PSA) chez l'homme. Un taux élevé de cet antigène peut être la conséquence d'une anomalie prostatique, mais cela ne permet pas de conclure à la présence systématique d'une tumeur et donc, d'autres examens doivent être

pratiqués.

- Le toucher rectal : C'est un examen médical durant lequel le médecin introduit un doigt ganté et lubrifié dans le rectum du patient et palpera la prostate pour évaluer sa taille et sa consistance et chercher à détecter des anomalies (dureté, irrégularité, hypertrophie, présence de nodules...). Dans ce cas, il peut probablement recommander une échographie de la prostate.
- Échographie transrectale : lors de ce diagnostic, une sonde produisant des ondes sonores de hautes fréquences est introduite dans le rectum via l'anus pour produire des images de la prostate aidant à repérer les zones suspectes.
- L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) : cette technique permet d'avoir des images de coupe de la prostate fournissant des détails sur la présence de la tumeur, son emplacement exact, son agressivité et sa propagation. Une fois que le cancer de la prostate est détecté, une biopsie est toujours effectuée pour avoir un diagnostic plus détaillé et sûr.
- La biopsie de la prostate : lors de ce diagnostic, l'urologue introduit une aiguille dans la prostate en traversant la paroi du rectum, sous échographie, afin de prélever des cellules dans les zones suspectes qui seront ensuite examinées au microscope pour confirmer la présence ou non des cellules cancéreuses.

Dans le cas où les diagnostics révèlent la présence d'un cancer dans la prostate, il est indispensable de procéder à un bilan d'extension pour déterminer l'étendue, le stade de la maladie et la présence éventuelle de métastases dans les organes voisins. C'est pour cela que la classification du cancer est un processus important pour déterminer le degré d'avancement, le choix du traitement et la survie des patients.

Il existe plusieurs méthodes de classification comme la classification TNM (Tumour Node Metastasis) qui se base sur l'extension anatomique du cancer et la classification de d'AMICO qui classe le cancer de la prostate en trois groupes en fonction de son risque de progression (risque faible - risque intermédiaire - risque élevé) [7]. La troisième méthode de classification se base sur le score de Gleason, elle a été introduite par Donald Gleason en 1966 [8] et révisée en 2005 par la société internationale de pathologie urologique [9]. C'est le système de classification le plus utilisé à nos jours et il se base sur le calcul d'un score histopronostique reposant sur le degré de différenciation des cellules cancéreuses et sur un facteur pronostique décrivant leur modèle de croissance dans la prostate.

À partir de ces méthodes de classification, le stade d'avancement du cancer de la prostate peut être défini comme suit :

- Stade 1 : les cellules cancéreuses sont peu nombreuses et la tumeur est localisée dans la moitié d'un seul lobe de la prostate.
- Stade 2 : la tumeur est encore petite et localisée et elle ne s'est pas propagée hors de la prostate.
- Stade 3 : la tumeur s'est propagée à un ou plusieurs organes voisins.
- Stade 4 : le cancer s'est propagé par le sang ou le système lymphatique à d'autres organes.

Une fois que le stade d'avancement du cancer est établi, l'agressivité est connue et l'état du patient est étudié, le choix du traitement peut être fait. Il existe plusieurs options qui peuvent être appliquées seules ou en association pour traiter le cancer de la prostate parmi lesquelles :

La surveillance active : elle est appliquée seulement pour des patients d'une espérance de vie supérieure à 10 ans ayant un cancer encore petit et peu agressif et ne nécessite pas un traitement immédiat. Elle vise à observer et contrôler l'évolution et la propagation de la tumeur par la réalisation des diagnostics réguliers de dosage du taux de PSA et des biopsies afin de retarder le traitement et, par conséquent, éviter les effets secondaires résultants de la toxicité de ce traitement. Si une évolution est détectée, un des traitements curatifs sera proposé selon la situation médicale du patient. Cependant, il faut informer ces patients que la surveillance active n'est pas une abstention thérapeutique mais plutôt une observation encadrée de la propagation de la tumeur qui peut engendrer la mise en place d'une autre modalité de traitement. Une étude a montré que 30% des patients mis sous surveillance active sur une période de 6,8 ans ont été reclassés comme à risque plus élevé et se sont vus proposer un traitement invasif différé [10].

La chirurgie : ce traitement locorégional est fréquemment utilisé pour traiter le cancer de la prostate. Il existe deux types principaux de chirurgie : la prostatectomie radicale et la résection transurétrale. Le premier type est généralement appliqué sur des patients de moins de 75 ans relativement en bonne santé et ayant une tumeur localisée ou localement avancée. Lors de ce traitement, le chirurgien effectue une ablation de toute la prostate ainsi qu'une partie des tissus qui l'entourent et des vésicules séminales. La prostatectomie radicale est pratiquée le plus souvent par chirurgie classique, mais dans d'autres cas elle peut être effectuée par voie laparoscopique, périnéale, rétropubienne ou robotique. Cette intervention d'exérèse de la prostate est

parfois associée à un curage ganglionnaire pelvien qui a pour but d'enlever les ganglions lymphatiques voisins. Le deuxième type est appliqué sur les personnes avec un état de santé dégradé et ayant un cancer avancé. Il consiste à enlever une partie de la prostate en passant par l'urètre. La résection transurétrale sert à réduire la taille de la tumeur avant de commencer d'autres traitements. La chirurgie s'accompagne d'effets secondaires néfastes. Elle occasionne un risque d'incontinence urinaire, une dysfonction érectile, une impuissance ou un rétrécissement des voies urinaires et une infertilité. Ces effets secondaires dépendent du type d'intervention effectuée et de la dextérité du chirurgien et s'accompagnent d'autres risques liés à l'anesthésie, le saignement, la transfusion, l'infection et les lésions.

D'autres types de traitement peuvent être classés avec la chirurgie comme le traitement par ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) [11] et la cryothérapie [12]. Le HIFU est une technique de thérapie en cours d'évaluation utilisée pour les cancers localisés. Elle consiste à concentrer des ultrasons, délivrés par une sonde échographique insérée dans le rectum, sur une partie de la prostate pour créer une chaleur intense de température atteignant 80°C. Le but de cette technique est de détruire les cellules cancéreuses par le choc thermique. Ce traitement permet de conserver la puissance sexuelle chez les patients sexuellement actifs avant le traitement, mais il possède des effets secondaires comme l'incontinence urinaire et la rétention urinaire temporaire. Pour la cryothérapie, elle a le même principe de fonctionnement que la HIFU sauf que les cellules cancéreuses sont détruites par congélation. Les effets secondaires sont principalement liés à des troubles de l'érection. En revanche, cette technique engendre rarement une incontinence urinaire [13].

La radiothérapie : ce type de traitement peut être envisagé après la chirurgie quand les analyses microscopiques du tissu prostatique révèlent la présence de cellules cancéreuses dans la région opérée ou bien tout seul sans opération chirurgicale préalable. Il existe deux type de radiothérapie, une par voix externe à travers la peau et une par voix interne. Dans ce dernier cas, nous parlons de la curiethérapie qui sera expliquée avec plus de détails dans la section suivante. Concernant la radiothérapie externe, elle est utilisée selon une technique tridimensionnelle et consiste à diriger des faisceaux de particules de très haute énergie vers la prostate à travers la peau pour irradier les cellules cancéreuses dont l'objectif d'empêcher leur multiplication et minimiser l'endommagement des tissus sains des organes voisins. Ces rayonnements sont produits par un accélérateur de particules. La dose dépend fortement du stade d'avancement du cancer par exemple pour une tumeur à faible risque, une dose de 74 Gy est suffisante tandis que pour une tumeur à risque intermédiaire une dose atteignant 81 Gy peut être délivrée [14]. Cette tech-

nique peut causer des troubles urinaires, des inflammations au niveau du rectum et de l'anus, des dérangements intestinaux, de la fatigue et une dysfonction érectile qui apparaît dès 12 mois après le traitement [15].

L'hormonothérapie : cette technique est généralement employée pour un cancer de prostate avancé. Elle peut être associée à d'autres traitements comme la radiothérapie et elle consiste à empêcher l'action stimulante de la testostérone sur les cellules cancéreuses et donc créer un milieu hormonal qui ralentit le développement du cancer jusqu'à son élimination. Il existe plusieurs méthodes d'hormonothérapie à l'instar de la castration qui est généralement utilisée pour le cancer avec métastases. Elle bloque la production de l'hormone masculine au moyen d'un médicament agissant sur les hormones LH et LHRH responsables du déclenchement de la production de testostérone [16]. Aussi, la méthode des anti-androgènes qui sont aussi des médicaments qui bloquent partiellement les récepteurs androgènes des cellules prostatiques. L'hormonothérapie s'accompagne principalement de bouffées de chaleur et de problèmes sexuels.

La chimiothérapie : elle consiste à injecter des substances cytotoxiques qui détruisent les cellules cancéreuses et elle est utilisée lorsque le cancer métastatique résiste à l'hormonothérapie. Ce type de thérapie a plusieurs effets secondaires comme pour tous les autres cancers à l'instar des nausées et vomissements, des diarrhées, du nombre peu élevé de cellules sanguines (aplasie médullaire), de la fatigue, de la perte de poils et de cheveux, des douleurs dans la bouche, des maux de gorge et des pertes d'appétit.

Toutes ces techniques de traitements ont montré leur efficacité pour le cancer de la prostate. Le choix de la méthode qui va être utilisée dépend de plusieurs facteurs mais principalement du stade de l'avancement du cancer. La curiethérapie présente le traitement le plus efficace et avec le moins d'effets secondaires en comparant avec les autres traitements pour le cas de cancer précoce. En effet, cette technique est efficace en termes de temps de récupération relativement court et à faible toxicité par rapport à la radiothérapie externe. Contrairement à la curiethérapie, les faisceaux en radiothérapie externe traversent jusqu'à 20 cm de tissu sain entre la surface externe du patient et les cellules cibles de la prostate conduisant à une exposition plus élevée de ces tissus au rayonnement. Même si la dose introduite en curiethérapie est environ 1,5 à 2 fois plus élevée que celle avec la radiothérapie externe, sa dose efficace d'un point de vue biologique peut être jusqu'à 3 fois plus élevée [17]. Une étude comparative entre la prostatectomie et la curiethérapie a été faite dans [18] et a montré que la curiethérapie permet d'avoir un meilleur état de santé général de la prostate après le traitement du cancer, moins d'effets néfastes sur

le fonctionnement testinal (-17%), hormonal (-7%) et sexuel (-7%) ainsi que moins de 18% d'irritations urinaires. C'est pour toutes ces raisons que nous allons nous intéresser plus à la curiethérapie.

1.1.3 La curiethérapie de la prostate

C'est une technique de radiothérapie par voie interne qui consiste à implanter des sources de rayonnements radioactifs à l'intérieur ou à proximité immédiate de la tumeur pour irradier les cellules cancéreuses. La curiethérapie peut être associée à d'autres traitements comme la radiothérapie externe et la chimiothérapie. Cette technique a été mise au point à l'Institut Curie et a été effectuée pour la première fois en France en 1998 [19]. Elle a gagné au fil des années sa place comme traitement de référence du cancer de la prostate à faible risque ou à risque intermédiaire de bon pronostic. Cela s'explique par le fait que le traitement interne de la prostate permet de minimiser les effets indésirables sur les tissus et les organes voisins sains vu que la dose de rayonnement réagit précisément sur le site tumoral et décroît au fur et à mesure en s'éloignant de la tumeur. Des études ont été faites dans [20] sur une cohorte de 200 patients traités par la curiethérapie pour plus de dix ans afin d'évaluer ce traitement. Les résultats de cette étude montrent qu'il présente des avantages à long terme concernant la survie globale vu que 1 seul patient est décédé à cause du cancer prostatique. Aussi, la survie sans récurrence est présente chez 94,4% des cas sur une période de 5 ans et la toxicité est essentiellement présente la première année avec des troubles urinaires irritatifs et obstructifs, mais elle devient de plus en plus modérée jusqu'au retour à la normale après 1 an.

Il existe deux formes de curiethérapie qui se différencient selon le débit ou l'intensité de la dose d'irradiation délivrée à la tumeur : la curiethérapie à haut débit de dose et à bas débit de dose.

1.1.3.1 La curiethérapie à haut débit de dose

Dans les années 1980 et 1990, la curiethérapie à haut débit a été appliquée pour la première fois comme traitement associé à la radiothérapie externe dans le cas d'un cancer à risque avancé [21, 22]. À partir de l'année 2000, cette technique de curiethérapie est utilisée comme monothérapie pour traiter le cancer à faible risque ou bien à risque intermédiaire localisé [23, 24, 25].

Elle se base sur la délivrance temporaire d'une source radioactive miniaturisée d'iridium 192 (^{192}Ir) possédant une activité radioactive élevée à travers des cathéters insérés dans la prostate. Par ailleurs, ces sources radioactives à forte intensité ($> 12 \text{ Gy/h}$) sont introduites

pendant un temps très court (quelques minutes) après elles sont retirées une fois que les cellules cancéreuses ont été irradiées [26].

C'est une technique qui nécessite une hospitalisation et elle peut se faire plusieurs fois selon l'état du patient et chaque intervention dure entre 2 et 3 heures. La procédure médicale se poursuit comme suit : au préalable, le patient est amené à suivre une préparation alimentaire, digestive et cutanée. Avant l'intervention, le malade est installé en position gynécologique sur la table opératoire sous anesthésie générale ou sous rachianesthésie. La prostate, sa délimitation et les organes voisins sont identifiés et segmentés sous contrôle par échographie via une sonde ultrason introduite dans le rectum. Une fois que le processus préopératoire est accompli, un guide est installé au niveau du périnée et calibré afin de couvrir tout le volume de la prostate. Le radiothérapeute insère sous le guidage échographique des tubes flexibles (cathéters flexibles) via ce guide comme le montre la figure 1.2. La flexibilité de ces cathéters présente un point fort de la curiethérapie à haut débit. D'une part, elle permet de réaliser des angulations pour atteindre toutes les zones tumorales cibles dans la prostate. D'autre part, elle permet de traiter les patients ayant une prostate de taille plus grande sans l'obligation de rajouter d'autres cathéters. Lors de cette application médicale, deux autres tubes flexibles sont utilisés. Un est introduit à l'intérieur de la vessie pour le drainage de l'urine ainsi que pour faciliter le repérage de l'urètre dans les images échographiques. Un autre est introduit par le rectum pour injecter un produit de contraste qui améliore la qualité de la visualisation. Après la réalisation d'une analyse informatique rigoureuse de la tomодensitométrie (scanographie), en collaboration avec les radio-physiciens du service, la dose nécessaire est déterminée et le plan de traitement est élaboré. Les sources radioactives sont ensuite injectées par un appareil appelé projecteur de source. Ces sources se déplacent à travers les tubes flexibles avec une grande précision jusqu'à atteindre la prostate et restent dans l'organe pour quelques minutes afin d'irradier les cellules cancéreuses. Une fois que le traitement est terminé, les sources d'iridium 192 retournent dans le projecteur de source et aucun matériel radioactif n'est laissé dans le corps du patient. À la fin de l'intervention, les cathéters seront retirés. Enfin, le praticien achèvera la procédure en implantant 3 grains d'or non radioactifs dans la prostate pour faciliter le repérage lors des séances ultérieures.

Le traitement localisé de la curiethérapie à haut débit minimise considérablement les effets secondaires. Cependant, il entraîne des troubles urinaires (miction difficile, incontinence, présence de sang dans les urines...) et sexuels (problèmes d'érection). Aussi, le haut débit de dose impose que le traitement soit réalisé dans un bunker comme pour les irradiations externes où le patient est tout seul, car cela présente un danger pour le personnel médical. Enfin, comme

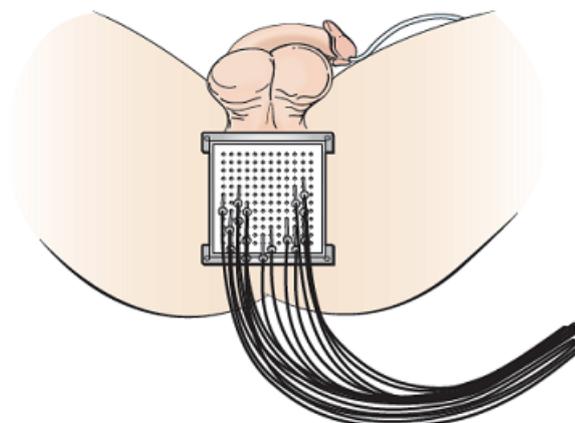


FIGURE 1.2 – Curiethérapie à haut débit de dose de la prostate

l'intervention peut se faire en une ou plusieurs fois, ça sera plus pénible à la fois pour le patient mais aussi pour le cadre médical. Pour toutes ces différentes raisons, la curiethérapie à haut débit est beaucoup moins utilisée que la curiethérapie à bas débit pour le cancer de la prostate. Elle est le plus souvent une curiethérapie vaginale et elle est surtout utilisée pour le cancer du col de l'utérus ou du vagin.

1.1.3.2 La curiethérapie à bas débit de dose

Depuis son apparition en 1986, la curiethérapie à bas débit a montré son efficacité pour traiter les cancers à faible risque ou bien à risque intermédiaire de pronostic favorable [27]. Elle est souvent efficace lorsqu'elle est administrée en monothérapie sauf pour certains patients ayant un cancer à risque intermédiaire ou élevé. Un résultat plus optimal est obtenu lorsqu'elle est utilisée en association avec la radiothérapie externe et/ou l'hormonothérapie [28, 29].

Les campagnes de sensibilisation qui encouragent le diagnostic précoce du cancer, l'amélioration des techniques de dépistage et sa généralisation pour tous les hommes de plus de 50 ans ainsi que le progrès technologique ont conduit à l'utilisation de plus en plus fréquente de la curiethérapie à bas débit comme traitement de référence du cancer précoce de la prostate [30].

Le principe de cette technique se base sur le placement précis d'une dose radioactive à faible intensité (< 2 Gy/h) à l'intérieur de la prostate afin de maximiser l'irradiation des cellules cancéreuses tout en minimisant la toxicité des organes sains et des tissus voisins.

Cette approche est similaire à la curiethérapie à haut débit sauf qu'elle présente quelques différences. À la place des cathéters flexibles, des aiguilles de calibre 14G à 18G (voir figure 1.3c) sont insérées dans la prostate à travers la surface périnéale. Ces aiguilles contiennent des

grains radioactifs qui vont être libérés à l'intérieur de l'organe et maintenus dedans et non pas retirés après une courte durée. En revanche, elle présente plus d'avantages par rapport à la curiethérapie à haut débit comme une logistique de planification plus favorable, des équipements initiaux à coûts inférieurs, la présence d'un bunker non nécessaire, une seule intervention requise et des données plus robustes issues d'essais cliniques.

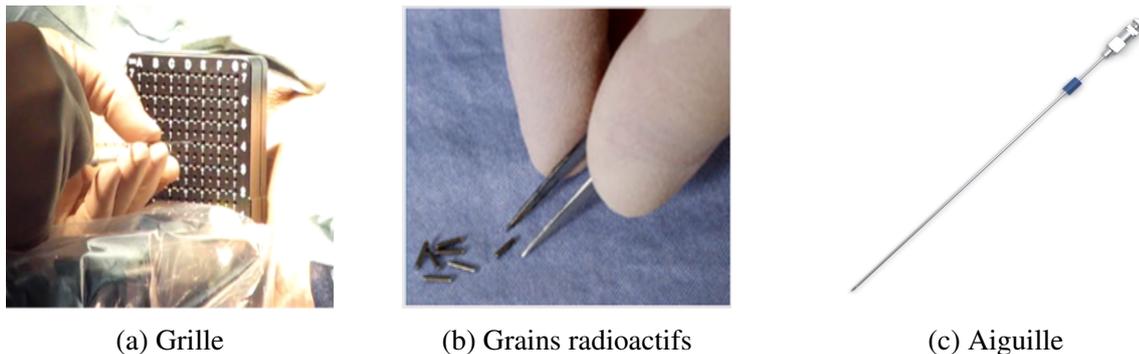


FIGURE 1.3 – Matériels utilisés en curiethérapie à bas débit

Actuellement, il existe trois types d'éléments radioactifs, avec d'excellentes données techniques et cliniques, disponibles pour la curiethérapie à bas débit qui sont le Palladium 103 (^{103}Pd), le Césium 131 (^{131}Cs) et l'Iode 125 (^{125}I) qui est l'élément le plus utilisé en clinique par sa longue durée de demi-vie atteignant 59,4 jours [31, 32]. Dans la majorité des cas, ces éléments sont de forme cylindrique mesurant par exemple 4,5 mm de longueur et 0,8 mm de diamètre pour le STM1251 et enrobés dans des capsules métalliques non ferromagnétiques, généralement en titane, afin de permettre la compatibilité avec l'IRM et d'être vus par les rayons X (voir figure 1.3b). Ils sont disponibles, libres ou bien liés ensemble à des intervalles réguliers de 1 cm et positionnés dans un filet de vycril [33]. Les grains libres peuvent offrir une flexibilité dans le choix de l'espacement et peuvent améliorer certaines mesures de dosimétrie post-implantatoire. Cependant, les grains liés ont un risque plus faible de migration à l'extérieur des tissus prostatiques et peuvent entraîner une meilleure couverture de la dose radioactive à long terme. Au final, le choix du type et de la forme du grain radioactif dépend fortement de la préférence et de l'expérience du clinicien.

La curiethérapie à bas débit est une technique complexe qui se fait sur plusieurs étapes et qui nécessite une équipe médicale qualifiée et expérimentée composée d'un urologue, d'un radio-oncologue et d'un radio-physicien. Avant l'insertion des grains radioactifs dans la prostate, le patient anesthésié (recevant une anesthésie générale) est installé sur la table opératoire en position gynécologique et le système d'insertion des aiguilles est mis en place comme le montre la

figure 1.4. Ce système comporte une sonde échographique endorectale qui sera introduite dans

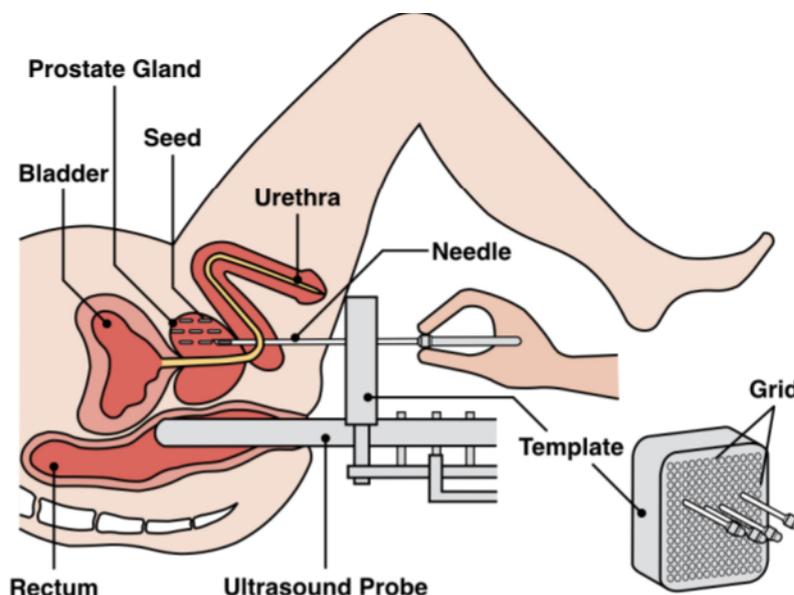


FIGURE 1.4 – Curiothérapie à bas débit de dose de la prostate [34]

le rectum pour permettre la visualisation et l'acquisition des images ultrasons de la prostate et des organes voisins. Cette sonde est reliée à un stepper permettant le balayage axial de la prostate en modifiant la profondeur et l'angle d'insertion de la sonde pour obtenir des images 3D et elle est associée aussi à une grille carrée de taille $60\text{ mm} \times 60\text{ mm}$ comportant 169 trous (13×13) espacés de 5 mm (horizontalement et verticalement) et qui sera montée à la surface du périnée du patient (voir figure 1.3a). Les emplacements des trous de la grille sont superposés sur l'image fournie par la sonde ultrason afin de faciliter le repérage et le guidage du positionnement de l'aiguille. Une sonde de Foley est placée pour permettre le dégagement de l'urine et la visualisation de l'urètre.

Tout d'abord, les images 3D de la prostate sont acquises par la sonde ultrason. Étant donné la qualité faible de ces images, les organes ne peuvent pas être segmentés automatiquement mais plutôt manuellement. Ensuite, le plan de traitement est réalisé par un radio-physicien à l'aide d'un logiciel informatique dont le but est d'assurer la planification d'une dosimétrie adéquate de la prostate tout en minimisant l'exposition des tissus sains voisins (urètre et rectum) aux rayonnements radioactifs. Ce plan permet de déterminer les positions optimales des grains radioactifs et le nombre et la distribution des aiguilles à placer. Pour ce faire, il tient en compte un certain nombre de facteurs notamment le volume de la prostate mesuré, l'anatomie pelvienne du patient, les préférences du personnel médical, les propriétés physiques des éléments radio-

actifs à implanter et les recommandations du GEC ESTRO [35]. Une fois que la planification et la dosimétrie sont approuvées, l'action suivante consiste à délivrer la dose radioactive. Cette délivrance se fait sur deux étapes. La première permet de placer des aiguilles creuses dans les trous de la grille, correspondants au plan, et les insérer à travers le périnée du patient par le clinicien sous le guidage visuel des images ultrasonores jusqu'à atteindre la prostate. La deuxième permet de charger les grains radioactifs dans ces aiguilles à l'aide d'un dispositif mécanique, comme l'applicateur Mick [36], et de les déposer par l'intermédiaire d'un stylet. Cette action est achevée par la rétraction des aiguilles laissant entre 60 et 120 grains à l'intérieur de l'organe.

Lors de cette intervention médicale, le clinicien peut rencontrer des obstacles comme l'os pubien et les zones d'hétérogénéité des tissus au moment de l'insertion de l'aiguille ce qui peut engendrer leurs déformations et la déviation de la trajectoire d'insertion [37]. Pour éviter cela, il a tendance à réinsérer l'aiguille ou bien modifier sa trajectoire avec des mouvements rotatifs. De plus, la prostate peut se déformer ou se déplacer suite à la force exercée par les aiguilles sur l'organe ce qui amène le radio-physicien à corriger le plan de traitement pour compenser légèrement les imprécisions résultantes dans la planification et la dosimétrie. En effet, après l'insertion des aiguilles de la couronne extérieure et avant l'insertion des aiguilles centrales, le radio-physicien a tendance à faire une mise à jour du plan de traitement pour ajuster le placement des grains.

Après la déposition des grains radioactifs dans l'organe et le retrait de toutes les aiguilles, un contrôle fluoroscopique est fait afin d'acquérir une image 3D de l'intérieur de la prostate et vérifier la présence de tous les grains radioactifs déposés dans l'organe. Le patient est hospitalisé pour 2 à 3 jours en fonction de son état après l'intervention.

Il est recommandé de réaliser une dosimétrie post-opératoire dans les 30 jours suivant la procédure de la curiethérapie à bas débit à l'aide d'une tomodesitométrie. Ce processus évalue le succès de l'application médicale par une identification précise de la localisation des grains implantés et un calcul de la dose radioactive reçue par le volume cible et par les organes à risque à proximité. Une radiographie thoracique est aussi recommandée après la curiethérapie à bas débit pour permettre de vérifier si des grains radioactifs ont migré vers les poumon par l'entremise de la circulation sanguine. Le patient est suivi par un dosage régulier de PSA et un toucher rectal est fait une fois par an. Une baisse continue du dosage de PSA est un bon indicateur de l'efficacité du traitement.

Malgré les atouts et les avantages de ce traitement localisé en terme d'efficacité et de toxicité minimisée, il présente aussi des inconvénients. La radioactivité de la prostate peut engendrer des effets secondaires sur les structures avoisinantes. Les premiers effets apparaissent directement

après l'intervention suite au gonflement de la prostate causé par l'insertion des aiguilles et de l'inflammation de la vessie, de l'urètre et du rectum engendrées par les radiations. Dans les 2 à 3 mois qui suivent, des effets affectant les voies urinaires et l'intestin apparaissent et s'atténuent au bout de 6 à 12 mois alors que les voies urinaires et rectales guérissent totalement. Les irritations à la vessie et le rectum et la sensation d'un léger inconfort sont les effets les plus courants de la curiethérapie. La rétention urinaire aigüe est un autre effet courant qui se manifeste suite à l'augmentation du volume de la prostate ce qui obstrue l'écoulement de l'urine et il est plus susceptible chez le patient ayant une prostate de grande taille ou étant déjà atteint de troubles urinaires importants. D'autres effets secondaires mineurs peuvent être cités comme la présence de sang dans le sperme ou l'éjaculation douloureuse au bout de 6 à 8 semaines, un léger inconfort et des ecchymoses au niveau du périnée, des douleurs au bas du ventre, des maux d'estomac et une légère fatigue. Des problèmes tardifs peuvent apparaître des mois voire des années à la suite de ce traitement comme la dysfonction érectile.

Cependant, les effets secondaires de la curiethérapie à bas débit restent moins lourds en comparaison avec les autres traitements. Par exemple, des études ont montré que les problèmes urinaires et sexuels causés par la curiethérapie à bas débit sont pires après l'ablation chirurgicale de la prostate. En effet, 91,8 % de récupération de la continence et 52,5% de récupération des aptitudes sexuelles sont obtenues avec la curiethérapie à bas débit contre 88,1% et 39,2% avec la prostatectomie radicale [38] [39]. Aussi, le risque de développement d'un cancer du côlon ou bien de la vessie suite à l'irradiation des cellules de la prostate est plus important en utilisant une radiothérapie externe qu'une radiothérapie interne. À tous ces effets secondaires de la curiethérapie à bas débit s'ajoutent le risque de récurrence après le traitement qui varie entre 7 et 8 % ainsi qu'avec l'absence d'une planification personnalisée pour chaque patient.

Les effets secondaires cités ci-dessus sont liés à certaines limites de la curiethérapie à bas débit. Dans un premier temps, la grille utilisée lors de cette technique restreint le placement des grains dans la prostate et permet l'insertion des aiguilles selon uniquement des trajectoires parallèles à la sonde échographique. Par conséquent, elle limite le positionnement surtout pour les personnes ayant des prostatites de grande taille. En effet, les faces antérieures et latérales de l'organe chez ces patients peuvent être cachées derrière l'arche pubienne ce qui empêche l'implantation des grains radioactifs dans ces zones. 17 à 27% des personnes éligibles à la curiethérapie à bas débit présentent des problèmes anatomiques qui peuvent causer des interférences avec l'arche pubienne [40]. Si la partie recouverte par l'os dépasse 25% de la taille de l'organe alors ce traitement sera exclu, sinon le chirurgien accentue un angle de flexion sur l'aiguille pour atteindre les positions cibles et change l'inclinaison de la sonde ce qui engendre

des erreurs de dosimétrie et modifie le plan de traitement [41]. Le problème de la taille de la prostate peut être résolu en utilisant une hormonothérapie pour réduire le volume de l'organe, mais cette méthode présente des effets néfastes sur la fonction sexuelle et engendre des risques de cardiovascularité.

En deuxième lieu, le retour visuel de la sonde endorectale est souvent de faible qualité suite à la présence de plusieurs artefacts et de bruits speckle résultant de la diffusion de l'énergie acoustique lorsque les ondes ultrasonores rencontrent des cibles de très petites dimensions en comparaison avec leur longueur d'onde ce qui peut entraîner des erreurs liées à la lecture des images et l'établissement du plan de traitement.

En troisième lieu, cette intervention est fortement dépendante de l'expérience et de la dextérité des cliniciens. Pour implanter les grains radioactifs sous guidage échographique, il a besoin d'interpréter les images ultrasonores de faible qualité et en même temps d'insérer manuellement les aiguilles à travers la grille sans contrôle fiable du bon positionnement. Cela nécessite un apprentissage long du geste chirurgical. En plus, cette intervention est longue et fatigante vu le nombre de grains à implanter.

En quatrième lieu, les mouvements de prostate tout au long de l'application médicale peuvent causer des erreurs de dosimétrie liées à la différence entre le placement des grains prévu par la planification et celui dans l'organe. Ces mouvements sont significatifs représentant le déplacement de 10 à 20% de la taille de la prostate et ils sont liés soit à des conditions physiologiques comme la réplétion rectale et vésicale, l'influence de la respiration et l'influence de la position du patient, soit aux actes médicaux comme l'insertion de la sonde échographique, l'insertion des aiguilles ou la libération des grains [42]. Cependant, une fois que les aiguilles sont en places et bien installées dans la prostate, l'organe devient harponné et ne bouge pas trop ce qui permet de contrôler les mouvements liés à l'acte chirurgical.

Étant donné toutes ces limitations, le positionnement des grains lors de la curiethérapie à bas débit n'est pas assez précis pour permettre d'irradier seulement la tumeur. Par conséquent, le traitement est appliqué aujourd'hui de manière à assurer l'irradiation de tout l'organe pour être sûr de traiter les cellules cancéreuses. L'irradiation de toute la prostate conduit à augmenter les effets secondaires. Il est indispensable d'améliorer la précision de ce traitement pour diminuer l'irradiation des tissus environnants et donc, minimiser les effets secondaires. Pour cela, nous avons besoin de faire évoluer le protocole appliqué lors de l'intervention conventionnelle pour mettre en place un nouveau protocole qui assure une thérapie locale et ciblée (hémi-glande, focale, boost, etc.) et qui traite seulement la partie affectée par la tumeur dans la prostate.

1.1.3.3 Travaux améliorant la curiethérapie à bas débit de dose

La curiethérapie à bas débit n'a pas été revisitée depuis les années 80 et nécessite des améliorations que ce soit pour avoir un retour visuel de meilleure qualité ou bien d'assister le geste chirurgical. Ces différentes améliorations visent à réduire l'écart entre la planification préopératoire de la dosimétrie et l'implantation effective des grains radioactifs dans la prostate et donc, avoir une meilleure précision. Vu son efficacité pour traiter le cancer précoce, cette application médicale attire les chercheurs scientifiques et plusieurs travaux ont été réalisés afin de relever les défis de la curiethérapie à bas débit et proposer des solutions pour améliorer la technique et les résultats de la méthode conventionnelle. Ces travaux s'intéressent essentiellement à la planification, au guidage de l'aiguille et au traitement de l'image. Dans la suite, nous citons quelques exemples de ces travaux.

En ce qui concerne la planification et la dosimétrie, des études ont été réalisées au laboratoire LaTIM et proposent des nouveaux algorithmes, pour l'établissement du plan de traitement, basés sur la méthode de simulation Monte Carlo, sur des réseaux de neurones à convolution profonde (DCNN) formés sur une base de données générée par la simulation Monte Carlo, sur l'apprentissage par machine ou bien l'apprentissage profond [43, 44]. Ces algorithmes sont capables de générer rapidement des plans de traitement préopératoires de meilleure qualité comparable à ceux créés par les radio-physiciens. L'adoption des modèles de planification automatisés pour la curiethérapie devrait améliorer l'uniformité de la qualité du plan en proposant une planification personnalisée pour chaque patient tout en réduisant le temps de calcul et la fréquence des erreurs de dosimétrie [45].

D'autres études comme celles réalisées au laboratoire LIRMM à Montpellier s'intéressent à contrôler les déformations des aiguilles causées par les forces de découpe lors de leur insertion. Elle s'intéressent aussi à l'amélioration du guidage intratissulaire en se basant sur la replanification du chemin de l'aiguille grâce à un algorithme appelé "rapidly-exploring random tree" [46]. Cet algorithme guide l'aiguille vers une cible visée en prenant en compte les zones sensibles comme les parties rigides et les vaisseaux sanguins dont l'objectif est de réduire les erreurs de planification causées par la déformation des aiguilles en traversant les tissus.

Des études qui visent à stabiliser les déplacements de la prostate ont été effectuées pour trouver d'autres solutions autre que l'utilisation des aiguilles ordinaires de curiethérapie en position bilatérale en une configuration parallèle pour fixer la prostate avant l'implantation des grains radioactifs. Ces études montrent une stabilisation supérieure avec des aiguilles à extrémité crochue (plus de 40%). Le mouvement de la prostate était également réduit de manière significative lorsque les aiguilles de curiethérapie étaient dans une configuration inclinée par

rapport à la configuration parallèle (plus de 60%). Lorsque les aiguilles d'extrémité crochue ont été orientées, une réduction supplémentaire du déplacement de la prostate a été observée [47].

D'autres études ont suggéré de travailler sur le recalage des images échographiques et des volumes IRM pour avoir une segmentation meilleure du contour de la prostate surtout pour les zones les moins visibles ce qui permet d'avoir une caractérisation tissulaire suffisante et d'affiner la dosimétrie. En effet, l'IRM multiparamétrique permet d'avoir une meilleure visibilité du volume prostatique et détecter les tumeurs avec une haute résolution. Cependant, cette technique ne peut pas être utilisée pour la curiethérapie à bas débit vu l'incompatibilité du matériel utilisé lors de cette intervention et le volume réduit et fermé disponible dans la salle opératoire. Pour cela, une méthode qui amène virtuellement l'IRM au bloc opératoire pour fusionner les images IRM et les images de l'échographie transrectale par le biais d'un recalage rigide ou élastique a été développée par le laboratoire TIMC dans le but d'avoir une meilleure segmentation de l'apex et la base de la prostate [48].

Il est indispensable que tous ces travaux conduisent à l'amélioration de la technique de la curiethérapie à bas débit, mais il est très important d'assister l'acte chirurgical pour réduire les incertitudes du protocole de traitement, minimiser les erreurs de dosimétrie et augmenter la précision du placement de la dose radioactive et donc, avoir une curiethérapie ciblée, localisée et moins invasive et toxique. De nos jours, les personnes sous surveillance active sont obligées de faire des contrôles réguliers pour suivre l'état d'avancement du cancer et accepter de porter le poids psychologique d'avoir une telle maladie sans pouvoir la traiter immédiatement. Si nous arrivons à évoluer le traitement de la curiethérapie à bas débit en un traitement local, nous pouvons assurer une avancée considérable et permettre de soigner des patients qui sont mis aujourd'hui sous surveillance active. Cependant, plusieurs facteurs présents dans la méthode conventionnelle limitent l'achèvement d'une curiethérapie ciblée à l'instar de la qualité de résolution de l'imagerie échographique et l'utilisation du template perforé de trous distant de 5 mm. Par conséquent, il sera préférable de proposer des solutions d'assistance au geste chirurgical qui guideront efficacement et de façon plus précise l'implantation des grains radioactifs dans la prostate.

L'intervention de la curiethérapie présente une cible idéale pour les applications robotiques vu que le geste interventionnel peut être reproductible par le robot à condition qu'il soit compatible avec l'utilisation en routine clinique et répond aux contraintes liées à cette application médicale. La proposition d'une solution robotique qui assiste le chirurgien pour la curiethérapie à bas débit peut être une alternative de la méthode conventionnelle et permettre de réduire l'écart entre la planification préopératoire et la déposition réelle de la dose radioactive.

1.2 Aide au geste en curiethérapie de la prostate

Ces dernières années, la robotique médicale est devenue un domaine en pleine expansion avec le développement de plusieurs robots qui peuvent être utilisés dans les interventions thérapeutiques. Ces robots permettent d'assister les personnes âgées, réhabiliter les personnes à mobilité réduite et reproduire les gestes chirurgicaux. Le premier robot médical nommé "arthrobot" fut développé en 1983 et il permet d'assister les chirurgiens en leur donnant les instruments chirurgicaux par commande vocale [49]. La première intégration d'un robot en chirurgie remonte à l'année 1988, un robot industriel PUMA a été utilisé dans un cadre médical [50]. En 1989, un robot de neurochirurgie nommé "speedy" a été développé et en 1992, un robot "robodoc" dédié à la chirurgie orthopédique a été introduit. Au début des années 2000 et avec le développement du robot Da-Vinci qui est utilisé lors de diverses opérations chirurgicales mini-invasives dans les cavités abdominales et thoraciques des patients, les usages de la robotique en médecine se sont vite diversifiés et offrent de larges et prometteuses perspectives.

L'urologie fut aussi l'un des premiers domaines médicaux où les robots ont été utilisés. Un robot d'assistance à la résection endo-urétrale de la prostate a été mis en place par l'Imperial College of Science and Technology and Medicine university of London en 1989 et testé en clinique pour la première fois en 1991 [51]. De nos jours aux États-Unis, plus de 80 % des opérations de la prostate sont réalisées par chirurgie robotisée [52].

Ces différents robots ont montré que l'hypothèse d'intégrer des tels systèmes pour assister les gestes médico-chirurgicaux est envisageable et ça pourra conduire à maximiser la précision et les bénéfices pour les patients (réduction du temps d'hospitalisation, diminution des douleurs et des effets secondaires).

Beaucoup d'équipes de recherche se sont intéressées au développement de robots dédiés à la curiethérapie à bas débit de la prostate. Cette technique peut être robotisée sous réserve de collaborer entre le système robotique et l'imagerie pour substituer la grille cartésienne et insérer les aiguilles selon des trajectoires variées et donc, limiter les erreurs de déposition de la dose radioactive.

La Société Nucletron a lancé au début des années 1980 le premier système motorisé d'implantation des grains radioactifs [53], mais ce système ne peut pas être considéré comme une solution robotique vu qu'il intègre seulement une motorisation de la sonde échographique transrectal. Ensuite, plusieurs systèmes robotiques ont été développés. Ces systèmes se différencient selon plusieurs critères.

- Type du robot : parallèles, sériels, mixtes (combinaison des deux).

- Type d'insertion : insertion d'une aiguille unique, insertion d'aiguilles multiples.
- Nombre de degrés de liberté (ddl) qui varie entre 3 et 6.
- Automatisation : automatiques, semi-automatiques, collaboratifs.
- Type d'intervention : transpérinéale, transrectale.
- Compatibilité d'imagerie : sonde ultrason 2.5D ou 3D, IRM, CT.
- Tests de validation : fantôme, essais sur cadavres, essais cliniques.

Malgré les différences dans les architectures de ces robots, le rapport TG-192 [54] a présenté une étude comparative sur les résultats préliminaires de la précision de l'implantation des grains radioactifs qui était inférieure à 3 mm.

L'état de l'art des systèmes robotiques dédiés à la curiethérapie à bas débit permet de répertorier les différents travaux réalisés dans ce contexte sous trois classifications. Le premier groupe présente les robots développés pour cette intervention en se basant sur l'utilisation des systèmes robotiques commerciaux. La deuxième classification regroupe les robots reproduisant le geste du chirurgien élaboré en présence du guide aiguille. Le troisième groupe propose des robots permettant de réaliser le placement et l'insertion de l'aiguille avec plus de degrés de liberté.

1.2.1 Les dispositifs utilisant un robot commercial

Généralement utilisés dans le domaine industriel, automobile et agricole, des robots commerciaux ont été introduits dans le domaine médical pour effectuer des gestes chirurgicaux.

C'est aussi le cas pour la curiethérapie à bas débit, dans [55], les auteurs ont proposé un système robotique pour le placement des aiguilles par voie transpérinéale dans la prostate sous guidage d'imagerie produite par le scanner de tomographie assistée par ordinateur (TDM). Ce système, à 3 ddl, est composé d'un bras robotique commercial "Leonard Arm" sur lequel un robot à centre de mouvement distant (RCM) est monté et attaché à un dispositif d'insertion d'aiguille motorisé. Le chirurgien planifie et contrôle l'intervention à distance et le dispositif effectue automatiquement l'implantation des grains. L'erreur de positionnement des grains dans le fantôme atteint 2 mm et l'erreur d'orientation moyenne est de 1.3° .

Dans [56], les auteurs ont utilisé un robot commercial à 6 ddl, développé par ThermoCRS (Burlington, Ontario, Canada), permettant de positionner et orienter l'aiguille selon des

trajectoires variées. Cette aiguille est attachée au bras robotique via un guide. Le dispositif est calibré à une sonde échographique qui peut, quant à elle, se déplacer en rotation autour de son axe pour la reconstruction d'un volume 3D de la prostate [57]. Le robot peut être contrôlé pour atteindre n'importe quelle position dans son espace de travail et éviter les interférences avec l'os pubien. Des tests ont été effectués sur des fantômes et ont montré qu'avec ce système une erreur de positionnement de $0.79 \text{ mm} \pm 0.32 \text{ mm}$ est obtenue.

Les médecins du Centre Oscar Lambret de Lille et les chercheurs du Centre de recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille ont mis au point un système robotique de curiethérapie à bas débit pour traiter le cancer de la prostate (voir figure 1.5). Ce robot est un dispositif médical, très encombrant, comprenant un bras robot "KUKA", contrôlable en force et en position et disposant de sept axes de liberté, une unité opérationnelle porte-aiguille couplée à une sonde d'échographie 2D, une caméra et un logiciel de supervision. Une fois que le dispositif est auto-calibré, le radiothérapeute peut télécommander le bras robotisé pour réaliser, de façon synchronisée et automatisée, le chargement d'un grain, sa propulsion dans l'aiguille et son dépôt dans la zone cible de la prostate. Grâce aux données fournies par un système de capteurs embarqués, le dépôt des grains est analysé en temps réel et contrôlé via le logiciel de supervision. L'erreur de positionnement est ainsi limitée à 5 mm.



FIGURE 1.5 – Robot proposé par les médecins du Centre Oscar Lambret de Lille et les chercheurs du Centre de recherche en Informatique, Signal et Automatique de Lille [57]

La robotisation de la technique de la curiethérapie à bas débit a conduit à réduire l'erreur de positionnement des grains radioactifs dans l'organe. Elle a prouvé aussi que l'orientation et l'angulation de l'aiguille a un effet positif et améliore la dosimétrie. Cependant, les problèmes rencontrés par ces systèmes sont communs à la curiethérapie conventionnelle : il s'agit de la validité du planning à cause du déplacement des tissus et la flexion des aiguilles. Aussi, la valeur clinique ajoutée n'est pas très claire surtout si nous la mettons en rapport avec la complexité de l'introduction des robots commerciaux dans une procédure chirurgicale ainsi qu'avec l'ac-

ceptabilité d'utilisation d'une telle structure par le personnel médical et le patient. En effet, ces systèmes sont lourds, encombrants et difficiles à stériliser et à mettre en place.

1.2.2 Les prototypes à 3 ddl

La difficulté d'intégrer les robots commerciaux dans la salle opératoire a amené les chercheurs à concevoir des robots dédiés à la curiethérapie à bas débit de la prostate. Une approche préliminaire consiste à essayer de robotiser la méthode conventionnelle en proposant des systèmes qui reproduisent les 3 ddl de la grille avec deux translations axiales pour positionner l'aiguille et une translation latérale pour son insertion dans la prostate.

Dans [58], les auteurs ont proposé un robot simple compatible avec le guidage de la sonde ultrason qui supprime l'utilisation de la grille conventionnelle (voir figure 1.6a). Ce robot est constitué d'un système de positionnement à deux axes permettant à un guide-aiguille d'être déplacé vers la gauche/droite ou vers le haut/bas. Le guide-aiguille est constitué de 2 systèmes de mouvements linéaires, un pour pousser l'aiguille dans la prostate et un pour pousser le piston à l'intérieur de l'aiguille afin de libérer les grains. Il contient aussi un système de blocage magnétique qui permet la prise manuelle de l'aiguille et assure son serrage et sa libération. Afin de réduire les effets de torsion de l'aiguille lors de son insertion dans les tissus, une rotation autour de l'axe de l'aiguille est ajoutée dans une étude postérieure.

Dans [59], les auteurs ont développé un système permettant le positionnement et l'insertion simultanée de toutes les aiguilles en prenant en compte la profondeur d'insertion de chacune définie dans la planification (voir figure 1.6b). Ce système effectue l'implantation sous guidage de la sonde ultrason en temps réel et a pour but de réduire le temps de procédure, le gonflement possible de l'organe lors de l'implantation des grains radioactifs, la rotation de la prostate et les risques d'erreur de configuration.

Même si la modalité de l'imagerie la plus utilisée est l'imagerie ultrasonore, l'équipe de l'université Johns Hopkins ont proposé un système robotique compatible, d'une part, avec l'imagerie ultrasonore et, d'autre part, avec l'IRM (voir figure 1.7). C'est un dispositif compact offrant la possibilité du positionnement de l'aiguille sous le contrôle du chirurgien [60]. Ce système présente une spécificité puisque les grains radioactifs sont insérés par voie rectale en opposition avec la méthode traditionnelle. Il est composé d'une gaine partielle entourant la sonde ultrason et deux guides paramétriques à travers lesquels l'aiguille est insérée en prenant en compte l'emplacement de l'aiguille défini par le plan de traitement et la présence de tissus/organes à éviter. Ce système a pour objectif de réduire le contact entre les tissus et l'aiguille. Cette méthode, par rapport à l'approche transpérinéale, améliorera à la fois la précision du pla-

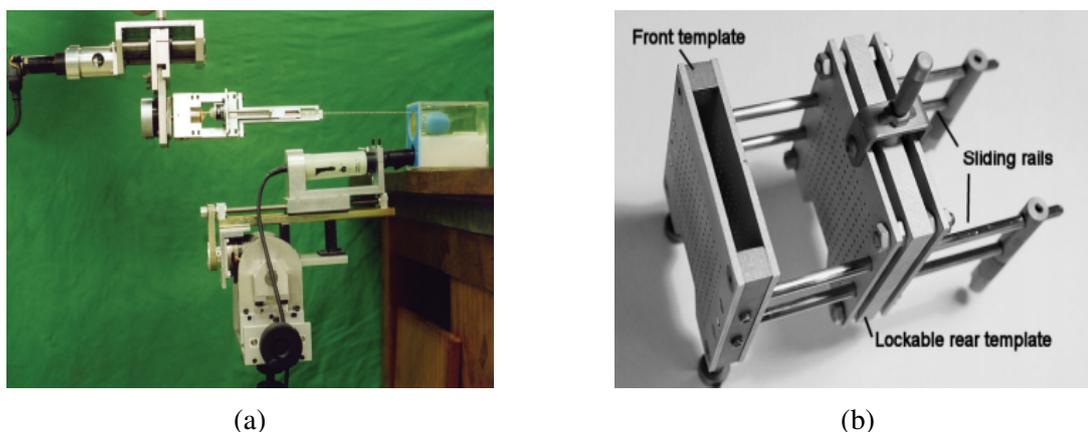


FIGURE 1.6 – (a) Robot 3 ddl compatible avec le guidage de la sonde ultrason proposé par [58]. (b) Robot proposé par [59] qui permet le positionnement et l’insertion simultanée de toutes les aiguilles.

cement de l’aiguille et le confort pour le patient. Des expériences sur un fantôme démontrent que ce système fournit une précision comparable à la méthode traditionnelle.

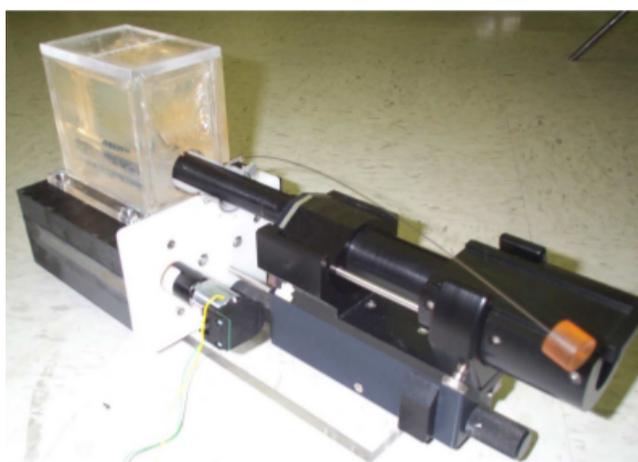


FIGURE 1.7 – Robot compatible avec l’imagerie ultrasonore et l’IRM proposé par [60]

C’est vrai que les systèmes proposés ci-dessus améliorent l’insertion des aiguilles, mais ils sont difficilement intégrables dans le bloc opératoire vu qu’ils ne prennent pas en considération les conditions cliniques et les contraintes liées à la curiethérapie à bas débit. Aussi, dans ces systèmes l’insertion des grains radioactifs se fait de façon automatique ou semi-automatique ce qui peut poser un problème d’acceptabilité par les chirurgiens.

1.2.3 Les prototypes à plus de 3 ddl

Dans la littérature, il existe de nombreux systèmes robotiques qui permettent de donner n'importe quelle angulation à l'aiguille. L'étude comparative de ces systèmes est compliquée à faire vu les différenciations dans l'architecture. Par conséquent, nous avons classé ces différents dispositifs en trois catégories : les robots sériels, les robots parallèles et les robots mixtes.

Les robots sériels

Dans [61], les auteurs ont conçu un robot constitué de deux modules principaux (voir figure 1.8). Un module de positionnement composé d'un chariot et permettant d'ajuster le robot à côté du patient. Un module de chirurgie lié au module de positionnement et composé de trois parties. La première partie assure la translation et la rotation de la sonde ultrason et offre la possibilité de la conduite manuelle par le chirurgien via une poignée de contrôle. La deuxième partie est constituée d'un portique qui assure le positionnement et l'orientation de l'aiguille et lie la plateforme de positionnement au conducteur de l'aiguille qui présente la troisième partie. Cette dernière est composée d'un stylet et d'une canule creuse qui permettent d'insérer les grains radioactifs dans la prostate.

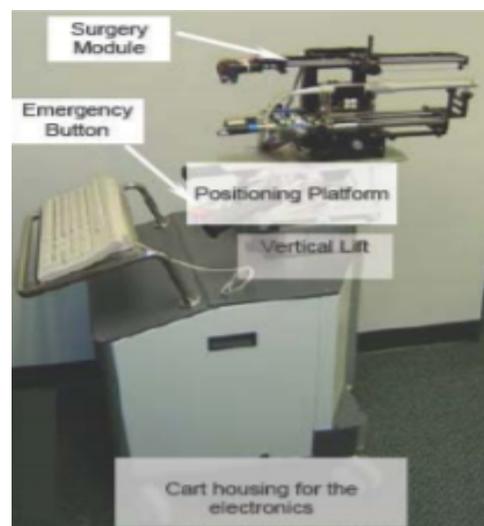


FIGURE 1.8 – Robot sériel composé d'un module de positionnement et d'un module de chirurgie qui a été proposé par [61]

Ce robot permettant l'insertion d'une seule aiguille a été modifié ensuite par [62] pour permettre le positionnement, l'insertion et la rotation de 16 aiguilles simultanément. Des dispositions pour le mouvement de l'aiguille et le retour de force ont été incluses dans le système pour

améliorer la commande du robot.

Dans [63], les auteurs ont conçu un robot compact compatible avec l'imagerie ultrasonore et capable d'être monté sur le stepper utilisé dans l'application médicale standard (voir figure 1.9a). Ce dispositif robotique permet de déplacer un guide d'aiguille dans le plan de positionnement, ce qui permet ensuite une insertion précise de l'aiguille. Cette dernière peut également être orientée autour des axes de tangage et du lacet. C'est un système léger et peu encombrant. L'un des principaux avantages de ce robot est la possibilité de positionner et d'orienter l'aiguille manuellement sur tout l'espace de travail lorsque le robot est hors tension ce qui permet un positionnement plus ajusté.

Tous les robots cités précédemment ont été testés sur des fantômes de prostate, mais le robot conçu par [64] a été intégré pour des essais cadavériques. Ces essais ont relevé une erreur de placement d'aiguille inférieure à 2,5 mm. C'est un système robotique semi-automatique qui permet au chirurgien de le contrôler mécaniquement et d'insérer manuellement l'aiguille dans la prostate (voir figure 1.9b). Ce système robotique se compose de trois parties : la première permet la translation de la sonde échographique sur 3 axes, la deuxième assure le positionnement de l'aiguille au point d'entrée et la troisième permet d'orienter l'aiguille selon 2 axes et de la déplacer selon l'axe d'insertion.



(a)



(b)

FIGURE 1.9 – (a) Robot compact compatible avec l'imagerie ultrasonore capable d'être monté sur le stepper conventionnel [63]. (b) Robot semi-automatique proposé par [64].

D'autres auteurs ont développé dans [65] un robot appelé PROSPER permettant le positionnement de l'aiguille sur l'interface périnéale du patient, ainsi que l'insertion et la rotation de l'aiguille à l'intérieur des tissus (voir figure 1.10). L'objectif de ses travaux sont de remplacer la grille, d'obtenir des trajectoires plus complexes et d'améliorer la précision de l'insertion de l'aiguille. Le robot est constitué de deux modules indépendants. Un module pour le positionne-

ment de l'aiguille et un module d'insertion. La libération des grains se fait de façon manuelle par le chirurgien. Les résultats préliminaires montrent que le prototype est léger et permet le positionnement de l'aiguille sur une surface de 105 mm × 105 mm et une orientation atteignant 30°. La force nécessaire de ponction des tissus est réduite de 25% et l'erreur de positionnement varie entre 0.5 mm et 1 mm.



FIGURE 1.10 – Robot PROSPER incluant deux modules pour le positionnement et l'insertion de l'aiguille [65]

Les robots parallèles

Dans la littérature, les robots parallèles pour la curiethérapie à bas débit sont beaucoup plus nombreux que les robots sériels vu qu'ils sont plus légers, plus compacts et ils peuvent fonctionner à petite échelle dans un espace de travail réduit. Aussi, ils sont plus rigides et peuvent déposer les grains radioactifs dans la prostate avec une haute précision.

Dans [66], les auteurs ont proposé un nouveau manipulateur basé sur l'utilisation d'un design à deux niveaux appelé "design Macro-Micro" capable d'effectuer l'orientation, l'insertion et la rotation de l'aiguille et permettre de déposer automatiquement les grains radioactifs à des emplacements cibles via l'utilisation d'un piston linéaire (voir figure 1.11a). Il est capable aussi de réaliser une insertion oblique de l'aiguille dans tout l'espace de travail cliniquement pertinent afin d'éviter les interférences avec l'arc pubien. La caractéristique clef de ce robot est l'amélioration des fonctions de sécurité.

Le seul robot de curiethérapie à bas débit qui a effectué des tests cliniques de phase I a été développé par [67]. Il intègre un système de planification approuvé par la FDA (Food and Drug

Administration). C'est un petit robot parallèle de 4 ddl qui remplace la grille conventionnelle. Comme le montre la figure 1.11b, il est constitué de deux tables de mouvement cartésien situées en configuration parallèle : une table de translation permettant le positionnement dans le plan qui correspond à la face de la grille et une table de rotation montée sur la table de translation permettant l'angulation de l'aiguille. Ce robot permet de réaliser des ajustements fins pour positionner l'aiguille de manière plus précise. Il fonctionne comme un guide stable à travers lequel le médecin insère manuellement l'aiguille dans le patient. Ainsi, il conserve un contrôle total sur l'insertion et une détection haptique ce qui améliore l'acceptabilité de ce système par les cliniciens.

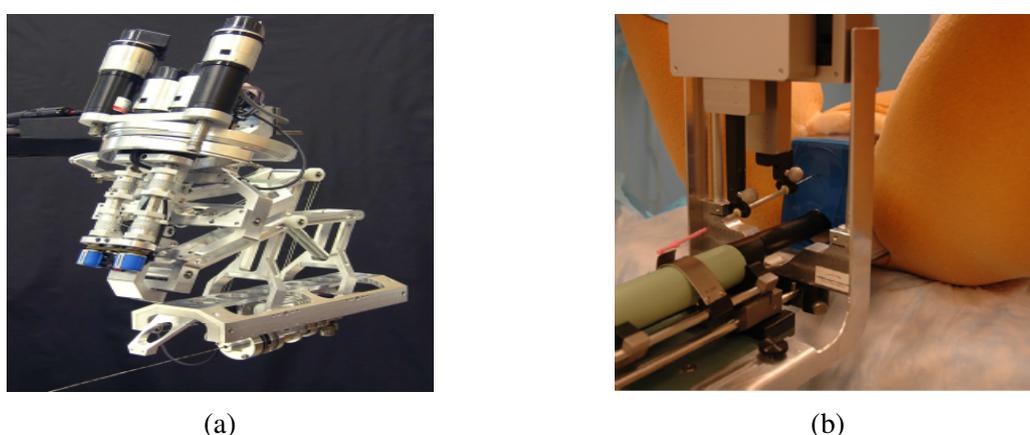


FIGURE 1.11 – (a) Manipulateur basé sur l'utilisation du design Macro-Micro [66]. (b) Robot constitué de deux tables de mouvement cartésien situées en configuration parallèle [67].

Les premiers prototypes pour la curiethérapie ne considèrent pas en générale les problèmes de stérilisation et de décontamination dans le bloc opératoire. Cependant, le robot à 4 ddl compatible avec l'IRM et proposé par [68], a essayé de résoudre ces problèmes en intégrant des solutions mécaniques lors de la conception de l'effecteur du robot (voir figure 1.12a). En effet, les parties du robot qui sont en contact avec le patient et l'aiguille sont des mécanismes amovibles et jetables ou bien stérilisables et le reste du robot peut être protégé par des draps en plastique.

Dans [69], une équipe de l'université technique de Cluj-Napoca en Roumanie ont développé un nouveau robot parallèle modulaire à 5ddl pour le placement des grains (voir figure 1.12b). La spécificité de ce nouveau design est la minimisation des éléments qui sont en mouvement et donc la réduction du chevauchement entre les différentes parties du robot.

D'autres équipes de recherche ont essayé d'intégrer, à des robots parallèles de plus de 3 ddl, des systèmes de comanipulation fournissant un retour d'effort comme dans [70]. Ce robot pos-

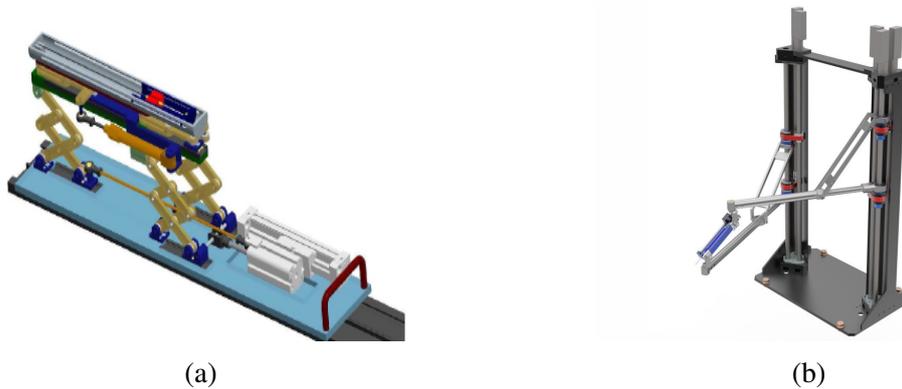


FIGURE 1.12 – (a) Robot à 4 ddl compatible avec l’IRM proposé par [68]. (b) Robot parallèle modulaire à 5 ddl proposé par [69].

sède une architecture pyramidale intégrant un module d’insertion d’aiguilles sous IRM piloté à distance et fournissant un retour d’effort (voir figure 1.13).

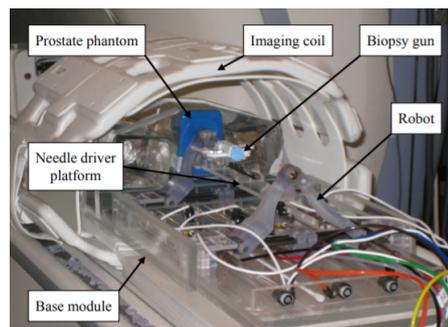


FIGURE 1.13 – Robot d’insertion d’aiguille sous IRM commandé à distance et fournissant un retour d’effort [70]

Robots à architecture mixte

D’autres auteurs ont proposé des systèmes robotiques à structure parallèle et sérielle et cela pour combiner leurs avantages. Les auteurs de [71] ont développé un robot de 5 ddl compatible avec l’imagerie IRM. Ce système est composé de 3 niveaux : le niveau tangage/vertical, le niveau lacet/horizontal et le niveau d’insertion (voir figure 1.14). La coopération de ces niveaux peut produire un mouvement rotatif pour orienter la pointe de l’aiguille.

Aussi, les auteurs de [72] ont suggéré un système de téléopération chirurgicale maître-esclave de placement d’aiguille. Ce système est compatible avec l’imagerie IRM et offre 6 ddl. Il intègre une commande piézoélectrique pour le placement de l’aiguille et un capteur de



FIGURE 1.14 – Robot à 5 ddl compatible avec IRM [71]

force à fibre optique (voir figure 1.15). Ce robot offre aussi la possibilité de contrôler la force du clinicien par l'ajout d'un système haptique actionné pneumatiquement. Les résultats de suivi de force et de position du robot maître-esclave ont montré que l'erreur de suivi de position est de 0,318 mm et l'erreur de suivi de force sinusoïdale est de 2,227 N.

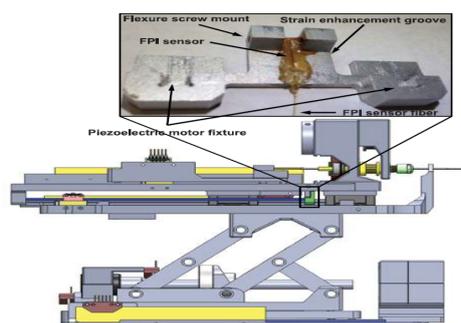


FIGURE 1.15 – Robot à 6 ddl compatible avec l'imagerie IRM proposé par [72]

Plusieurs autres robots ont été développés dans [73, 74, 75, 76, 77, 78, 79]. Une revue de la littérature complète de la robotique médicale pour la curiethérapie se trouve dans [80, 81, 82]. Nous pouvons tirer de l'état de l'art fait dans la section précédente que l'avantage majeur de tous ces robots est l'amélioration de la précision du geste chirurgical dans le placement des grains radioactifs dans la prostate, ce qui prouve l'intérêt de robotiser la méthode conventionnelle pour avoir un traitement localisé et donc, réduire les effets secondaires.

1.2.4 Limitations des robots existants pour notre application clinique

Il y a trois inconvénients majeurs dans les robots proposés pour la curiethérapie de prostate. Ces inconvénients sont l'acceptabilité par les chirurgiens, l'encombrement et l'utilisation en

routine clinique.

Ces systèmes robotiques intègrent de nombreux moteurs encombrants et des mécanismes complexes qui impactent la taille, le poids et la manoeuvrabilité des solutions finales, ce qui rend l'installation de ces dispositifs dans le bloc opératoire difficile et oblige à apporter des modifications et des changements importants à l'organisation de la procédure médicale. Pour remédier à ce problème, il est plus efficace de proposer un robot qui répond aux exigences de l'application chirurgicale et qui regroupent toutes les conditions liées à la curiethérapie à bas débit dans un seul système petit, léger et compact qui prend en considération les règles de stérilisation, de désinfection et de décontamination et qui offre une mobilité de 6 ddl. En plus de l'amélioration de la précision, une telle solution est facilement intégrée dans la salle opératoire et donne plus de flexibilité dans le positionnement de l'aiguille ce qui permet de traiter tous les patients éligibles à la curiethérapie à bas débit même ceux ayant une prostate de grande taille ou qui présentent des problèmes d'interférence avec l'arche pubienne.

La majorité de ces systèmes sont développés pour un placement automatique ou semi-automatique des aiguilles et cela engendre des difficultés en terme d'acceptabilité par les chirurgiens. Un système de comanipulation, qui prend en compte le confort du clinicien et le permet à garder le contrôle sur l'insertion des aiguilles en lui fournissant un retour haptique, peut être une solution pour l'assistance de la curiethérapie de la prostate.

Pour résumer, la résolution des problèmes rencontrés en robotique médicale pour l'aide au geste de la curiethérapie à bas débit nécessite le développement d'une structure compacte et légère et donc une structure parallèle vu ses avantages en terme de taille et d'encombrement. Cette structure doit inclure des réflexions sur la conception mécanique qui doit permettre un protocole de stérilisation aisé et doit assurer une comanipulation. Avec une telle structure robotique, l'application de curiethérapie peut devenir plus sûre et efficace vu qu'elle ne va pas profiter seulement de la robustesse et de la dextérité du robot (agilité et précision des mouvements faits par le robot), mais aussi de l'expérience du chirurgien qui reste le maître de la procédure.

1.3 Travaux précédents du LaTIM

Un premier prototype d'un système robotique compact et léger à 3 ddl a été proposé au LaTIM comme travail préliminaire [83]. L'objectif avait été d'évaluer si un robot parallèle serait une idée intéressante pour la curiethérapie. La conception mécanique a été inspirée du célèbre robot parallèle delta de Clavel [84]. L'acceptabilité et l'interaction homme-machine ont été abordées en proposant un robot qui permet la comanipulation. Le prototype présenté dans la

figure 1.16 pèse 2,5 kg y compris la masse des moteurs.

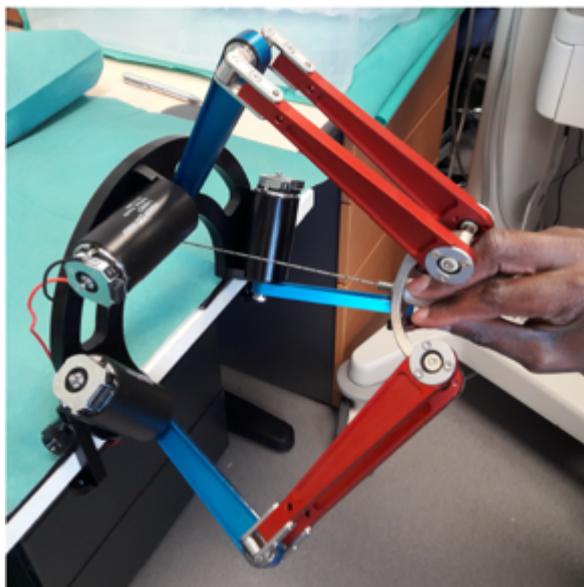


FIGURE 1.16 – Robot à 3 ddl dédié pour la manipulation et proposé par [83]

C'est un avantage compte tenu de l'utilisation dans la salle d'opération, où le système doit être déplacé, attaché et détaché de la table chirurgicale facilement et rapidement (voir figure 1.17). Un tel système de dispositif haptique a déjà fait ses preuves pour assister les interventions médicales dans des domaines tels que la neurochirurgie, l'orthopédie ou l'urologie pour les biopsies de la prostate. Cependant, il n'existe pas à ce jour un système robotique haptique opérationnel conçu pour la curiethérapie à bas débit de la prostate. L'objectif du robot manipulé proposé est de supprimer la grille à trous distants de 5 mm utilisée dans la procédure standard afin d'adopter un guidage haptique pour positionner les aiguilles au point d'entrée d'insertion sur le périnée. Le contrôle complet de l'insertion (avant et arrière) permettra ainsi une meilleure sécurité et acceptabilité du système en salle d'opération.

Les résultats préliminaires sur un fantôme ont montré que la résolution de précision peut atteindre jusqu'à 0,25 mm. Un tel système présente plusieurs avantages. Il tient compte les contraintes cliniques comme la position du patient et l'espace occupé par la sonde ultrason et permet de résoudre les problèmes d'encombrement et d'acceptabilité.

Cependant, ce système robotique présente plusieurs limitations majeures. La première limitation est liée à la précision dans les placement des grains radioactifs selon l'axe du vecteur de gravité. En effet, l'erreur de positionnement peut atteindre 5,2 mm sur cet axe et donc le couple de moteur du bras le plus haut est canalisé pour compenser le poids du robot. De sur-

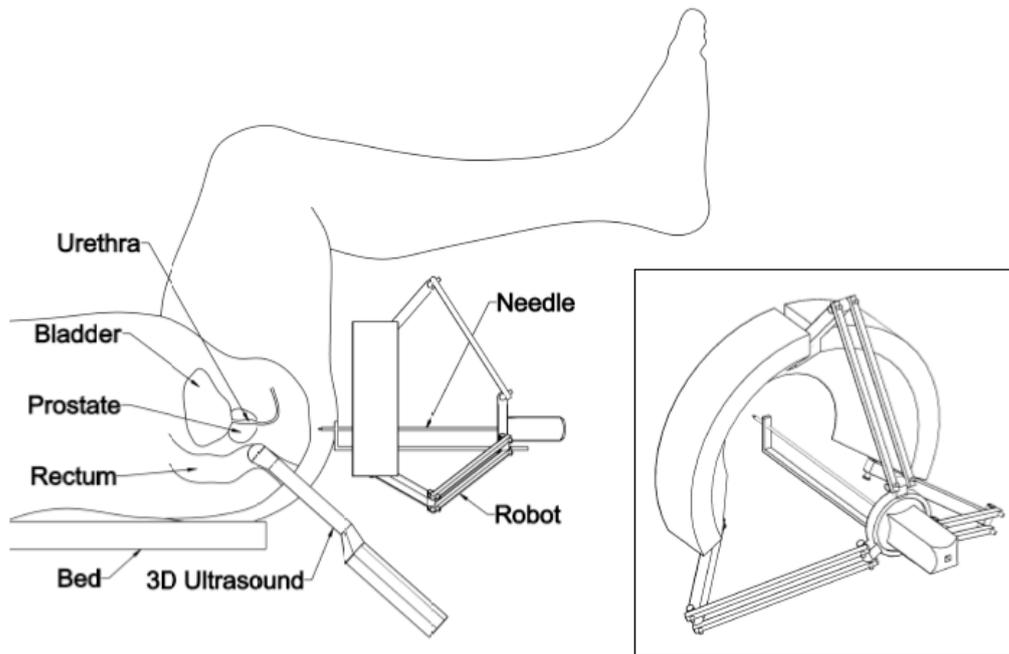


FIGURE 1.17 – Description schématique de l’installation du robot développé par [83]

croît, le nombre de degrés de liberté est limité à 3 ddl ce qui permet de réaliser l’insertion des aiguilles que selon des trajectoires rectilignes et parallèles. La deuxième limitation est liée à la conception mécanique qui ne prend pas en compte les contraintes liées à la désinfection et la stérilisation du système robotique. La troisième limitation est associée à la conception de l’effecteur qui ne permet pas la fixation sécurisée et facile de l’aiguille ainsi que sa libération aisée.

1.4 Objectifs de la thèse

Notre objectif est d’explorer un système robotique différent dédié à la curiethérapie à bas débit qui assistera les cliniciens tout au long de la procédure médicale. Ce dispositif robotique guidera le positionnement de l’aiguille au point d’entrée sur le périnée du patient, puis il assistera l’insertion de l’aiguille dans l’organe tout en respectant les données fournies par le plan de traitement en laissant le chirurgien libre de l’insertion. Contrairement aux différents systèmes robotiques proposés dans la littérature, notre robot devra regrouper toutes les spécificités de l’application médicale. La conception de ce système doit prendre en compte l’espace contraint dans le bloc opératoire limité par les jambes du patient et la sonde échographique de sorte que

son intégration et son installation n'exigent pas des modifications dans le protocole conventionnel. Nous allons se baser sur les travaux précédents et nous allons essayer de résoudre les limitations rencontrées dans le premier prototype en proposant un autre robot qui respecte les exigences de l'application de curiethérapie de prostate. Les objectifs de la thèse se résument en quatre points principaux :

- La conception d'un robot à 6 ddl
- L'étude du modèle robotique
- La réalisation d'un premier prototype
- L'évaluation expérimentale et la validation de la solution proposée

1.5 Organisation de la thèse

Ce manuscrit présente nos travaux au cours de cette thèse. Il est composé de 5 chapitres. Ce premier chapitre a permis de placer les travaux dans leur contexte clinique et scientifique. Il a introduit l'anatomie et le rôle de la prostate et il a expliqué la maladie du cancer de la prostate et le traitement de curiethérapie. Il a permis aussi de présenter un état de l'art complet sur les robots développés pour l'aide aux gestes de curiethérapie de prostate.

Le deuxième chapitre introduira les différentes exigences qu'un système robotique doit inclure pour être intégré dans le bloc opératoire lors de la curiethérapie de prostate. Il expliquera l'approche robotique proposée et détaillera le choix de l'architecture et la conception mécanique des différentes parties (plateformes et bras du robot, effecteur, système de compensation de gravité, etc). Il finira par présenter le modèle géométrique et cinématique du robot ainsi que la détermination des points de singularité.

Le troisième chapitre introduira l'application d'une méthode d'optimisation pour déterminer les paramètres géométriques optimaux qui assurent un agrément entre la taille réduite du robot et l'espace de travail requis. Aussi, il évoquera une formulation du problème de compensation de gravité pour déterminer les couples en jeu et établir la condition d'équilibrage parfait. La résolution de cette dernière étape conduira à trouver les paramètres numériques du système de compensation qui permettent de contre-balancer le robot.

Le quatrième chapitre présentera les modifications apportées à la conception mécanique pour pouvoir réaliser un prototype à l'aide de la technique d'impression 3D. Il introduira aussi le banc expérimental construit pour réaliser les tests expérimentaux. Des mesures (volume de

travail, précision...) dans un fantôme de prostate seront réalisées et comparées avec les résultats théoriques de simulation.

Le cinquième chapitre résumera tous les travaux faits au cours de cette thèse et les limitations de notre robot. Il présentera les différentes pistes d'amélioration envisagées et les recommandations pour les travaux futurs.

DESIGN ET MODÉLISATION D'UN ROBOT DÉDIÉ À LA CURIETHÉRAPIE DE LA PROSTATE

2.1 Introduction

Un système robotique conçu et développé pour la curiethérapie à bas débit de dose devrait améliorer la qualité des soins par rapport à la méthode conventionnelle tout en résolvant les limitations du protocole médical pour un traitement localisé et ciblé.

Cependant, avant de concevoir une structure robotique pour la curiethérapie à faible débit de dose, il faut impérativement penser au processus d'intégration d'un tel système robotique dans la salle opératoire. Ce processus nécessite le franchissement de plusieurs étapes.

L'étape primordiale consiste à définir les contraintes et les normes de l'application médicale qui doivent être intégrées dans l'architecture mécanique de la solution. En fait, il est important de déterminer les différentes spécifications techniques et cliniques afin d'assurer la sécurité, la précision et la fiabilité de l'insertion de la solution robotique dans le domaine médical. Ces différentes spécifications sont fortement liées à l'espace de travail disponible dans le bloc opératoire, l'emplacement et la répartition de l'équipe médicale et la présence des systèmes physiques tels que la sonde échographique endorectale, etc.

D'autres recommandations supplémentaires peuvent être prises en compte lors de la conception des robots dédiés à la curiethérapie incluant l'affichage de l'état opérationnel, la capacité de commande manuelle, le désengagement rapide et facile en cas d'urgence, l'interface intuitive affichant le plan d'implantation et la visualisation des positions des aiguilles et des emplacements des grains radioactifs par rapport à l'anatomie cible, les interactions du robot avec les cliniciens et le patient, l'incorporation d'un système anti-collision, la prise en compte des procédures de nettoyage, et enfin de décontamination et de stérilisation du système.

Dans ce chapitre, nous définissons les objectifs de la conception de notre robot en considé-

rant l'anatomie de l'appareil reproductif masculin et les contraintes et les exigences de l'application médicale. Nous présentons ensuite les différentes architectures et designs envisagés pour répondre aux différents objectifs de la robotisation de la curiethérapie. En particulier, dans ce chapitre, nous évoquons la conception et le modèle d'un robot collaboratif à 6 ddl qui permet le positionnement, l'angulation et l'insertion des aiguilles dans la prostate. Nous finirons par présenter le modèle géométrique et cinématique de l'architecture robotique finale afin de réaliser les études et les évaluations nécessaires pour juger la compatibilité de notre solution avec les contraintes de l'application médicale.

2.2 Définition des objectifs

La définition des objectifs de la conception de l'architecture robotique a été fixée en fonction des contraintes de l'application médicale, de la revue de la littérature et du retour d'expérience des cliniciens familiarisés avec les interventions guidées par ultrason dans la prostate.

2.2.1 Encombrement

La structure robotique peut être installée parallèlement à la surface périnéale dans l'espace disponible sous les jambes du patient qui est placé en position de lithotomie pour prendre la place de la grille. Elle doit prendre en considération le placement et le réglage de la sonde endorectale et la présence de la table d'opération. De plus, le système robotique doit être compact pour garantir que l'environnement de travail du clinicien ne soit pas affecté et doit être compatible avec les autres instruments utilisés lors de l'intervention médicale en salle d'opération à l'instar des aiguilles. La figure 2.1 publiée avec le rapport TG-192 montre le système de coordonnées référent de l'application de curiethérapie de prostate quand le patient est en position de lithotomie ainsi que les mesures de l'encombrement [54]. Comme nous voyons sur cette figure, la zone marquée en jaune présente l'espace dédié pour l'installation du robot. La taille du robot doit avoir un volume cubique atteignant $300 \times 300 \times 300 \text{ mm}^3$ pour faciliter son installation dans l'espace restreint et contraint. Le robot doit avoir une obstruction minimale pour ne pas restreindre l'accès et la vue du périnée par les cliniciens. Le système robotique doit être facile à stériliser et à décontaminer. Aussi, il doit respecter le processus de nettoyage adopté en bloc opératoire.

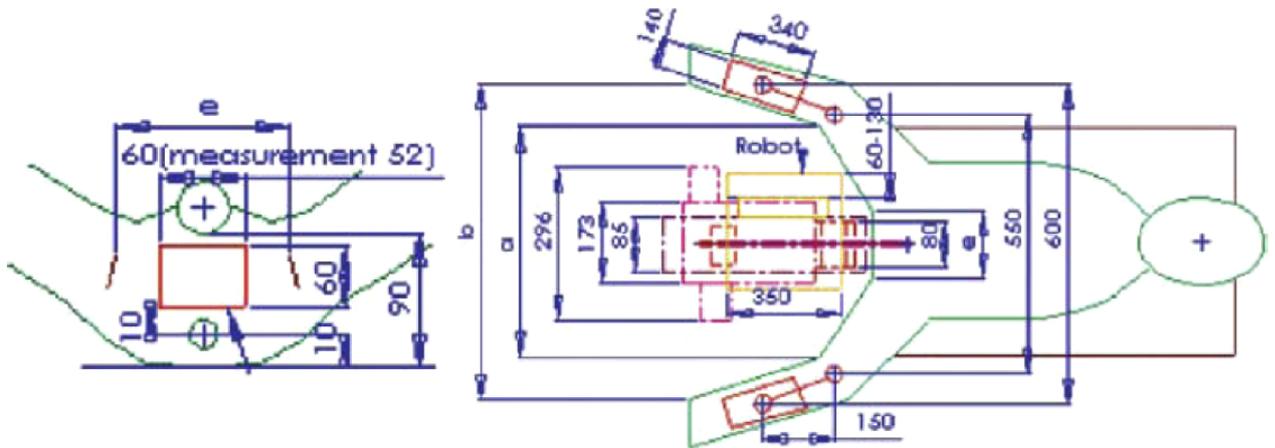


FIGURE 2.1 – Figure publiée avec le rapport TG-192 [54] et présentant le système de coordonnées référent de l'application de curiethérapie de prostate lorsque le patient est en position de lithotomie et les mesures de l'espace disponible pour l'installation du robot en bloc opératoire.

2.2.2 Précision et zone atteignable

La précision d'insertion du robot doit être inférieure à la précision obtenue avec la méthode conventionnelle (6 mm) afin de minimiser les erreurs d'insertion rencontrées lors de la procédure manuelle [54].

Pour assurer le guidage du chirurgien dans le positionnement, l'insertion et l'angulation des aiguilles dans la prostate, il faut concevoir une structure robotique parallèle offrant une mobilité de 6 ddl (3 ddl de translation et 3 ddl de rotation). Cependant, avant de passer à la conception de ce robot, les contraintes de l'espace de travail doivent être étudiées. Pour ce faire, nous devons déterminer l'espace de travail de translation et d'orientation de notre robot. À l'aide des images CT d'une douzaine de patients obtenues dans le cadre d'une collaboration avec le centre hospitalier régional de Brest en France, les dimensions de la prostate ont été calculées à l'aide du logiciel *3D Slicer* en définissant manuellement une zone d'intérêt autour de la glande (voir figure 2.2). Cette zone d'intérêt a été utilisée pour évaluer l'espace de travail requis, en particulier la profondeur d'insertion de l'aiguille. Comme présenté dans le tableau 2.1, les dimensions moyennes d'une prostate adulte sont approximativement contenues dans un cube de $40 \times 40 \times 40 \text{ mm}^3$. Dans le cas d'une hypertrophie de prostate, la largeur de l'organe peut atteindre jusqu'à 50 mm [85]. Par conséquent, l'utilisation des dimensions standard de la grille utilisée dans la méthode manuelle qui a une surface de $55 \times 55 \text{ mm}^2$ est suffisante pour couvrir n'importe quelle position dans le plan transversal de la prostate. En ce qui concerne la profondeur d'insertion de l'aiguille dans le plan sagittal de la prostate, les mesures des données cliniques (Tableau 2.1)

ont montré que les distances entre les deux extrémités de l'organe et la paroi du périnée sont de 80 mm et 110 mm en moyenne. L'étude faite par [86] confirme nos mesures des données cliniques et montre que les distances, entre la paroi rectale et la capsule prostatique, à la base et à l'apex sont respectivement de 95 mm et 72 mm. En se basant sur ces différents résultats et sur une étude précédente dans la littérature [68], nous suggérons qu'une insertion minimale de 150 mm devrait suffire pour couvrir n'importe quelle morphologie. L'espace de travail translationnel final, qui permet le mouvement du robot sans rencontrer des positions singulières et perdre sa dextérité, a été défini comme une forme de parallélogramme de dimensions $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$.

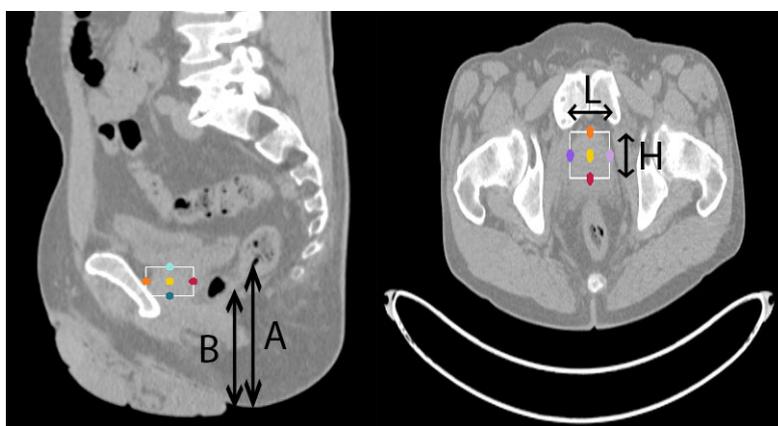


FIGURE 2.2 – Un exemple d'image CT d'un patient qui montre l'emplacement de la prostate et la région d'intérêt pour mesurer l'espace de travail requis. L et H sont respectivement la largeur et la hauteur de la prostate dans le plan transversal. A et B représentent la distance entre les deux extrémités de l'organe (base et apex) et la paroi du périnée.

TABLE 2.1 – Dimensions minimales, maximales et moyennes de la prostate calculées à partir des images CT des patients

	A(mm)	B(mm)	L(mm)	H(mm)
Min	104	75.3	40.6	29.4
Max	118	89.7	43.5	33.7
Moyenne	110,4	80,2	41,5	31,8

Dans le paragraphe précédant, nous avons défini l'espace de travail de translation du robot. Maintenant, l'orientation de l'aiguille requise pour la procédure de curiethérapie doit être estimée. L'objectif est que, pour toute configuration de positionnement, l'aiguille doit atteindre

tous les points cibles de la prostate. Ainsi, l'angle de tangage et de lacet sont nécessaires à déterminer pour définir la plage d'angulation du robot. Ces angles ont été obtenus comme suit. Lorsque l'aiguille n'est pas insérée, nous avons défini 4 points (M_1 , M_2 , N_1 et N_2) sur l'espace de travail du plan transversal ($55 \times 55 \text{ mm}^2$) comme le montre la figure 2.3. Pour chacun de ces points, l'angulation de l'aiguille pour atteindre toutes les positions possibles cibles sur la prostate a été calculée. Les angles de tangage et de lacet maximaux (α et β), parmi toutes les valeurs d'angle calculées, ont été sélectionnés et ils sont égaux à une valeur de 15° . Ces angles sont les valeurs minimales permettant d'atteindre n'importe quelle position dans la prostate en fonction de l'espace de travail transversal défini. Cliniquement, un angle de lacet de 8° et un angle de tangage de 3° sont nécessaires pour minimiser les erreurs de placement des grains radioactifs et éviter les interférences avec l'arc pubien [87]. Une rotation de l'aiguille autour de son axe est privilégiée pour compenser les déformations des tissus et la rotation de la prostate dues aux forces d'insertion des aiguilles dans la prostate [68].

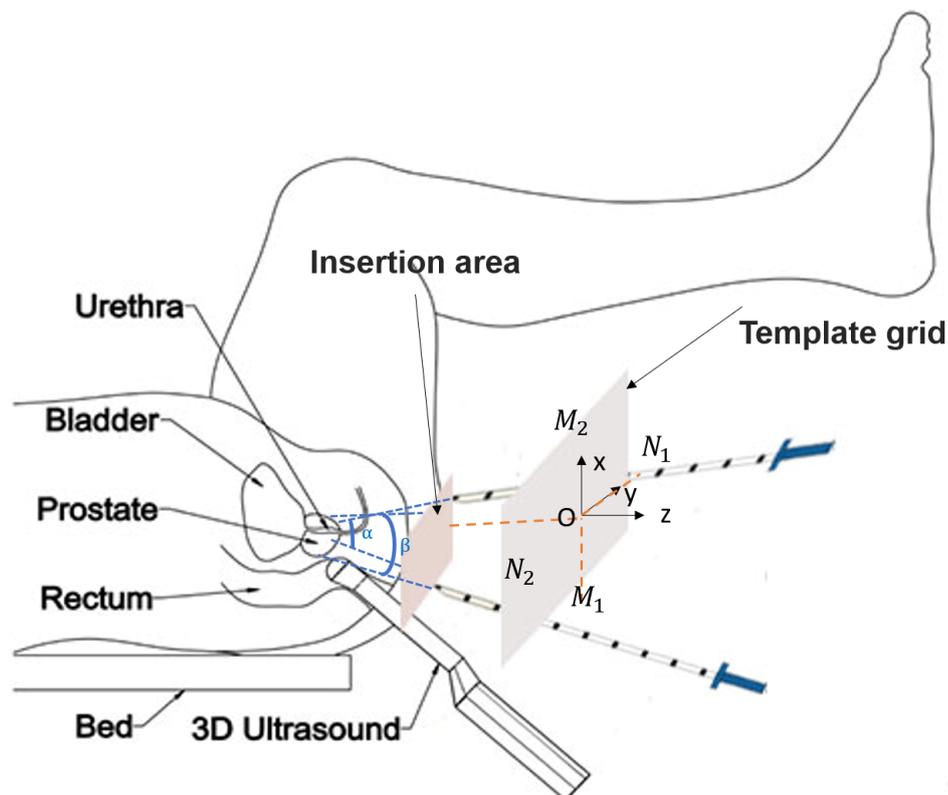


FIGURE 2.3 – Calcul des angles d'angulation requis pour la curiethérapie. α et β présentent les angles de tangage et de lacet. M_1 , M_2 , N_1 et N_2 sont les points extrêmes du plan transversal ($55 \times 55 \text{ mm}^2$).

2.2.3 Forces d'insertion

Lors de la procédure de curiethérapie, la force maximale de l'insertion des aiguilles dans les tissus humains atteint une valeur de 15N. Aussi, la force maximale de perforation de la capsule prostatique atteint 11N [88]. Par conséquent, la structure robotique doit assurer 3 à 5 fois les valeurs des forces mentionnées précédemment pour pouvoir insérer les aiguilles dans la prostate et libérer les grains radioactifs [89]. Dans le cadre de la comanipulation, le chirurgien va aussi participer à l'intervention de la curiethérapie et va mettre sa force pour insérer l'aiguille. Dès lors, les moteurs de la structure robotique ne doivent pas être assez puissants pour fournir les forces mentionnées. Cependant pour des mesures de sécurité, nous allons évaluer les performances de notre robot pour permettre 3 à 5 fois les forces nécessaires pour atteindre la prostate.

2.3 Conception de la structure du robot

Les robots parallèles se marquent par leur architecture compacte qui se constitue généralement de deux plateformes : l'effecteur et la base. Ces deux plateformes sont liées directement ce qui permet à l'effecteur d'avoir plus de raideur et de force. Cette caractéristique peut être un avantage pour offrir une meilleure interaction entre le chirurgien et le robot. En plus, les robots parallèles sont les plus utilisés pour effectuer des opérations nécessitant un niveau supérieur de précision. Pour toutes ces raisons, nous avons choisi de concevoir un robot d'architecture parallèle. L'objectif est d'avoir un système compact qui répond aux exigences de l'application et permet une installation facile et rapide dans le bloc opératoire tout en respectant les processus de stérilisation et de décontamination.

2.3.1 Conception du squelette du robot

La solution développée dans les travaux précédents, réalisés dans notre laboratoire (voir la section 1.3), présente une limitation liée au nombre de ddl restreint. En effet, deux méthodes peuvent être appliquées pour augmenter le nombre de ddl dans des robots parallèles comme le robot delta. La première consiste à ajouter des motorisations au niveau de l'effecteur pour avoir des angulations supplémentaires. Cette méthode ne peut pas être adoptée dans notre cas vu qu'elle agit sur l'encombrement et influe les performances du robot (augmentation de la masse du robot, implémentation d'autres lois de commande, etc.). La deuxième méthode consiste à ajouter des bras supplémentaires motorisés. Pour évaluer l'adéquation de cette méthode, nous avons commencé par concevoir des architectures robotiques parallèles à 4 bras pour voir l'im-

fact d'une telle structure sur l'encombrement et sur le nombre de ddl. Premièrement, nous avons conçu un robot à 4 bras dont chaque bras contient une liaison pivot active, deux liaisons de type rotule à doigt (2 rotations) et deux liaisons sphériques comme le montre la figure 2.4a. Nous avons remarqué que l'ajout d'un bras supplémentaire n'a pas d'effet négatif sur l'encombrement et l'espace de travail du robot. Deuxièmement, nous avons conçu un autre robot à 4 bras sauf qu'à la place des deux liaisons de type rotule à doigt, nous avons utilisé des liaisons sphériques (voir figure 2.4b). Quoique cette solution a permis d'avoir plus de mobilité pour l'effecteur, elle n'a pas assuré les 6 ddl requis pour l'application de la curiethérapie. À partir de cette étude préliminaire, nous nous sommes orientés vers la recherche des solutions parallèles avec plus de bras au lieu de rajouter des moteurs au niveau de l'effecteur pour avoir les rotations manquantes. En effet, les motorisations des bras supplémentaires vont être installées sur la plateforme fixe ce qui n'augmente pas la masse de la partie mobile du robot.

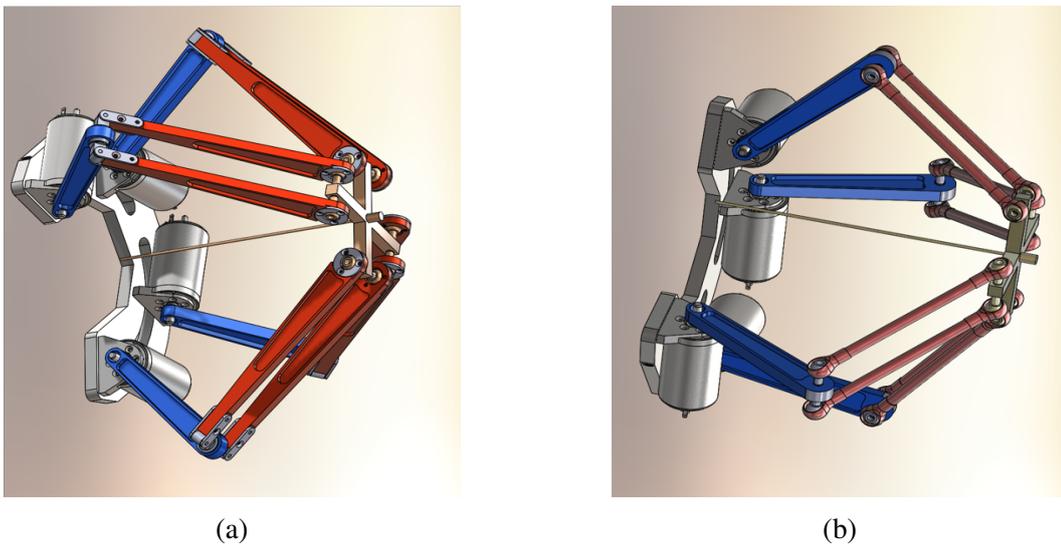


FIGURE 2.4 – Études préliminaires de l'impact d'ajout d'un bras supplémentaire au robot parallèle développé dans le cadre des travaux précédents de notre laboratoire. (a) 1^{ère} étude et (b) 2^{ème} étude.

Dans la littérature, il existe plusieurs manipulateurs à 6 ddl à l'instar de la plateforme de Gough-Stewart [90] qui est utilisée dans des applications technologiques nombreuses, dans la conception de machines-outils, la conception de grues, la recherche sous-marine, le sauvetage aérien en mer, la simulation de vol et la mise en place précise d'antennes paraboliques et des télescopes. Ce mécanisme parallèle à 6 ddl est muni de 6 chaînes cinématiques parallèles identiques qui sont constituées d'une liaison de joint de cardan (U), d'un actionneur prismatique (P) et d'une liaison rotule (S) d'où la notation technique 6-UPS (voir figure 2.5).

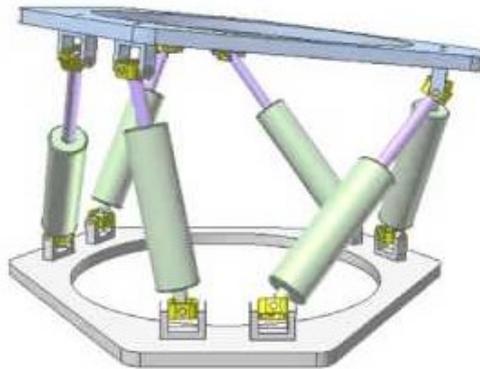


FIGURE 2.5 – Modèle 3D de la plateforme de Gough-Stewart

Il y a aussi les manipulateurs 6-PUS où chaque chaîne est composée d'une liaison prismatique actionnée (P), d'une liaison joint universel (U) et d'une liaison sphérique (S) (voir figure 2.6). Ce mécanisme a la même structure mécanique des manipulateurs 6-UPS sauf que les actionneurs prismatiques sont fixés sur la base pour réduire le poids des parties mobiles.

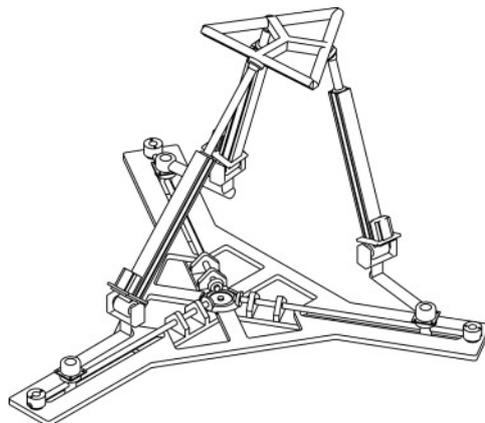


FIGURE 2.6 – Modèle 3D d'un manipulateur 6-PUS [91]

Un autre type de ces manipulateurs est connu sous la notation 6-RUS, il est composé de 2 plateformes parallèles, l'une fixe et l'autre mobile et présente l'effecteur du robot. Ces deux plateformes sont reliées entre elles par 6 chaînes cinématiques fermées. Chaque chaîne est composée de 2 bras (inférieur et supérieur) et de 3 liaisons mécaniques qui sont installées comme suit : sur la plateforme fixe, il y a 6 liaisons pivots actives (R) où chacune d'entre elles est liée à un bras inférieur, lui-même relié à un autre bras supérieur au moyen d'un joint universel passif (U); puis, l'extrémité opposée du bras supérieur est liée à la plateforme mobile par un joint sphérique passif (S). L'architecture d'un tel manipulateur est présentée par la figure 2.7.

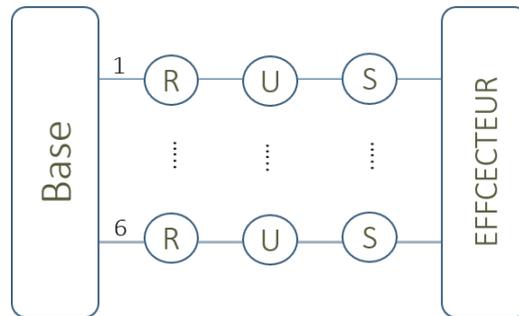


FIGURE 2.7 – Description schématique de l'architecture cinématique des manipulateurs parallèles 6-RUS. R : liaison pivot, U : liaison joint universel, S : liaison sphérique.

Le manipulateur 6-RUS a été introduit en 1982 par [92] et a été modifié en 1991 par [93] en suggérant une nouvelle disposition des axes des liaisons pivots par rapport à la plateforme fixe et en changeant le plan de localisation des joints universels. Cette version modifiée du manipulateur 6-RUS, présentée par la figure 2.8, se base sur le même principe de fonctionnement que le robot delta de Clavel [94] et elle a été utilisée pour la simulation des mouvements, les tâches de "pick and place", etc.

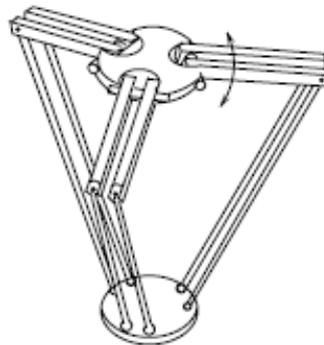


FIGURE 2.8 – Structure du manipulateur parallèle 6-RUS modifiée par [93].

Le manipulateur parallèle 6-RUS présente de nombreux avantages par rapport aux autres manipulateurs parallèles à 6 ddl. En effet, les parties mobiles sont légères vu que les moteurs peuvent être installés sur la base fixe et ceci aide dans la commande du robot. En outre, les bras inférieurs et supérieurs se caractérisent par leur taille réduite et fine ce qui permet de réduire les collisions entre les différentes chaînes cinématiques. Après la vérification du nombre de ddl fourni par ce mécanisme en se basant sur l'équation de mobilité :

$$M = 6.(n - g - 1) + \sum_{n=1}^g f_i \quad (2.1)$$

avec n : nombre de composants du robot = 14, g : nombre de liaisons = 18, f : nombre de ddl dans chaque chaîne cinématique = $(1+2+3) = 6$. Ainsi que l'étude de ses caractéristiques, nous trouvons que le manipulateur 6-RUS peut être utilisé comme solution robotique pour répondre aux défis de la curiethérapie.

En effet, grâce à sa légèreté et sa compacité, cette architecture correspond à nos attentes, mais elle nécessite encore des modifications afin de faciliter son installation au bloc opératoire. C'est pourquoi, nous avons adapté et paramétré la structure 6-RUS afin qu'elle corresponde au mieux aux contraintes liées à la curiethérapie (voir notre modèle CAO du squelette du robot présenté par la figure 2.9).

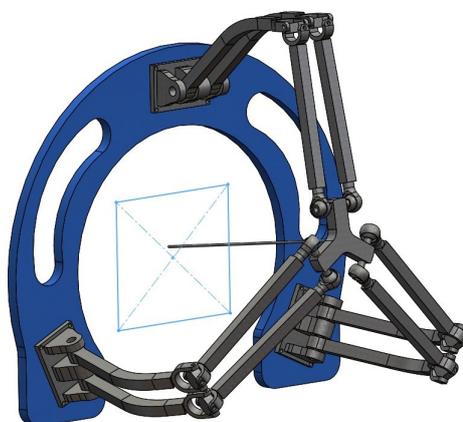


FIGURE 2.9 – Modèle CAO du robot proposé pour assister le chirurgien en curiethérapie réalisé avec *SOLIDWORKS*. La zone carrée correspond à la zone de positionnement de l'aiguille.

D'une part, ces changements sont liés aux dimensions du robot qui ont été réduites et ajustées par rapport à la version originale pour permettre une installation aisée au bloc opératoire et respecter l'espace de travail contraint disponible. D'autre part, des bras inférieurs courbés ont été utilisés au lieu de bras droits pour offrir un plus grand espace de travail près de la surface périnéale et éviter la collision entre la partie supérieure et inférieure du robot lorsque l'aiguille est complètement insérée.

Une autre modification de conception a été appliquée sur le système robotique. La disposition et l'axe de travail du robot ont été modifiés. Nous avons appliqué une rotation de 90° sur la version originale pour l'adapter à la procédure de curiethérapie de la prostate. Ainsi, contrairement à l'usage courant où le vecteur de gravité de l'effecteur est perpendiculaire au plan contenant la base fixe du robot, dans notre conception, le vecteur de gravité est devenu parallèle au plan contenant la base fixe. En plus, l'espace de travail utile du robot a été déplacé derrière la base fixe et une ouverture dans cette base a été envisagée dans la conception du robot

afin de permettre à l'effecteur d'atteindre le périnée du patient. Avec une telle configuration, la base du robot va être placée parallèlement à la surface périnéale dans l'espace sous les jambes du patient et fixée à la table d'opération. L'effecteur du robot portera l'aiguille et sera tenu par le chirurgien et donc adapté à une comanipulation ergonomique.

En adoptant cette structure robotique, une force de gravité plus importante sera appliquée sur les liaisons pivots lors du déplacement de l'effecteur vu que l'axe de mouvement du robot est devenu perpendiculaire à l'axe de gravité. Les actionneurs rotatifs (les moteurs) seront obligés de délivrer un couple supplémentaire pour compenser le poids de la partie mobile du robot. Cette problématique a été vérifiée et évaluée par les travaux précédents dans notre laboratoire. En fait, dans [95], l'étude réalisée sur un robot delta à 3 ddl, adaptée à la même configuration, a montré une baisse de résolution et de précision lors du déplacement du robot le long de l'axe de gravité. Par conséquent, cela posera un problème pour la structure robotique et diminuera la précision du placement des grains radioactifs. L'utilisation des actionneurs plus puissants peut être une solution envisageable pour résoudre cette problématique, mais va également augmenter l'encombrement et le poids du robot ce qui contredit les spécifications imposées par la définition des objectifs. C'est pourquoi, nous avons pensé à intégrer un système de compensation de la gravité compact dans le squelette du robot pour compenser mécaniquement le poids de la partie mobile et augmenter ses performances.

2.3.2 Conception du système de compensation de la gravité

Peu de recherches scientifiques se sont focalisées sur l'étude de la possibilité de compenser la gravité dans les robots parallèles. Cela est lié au fait que les systèmes de compensation de la gravité sont particulièrement difficiles à intégrer lors de la conception d'un robot parallèle vu que le mouvement entre les chaînes cinématiques et la plateforme mobile est dépendant et le risque de collision est élevé.

Dans [96], les auteurs ont suggéré d'utiliser un système mécanique secondaire comprenant un mécanisme de pantographe monté sur un support rotatif et relié à la base d'un robot delta afin de générer une force verticale pour équilibrer les forces de gravité du robot (voir figure 2.10a). L'évaluation de l'efficacité de la solution proposée a été faite pour des forces de gravité constantes mais aussi variables et dans les cas de mouvements dynamiques et statiques de l'effecteur du robot. Les résultats ont montré une compensation de forces de gravité de 99.5%, une réduction des erreurs de positionnement et une amélioration du comportement mécanique et des déformations élastiques liées au poids du robot.

Dans [97], les auteurs ont proposé d'intégrer un système à capacité de charge pour éliminer

les forces de gravité appliquées sur les actionneurs (voir figure 2.10b). Les tests expérimentaux réalisés sur le prototype ont montré que les couples des actionneurs déplaçant la plateforme dans le plan horizontal avec et sans charge utile de 20 kg sont de même valeur et donc, pas besoin d'un couple moteur additionnel pour compenser cette charge.

Dans [98], le robot delta a été équilibré en force de gravité avec trois contrepoids et deux liens supplémentaires (voir figure 2.10c). Ces trois contrepoids, situés à la base du robot et orientés chacun orthogonalement par rapport à l'autre, aident à maintenir le moment angulaire constant dans toutes les directions.

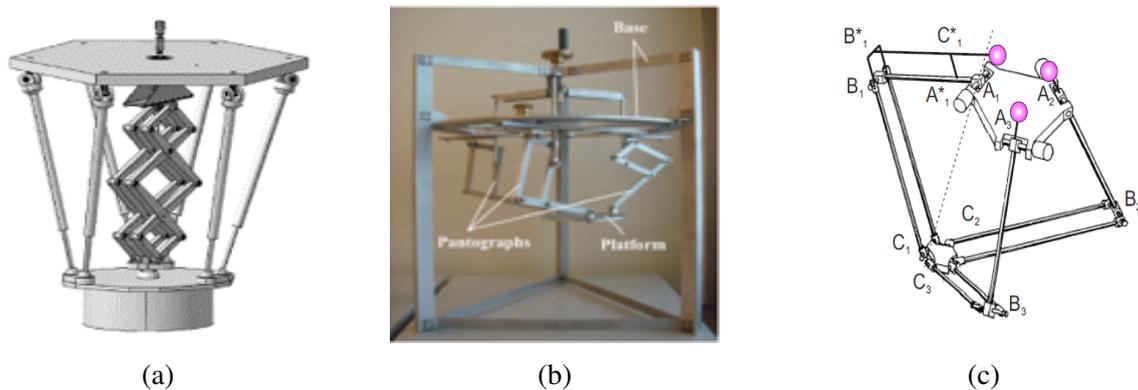


FIGURE 2.10 – Systèmes de compensation de la gravité basés sur l'intégration de contrepoids et de pantographes existants dans la littérature. (a) Système proposé par [96] intégrant un mécanisme de pantographe. (b) Robot proposé par [97] basé sur l'intégration d'un système à capacité de charge. (c) Système proposé par [98] utilisant des contrepoids.

D'après ces études bibliographiques, nous pouvons dire que la compensation de la gravité réalisée avec des pantographes ou des contrepoids a montré son efficacité pour les robots parallèles. Cependant, il est difficile d'intégrer des tels mécanismes dans le contexte de la curiethérapie vu qu'ils augmentent l'encombrement de la taille du robot et réduisent le volume utile de l'espace de travail.

L'utilisation des ressorts pour compenser les forces de gravité est aussi une technique qui a également montré sa faisabilité pour équilibrer les robots parallèles.

Dans [99], une méthode de compensation de la gravité a été appliquée au robot Penta-G et elle se base sur l'utilisation de deux ressorts à longueur libre sur chaque jambe, l'un est attaché à la base et l'autre à la plateforme mobile (voir figure 2.11a). L'étude théorique faite sur ce système a permis de juger de l'efficacité de cette solution mécanique.

Dans [100], la compensation de la gravité d'un mécanisme Orthoglide à 5 axes a été réalisée analytiquement via l'utilisation des ressorts de tension et d'une simple liaison supplémentaire

composée de câbles et de poulies attachés au bras vertical du robot (voir figure 2.11b). Une réduction significative des charges globales appliquées aux actionnaires a été remarquée dans les résultats des études de simulation numérique sur le robot.

Dans [101], une solution mécanique compacte a été proposée par les auteurs dans le but de compenser les forces de gravité d'un robot delta. Cette solution se base sur l'intégration d'un mécanisme à ressort et à engrenages dans chaque chaîne cinématique (voir figure 2.11c). L'étude théorique a montré que cette solution a permis d'avoir 85% de réduction des forces de gravité sur tout l'espace de travail atteignable par le robot. L'étude expérimentale a révélé une réduction de 55% de l'énergie consommée par les actionnaires du robot delta dans le cas de réalisation des tâches de "pick and place" avec une plateforme mobile pesant 10 kg et effectuant des mouvements de déplacement dans un rayon de 1,32 m.

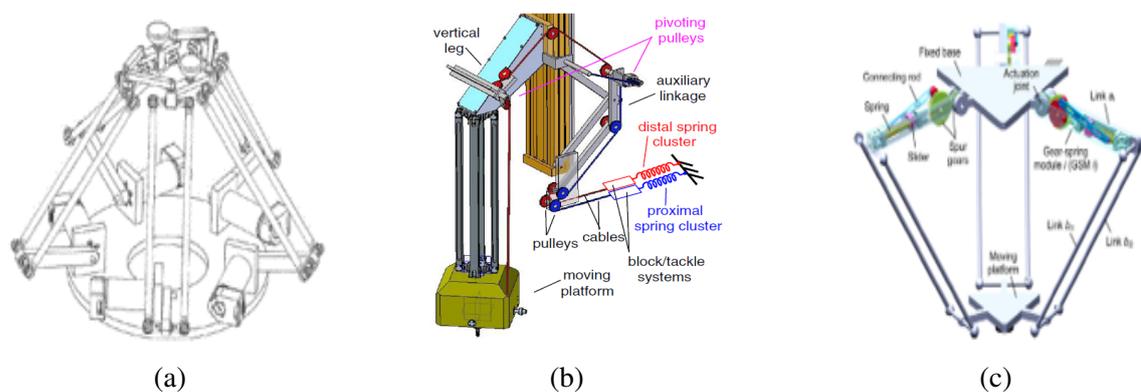


FIGURE 2.11 – Systèmes de compensation de la gravité existants dans la littérature basés sur l'utilisation de ressort. (a) Utilisation de deux ressorts à longueur libre dans un robot Penta-G [99]. (b) Utilisation de ressort, de câbles et de poulies [100]. (c) Intégration d'un mécanisme à ressort et à engrenages dans un robot delta [101].

D'après ces différentes recherches bibliographiques sur les systèmes de compensation de la gravité utilisés pour les robots parallèles, nous pouvons conclure que la méthode basée sur l'intégration des ressorts peut être une solution compacte et efficace pour un robot dédié à la curiethérapie. Cependant, il faut l'adapter à notre structure robotique afin de ne pas affecter l'espace de travail de l'effecteur et ne pas augmenter la taille du robot.

En effet, les systèmes de compensation de la gravité basés sur les ressorts se divisent en plusieurs catégories. La première catégorie regroupe les ressorts liés directement à la plateforme fixe du robot et attachés aux bras en mouvement. Cette catégorie ne peut pas être utilisée pour la procédure de curiethérapie vu que l'installation de ressort va limiter la plage de mouvement des chaînes cinématiques et donc réduire l'espace de travail atteignable par l'effecteur. Il y a aussi

la catégorie où les ressorts sont attachés à d'autres systèmes auxiliaires tels que les poulies, les câbles, les mécanismes à came, etc. Cette catégorie ne peut pas être aussi installée sur notre structure robotique étant donné qu'elle va augmenter la taille du robot. La troisième catégorie consiste à intégrer des ressorts connectés à un système auxiliaire comme les engrenages dans les bras du robot. Nous nous inspirons de cette méthode pour proposer une structure mécanique compacte capable de s'intégrer dans les bras inférieurs du manipulateur 6-RUS tout en respectant les exigences de l'application médicale présentées dans la définition des objectifs. En particulier, cette structure ne doit pas modifier l'espace de travail de l'effecteur et influencer la taille du robot.

Les ressorts et les engrenages seront installés dans les bras inférieurs du robot et connectés directement aux axes des actionnaires rotatifs installés sur la plateforme fixe. Ce système est composé de 2 engrenages reliés entre eux, d'une bielle, d'un glisseur et d'un ressort. La conception du système à ressort et à engrenages intégré dans le bras inférieur du robot est illustrée dans la figure 2.12. Ces différents composants sont connectés comme suit. Le premier engrenage est centré au niveau de la liaison pivot perpendiculairement à l'axe de l'actionneur rotatif; le deuxième est en contact avec le premier via la denture et il est encastré à la bielle via un petit système mécanique de fixation; l'autre côté de la bielle est connecté au glisseur qui est à son tour connecté au ressort en sa partie mobile; l'autre partie du ressort, qui présente la partie fixe, est attachée au centre de masse du bras inférieur du robot.

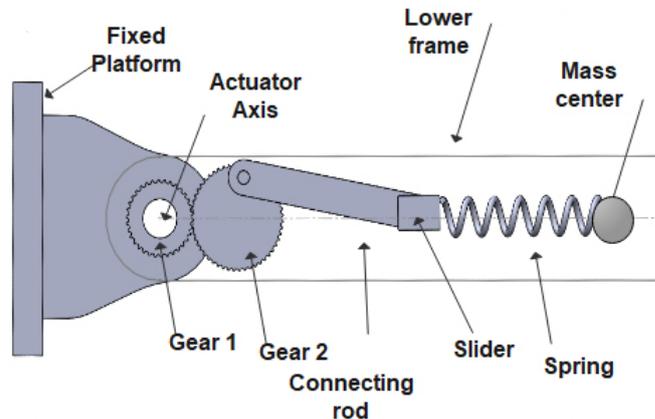


FIGURE 2.12 – Modèle CAO de la structure mécanique compacte, composée par un ressort et un système auxiliaire basé sur l'utilisation des engrenages, et proposée pour compenser les forces de gravité.

Le principe de fonctionnement de ce mécanisme de compensation s'établit comme suit. La configuration initiale du système à ressort et à engrenages, où le ressort est paramétré dans sa

longueur libre, c'est à dire qu'il est dans sa longueur réelle et aucune force ne lui est appliquée, est définie lorsque le bras inférieur du robot est aligné parallèlement à la base fixe. Lorsqu'un actionneur est actif sur le bras inférieur, le premier engrenage tourne et entraîne la rotation du deuxième engrenage. Ainsi, il actionne la rotation de la bielle qui déclenche la translation du glisseur. Le mouvement de translation du glisseur provoque la compression du ressort avec un coefficient de raideur. Par conséquent, la force élastique résultante de la compression du ressort est transmise au bras inférieur pour compenser la force de gravité.

Tous les paramètres caractéristiques de ce système mécanique pour notre solution robotique dédiée à la curiethérapie seront déterminés dans le chapitre suivant.

2.3.3 Conception de l'effecteur du robot

L'effecteur de la structure robotique sera maintenant utilisé par le chirurgien pour assurer la comanipulation du positionnement, de l'angulation et de l'insertion de l'aiguille dans la prostate et il va être aussi en contact, d'une part, avec l'aiguille qui à son tour est en contact avec les tissus du corps humain et, d'autre part, avec les autres composants du robot. C'est pourquoi, il est indispensable que son design doit assurer en premier lieu une fixation sécurisée de l'aiguille et en deuxième lieu une prise en main ergonomique pour une meilleure maniabilité. Il est évident aussi que le design de l'effecteur doit être compact pour ne pas limiter l'espace de travail atteignable et compatible avec les conditions de stérilisation et de décontamination tout en respectant les exigences de l'application médicale.

Avant de travailler sur la conception mécanique de l'effecteur du robot, nous avons cherché dans la littérature les différents systèmes mécaniques existants utilisés dans le contexte de fixation des aiguilles sur des structures robotiques.

Dans [102], une articulation à cardan à 2 ddl a été fixée sur l'effecteur d'un robot dédié à insérer des aiguilles pour réaliser des biopsies de petits animaux (voir figure 2.13a). Ce mécanisme contient un guide pour permettre à l'utilisateur de glisser l'aiguille à travers son centre pour assurer son installation. Ce guide est aussi remplaçable pour assurer la stérilisation et la décontamination de l'aiguille ainsi que de l'effecteur.

Dans [103], l'effecteur d'un robot permettant de réaliser la biopsie est conçu pour assurer 3 ddl et pouvoir retenir/relâcher, insérer plusieurs fois et orienter une aiguille. Cet effecteur est composé d'une poignée principale à laquelle sont installées deux mâchoires et une poignée supplémentaire afin d'assurer la force d'insertion nécessaire (voir figure 2.13b). La fonction d'insertion de l'aiguille est réalisée lorsque les deux mâchoires se déplacent dans le même sens. La fonction d'orientation est réalisée quand la poignée supplémentaire fonctionne pour ne pas

déplacer la ligne médiane de l'aiguille et les mâchoires de la poignée principale se déplacent dans des directions opposées.

Dans [104], les auteurs ont développé un outil téléopéré de guidage et d'insertion d'aiguille qui peut être attaché à une structure robotique pour aider les chirurgiens à effectuer à distance des biopsies percutanées mini-invasives. Cet outil assure 3 ddl : deux correspondent à l'orientation de l'aiguille par rapport aux axes sagittal et transversal du patient et le troisième correspond à l'insertion de l'aiguille. C'est pour cela que la conception mécanique de l'outil se base sur le design de 2 modules comme le montre la figure 2.13c. Un module dédié à l'orientation et un autre dédié à la fois aux processus de serrage et d'insertion. La solution adoptée pour le module d'orientation est un mécanisme de géométrie principalement sphérique, de sorte que tous les composants partagent un point central commun, qui correspond au point de pivotement sur la surface de la peau du patient. Ce mécanisme présente deux structures semi-circulaires, comportant une fente dedans, attachées à une base fixe qui est montée sur le patient. La solution pour l'insertion de l'aiguille consiste à utiliser un entraînement à friction sous la forme de deux rouleaux, avec au moins un moteur, couplés à un mécanisme qui les bloque autour de l'aiguille.

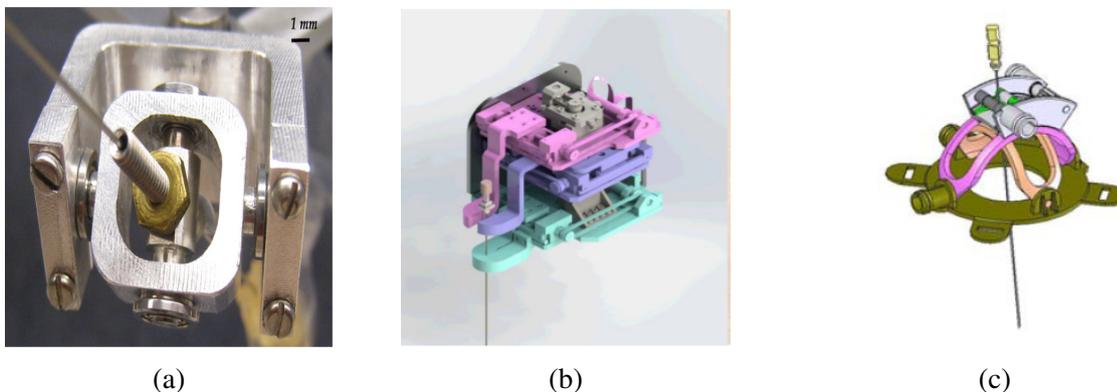


FIGURE 2.13 – Modèles des effecteurs existants dans la littérature pour la fixation des aiguilles médicales sur des robots. (a) Effecteur basé sur l'utilisation d'une articulation à cardan à 2 ddl et proposé par [102]. (b) Effecteur d'un robot pour la biopsie proposé par [103]. (c) Outil téléopéré de guidage et d'insertion d'aiguille proposé par [104].

Ces différentes solutions, développées pour proposer des effecteurs capables d'attacher l'aiguille à la structure robotique, ont permis d'améliorer la manoeuvrabilité de l'aiguille et ont offert une fixation sécurisée de cette dernière, ce qui aide le chirurgien à mieux utiliser les robots dans certaines applications médicales telles que la biopsie et la curiethérapie à bas débit de dose. Néanmoins, ces solutions ne considèrent pas le protocole de stérilisation et de décontami-

nation appliqué dans le contexte clinique et elle ne peuvent pas être adoptées pour le design de l'effecteur notre robot. En effet, l'aiguille doit être attachée de manière fixe et en contact direct avec le chirurgien sans avoir besoin d'ajouter des ddl supplémentaires ou des actionneurs. En plus, notre solution devra respecter les exigences liées à la taille du robot et à l'espace de travail disponible.

Notre design de l'effecteur se base sur la validation de trois principaux aspects :

- Un design permettant au chirurgien d'être en contact direct avec la tête de l'aiguille. Autrement dit, l'expérience et le savoir-faire du chirurgien dans son geste nécessite le contact direct avec l'aiguille et donc, nous devons prendre cet aspect en considération dans le design de l'effecteur.
- Une fixation sûre et sécurisée de l'aiguille et un détachement facile.
- Un design facile à décontaminer et à stériliser et permettant un détachement facile de l'effecteur du squelette du robot.

En premier lieu, nous avons proposé une conception de l'effecteur qui se base sur une forme de dôme vide dont la partie extérieure va être attachée au squelette du robot via les liaisons sphériques et la partie intérieure va contenir l'aiguille. Cette conception offre une préhension de pointe à trois doigts et va permettre au chirurgien de regrouper les extrémités de ses doigts pour tenir et saisir confortablement la petite extrémité de l'aiguille utilisée dans la procédure de curiethérapie à faible débit de dose.

Comme expliqué ci-dessus, le clinicien va être en contact direct avec l'aiguille et pourra contrôler la structure robotique et déplacer l'aiguille lors de l'intervention médicale. Par conséquent, il est important de concevoir un mécanisme permettant un verrouillage simple et compact qui relie l'aiguille à l'effecteur afin d'assurer une fixation précise et une mobilité sécurisée.

En deuxième lieu, nous avons proposé tout un système mécanique composé de plusieurs pièces qui assure la fixation de l'aiguille sur un système jetable qui peut être lié à l'effecteur tout en conservant une stérilisation et décontamination facile et rapide pour le robot et l'aiguille et qui protège le personnel médical. En effet, l'aiguille est fixée sur une douille en plastique amovible et stérilisable qui joue le rôle d'élément intermédiaire pour relier l'aiguille stérile à l'élément non stérile du robot qui est l'effecteur. Cette douille est composée de deux parties susceptibles d'être encastrées et verrouillées l'une sur l'autre une fois que l'aiguille est fixée dedans. Ces deux parties sont conçues comme suit : la partie intérieure de chacune est adaptée à la forme et à la taille de l'aiguille et la partie extérieure est adaptée à la partie de l'effecteur

conçue pour attacher l'aiguille. Les détails de conception et de montage de l'ensemble aiguille et douille en plastique sont illustrés dans la figure 2.14.

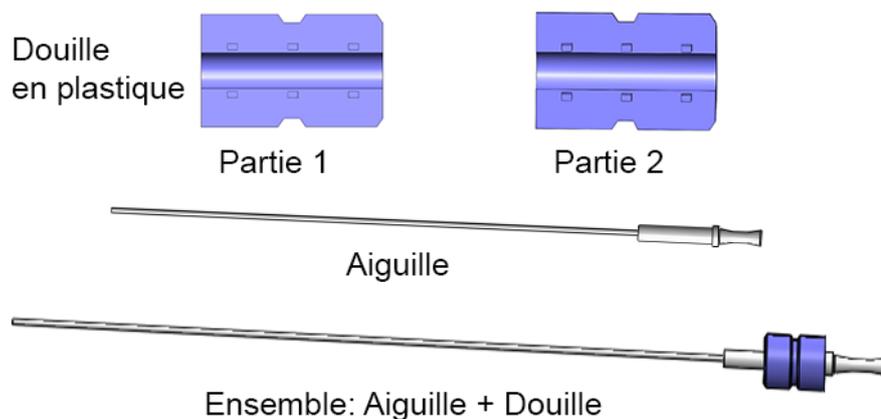


FIGURE 2.14 – Mise en évidence de la vue de coupe du système jetable pour montrer les détails de conception et la fixation de ce système sur l'aiguille.

Une fois que l'aiguille est attachée à la douille en plastique, l'ensemble est connecté à la partie intérieure de l'effecteur par le personnel médical. Cette partie intérieure de l'effecteur contient une structure mécanique de verrouillage encastré qui permet une fixation aisée de l'aiguille adaptée à l'application médicale. Cette structure est composée d'un système à billes et de trois cylindres montés l'un sur l'autre laissant un espace vide entre eux où deux ressorts sont installés. Le cylindre intermédiaire est usiné directement sur la partie intérieure de l'effecteur tandis que les cylindres d'extrémité servent pour l'attachement et le détachement de l'ensemble aiguille-douille en plastique. Les détails de conception de la structure mécanique de verrouillage sont montrés dans la figure 2.15.

Le processus de fonctionnement de cette structure est décrit comme suit. Lorsque le chirurgien insère l'ensemble composé de l'aiguille et de la douille par devant dans l'effecteur, il oblige le cylindre intérieur à reculer via la compression du premier ressort. Cela libère le système à billes et induit l'enveloppement de ce dernier sur la douille et par conséquent, le cylindre extérieur avance automatiquement pour bloquer le retour du système à billes à son emplacement initial et assurer le verrouillage et l'attachement de l'aiguille à l'effecteur. En d'autres termes, une fois que l'aiguille est insérée dans le système, il se verrouille automatiquement sans besoin d'effectuer d'autres interventions.

À la fin de la procédure d'insertion de l'aiguille dans le tissu humain et la libération des grains radioactifs dans la prostate, le personnel médical peut tout simplement libérer et détacher

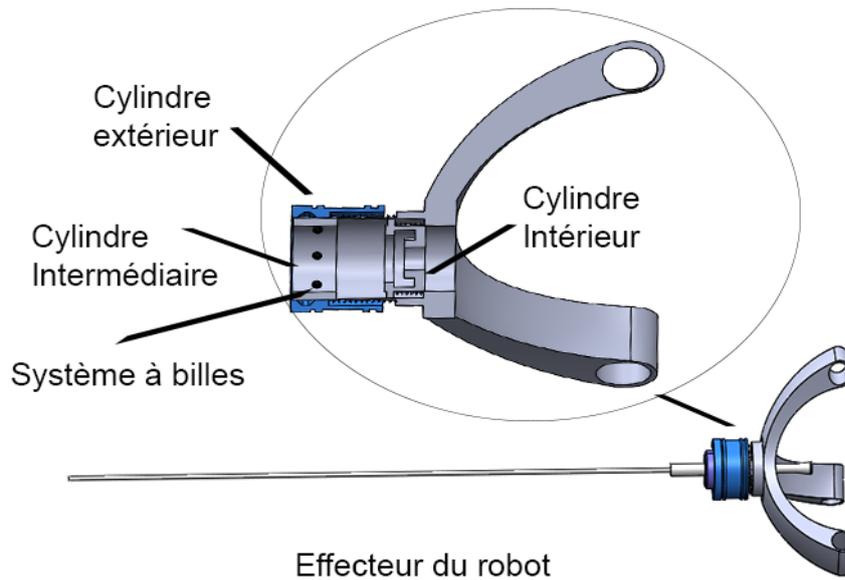


FIGURE 2.15 – Modèle CAO de l'effecteur du robot et mise en évidence d'une vue de coupe schématisant une description détaillée des différents composants de l'effecteur.

l'aiguille en déplaçant le cylindre extérieur vers l'arrière. La figure 2.16 représente le principe de fonctionnement de l'attachement/détachement de l'aiguille à/de l'effecteur du robot.

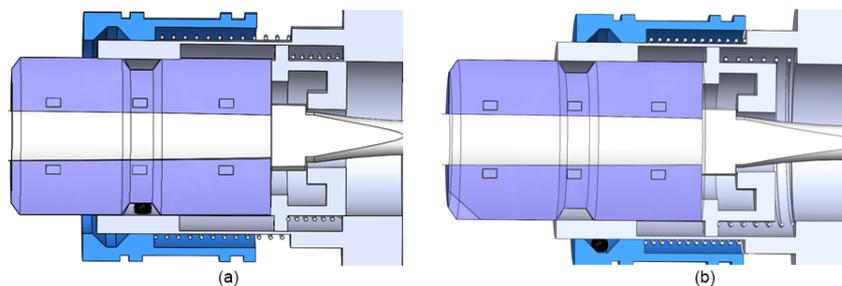


FIGURE 2.16 – Vue de coupe de l'ensemble composé de l'aiguille et de l'effecteur pour montrer le principe de fonctionnement assurant l'attachement et la libération de l'aiguille. Principe de fonctionnement de (a) l'attachement de l'aiguille et (b) de la libération de l'aiguille.

La conception mécanique adaptée pour l'effecteur du robot permet, d'une part, de faciliter le processus de stérilisation de l'aiguille vu qu'elle n'est pas installée directement sur l'effecteur et peut être décontaminée toute seule sans avoir besoin de décontaminer toute la structure robotique et, d'autre part, elle assure un détachement et libération facile de l'aiguille tout en conservant une taille compacte et réduite du robot pour ne pas affecter l'espace de travail atteignable par le robot.

En troisième lieu, la stérilisation et la décontamination de toute la structure robotique ont été prises en compte lors de la conception de l'effecteur. En fait, l'effecteur est également détachable grâce à un autre mécanisme de verrouillage basé sur l'utilisation d'un système de couplage de type s&s installé sur les bras supérieurs du robot. Ce système de verrouillage permet de déconnecter l'effecteur du robot afin de le décontaminer. Aussi il permet de couvrir les autres parties du robot, telles que les bras inférieurs, la plateforme fixe et les différentes liaisons mécaniques, par le capuchon en plastique biocompatible stérile utilisé dans le processus de stérilisation universel appliqué dans les blocs opératoires dans l'objectif de les protéger et éviter de les souiller. Le modèle de conception de la structure robotique regroupant la conception du système de compensation de la gravité intégré et la conception de l'effecteur est illustré dans la figure 2.17.

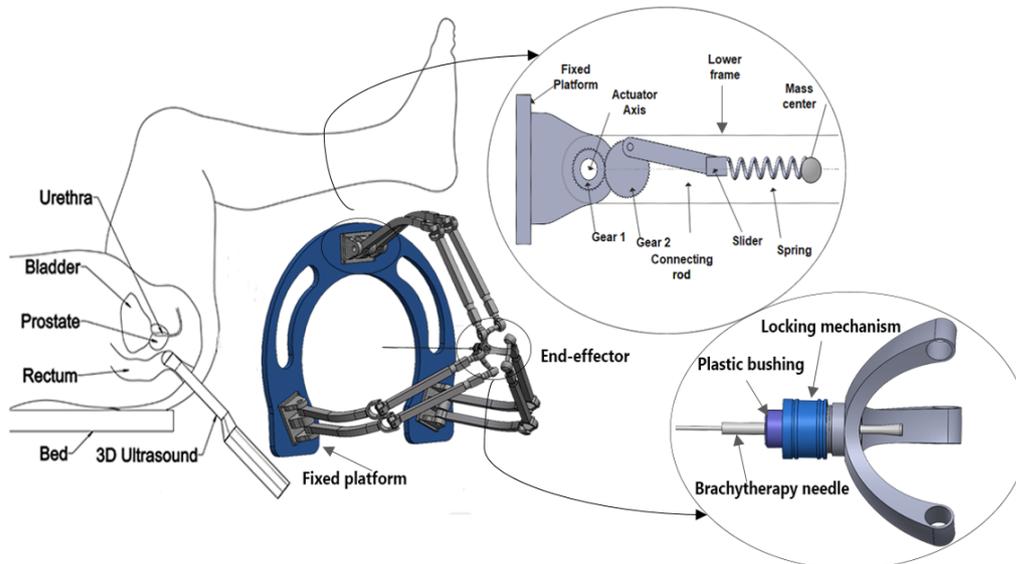


FIGURE 2.17 – Description schématique de la structure robotique proposée en place pendant la procédure de curiethérapie à faible débit de dose et mise en évidence sur le système de compensation de la gravité installé dans les bras inférieurs du robot et sur l'effecteur.

2.4 Cinématique du robot

Une fois que la conception des différentes parties du robot est achevée, la détermination de la cinématique du robot demeure indispensable à réaliser afin de pouvoir évaluer les performances du système robotique. La détermination de la cinématique du robot va nous permettre de déterminer les différentes relations entre le déplacement et l'orientation de l'effecteur et les

valeurs des articulations des actionneurs rotatifs installés sur la base du robot. Par conséquent, ces différentes relations vont nous aider à déterminer l'ensemble de points atteignables par le robot, effectuer la paramétrisation du robot (dimensions des bras et des différents composants du robot) et vérifier l'aptitude de notre robot à répondre aux exigences mentionnées dans la définition des objectifs.

2.4.1 Nomenclature du robot

Avant de déterminer la cinématique du robot, il est important de définir les différents éléments géométriques et les chaînes cinématiques du robot afin de réduire la complexité de calcul du modèle cinématique. Il faut spécifier au début que tous les calculs seront faits dans le repère ayant son origine au centre de gravité de la base fixe de notre robot. Les notations mentionnées ci-dessous et marquées sur la figure 2.18 décrivent la nomenclature du robot et elles seront utilisées dans le reste de ce rapport.

- Le repère fixe $R_0 = (O, x_0, y_0, z_0)^T$, d'origine O placée au centre de gravité de la base, est défini par rapport à la plateforme fixe du robot.
- Le repère de l'effecteur $R = (P, x_p, y_p, z_p)^T$, d'origine P placée au centre de gravité de l'effecteur, est défini par rapport à l'effecteur du robot.
- Le système de coordonnées $R_i = (A_i, x_i, y_i, z_i)^T$ est défini par rapport à l'articulation pivot de la $i^{\text{ème}}$ chaîne cinématique qui est attachée à la base du robot, $\forall i \in [1, 6]$.
- $P = (x, y, z)^T$, avec $(x, y, z)^T$ sont les coordonnées du point P dans le système de coordonnées du repère fixe R_0 .
- A_i , B_i et C_i sont respectivement le centre de l'axe de rotation de la $i^{\text{ème}}$ liaison pivot, le centre de la $i^{\text{ème}}$ liaison joint universel entre le $i^{\text{ème}}$ bras inférieur et le $i^{\text{ème}}$ bras supérieur et le centre de la $i^{\text{ème}}$ liaison rotule, $\forall i \in [1, 6]$.
- r et R sont respectivement les rayons de la plateforme fixe et de l'effecteur du robot.
- $L_1 = \| B_i - A_i \|$ et $L_2 = \| C_i - B_i \|$ sont respectivement la longueur des bras inférieurs et supérieurs, $\forall i \in [1, 6]$.
- θ_C et θ_A sont respectivement les angles entre les articulations voisines sur les plateformes fixe et mobile.

- θ_d définit comment placer deux bras inférieurs l'un à côté de l'autre, il présente l'angle entre OA_i et l'image de C_iB_i sur la plateforme fixe, $\forall i \in [1, 6]$.
- θ_i est l'angle de la $i^{\text{ème}}$ articulation angulaire de l'actionneur rotatif, $\forall i \in [1, 6]$.

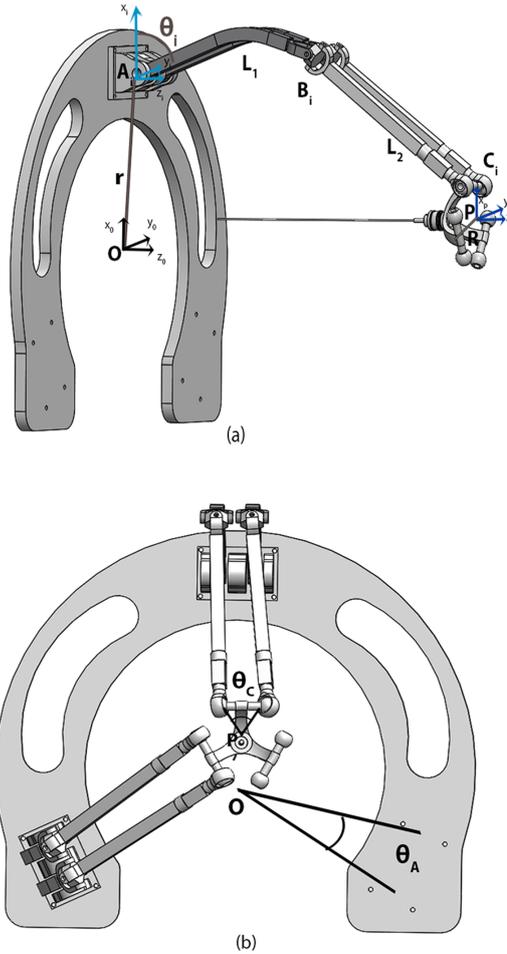


FIGURE 2.18 – Nomenclature du robot représentant les paramètres géométriques, les différents systèmes de coordonnées et les chaînes cinématiques utilisés pour obtenir la cinématique du robot : (a) vue de face, (b) vue de gauche.

2.4.2 Modèle géométrique inverse du robot

Le modèle géométrique inverse permet de déterminer les valeurs des articulations angulaires de l'actionneur rotatif en fonction de la configuration (position et orientation) de l'effecteur d'un robot. Autrement, il permet d'extraire une relation pour pouvoir calculer la position angulaire θ_i

de chaque actionneur rotatif installé sur la plateforme fixe du robot en fonction des coordonnées cartésiennes et angulaires de l'effecteur. Le Modèle géométrique inverse des manipulateur 6-RUS existe dans la littérature [105]. En revanche, nous ne pouvons pas l'utiliser tel qu'il est vu les modifications apportées pour adapter ce manipulateur à l'application de curiethérapie.

Nous nous sommes inspirés de ce modèle existant pour extraire les équations du modèle géométrique inverse de notre robot et nous nous sommes basés sur l'application de la condition de distance entre les points C_i et B_i qui est imposée égale à L_2 .

$$\| \overrightarrow{C_i B_i} \|_{R_0} = L_2; \forall i \in [1, 6] \quad (2.2)$$

Les coordonnées des points C_i et B_i exprimées dans le repère fixe R_0 peuvent être déterminées à partir de la relation suivante :

$$\begin{aligned} C_{iR_0} &= P + R_p \cdot C_{iR} \\ B_{iR_0} &= A_{iR_0} + B_{iR_i} \end{aligned} \quad (2.3)$$

Ici, R_p est la matrice de rotation permettant d'avoir l'orientation de la plateforme mobile. R_p est exprimée comme suit où α , β et γ sont respectivement les angles de rotation de l'effecteur autour de l'axe x_0 , l'axe y_0 et l'axe z_0 :

$$R_p = R_{x_0}(\alpha) \cdot R_{y_0}(\beta) \cdot R_{z_0}(\gamma) \quad (2.4)$$

Avec :

$$R_{x_0}(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

$$R_{y_0}(\beta) = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

$$R_{z_0}(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

$$R_p = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) \cdot \cos(\beta) & \cos(\alpha) \cdot \sin(\beta) & -\sin(\alpha) \\ \cos(\beta) \cdot \sin(\alpha) \cdot \sin(\gamma) - \cos(\gamma) \cdot \sin(\beta) & \cos(\gamma) \cdot \cos(\beta) + \sin(\gamma) \cdot \sin(\alpha) \cdot \sin(\beta) & \sin(\gamma) \cdot \cos(\alpha) \\ \sin(\gamma) \cdot \sin(\beta) + \cos(\gamma) \cdot \cos(\beta) \cdot \sin(\alpha) & -\cos(\beta) \cdot \sin(\gamma) + \cos(\gamma) \cdot \sin(\alpha) \cdot \sin(\beta) & \cos(\gamma) \cdot \cos(\alpha) \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

Et les coordonnées des points C_{iR} , A_{iR_0} et B_{iR_i} sont exprimées comme suit :

$$\begin{aligned} C_{iR} &= [R \cdot \cos(\theta_{C_i}), R \cdot \sin(\theta_{C_i}), 0]^T \\ A_{iR_0} &= [r \cdot \cos(\theta_{A_i}), r \cdot \sin(\theta_{A_i}), 0]^T \\ B_{iR_i} &= L_1 [\cos(\theta_i) \cdot \cos(\theta_{d_i}), \cos(\theta_i) \cdot \sin(\theta_{d_i}), \sin(\theta_i)]^T \end{aligned} \quad (2.9)$$

Dans l'équation (2.9), θ_{A_i} , θ_{C_i} et θ_{d_i} sont respectivement les $i^{\text{ème}}$ valeurs de θ_A , θ_C et θ_d correspondant à chaque $i^{\text{ème}}$ chaîne cinématique et ils sont exprimés comme suit :

$$\begin{aligned} \theta_A &= \left[-\frac{\theta_A}{2}, \frac{\theta_A}{2}, \frac{2\pi}{3} - \frac{\theta_A}{2}, \frac{2\pi}{3} + \frac{\theta_A}{2}, -\frac{2\pi}{3} - \frac{\theta_A}{2}, -\frac{2\pi}{3} + \frac{\theta_A}{2} \right]^T \\ \theta_C &= \left[-\frac{\theta_C}{2}, \frac{\theta_C}{2}, \frac{2\pi}{3} - \frac{\theta_C}{2}, \frac{2\pi}{3} + \frac{\theta_C}{2}, -\frac{2\pi}{3} - \frac{\theta_C}{2}, -\frac{2\pi}{3} + \frac{\theta_C}{2} \right]^T \\ \theta_d &= \left[-\frac{\theta_d}{2}, \frac{\theta_d}{2}, \frac{4\pi}{3} - \frac{\theta_d}{2}, \frac{4\pi}{3} + \frac{\theta_d}{2}, -\frac{4\pi}{3} - \frac{\theta_d}{2}, -\frac{4\pi}{3} + \frac{\theta_d}{2} \right]^T \end{aligned} \quad (2.10)$$

En remplaçant les différentes expressions des équations (2.8) et (2.9) dans l'équation (2.3), nous trouvons :

$$U_i \cdot \cos(\theta_i) + V_i \cdot \sin(\theta_i) = W_i \quad (2.11)$$

Finalement, en résolvant l'équation (2.11), les articulations angulaires des actionneurs rotatifs de chaque bras inférieur du robot sont extraites comme suit :

$$\theta_i = 2 \cdot \arctan \left(\frac{V_i \pm \sqrt{V_i^2 - W_i^2 + U_i^2}}{U_i + W_i} \right) \quad (2.12)$$

Avec :

$$U_i = C_{ix} \cdot \cos(\theta_{d_i}) + C_{iy} \cdot \sin(\theta_{d_i}) - r \cdot \cos(\theta_{d_i} - \theta_{A_i}) \quad (2.13)$$

$$V_i = C_{iz} \quad (2.14)$$

$$W_i = \frac{(C_{ix} - r \cdot \cos(\theta_{A_i}))^2 + (C_{iy} - r \cdot \sin(\theta_{A_i}))^2 + C_{iz}^2 + L_1^2 - L_2^2}{2 \cdot L_1} \quad (2.15)$$

Ici C_{ix}, C_{iy}, C_{iz} sont les coordonnées cartésiennes de C_{iR_0} dans le repère fixe et qui sont exprimées en fonction des coordonnées cartésiennes et angulaires du point P, autrement dit de la

configuration de l'effecteur.

En résolvant l'équation (2.12), nous obtenons deux valeurs de θ_i correspondant à des valeurs cartésiennes (x,y,z) et angulaires (α, β, γ) uniques de l'effecteur du robot. Par conséquent, il faut veiller à choisir la bonne solution. Nous savons que dans notre contexte d'assistance en curiethérapie, le robot devra être contraint pour opérer seulement dans les configurations dont les valeurs des articulations angulaires θ_i sont incluses dans $]0, \frac{\pi}{2}[$. Pour obéir à cette contrainte, la valeur de $\frac{V_i \pm \sqrt{V_i^2 - W_i^2 + U_i^2}}{U_i + W_i}$ doit être positive. Par conséquent, le choix de signe dans l'équation (2.12) dépend du signe de la valeur de $\frac{V_i \pm \sqrt{V_i^2 - W_i^2 + U_i^2}}{U_i + W_i}$.

2.4.3 Modèle géométrique direct du robot

La formulation du modèle géométrique direct de notre robot à 6 ddl revient à trouver les coordonnées cartésiennes et angulaires $\mathbf{P} = [x, y, z, \alpha, \beta, \gamma]$ de l'effecteur connaissant les positions angulaires $\Theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6]^T$ des six actionneurs rotatifs attachés au différents bras inférieurs par rapport à la base du robot. La détermination de ce modèle est la partie la plus difficile à résoudre pour les manipulateurs parallèles de 6 ddl même dans le cas où le mécanisme admet une seule solution explicite. Cependant, pour un ensemble donné de positions angulaires, la plateforme mobile peut avoir plusieurs positions cartésiennes et angulaires qui peuvent être réduites à 8 poses différentes en établissant les relations entre les paramètres géométriques du robot [92].

Quoique, il est nécessaire de résoudre le modèle géométrique direct le plus souvent possible pour obtenir la meilleure information sur la pose actuelle de l'effecteur du robot. Plusieurs méthodes de calcul ont été proposées dans la littérature, les méthodes numériques itératives demeurent les méthodes efficaces les plus utilisées en pratique. Connaissant à un instant t la pose exacte de l'effecteur du robot, l'idée est de profiter du fait que la pose courante inconnue à l'instant $t + \delta t$ sera proche de la pose qui était connue à l'instant t . Plusieurs approches de calcul numérique bien connues ont résolu des systèmes numériques non linéaires et peuvent être utilisées pour la résolution du modèle géométrique direct des manipulateurs parallèles à 6 ddl.

L'approche numérique la plus efficace est probablement le schéma itératif de Newton-Raphson. Pour cela, nous pouvons utiliser le modèle géométrique inverse déterminé dans le paragraphe précédent pour calculer une solution numérique du modèle géométrique direct de manière itérative.

Premièrement, nous savons que les coordonnées cartésiennes et angulaires de l'effecteur

sont liées aux positions articulaires des actionneurs rotatifs par la relation suivante :

$$\Theta = \text{MGI}(\mathbf{P}) \quad (2.16)$$

Avec MGI qui représente ici le modèle géométrique inverse.

Deuxièmement, nous savons que le modèle différentiel suivant peut être utilisé pour calculer numériquement les variables \mathbf{P} pour un Θ donné :

$$\delta\mathbf{P} = \mathbf{J}^{-1} \cdot \delta\Theta \quad (2.17)$$

Ici, \mathbf{J} est la matrice jacobienne du robot qui va être déterminée en détails dans le paragraphe suivant. $\delta\mathbf{P}$ est un incrément de la pose de la plateforme mobile \mathbf{P} et $\delta\Theta$ est un petit incrément des positions articulaires Θ .

Le modèle géométrique direct du robot calculant la pose \mathbf{P} correspondante aux positions articulaires actives Θ est déterminé suivant l'algorithme itératif détaillé ci-dessous :

- Définir la pose initiale de l'effecteur \mathbf{P}_0 qui peut être choisie aléatoirement ou à partir d'une estimation proche de la solution courante. Ensuite, cette valeur initiale va être introduite dans le modèle géométrique inverse, comme expliqué dans l'équation 3.16, pour calculer les positions angulaires initiales correspondantes Θ_0 .
- Calculer la pose de la plateforme mobile \mathbf{P}_{k+1} à l'itération $k+1$ par le schéma itératif de la méthode de Newton-Raphson défini comme suit :

$$\mathbf{P}_{k+1} = \mathbf{P}_k + \mathbf{J}^{-1} \cdot (\Theta_k - \text{MGI}(\mathbf{P}_k)) \quad (2.18)$$

- Calculer la différence entre Θ_k et $\text{MGI}(\mathbf{P}_k)$.

Si $|\Theta - \text{MGI}(\mathbf{X}_0)| < \epsilon$ où ϵ est une erreur fixée au début du calcul. Alors, le schéma itératif s'arrête.

Sinon la position et l'orientation de la plateforme mobile sont mises à jour à l'aide de l'équation 2.18.

- Revenir à la première étape.

Si l'algorithme ne converge pas en un nombre d'itérations relativement court, il faut recommencer le calcul en utilisant une nouvelle valeur initiale aléatoire de \mathbf{P}_0 . Dans le cas où, aucune convergence ne se produit avec plusieurs essais différents, nous pouvons supposer qu'il n'existe

pas de solution qui puisse satisfaire le système en question ou que la pose de l'effecteur du robot est trop proche d'une singularité.

Un algorithme traduisant le schéma itératif décrit ci-dessus a été établi et vérifié avec *MATLAB* pour déterminer le modèle géométrique direct du robot. Cet algorithme considère les différentes configurations de positionnement de l'aiguille sur la surface transpérinéale du patient lors de la procédure de curiethérapie. Les résultats de l'algorithme de calcul du modèle géométrique direct adopté pour notre système robotique sont présentés en annexe 1 et montrent qu'il peut être calculé en temps réel et qu'il est efficace vu qu'il permet d'estimer la pose de l'effecteur à partir des positions angulaires des articulations rotatives. Le tableau 2.2 présente l'erreur entre la position réelle et la position obtenue après la résolution du modèle géométrique direct du robot par la méthode de Newton-Raphson. L'erreur moyenne, pour tous les points étudiés, est de 0,86 mm qui est suffisante pour valider cette méthode de calcul étant donnée la complexité de résolution du modèle géométrique direct pour les manipulateurs 6-RUS.

TABLE 2.2 – Erreur entre la position réelle et la position obtenue avec le calcul du modèle géométrique direct pour différentes configurations de positionnement de l'aiguille

Points	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Erreur (mm)	0,02	1,4	1	1	0	1,4	1	1	1

2.4.4 Matrice Jacobienne du robot

Une fois que les modèles géométriques direct et inverse du robot ont été déterminés, nous avons étudié et défini la matrice jacobienne. Cela nous permettra à la fois de déterminer les positions singulières dans l'espace de travail de l'effecteur et d'évaluer certaines performances du robot (force d'insertion, évaluation expérimentale, etc).

La matrice jacobienne, dans le cas des robots parallèles, permet d'extraire une relation mathématique entre les vitesses angulaires des articulations des actionneurs rotatifs et la vitesse de la plateforme mobile dans l'espace cartésien.

Pour déterminer la matrice jacobienne du robot, nous pouvons écrire l'équation 2.2 de la façon suivante :

$$(C_{i_{R_0}} - B_{i_{R_0}})^T \cdot (C_{i_{R_0}} - B_{i_{R_0}}) = L_2^2; \forall i \in [1, 6] \quad (2.19)$$

À partir de l'équation 2.3, nous pouvons développer l'équation 2.19 autrement :

$$([P + R_p \cdot C_{i_R}] - [A_{i_{R_0}} + B_{i_{R_i}}])^T \cdot ([P + R_p \cdot C_{i_R}] - [A_{i_{R_0}} + B_{i_{R_i}}]) = L_2^2 \quad (2.20)$$

En dérivant l'équation 2.20, nous obtenons :

$$\lambda_i^T \cdot \dot{P} + \lambda_i^T \cdot \dot{R}_p \cdot C_{i_R} - \lambda_i^T \cdot \dot{B}_{i_{R_i}} = 0 \quad (2.21)$$

Avec :

$$\lambda_i = [P + R_p \cdot C_{i_R}] - [A_{i_{R_0}} + B_{i_{R_i}}] \quad (2.22)$$

$$\dot{B}_{i_{R_i}} = L_1 \cdot \dot{\theta}_i \begin{pmatrix} -\sin(\theta_i) \cdot \cos(\theta_{d_i}) \\ -\sin(\theta_i) \cdot \sin(\theta_{d_i}) \\ \cos(\theta_i) \end{pmatrix} \quad (2.23)$$

$$\dot{R}_p = \begin{bmatrix} 0 & -\dot{\alpha} & \dot{\beta} \\ \dot{\alpha} & 0 & \dot{\gamma} \\ -\dot{\beta} & \dot{\gamma} & 0 \end{bmatrix} R_p \quad (2.24)$$

Ici, $\dot{\cdot}$ mentionne la dérivée partielle. En remplaçant ces deux derniers paramètres présentés dans les équations 2.23 et 2.24 par leurs expressions, nous obtenons :

$$\lambda_i^T \cdot \dot{P} + (R_p \cdot C_{i_R} \times \lambda_i)^T \cdot \omega_p = \lambda_{q_i} \cdot \dot{\theta}_i \quad (2.25)$$

Avec $\omega_p = (\dot{\alpha}, \dot{\beta}, \dot{\gamma})^T$ est la vitesse angulaire de l'effecteur et λ_{q_i} est exprimée comme suit :

$$\lambda_{q_i} = \lambda_i^T \cdot L_1 \begin{bmatrix} -\sin(\theta_i) \cos(\theta_{d_i}) \\ -\sin(\theta_i) \sin(\theta_{d_i}) \\ \cos(\theta_i) \end{bmatrix} \quad (2.26)$$

Finalement, nous obtenons la relation permettant de lier la vitesse linéaire et angulaire de la

plateforme mobile et la vitesse angulaire des articulations motorisées du robot :

$$J_X \begin{bmatrix} \dot{P} \\ \omega_p \end{bmatrix} = J_q \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_4 \\ \dot{\theta}_5 \\ \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

Avec :

$$J_X = [M_1, M_2, M_3, M_4, M_5, M_6, M_6]^T \quad (2.28)$$

$$M_i = [\lambda_i^T \cdot (R_p \cdot C_{iR} \times \lambda_i)^T] \quad (2.29)$$

$$J_q = \begin{bmatrix} \lambda_{q1} & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_{q6} \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

L'expression de la matrice jacobienne du robot est donnée par la relation suivante :

$$J = J_q^{-1} \cdot J_X \quad (2.31)$$

2.4.5 Singularités du robot

Les singularités sont des poses particulières où le robot ne peut être contrôlé et où les efforts subis par les articulations du mécanisme peuvent tendre vers l'infini ce qui entraîne alors une détérioration du mécanisme.

Selon [106], les singularités se produisent lorsque la matrice jacobienne devient déficiente en rang. Trois groupes principaux sont définis. Le premier correspond aux configurations où le mécanisme perd la capacité de déplacer la plateforme mobile dans une ou plusieurs directions. Par conséquent, aucun mouvement de sortie n'est produit même si certains actionneurs ont des vitesses instantanées. Ces configurations se produisent lorsque $\det(J_q) = 0$. Le deuxième groupe traite des configurations où la plateforme mobile peut se déplacer même lorsque toutes les articulations actionnées sont verrouillées. Ces configurations sont atteintes lorsque $\det(J_x) = 0$. Le troisième type de singularité se produit lorsque les premières et deuxièmes singularités

apparaissent en même temps.

Dans notre cas, le manipulateur parallèle 6-RUS est composé de six mécanismes planaires bielle-manivelle. Par analogie avec ce mécanisme, les singularités sont détectées lorsque les deux tiges de la liaison joint universel se trouvent dans le même plan [107]. La figure 2.19 montrent les différentes configurations des positions singulières de notre structure robotique.

En conséquence, chaque actionneur rotatif a deux positions de singularité. La première se produit lorsque le bras inférieur et le bras supérieur sont presque alignés ce qui correspond à $[det(J_q) = 0 \Leftrightarrow \theta_i = K\pi, \forall K \in \mathbb{Z}]$ (voir figure 2.19a) et le second lorsqu'ils sont presque superposés ce qui correspond à $[det(J_x) = 0 \Leftrightarrow \theta_i = \frac{K\pi}{2}, \forall K \in \mathbb{Z}]$ (voir figure 2.19b).

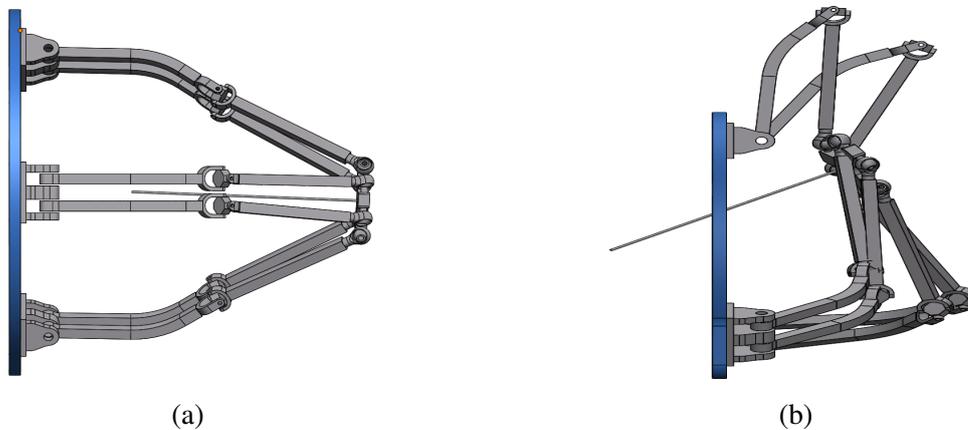


FIGURE 2.19 – Positions singulières du robot. (a) $\theta_i = 0^\circ$ et le bras inférieur et le bras supérieur sont presque alignés. (b) $\theta_i = \frac{\pi}{2}^\circ$ et le bras inférieur et le bras supérieur sont presque superposés.

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons relevé les exigences et les contraintes de l'intervention de curiethérapie à bas débit de prostate pour définir les objectifs de notre solution robotique. Nous avons exploré et évalué également la conception de notre robot en proposant une architecture parallèle de 6 ddl capable d'être fixée sur la table opératoire parallèlement à la surface du périnée du patient. Cette structure robotique assure le positionnement, l'orientation et l'insertion des aiguilles et se caractérise par sa taille réduite et compacte qui lui permet d'être installé dans le volume restreint et contraint par les jambes du patient et la sonde ultrason. En plus, cette structure robotique intègre un système de compensation de la gravité dans les bras inférieurs qui assiste à soulever le poids de la partie mobile du robot.

Lors de ce chapitre, nous avons envisagé aussi une conception avancée de l'effecteur du

robot permettant à la fois la fixation sécurisée et la manipulation facile de l'aiguille ainsi que le respect des différentes conditions de stérilisation et de décontamination. Une évolution de la conception de la structure robotique a permis de proposer tout un système compatible avec le processus de protection et de nettoyage élaboré dans les blocs opératoire.

De plus, nous avons effectué le modèle géométrique directe et inverse de notre robot et nous avons déterminé la matrice jacobienne ce qui nous a poussé à identifier les différentes positions de singularité de l'effecteur du robot.

Une fois que la cinématique du robot a été établie, nous passons au chapitre suivant qui sera dédié à l'évaluation des performances théoriques du robot en terme d'espace de travail atteignable et de force d'insertion. Dans ce prochain chapitre, nous explorons aussi l'optimisation pour déterminer les meilleures dimensions géométriques du robot. Aussi, nous déterminerons les paramètres du système de compensation de la gravité.

OPTIMISATION ET ÉVALUATION THÉORIQUE DU ROBOT

3.1 Introduction

En robotique, la conception mécanique des différents composants du robot et l'élaboration du modèle géométrique et cinématique doivent être suivis par l'étude de l'optimisation. Cette étape est primordiale pour déterminer les dimensions de notre robot.

En effet, la définition des objectifs établie dans le deuxième chapitre nous incite à concevoir un robot de taille maximale ne dépassant pas le volume d'un cube de 300 mm de côté tout en assurant un espace de travail final permettant l'effecteur de se déplacer dans un volume de dimensions $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$, et sans rencontrer de positions singulières et perdre sa dextérité. Pour satisfaire les conditions mentionnées ci-dessus, nous avons choisi d'implémenter un algorithme d'optimisation afin de trouver la combinaison optimale des dimensions géométriques du robot. Nous avons ensuite évalué l'espace de travail théorique fourni par le robot en utilisant la méthode de calcul basée sur le principe de discrétisation pour s'assurer de l'efficacité des résultats issus de l'optimisation.

Nous avons expliqué dans le deuxième chapitre le besoin d'intégrer un système de compensation de la gravité à notre robot pour éviter le surdimensionnement des moteurs et nous avons proposé une solution compacte, mais nous n'avons pas étudié les performances et l'efficacité de ce système. Pour ce faire, nous allons déterminer dans la suite les différentes forces et couples appliqués sur la structure robotique et résoudre l'équation d'équilibrage pour définir les caractéristiques élastiques et géométriques de notre solution mécanique intégrée.

Il est nécessaire d'étudier la capacité du robot à appliquer une force d'insertion de 3 à 5 fois les valeurs de la force de réaction des tissus et la force de perforation de la capsule prostatique. Cela permettra de confirmer le choix de la solution robotique adoptée pour la curiethérapie à bas débit qui permettra de fournir les forces nécessaires pour insérer les aiguilles dans la prostate et libérer les grains radioactifs.

3.2 Optimisation de la géométrie du robot

L'espace de travail restreint atteignable par l'effecteur représente l'une des principales limitations du manipulateur parallèle 6-RUS adopté comme solution mécanique pour notre structure robotique dédiée à la curiethérapie. Cet inconvénient est lié, d'une part, au grand nombre de chaînes cinématiques qui relient la base fixe à la plateforme mobile, et d'autre part, aux faibles plages de mouvement des articulations passives telles que les rotules et les joints universels qui sont limités par les contraintes mécaniques. Par conséquent, le choix des paramètres géométriques du robot présente une étape relativement importante pour proposer une structure robotique compacte capable d'être insérée dans le volume disponible, limité par les jambes du patient et l'encombrement de la sonde ultrason, avec un espace de travail qui respecte les exigences de l'application médicale.

Nous avons utilisé l'optimisation pour déterminer les configurations optimales des dimensions des différents composants du robot. Elle consiste à chercher la combinaison de paramètres géométriques indépendants qui maximise ou minimise la valeur d'une ou plusieurs variables dépendantes et éventuellement soumises à certaines contraintes. Les valeurs à optimiser sont appelées fonctions objectives. Si plusieurs fonctions doivent être optimisées, nous parlons dans ce cas d'une optimisation multiobjective. L'optimisation se base sur la garantie d'un critère optimal qui présente généralement des critères de performances tels que la précision du contrôle (isotropie ou dextérité), la vitesse, la capacité de charge utile et la rigidité, etc.

Par exemple dans [108], les auteurs ont utilisé l'algorithme génétique pour optimiser le design d'un robot parallèle à 3 ddl en tenant compte l'indice de qualité de transmission, la rigidité et l'espace de travail. Cet algorithme a été utilisé de même dans [109] pour optimiser la plateforme de Stewart et pour augmenter l'espace de travail et la dextérité globale du mécanisme en considérant les articulations des plateformes fixes et mobiles comme des paramètres d'optimisation. Il a été implémenté aussi dans [110] pour améliorer la conception dimensionnelle des robots parallèles et pour déterminer une bonne approximation entre les différents critères de performances tels que la rigidité, les performances cinématiques et dynamiques, ainsi que l'espace de travail et de la dextérité.

Dans [111], les auteurs ont proposé une optimisation multiobjective pour déterminer la structure optimale ainsi que les paramètres géométriques adéquats d'un manipulateur parallèle planaire dans l'objectif de minimiser la masse de la partie mobile et maximiser l'espace de travail.

D'autres chercheurs ont spécifiquement étudié l'application des algorithmes d'optimisation

pour des manipulateurs parallèles de type 6-RUS. Dans [112], les auteurs ont utilisé l'algorithme modifié des abeilles, inspiré par la façon dont les abeilles cherchent leurs nourritures, pour optimiser une structure robotique de type 6-RUS. De même, cet algorithme a été utilisé dans [105] pour évaluer, en se basant sur des critères de performances tels que l'espace de travail et la dextérité cinématique et dynamique, l'influence des paramètres géométriques sur la structure 6-RUS.

Un autre algorithme d'optimisation nommé "Particle Swarm Optimization (PSO)" a été configuré dans [113] pour optimiser l'espace de travail d'orientation d'un manipulateur 6-RUS et dans [114] pour améliorer la conception de ce dernier.

Après l'étude bibliographique sur les méthodes d'optimisation des manipulateurs 6-RUS, nous avons choisi de travailler avec l'algorithme génétique vu que son temps de calcul est relativement réduit par rapport aux autres algorithmes. En plus, cet algorithme robuste et performant possède des chances meilleures pour l'obtention de la solution optimale [115].

Dans notre étude, l'optimisation a été appliquée sur notre solution robotique proposée dans le but de trouver les paramètres géométriques optimaux qui permettent d'avoir une structure mécanique compacte et d'assurer à l'effecteur de parcourir tout l'espace de travail requis. La détermination de la configuration optimale des paramètres géométriques de notre robot parallèle nécessite la définition dans un premier temps d'un processus qui combine une étape de modélisation basée sur l'intégration d'un modèle mathématique pour la caractérisation géométrique du robot et d'une étape d'optimisation. Ce processus est présenté dans la figure 3.1.

L'étape de modélisation intègre la définition géométrique du robot qui est établie dans notre cas à l'aide du modèle géométrique inverse introduit dans la chapitre précédent et qui identifie la relation entre les coordonnées cartésiennes et angulaires du vecteur de localisation de l'effecteur et les valeurs angulaires des articulations rotatives. Les informations géométriques issues de cette étape constituent des informations d'entrée pour l'étape d'optimisation.

L'étape d'optimisation elle-même est constituée de plusieurs niveaux. En premier lieu, la paramétrisation du design doit être élaborée en définissant les paramètres géométriques de notre robot qui présentent ici les paramètres à optimiser. Cette étape est primordiale vu que ces paramètres géométriques sont liés aux composants du robot et influencent directement la fonction objective de l'optimisation qui va être identifiée dans la suite. Les paramètres géométriques doivent être indépendants les uns des autres autant que possible pour réduire la complexité de l'implémentation de l'optimisation. Dans notre cas, au moins 7 paramètres géométriques doivent être définis. Ces paramètres, illustrés dans la figure 2.18, représentent les longueurs des bras inférieurs et supérieurs L_1 et L_2 , les rayons des plateformes fixe et mobile r et R et les

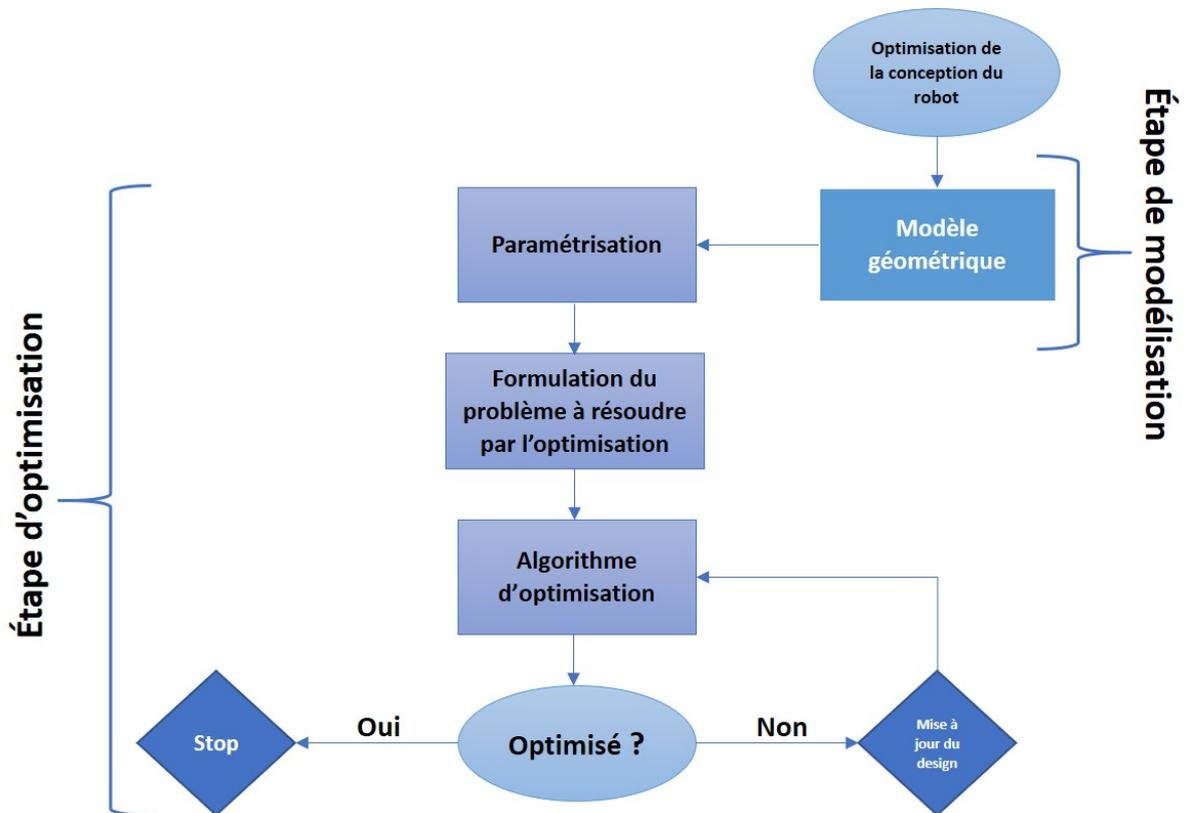


FIGURE 3.1 – Processus d’optimisation appliqué sur notre robot dédié à la curiethérapie de la prostate et présentant la combinaison des deux étapes de modélisation et d’optimisation

différents angles pris en compte pour définir la disposition des bras du robot qui sont θ_A , θ_c et θ_d . Ainsi, le vecteur des paramètres géométriques δ peut être défini comme suit :

$$\delta = [r; R; L_1; L_2; \theta_A; \theta_c; \theta_d] \quad (3.1)$$

En deuxième lieu, la formulation du problème à résoudre par l’optimisation se fait en définissant les contraintes imposées sur les articulations et les composants du robot mais aussi en définissant la fonction objective.

Les contraintes physiques des chaînes cinématiques du robot telles que la limite des plages de rotation des liaisons pivots doivent être prises en compte. Ces plages de travail spécifiques sont exprimées dans l’équation 3.2 et elles sont définies en pivotant les bras inférieurs de la structure robotique dans le logiciel de conception assistée par ordinateur sans toucher les fron-

tières de la plateforme fixe et sans passer par des positions de singularité.

$$\theta_{min} = 0^\circ < \theta_i < 90^\circ = \theta_{max} \quad (3.2)$$

Les contraintes liées aux dimensions des paramètres géométriques ont été aussi prises en compte. En effet, chacun de ces paramètres peut avoir une valeur spécifique appartenant à un intervalle de dimensions afin de respecter les exigences liées à la taille et le poids du robot imposés par les spécifications de la procédure médicale. Ces limitations doivent permettre d’avoir un système compact et léger pouvant être facilement installé dans la salle d’opération et ayant un volume ne dépassant pas celui d’un cube d’arête 300 mm. Le tableau 3.1 montre les limites du vecteur δ considérées dans notre étude.

TABLE 3.1 – Limites supérieures et inférieures des dimensions des paramètres géométriques du vecteur δ

	r(mm)	R(mm)	L ₁ (mm)	L ₂ (mm)	θ_A	θ_c	θ_d
min	80	30	100	100	20°	20°	-10°
max	150	40	250	250	60°	60°	180°

Après avoir défini les contraintes liées aux articulations et aux paramètres géométriques du robot, la deuxième étape de la phase de formulation du problème à résoudre par l’optimisation consiste à définir la fonction objective. Dans notre cas, l’objectif de l’application de l’optimisation est d’assurer un espace de travail suffisant pour permettre la disposition des grains radioactifs dans tout le volume de la prostate. Pour cela, la fonction objective considérée sera basée principalement sur la détermination de l’espace de travail vu qu’il présente le critère le plus important dans la procédure de curiethérapie. Comme décrit précédemment dans les exigences du système robotique, l’effecteur final doit couvrir un volume de $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$ sans passer par des positions de singularité et perdre sa dextérité.

Pour ce faire, nous avons implémenté dans *MATLAB* un algorithme récursif qui détermine la taille et les limites de l’espace de travail de translation du robot (V_w) pour des orientations constantes ($\alpha = \beta = \gamma = 0^\circ$). Cet algorithme de calcul est basé sur la méthode de discrétisation qui détermine pour des valeurs spécifiques du vecteur des paramètres géométriques δ le modèle géométrique inverse à chaque ensemble de coordonnées cartésiennes. Une fois que le modèle géométrique inverse est résolu et que les valeurs des angles des articulations rotatives sont déterminées, nous vérifions si ces angles sont dans la plage de contrainte des liaisons pivots comme

défini dans l'équation 3.2. Dans le cas où les valeurs de ces angles respectent ces contraintes, les coordonnées cartésiennes des points correspondants seront enregistrées vu qu'elles définissent l'espace de travail opérationnel réalisable par l'effecteur du robot. Dans le cas contraire, ces points seront rejetés et exclus de l'espace de travail. De telle manière, les limites et la taille du volume atteignable par l'effecteur sont déterminées. Également, dans cet algorithme génétique, nous définissons une fonction objective qui calcule pour chaque itération le score d'adaptation des individus lors du processus de sélection. Cette fonction est basée sur la comparaison du volume et des limites de l'espace de travail atteignable pour chaque ensemble de valeurs géométriques V_w avec le volume et les limites de l'espace de travail requis pour la procédure de curiethérapie définis par V_r . La recherche des solutions se poursuit jusqu'à l'obtention de l'ensemble des solutions optimales. Notons ici que V_r désigne le volume qui précise la localisation de la zone d'intérêt où il y a la prostate, les limites et la taille de l'espace de travail requis pour la procédure de curiethérapie. Cette fonction objective est définie par l'équation suivante :

$$f(\delta) = \|V_w - V_r\| \quad (3.3)$$

Après la formulation du problème à résoudre par l'optimisation, nous passons maintenant à l'étape la plus importante qui conduit à la détermination des valeur optimales du vecteur des paramètres géométriques du robot. Cette étape consiste à implémenter et mettre en œuvre l'algorithme d'optimisation qui va être dans notre cas l'algorithme génétique.

Son principe de fonctionnement est inspiré du processus de la sélection naturelle qui présente l'un des mécanismes moteurs de l'évolution des espèces et qui explique le succès reproductif différentiel entre des individus d'une même espèce et le succès différentiel des gènes présents dans une population [116]. Le principe de fonctionnement de cet algorithme s'illustre comme suit. À chaque itération, l'algorithme génétique sélectionne aléatoirement des individus de la population actuelle, c'est à dire en faisant l'analogie avec notre optimisation appliquée à notre robot, l'algorithme sélectionne des valeurs aléatoires des paramètres géométriques du vecteur δ à partir du tableau 3.1 tout en respectant les valeurs de dimensions maximales et minimales de chaque paramètre. Après, il utilise ces valeurs aléatoires pour produire des enfants de la prochaine génération. Autrement dit, à partir de ces valeurs géométriques choisies aléatoirement, il produit pour l'itération suivante d'autres valeurs géométriques qui restent bien évidemment dans l'intervalle des valeurs minimales et maximales et qui permettent de mieux respecter la fonction objective. La production de ces valeurs se fait selon le principe suivant qui est décrit dans la figure 3.2. L'algorithme génétique utilise à chaque fois trois opérateurs d'évo-

lution pour créer des prochaines générations à partir des populations actuelles. Ces opérateurs d'évolution sont la sélection, le croisement et la mutation et ils désignent comme suit :

- Sélection : choix des solutions les plus appropriées : les individus les plus adaptés gagnent la compétition de la reproduction tandis que les moins adaptés meurent avant la reproduction.
- Croisement : mélanger aléatoirement en reproduisant les caractéristiques des individus choisis.
- Mutation : altération aléatoire des caractéristiques d'un individu.

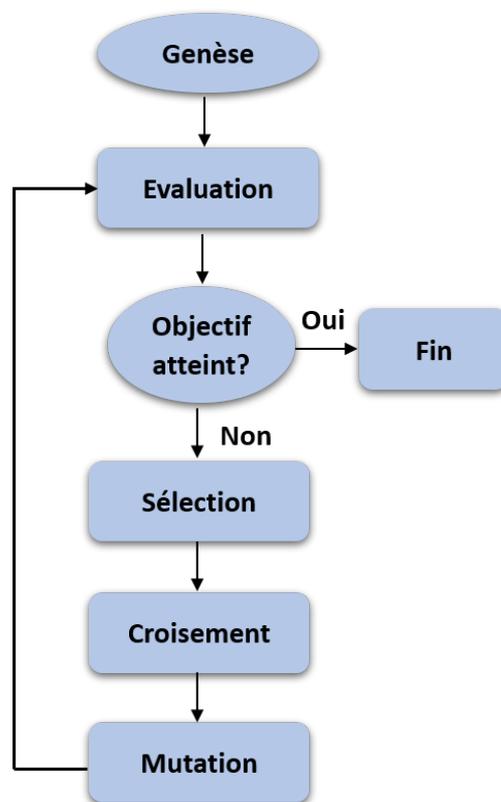


FIGURE 3.2 – Principe de fonctionnement de l'algorithme génétique

Notons ici que la genèse présente l'étape initiale de la création d'une population aléatoire. C'est le point de départ de notre algorithme et l'évaluation représente l'analyse des individus pour vérifier si ça peut correspondre à l'ensemble des solutions optimales. Ainsi, au fil des générations, la population évolue vers des solutions optimales dont les valeurs seront incluses dans le tableau 3.1.

Nous avons créé un code qui regroupe la définition des paramètres du design, la formulation du problème à résoudre et l'intégration d'un module prédéfini de l'algorithme géométrique dans *MATLAB*. Ce code permet d'implémenter l'algorithme d'optimisation et chercher les valeurs optimales des paramètres géométriques. La configuration des paramètres de l'algorithme génétique adopté pour notre optimisation est présentée dans le tableau 3.2.

TABLE 3.2 – Configuration des paramètres de l'algorithme génétique

Réglages	Paramètres de l'algorithme génétique
350	Taille de la population
Réel	Type de codage
Stochastique	Stratégie de sélection
Dispersé	Type de croisement
Adaptative	Type de mutation
0.9	Probabilité de croisement
0.1	Probabilité de mutation

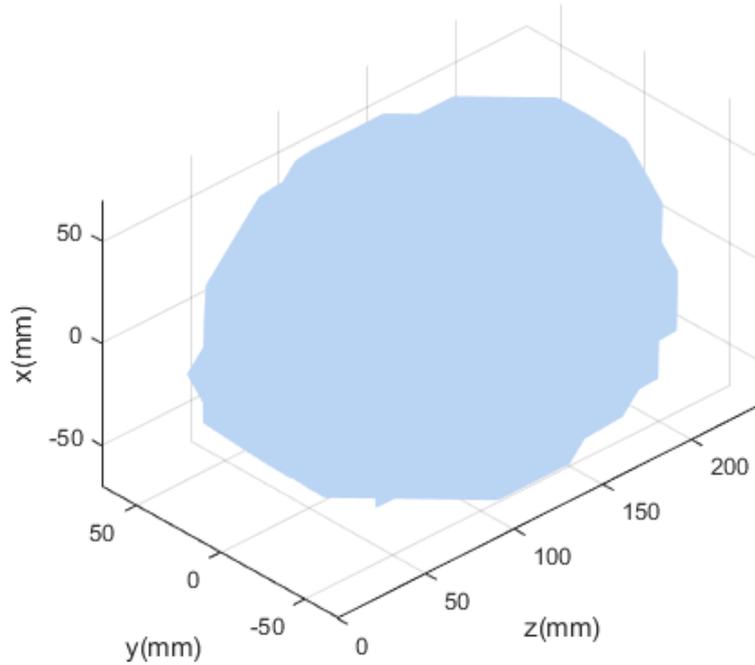
Les solutions de l'implémentation de notre code sont obtenues après un temps de calcul approximé à un jour et 150 itérations en utilisant un processeur de type Intel(R) Core(TM) i5-6500 CPU. Le critère d'arrêt de notre algorithme est soit le dépassement du nombre d'itération défini initialement, soit l'obtention de la solution optimale. En effet, plusieurs solutions optimales très proches, dont la fonction de coût est la même, ont été trouvées par l'algorithme génétique. La solution des paramètres géométriques du robot choisie par l'optimiseur présente la moyenne des solutions optimales et elle est représentée dans le tableau 3.3.

TABLE 3.3 – Solution issue de l'implémentation de l'optimisation

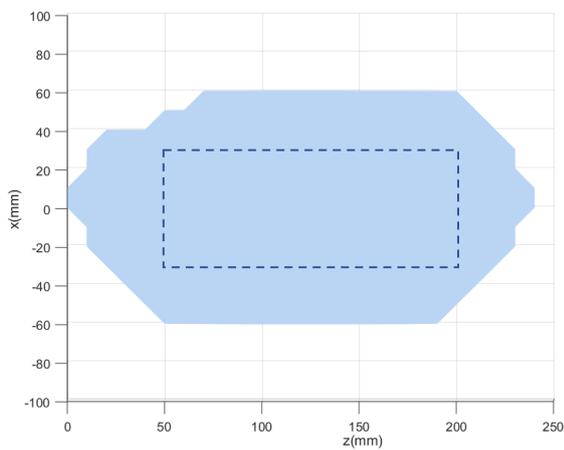
	r(mm)	R(mm)	$L_1(mm)$	$L_2(mm)$	θ_A	θ_c	θ_d
Valeurs optimales	90	30	120	137.5	30°	60°	0°

Ces paramètres sont ensuite pris en compte dans la conception de la structure robotique. Nous pouvons voir, à partir des données du tableau 3.3, que la taille globale du système robotique ne dépasse pas la taille d'un cube de volume $300 \times 300 \times 300 \text{ mm}^3$ ce qui satisfait l'exigence de la procédure de curiethérapie liée à la taille du robot.

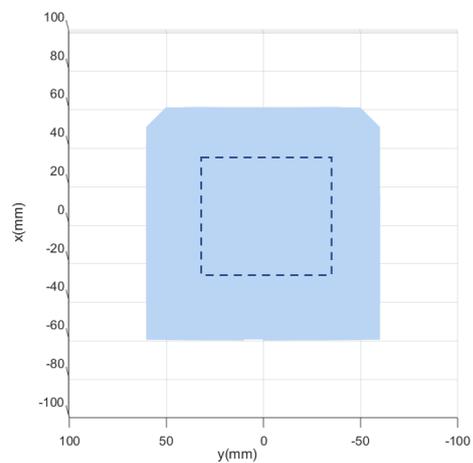
La figure 3.3a présente l'espace de travail théorique de notre robot après la détermination des paramètres géométriques optimaux. Nous constatons qu'avec ces paramètres, l'effecteur



(a)



(b)



(c)

FIGURE 3.3 – L'espace de travail théorique du robot : la partie en bleu représente le résultat de calcul des points atteignables par le robot en utilisant la méthode de discrétisation. La partie en pointillés représente la zone d'intérêt contenant la capsule prostatique défini dans le cahier de charge. (a) vue 3D de l'espace de travail théorique de notre robot, (b) vue du plan xz avec $y=0$ et (c) vue du plan xy avec $z=0$.

peut se déplacer dans un volume supérieur à $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$ sans rencontrer des positions de singularité et parcourir tout l'espace de travail requis pour la curiethérapie et donc atteindre tout le volume de la prostate (voir les figures 3.3b et 3.3c).

3.3 Étude de la compensation de la gravité

Dans le deuxième chapitre (voir 2.3.2), nous avons proposé une structure mécanique compacte capable de s'intégrer dans les bras inférieurs du manipulateur 6-RUS et qui a pour objectif de compenser les forces de la gravité, c'est à dire de contrebalancer le poids de la partie mobile du robot. Cette structure comporte un mécanisme à ressort et à engrenages et elle est directement connectée aux axes des actionneurs rotatifs installés sur la plateforme fixe. Par conséquent, une étude analytique doit être faite pour déterminer les différentes caractéristiques élastiques du ressort et les spécification mécaniques des engrenages qui conduisent à obtenir l'équilibrage parfait. Dans le chapitre précédent, nous avons donc élaboré la conception mécanique de ce mécanisme sans donner des détails sur la détermination des valeurs mécaniques du système. Dans cette section, les couples résultants des forces de la gravité appliquées sur le robot et les couples de ressort vont être d'abord déterminés au niveau des articulations pivots du robot. La condition d'équilibrage à couple nul sera ensuite appliquée pour trouver la raideur du ressort et les angles d'installation du mécanisme à ressort et à engrenages. Pour simplifier, les forces de frottement au niveau des articulations du robot et du mécanisme de compensation de la gravité ne seront pas prises en compte. Les forces de la gravité appliquées aux articulations principales du robot sont causées uniquement par le poids des bras, des liaisons du robot ainsi que de la plateforme mobile. Les forces d'inertie seront aussi négligées. Les différents paramètres utilisés dans notre étude sur la compensation de la gravité sont décrits sur la figure 3.4 et sont introduits comme suit :

- W_{1i} et W_{2i} sont respectivement les coordonnées liées au centre de masse du bras i inférieur et supérieur dans le système de coordonnées fixe R_0 .
- m_{1i} , m_{2i} et m_{3i} sont respectivement la masse du bras i inférieur, supérieur et de l'effecteur.
- $a = \|W_{1i} - A_i\|$ et $b = \|W_{2i} - B_i\|$ représentent respectivement la norme euclidienne entre le centre de l'axe de rotation de la liaison pivot et le centre de masse du bras inférieur i et la norme euclidienne entre le centre du joint universel et le centre de masse du bras supérieur i .

- $g=9.81 \text{ m/s}^2$ est la valeur usuelle de l'accélération de la pesanteur.

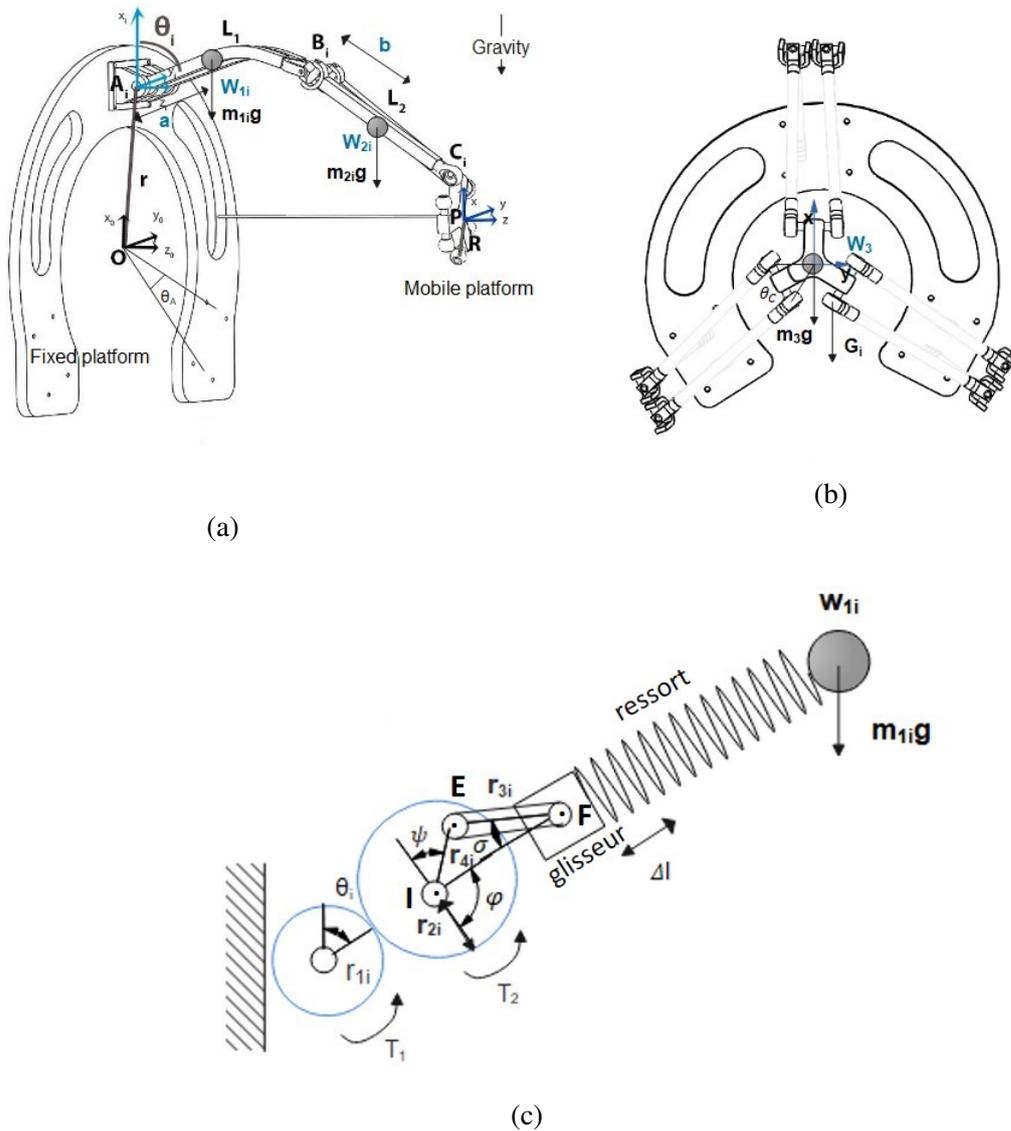


FIGURE 3.4 – Nomenclature du robot représentant les paramètres géométriques du robot et du mécanisme à ressort et à engrenages utilisés pour la compensation de la gravité et les forces de la gravité utilisées pour obtenir l'équilibre parfait approximatif au niveau des articulations rotatives. (a) vue de face du robot, (b) vue de gauche du robot et (c) schéma proposé du mécanisme du système à ressort et à engrenages.

3.3.1 Couple lié à la force de la gravité imposée par le poids de chaque bras du robot

Le couple de la gravité T_{g_i} est le couple induit par le poids des composants du $i^{\text{ème}}$ bras (bras inférieur et supérieur), le poids des différentes liaisons et le poids de la plateforme mobile résultant au niveau du joint d'actionnement A_i . Il peut être calculé comme suit en appliquant le théorème de l'équilibre statique.

$$T_{g_i} = \| W_{1i} \cdot m_{1i} \cdot g + W_{2i} \cdot m_{2i} \cdot g + C_{iR_0} \cdot G_i \| \quad (3.4)$$

Avec

$$G_i = \frac{m_3 \cdot g}{6} \quad (3.5)$$

$$W_{1i} = A_{iR_0} + \begin{pmatrix} a \cdot \cos(\theta_i) \cdot \cos(\theta_{d_i}) \\ a \cdot \cos(\theta_i) \cdot \sin(\theta_{d_i}) \\ a \cdot \sin(\theta_i) \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

$$W_{2i} = \left(1 - \frac{b}{L_2}\right) \cdot B_{iR_0} + \frac{b}{L_2} \cdot C_{iR_0} \quad (3.7)$$

Ici, G_i représente la composante de force le long de la direction de la gravité due au poids de la plateforme mobile au niveau de l'articulation A_i . Nous devons noter que, pour l'étude sur la compensation de la gravité, seules les composantes des forces de réaction aux six articulations de la plateforme mobile A_i le long de l'axe x_0 doivent être prises en compte, tandis que les deux autres composantes de la force ne contribuent pas aux forces gravitationnelles prises en considération dans le calcul du couple de la gravité. Ainsi, nous supposons que le poids de la plateforme mobile est également réparti sur ces six articulations rotatives A_i d'où l'expression de G_i présentée dans l'équation 3.5. À partir de l'équation 3.4, le couple de la gravité T_{g_i} peut être déterminé en connaissant les angles des articulations rotatives θ_i . Ces angles sont calculés à partir de la résolution du modèle géométrique inverse déterminé dans le chapitre précédent par l'expression suivante :

$$\theta_i = 2 \cdot \arctan \left(\frac{V_i \pm \sqrt{V_i^2 - W_i^2 + U_i^2}}{U_i + W_i} \right) \quad (3.8)$$

Ainsi, pour n'importe quelle position de l'effecteur du robot, le couple de la gravité T_{g_i} peut être trouvé, autrement dit, pour une configuration de coordonnées cartésiennes et angulaires

spécifiques, les angles des articulations rotatives sont déterminés et, par conséquent, le couple de la gravité sera ensuite calculé.

3.3.2 Couple élastique imposé par le mécanisme à ressort et à engrenages

La détermination du couple élastique imposé sur l'articulation rotative est une étape primordiale dans l'étude sur la compensation de la gravité vu qu'elle permet d'établir la condition d'approximation d'équilibrage parfait. Le calcul du couple élastique passe par plusieurs étapes. Tout d'abord, il est indispensable de déterminer la force élastique résultante de la compression ou le rallongement du ressort attaché au centre de masse W_{1i} .

Comme le montre la figure 3.4, la force élastique F_i produite par le ressort le long de l'axe de la bielle, installée dans le $i^{\text{ème}}$ bras inférieur, peut être déterminée comme suit [101] :

$$F_i = \frac{K_i \cdot \Delta l_i}{\cos(\sigma_i)} \quad (3.9)$$

Notons ici que K_i est le $i^{\text{ème}}$ coefficient de raideur du ressort et Δl_i est la distance de déplacement du glisseur résultante de la compression du ressort.

Nous avons précisé dans le chapitre précédent que la configuration initiale du mécanisme à ressort et à engrenages, où le ressort est paramétré dans sa longueur libre, c'est à dire qu'il est dans sa longueur réelle et aucune force ne lui est appliquée, est définie lorsque le bras inférieur du robot est aligné parallèlement à la base fixe. Par conséquent, Δl_i est la distance parcourue par le glisseur lors du passage de la configuration initiale où $\theta_i = 0$ à une autre configuration où $\theta_i \neq 0$ et elle est déterminée comme suit :

$$\Delta l_i = \| \mathbf{IF}_{\theta_i \neq 0} - \mathbf{IF}_{\theta_i = 0} \| \quad (3.10)$$

À partir de l'équation 3.10, Δl_i est exprimée ainsi :

$$\Delta l_i = r_{3i} \cdot \cos(\sigma_i) - r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i + \psi_i) - \sqrt{r_{3i}^2 + r_{4i}^2 - (2 \cdot r_{3i} \cdot r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i - \sigma_{0i}))} \quad (3.11)$$

Avec r_{3i} et r_{4i} sont respectivement la longueur de la bielle i et la distance entre le point limite de la bielle i et le centre de la $i^{\text{ème}}$ deuxième roue de l'engrenage. σ_{0i} et σ_i représentent les angles de déflexion initial et instantané de la bielle par rapport au bras inférieur. φ_i est l'angle d'installation qui décrit la position de la bielle i et le ressort i dans la configuration initiale (voir figure 3.4c).

La force élastique F_i , produite par le ressort le long de la bielle i , crée un couple T_{2i} sur la deuxième roue de l'engrenage qui est déterminé comme suit :

$$T_{2i} = \| \mathbf{IE} \times \mathbf{F}_i \| \quad (3.12)$$

Avec \mathbf{IE} qui est le vecteur reliant le point I au point E. Donc, nous aurons :

$$T_{2i} = \frac{K_i \cdot r_{4i}}{r_{3i}} \cdot \left[r_{3i} \cdot \cos(\sigma_i) - r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i + \psi_i) - \sqrt{r_{3i}^2 + r_{4i}^2 - (2 \cdot r_{3i} \cdot r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i - \sigma_{0i}))} \right] \\ \times \left[\frac{r_{3i} \cdot \cos(\sigma_i) - r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i + \psi_i)}{\cos(\sigma_i)} \right] \cdot \sin(\varphi_i + \psi_i) \quad (3.13)$$

Nous savons que le rapport de transmission r_{gi} entre les deux roues de l'engrenage peut être exprimé ainsi :

$$r_{gi} = \frac{r_{2i}}{r_{1i}} = \frac{T_{2i}}{T_{1i}} = \frac{\theta_i}{\psi_i} \quad (3.14)$$

En remplaçant l'expression de l'équation 3.14 dans l'équation 3.13, le couple T_{1i} , produit par la deuxième roue sur la première roue et donc localisé au centre de l'articulation rotative attachée à la base fixe du robot, est calculé par la manière suivante :

$$T_{1i} = \frac{K_i \cdot r_{4i}}{r_{gi} \cdot r_{3i}} \cdot \left[r_{3i} \cdot \cos(\sigma_i) - r_{4i} \cdot \cos\left(\varphi_i + \frac{\theta_i}{r_{gi}}\right) - \sqrt{r_{3i}^2 + r_{4i}^2 - (2 \cdot r_{3i} \cdot r_{4i} \cdot \cos(\varphi_i - \sigma_{0i}))} \right] \\ \times \left[\frac{r_{3i} \cdot \cos(\sigma_i) - r_{4i} \cdot \cos\left(\varphi_i + \frac{\theta_i}{r_{gi}}\right)}{\cos(\sigma_i)} \right] \cdot \sin\left(\varphi_i + \frac{\theta_i}{r_{gi}}\right) \quad (3.15)$$

Cependant, à partir de l'équation 3.15, nous pouvons remarquer que l'expression du couple T_{1i} est complexe et dépend de plusieurs termes ce qui complique l'étude sur la compensation de la gravité et l'extraction de la condition de l'équilibre entre le couple de la gravité et le couple élastique produits au centre de la liaison pivot. Des hypothèses géométriques et des approximations auraient été nécessaires pour réduire la complexité de cette expression et faciliter l'intégration du mécanisme de compensation de la gravité dans le robot. Nous avons supposé que r_{3i} , qui est la longueur de la bielle i , est plus grande que r_{4i} qui est la distance entre le point limite de la bielle i et le centre de la deuxième roue de l'engrenage i ($r_{3i} \gg r_{4i}$) et que $\sigma_i \approx 0$ et $\sigma_0 \approx 0$. À partir de ces approximations, l'expression 3.15 peut être réduite comme suit :

$$T_{1i} = \frac{K_i \cdot r_{4i}}{r_{gi} \cdot r_{3i}} \left[-r_{4i} \cdot \cos\left(\varphi_i + \frac{\theta_i}{r_{gi}}\right) \right] \cdot \left[r_{3i} \cdot \sin\left(\varphi_i + \frac{\theta_i}{r_{gi}}\right) \right] = \frac{K_i \cdot r_{4i}^2}{2 \cdot r_{gi}} \left[\sin\left(2\varphi_i + 2\frac{\theta_i}{r_{gi}} - \pi\right) \right] \quad (3.16)$$

L'équation 3.16 peut être encore simplifiée en une fonction sinusoïdale dépendante de l'angle θ_i , c'est-à-dire :

$$T_{1i} = \frac{K_i \cdot r_{4i}^2}{3} \sin\left(\frac{4\theta_i}{3}\right) \quad (3.17)$$

Le rapport de transmission r_{g_i} est choisi après l'optimisation qui sera expliquée avec plus de détails dans le paragraphe suivant. L'angle d'installation φ_i qui identifie la configuration d'installation initiale du ressort est déterminé afin de permettre une intégration facile de ce dernier dans le bras inférieur du robot.

$$\varphi_i = \frac{\pi}{2} \quad (3.18)$$

$$r_{g_i} = 1.5 \quad (3.19)$$

Ici, les angles des articulations d'actionnement rotatif θ_i peuvent également être déterminés à partir du modèle géométrique inverse représenté par l'équation (3.8). De cette manière, le couple élastique imposé par le mécanisme à ressort et à engrenages sur le centre de l'articulation rotative peut être exprimé en fonction du coefficient de la raideur du ressort K_i et des coordonnées cartésiennes et angulaires de l'effecteur du robot.

3.3.3 Conditions de l'équilibrage parfait

Notons T_{m_i} et $T_{m_i/s}$ les couples moteurs nécessaires pour supporter le poids de la partie mobile du robot respectivement dans les cas sans et avec l'intégration d'un mécanisme à ressort et à engrenages. Ainsi, T_{m_i} et $T_{m_i/s}$ peuvent être déterminés comme suit :

$$T_{m_i} = -T_{g_i} \quad (3.20)$$

$$T_{m_i/s} = T_{1i} - T_{g_i} \quad (3.21)$$

Soit TRR_t le taux de réduction de couple pic à pic qui présente un indice de performance décrivant l'influence de l'intégration du système de compensation de la gravité sur le couple moteur du robot. TRR_t est défini ainsi :

$$TRR_t = \left(1 - \frac{\max(|T_{m_i/s}|)}{\max(|T_{m_i}|)}\right) \times 100\% \quad (3.22)$$

Le critère présenté ci-dessus peut être adopté pour définir une étude d'optimisation qui a pour but de déterminer les paramètres et les spécifications géométriques du mécanisme à ressort et à engrenages selon le principe suivant. Nous cherchons à trouver le vecteur $Q=[r_{1i}, r_{2i}, r_{3i}, r_{4i}]$ qui minimise $1-TRR_t(Q)$ pour $-30 \text{ mm} < x < 30 \text{ mm}$, $-30 \text{ mm} < y < 30 \text{ mm}$ et $0 \text{ mm} < z < 150 \text{ mm}$ en prenant en compte les contraintes $r_{1i}, r_{2i}, r_{3i}, r_{4i} > 0$.

Nous avons utilisé le module d'optimisation spécifique à *MATLAB* plus précisément la fonction "fmincom" qui se base sur la méthode de la recherche linéaire. Cette fonction va servir à déterminer les paramètres géométriques du mécanisme à ressort et à engrenages qui permettent d'avoir un taux de réduction de couple pic à pic élevé. Ce module d'optimisation a été appliqué pour tous les points de l'espace de travail de translation avec une orientation constante autour des 3 axes ($\alpha = \beta = \gamma = 0^\circ$). Le tableau 3.4 présente les valeurs géométriques du système à ressort et à engrenage résultantes de l'implémentation de l'étude de l'optimisation.

TABLE 3.4 – Valeurs géométriques du système à ressort et à engrenages résultantes de l'implémentation de l'étude d'optimisation

$r_{1i}(mm)$	$r_{2i}(mm)$	$r_{3i}(mm)$	$r_{4i}(mm)$
5	7.5	40	6

De l'équation 3.21, nous pouvons constater que le couple de la gravité T_{g_i} peut être complètement compenser par le couple élastique au niveau de l'articulation rotative A_i sur tout l'espace de travail pour n'importe quelle position et orientation de l'effecteur sauf si la condition de l'équilibrage parfait est vérifiée. Cette condition implique que la valeur du couple moteur au niveau de la liaison pivot, noté $T_{m_i/s}$ requis pour maintenir le robot dans un équilibrage parfait, doit être nulle sur tout l'espace de travail du robot. Elle est exprimée par :

$$T_{m_i/s} = 0 \quad (3.23)$$

3.3.4 Choix de la raideur du ressort

Après le calcul des différents couples appliqués sur les articulations rotatives du robot et l'établissement de la condition de l'équilibrage parfait, nous devons maintenant déterminer les valeurs de la raideur du ressort qui permettent de satisfaire l'équation (3.23) et avoir la compensation de la gravité du robot.

Nous pouvons constater dans l'équation (3.17) que le couple élastique dépend de la valeur

de la raideur du ressort et de l'angle de l'articulation rotative. Comme expliqué précédemment, les valeurs des angles θ_i sont extraites à partir de la résolution du modèle géométrique inverse. Par conséquent, le couple élastique va dépendre de la raideur du ressort K_i et des coordonnées cartésiennes et angulaires de l'effecteur. Étant donné la complexité de la détermination de la valeur de la raideur du ressort en présence de 6 paramètres inconnus $x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$ (voir l'équation (3.23)) nous ne pouvons pas imposer la condition de l'équilibrage parfait sur l'ensemble de l'espace de travail du robot.

L'idée est de résoudre cette équation pour une configuration cible avec des taux d'approximation acceptables pour les configurations voisines. Comme l'illustre la figure 3.3a, l'espace de travail du robot est symétrique et centré le long de l'axe de déplacement de l'effecteur verticalement à la plateforme fixe, c'est-à-dire le long de l'axe z_p . Ainsi, la raideur du ressort est déterminée lorsque z_p est colinéaire à z_0 .

L'équation de l'équilibrage parfait (3.23) a été résolue après l'utilisation des dimensions finales du robot et des dimensions du système à ressort et à engrenages exprimées dans le tableau 3.4. Notre objectif dans la thèse est de réaliser un prototype en "polylactic acid (PLA)". Pour cela, l'étude de la compensation de la gravité a été faite dans un premier temps en prenant en compte les paramètres liés aux masses des différents composants de la partie mobile en PLA et les longueurs entre les centres de masses et les liaisons du robot illustrés dans le tableau 3.5. Dans un second temps, nous avons réalisé la même étude, mais en introduisant des valeurs de masse des différents composants de la partie mobile en aluminium vu qu'il est le matériau le plus utilisé dans le contexte de la robotique médicale. En connaissant le volume des différentes pièces du robot et la masse volumique de l'aluminium, les valeurs des masses ont été trouvées et elles sont présentées aussi dans le tableau 3.5.

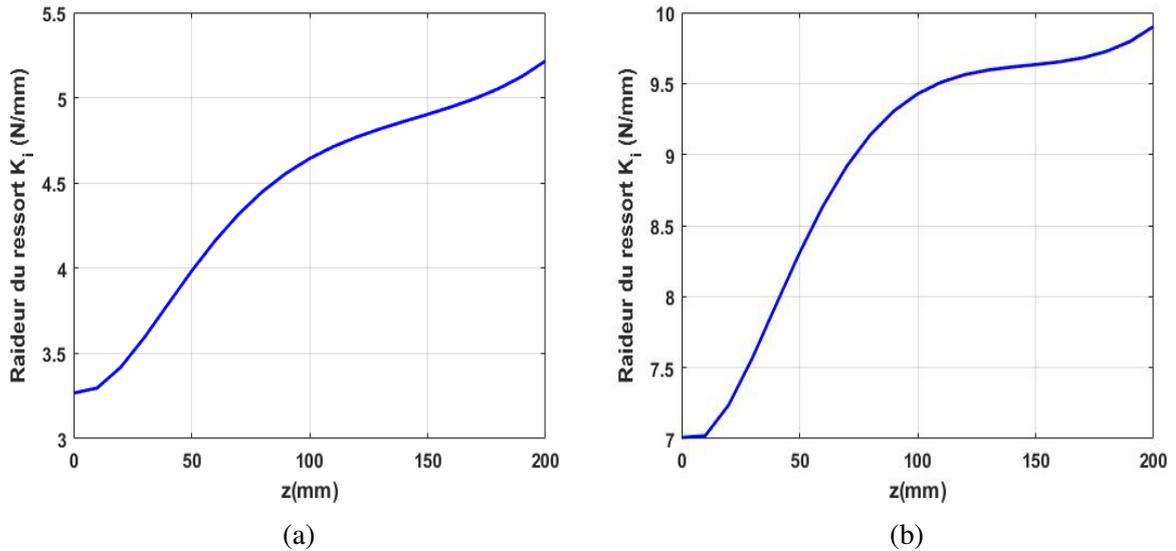
Nous avons implémenté un algorithme dans *MATLAB* qui calcule la valeur de la raideur du ressort K_i nécessaire pour approcher l'équilibrage parfait le long de l'axe z_0 pour $z = [0\text{mm}, 200\text{mm}]$, pour des translations nulles sur les axes x et y et pour des angles d'orientation constants $\alpha = \beta = \gamma = 0$. Cette configuration correspond au positionnement de l'aiguille au centre de la surface périnéale (centre de la base du robot au point O) et son insertion tout au long de l'axe z_0 .

La figure 3.5a montre les résultats de calcul de la raideur du ressort K_i obtenus pour la résolution de l'équation de l'équilibrage optimal (3.23) pour un ensemble de coordonnées $z = [0\text{mm}, 200\text{mm}]$ et $x = y = \alpha = \beta = \gamma = 0$. La figure 3.5b montre les mêmes résultats de calcul mais pour des composants en aluminium.

Les distances entre la paroi rectale et la capsule prostatique à la base et à l'apex sont res-

TABLE 3.5 – Dimensions du robot utilisées pour l'étude de la compensation de la gravité

	a(mm)	b(mm)	$m_{1i}(mg)$	$m_{2i}(mg)$	$m_3(mg)$
PLA	50	68.25	16	20.6	40
Aluminium	50	68.25	43	34.9	57

FIGURE 3.5 – Calcul de la raideur du ressort le long de l'axe z_0 pour (a) un prototype en PLA et (b) pour un prototype en aluminium.

pectivement de 95 mm et 72 mm. Dans la conception mécanique, nous avons pris en considération la longueur de l'aiguille de curiethérapie de la prostate qui est égale à 220 mm. Cette aiguille va être attachée à l'effecteur comme expliqué précédemment et elle va être positionnée sur la surface périnéale dans la configuration initiale du robot. D'après ces deux observations, nous pouvons estimer que la capsule prostatique sera délimitée par les intervalles $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$, $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $z \in [80 \text{ mm}, 200 \text{ mm}]$. Pour une plage approximative $z = [80 \text{ mm}, 200 \text{ mm}]$ qui représente l'équivalent de la distance entre la paroi du périnée et le point extrême de la prostate, la valeur de la raideur du ressort K_i obtenue suite à la résolution de l'équation (3.23) est compromise entre 4,5 N/mm et 5,5 N/mm pour un prototype en PLA et entre 9 N/mm et 10 N/mm pour un prototype en aluminium. Comme la valeur de la raideur est variable en fonction de z , nous avons décidé de prendre la moyenne des K_i dans $z = [80 \text{ mm}, 200 \text{ mm}]$ qui est égale à 5 N/mm et à 9,5 N/mm pour respectivement un robot réalisé en PLA et un robot réalisé en aluminium. Dans le marché, nous pouvons trouver

un ressort de raideur égale à 5 N/mm dont les caractéristiques sont (voir figure 3.6) : $d = 0,4$ mm ; $D_m = 2$ mm ; $L_0 = 5,5$ mm et $L_n = 3,9$ mm. Pour une raideur égale à 9,5 N/mm, nous pouvons trouver des ressorts avec : $d = 1$ mm ; $D_m = 6,3$ mm ; $L_0 = 10$ mm et $L_n = 7,3$ mm. Des ressorts avec de telles caractéristiques sont des petits ressorts compacts et capables d'être intégrés facilement dans les bras inférieurs du robot.

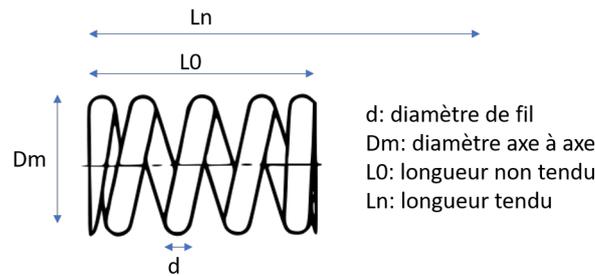


FIGURE 3.6 – Caractéristique d'un ressort.

Pour évaluer la pertinence de notre choix, nous avons implémenté un autre algorithme sur *MATLAB* qui a pour but de calculer le couple moteur $T_{m_i/s}$ requis pour compenser le poids de la partie mobile du robot en prenant en compte les valeurs de la raideur du ressort K_i choisies le long de l'axe z_0 pour des valeurs de $z \in [0\text{mm}, 200\text{mm}]$. Nous avons aussi introduit un algorithme qui calcule le couple moteur T_{m_i} fourni par les actionneurs rotatifs en absence de l'intégration du mécanisme à ressort et à engrenages. Les résultats de ces deux algorithmes sont présentés dans la figure 3.7 et ils permettent de comparer les valeurs des couples moteurs requis en présence et en absence du système de compensation de la gravité.

Nous remarquons qu'il y a eu une réduction significative de la valeur du couple moteur lorsque le couple élastique résultant de la compression du ressort pour contrebalancer le poids du robot a été pris en compte. En effet, pour z dans $[80\text{ mm}, 200\text{ mm}]$, le couple moteur est très proche de 0 N.m dans le cas d'utilisation du PLA et d'aluminium comme matériaux du robot. Cependant, pour la même plage de z , le couple moteur peut atteindre $0,07\text{ N.m}$ pour le PLA (voir figure 3.7a) et $0,12\text{ N.m}$ pour l'aluminium (voir figure 3.7b) dans le cas où le robot n'est pas équilibré.

3.3.5 Évaluation des performances du système de compensation de la gravité

Il est indispensable d'évaluer les performances du système à ressort et à engrenages et apprécier son influence sur l'espace de travail du travail plus spécifiquement sur le volume requis

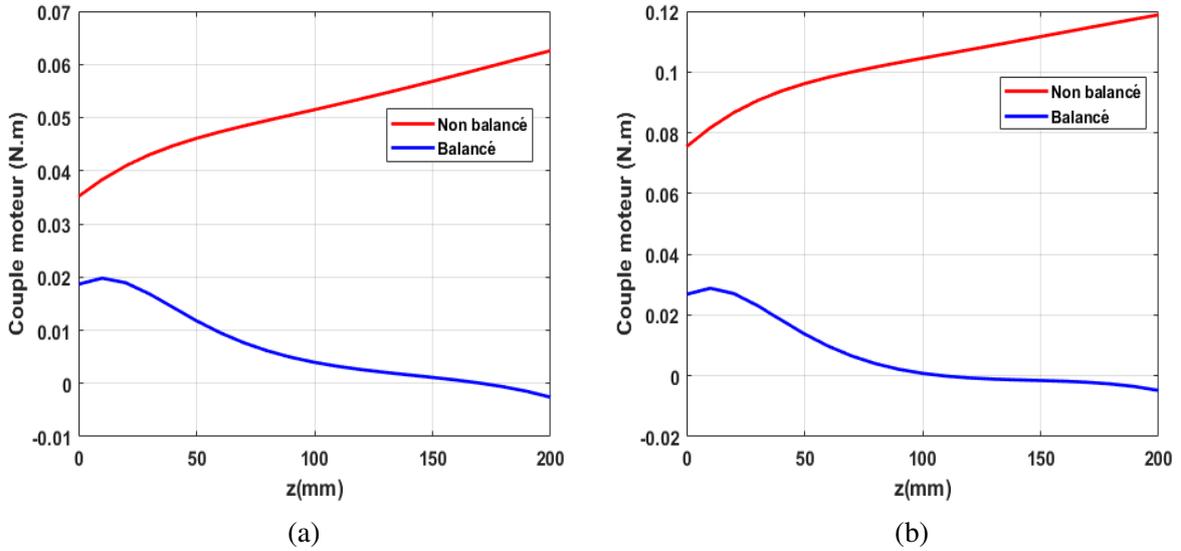


FIGURE 3.7 – Calcul du couple moteur le long de l’axe z_0 en cas de robot équilibré et déséquilibré. La courbe en rouge représente le calcul du couple moteur T_{m_i} tandis que la courbe en bleu introduit les résultats du calcul du couple moteur $T_{m_i/s}$. (a) prototype en PLA. (b) prototype en aluminium.

par l’application de curiethérapie.

Pour ce faire, nous avons décidé d’implémenter un algorithme qui calcule pour chaque pose donnée de l’effecteur le taux de réduction de couple noté TRR exprimé dans l’équation (3.24).

$$TRR = \left(1 - \frac{\sum_{i=1}^6 |T_{m_i}|}{\sum_{i=1}^6 |T_{g_i}|} \right) \times 100\% \quad (3.24)$$

Notons que TRR représente la performance de la compensation de la gravité du robot à une pose donnée uniquement, et il peut être soit positif soit négatif. Un TRR positif signifie que le couple moteur nécessaire pour maintenir le robot en équilibre statique sera réduit lorsque l’effet de l’intégration du système à ressort et à engrenages est impliqué. À l’inverse, un TRR négatif implique que le couple moteur requis sera augmenté lorsque ce système est utilisé.

L’algorithme implémenté détermine le TRR pour chaque point contenant dans le volume délimité par $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$, $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $z \in [0 \text{ mm}, 200 \text{ mm}]$. Le résultat de ce calcul a été déterminé pour un robot réalisé en PLA et un robot réalisé en aluminium et il est illustré sur la figure 3.8 où le pourcentage de réduction de couple a été évalué pour chaque position de l’effecteur.

Nous pouvons remarquer que l’effecteur du robot peut se déplacer dans un espace de travail

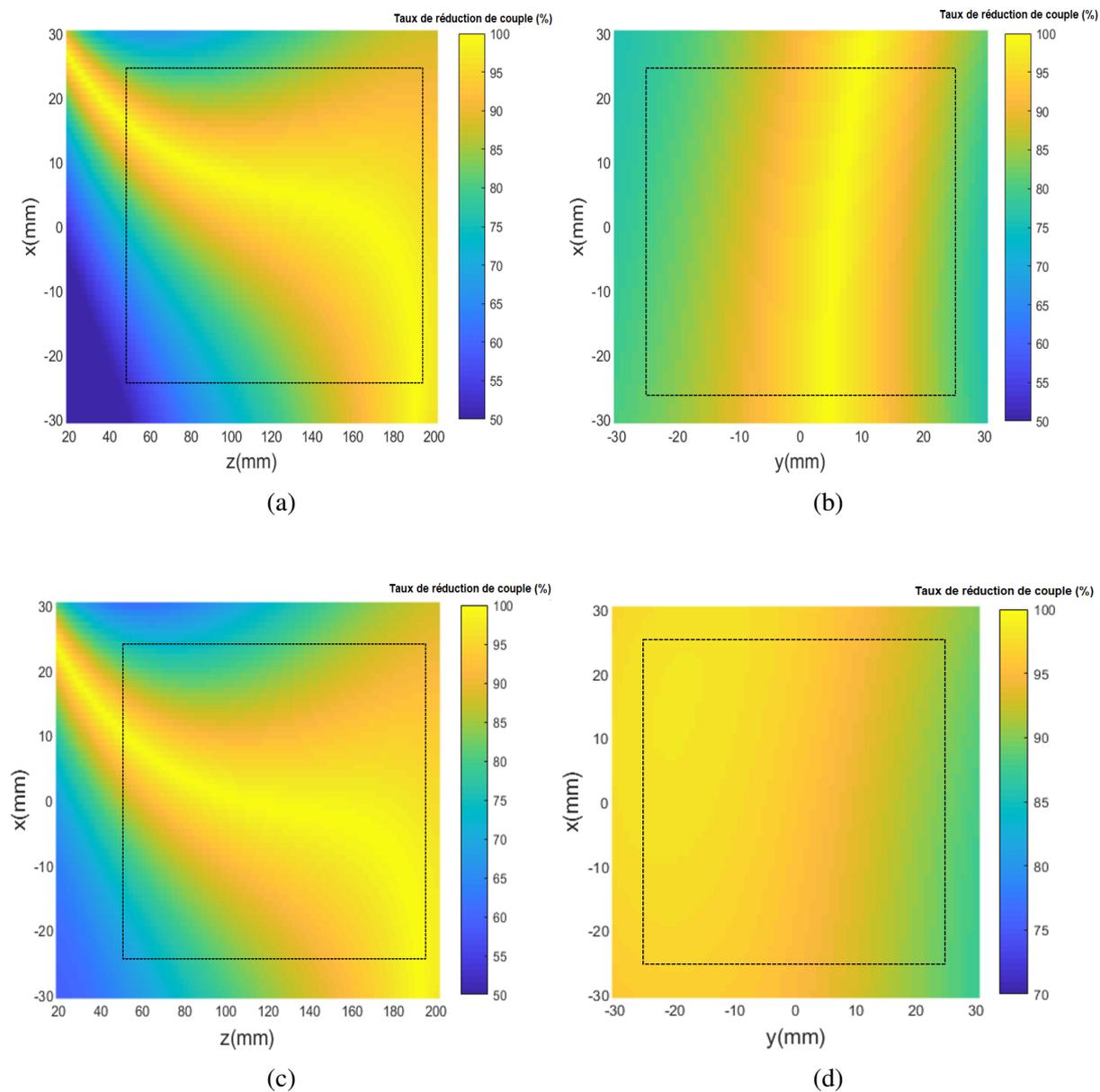


FIGURE 3.8 – Taux de réduction du couple moteur nécessaire pour contrebalancer le poids de la partie mobile du robot. Les limites en pointillés identifient l'espace de travail requis pour la curietherapie. Cas d'utilisation d'un robot en PLA et d'une raideur de ressort de 5 N/mm : (a) vue du plan xz pour $y=0$, (b) vue du plan xy pour $z=200$ mm. Cas d'utilisation d'un robot en aluminium et d'une raideur de ressort de 9,5 N/mm : (c) vue du plan xz pour $y=0$, (d) vue du plan xy pour $z=200$ mm.

supérieur à $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$ sans passer par des positions de singularités. Ce qui valide que le système de compensation de la gravité intégré dans les bras inférieurs du robot n'agit pas sur la taille de robot et n'augmente pas l'encombrement. Par conséquent, l'espace de travail du robot n'est pas influé et permet de couvrir tout le volume de la prostate. En plus, nous pouvons constater que le taux de réduction du couple moteur est compromis entre 50% et 100% avec une moyenne d'environ 82% et 85% pour respectivement le cas d'un robot en PLA et le cas d'un robot en aluminium.

Ces résultats prouvent que le robot est approximativement équilibré. En effet, les couples de la gravité, imposés aux centres des liaisons pivots et provoqués par le poids de la partie mobile du robot, sont compensés et contrebalancés par les couples élastiques, résultants de la compression du ressort, lors du déplacement de l'effecteur. Les résultats obtenus confirment également que le TRR atteint ses valeurs maximales tout au long de l'axe de l'insertion de l'aiguille, l'axe z_0 , pour $z \in [80 \text{ mm}, 200 \text{ mm}]$, ce qui confirme l'étude initialement faite dans le paragraphe précédent et qui nous a conduit au choix de la raideur du ressort K_j .

3.4 Analyse des capacités en force à l'effecteur du robot

Dans les deux premières parties de ce chapitre, nous avons appliqué une étude d'optimisation pour déterminer la configuration optimale des paramètres géométriques et nous avons étudié l'efficacité du système de compensation de la gravité proposé et son impact sur les performances du robot. Ces deux différentes parties ont permis de vérifier certaines spécifications de la définition des objectifs du robot à l'instar de l'espace de travail, la taille et l'encombrement et la réduction des couples de la gravité, etc.

Comme mentionné précédemment, la force de réaction maximale au moment de l'insertion des aiguilles dans les tissus humains atteint une valeur de 15 N. Aussi, la force maximale nécessaire pour la perforation de la capsule prostatique est de 11 N. Pour cela, il est indispensable d'analyser les capacités en force de notre robot et de vérifier s'il peut assurer 3 à 5 fois les valeurs des forces mentionnées précédemment pour pouvoir guider l'insertion des aiguilles dans la prostate. Cette étude de force permet de vérifier également la possibilité d'utiliser une telle structure robotique pour l'assistance du chirurgien dans la procédure de curiethérapie. De plus, elle aide à avoir une idée sur l'implémentation des lois de contrôle et de guidage en force envisagées. Cependant, avant d'analyser la capacité des forces de notre robot, il est très important de faire un choix judicieux des moteurs qui vont être installés sur la base fixe.

Après avoir consulté les caractéristiques des moteurs existants dans le marché, nous avons

décidé d'effectuer l'analyse des capacités en force de l'effecteur du robot pour deux valeurs de couple moteur maximal (4 N.m et 1,9 N.m) d'un moteur Maxon [117]. Ces moteurs sont compacts et puissants et peuvent être installés sur la base fixe sans engendrer trop d'encombrement. Dans des travaux précédents de notre laboratoire, une étude de l'évaluation des forces du robot a montré que, sans l'utilisation d'un système de compensation de la gravité, un moteur de couple moteur maximal égal à 4 N.m est suffisant pour l'assistance en curiethérapie [95]. Pour cela, nous allons évaluer les capacités en force de notre robot, pour ces deux valeurs de couple précisément, dans le cas d'utilisation d'un mécanisme à ressort et à engrenages.

En premier lieu, nous avons calculé la force isotropique du robot. Cette force nous permettra d'avoir une estimation générale de la valeur de la force maximale que l'effecteur peut appliquer dans toutes les directions de l'espace cartésien. Le résultat de ce calcul nous permettra, d'une part, d'évaluer les performances du robot et, d'autre part, d'estimer les couples moteurs nécessaires, en fonction des forces appliquées par l'effecteur, pour le guidage de la procédure de curiethérapie.

Nous supposons que Γ_{max} est le couple moteur maximal que les actionneurs rotatifs pourront fournir. Les vecteurs de couple maximal Γ (formés par les six actionneurs des six bras du robot) peuvent avoir différentes dispositions dépendantes du signe Γ_{max} . Comme nous avons six actionneurs rotatifs, alors la probabilité d'avoir différents vecteurs de couple maximal Γ_{max} avec des configurations différentes de $\pm \Gamma_{max}$ est de $2^6 = 64$. Les différents vecteurs Γ sont choisis comme suit :

$$\left\{ \begin{array}{l} \Gamma = [-\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max}]^T \\ \Gamma = [-\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ -\Gamma_{max} \ \Gamma_{max}]^T \\ \vdots \\ \vdots \\ \Gamma = [\Gamma_{max} \ \Gamma_{max} \ \Gamma_{max} \ \Gamma_{max} \ \Gamma_{max} \ \Gamma_{max}]^T \end{array} \right. \quad (3.25)$$

Par la suite, nous calculons le vecteur des forces pour chacun de ces vecteurs de couple maximal Γ via la relation suivante :

$$F = [F_x \ F_y \ F_z]^T = \begin{pmatrix} J_{1,1}^T & \cdots & J_{1,6}^T \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ J_{3,1}^T & \cdots & J_{3,6}^T \end{pmatrix}^{-1} \cdot (\Gamma + \Gamma_{fc} + \Gamma_{Tg}) \quad (3.26)$$

Avec F qui représente le vecteur des forces de l'effecteur exprimé dans l'espace cartésien

et J est la matrice jacobienne du robot qui est calculée en fonction de la pose de l'effecteur $\mathbf{P} = [x, y, z, \alpha, \beta, \gamma]$ et le vecteur des angles $\Theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6]^T$. Comme le montre l'équation (3.26), ce vecteur des forces est dépendant du vecteur du couple maximal Γ délivré par les six actionneurs rotatifs au niveau du centre des liaisons pivots A_i aussi de Γ_{fc} qui est le vecteur de couple induit par le frottement dans les articulations et Γ_{Tg} qui est le couple de la gravité imposé par le poids du robot sur les articulations A_i .

Dans le cas de l'utilisation de notre système robotique pour l'assistance en curiethérapie de la prostate, plusieurs approximations pourrait être apportées à l'équation (3.26) dans le but de réduire la complexité du calcul. En effet, les couples de frottement Γ_{fc} dans les différentes articulations du robot peuvent être négligés en toute sécurité et considérés comme égaux au vecteur nul pour les raisons suivantes. Tout d'abord, les différentes étapes de l'application médicale doivent être réalisées à très faible vitesse ce qui favorise l'utilisation de moteurs à courant continu à faible couple de friction pour contrôler le mouvement de l'effecteur. Ainsi, la structure robotique n'est pas conçue pour supporter des charges élevées, au contraire elle a été proposée pour maintenir l'aiguille et l'insérer dans la prostate. En plus, le couple de la gravité peut également être négligé en raison de l'intégration du mécanisme à ressort à engrenages. En effet, ceci a pour but de compenser les forces de la gravité et réduire le couple nécessaire que les actionneurs rotatifs doivent fournir pour contrebalancer le poids de la partie mobile du robot. Ainsi, l'équation (3.26) peut être réduite comme suit :

$$F = [F_x \quad F_y \quad F_z]^T = \begin{pmatrix} J_{1,1}^T & \cdots & J_{1,6}^T \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ J_{3,1}^T & \cdots & J_{3,6}^T \end{pmatrix}^{-1} \cdot (\Gamma) \quad (3.27)$$

Une fois que nous avons identifié le vecteur des forces de l'effecteur, nous passons maintenant au calcul de la force isotropique notée F_{iso} . En fait, cette force présente la plus grande valeur parmi toutes les valeurs intermédiaires correspondantes à la plus petite force entre de F_x , F_y et F_z . Autrement dit, F_{iso} est exprimée comme suit :

$$F_{iso} = \max_{\forall \Gamma} (\min(F(\Gamma, \mathbf{P}))) \quad (3.28)$$

La force isotropique a été calculée en implémentant un algorithme qui calcule pour chaque pose de l'effecteur les angles θ_i en utilisant le modèle géométrique inverse et détermine la matrice jacobienne correspondante. Ensuite, il collecte les valeurs des forces intermédiaires et détermine la valeur de la force isotropique correspondante à cette position cartésienne de

l'effecteur. Le calcul est fait pour une valeur fixe de $z = 180 \text{ mm}$ qui correspond à la localisation du plan de positionnement de l'aiguille du robot.

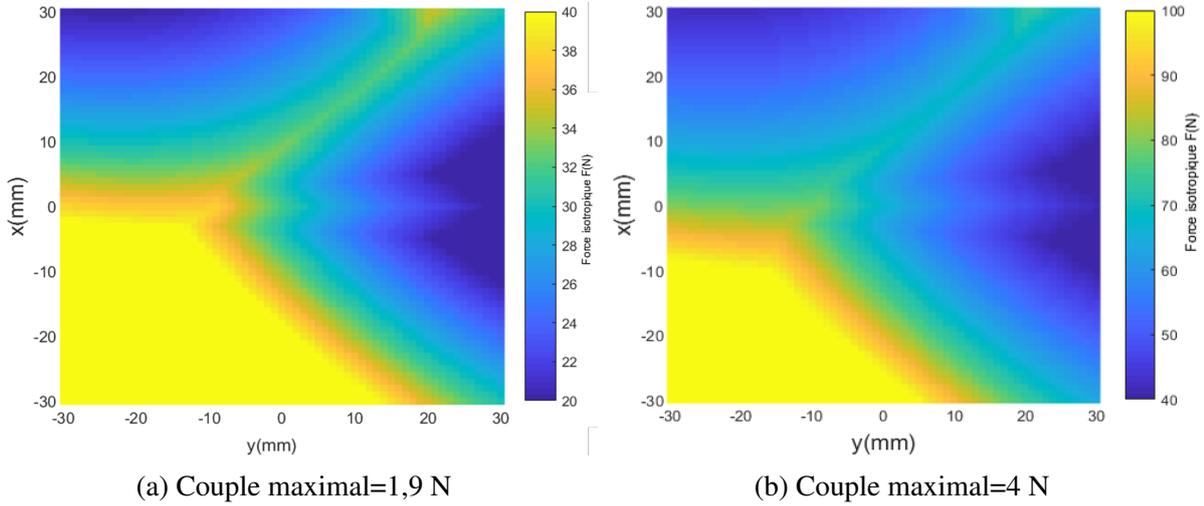


FIGURE 3.9 – Analyse de la force isotropique de l'effecteur du robot sur le plan xy pour $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ à une distance de $z = 180 \text{ mm}$ de la plateforme fixe du robot (c'est-à-dire quand la pointe de l'aiguille est positionnée sur la surface périnéale).

Comme le montre la figure 3.9a, la force isotropique est supérieure à 20 N avec une moyenne de 34 N dans le cas d'utilisation d'un couple maximal égal à 1,9 N. Elle est supérieure à 40 N avec une moyenne de 71 N quand un couple maximal de 4 N est introduit (voir figure 3.9b). Ces valeurs sont suffisantes pour assurer le guidage de l'effecteur sur les axes x et y et le positionnement de l'aiguille au point d'entrée du périnée. Cependant, elles ne permettent pas de conclure quant à l'efficacité de notre robot pour insérer l'aiguille à travers les tissus humains et perforer la capsule prostatique.

En fait, pour l'intervention de la curiethérapie à bas débit, la phase de positionnement et la phase d'insertion sont deux étapes découplées. Par conséquent, pour évaluer les performances de notre système robotique, la capacité de force d'insertion de l'effecteur le long de l'axe z_0 a été calculée dans le plan xy sur toute la surface transpérinéale. Cette valeur dépend du couple maximal Γ_{max} fourni par l'actionneur rotatif au centre des liaisons pivot A_i et elle est exprimée comme suit :

$$F_z = [J_{3,1}^T \cdots J_{3,6}^T]^{-1} \cdot (\Gamma) \quad (3.29)$$

La force d'insertion la plus élevée pouvant être appliquée par l'effecteur sur les tissus afin

d'insérer l'aiguille le long de l'axe z_0 a été estimée en utilisant l'expression suivante :

$$F_{in} = \max_{\forall \Gamma} F_z(\Gamma) \quad (3.30)$$

Le calcul de cette force a été fait avec un algorithme qui détermine la matrice Jacobienne en chaque point de l'interface de positionnement de l'aiguille sur le plan xy correspondant à la surface de $55 \times 55 \text{ mm}^2$. Après, il estime la valeur maximale de la force d'insertion pour chaque point de cette interface. La figure 3.10 montre les résultats des forces d'insertion sur le plan de positionnement.

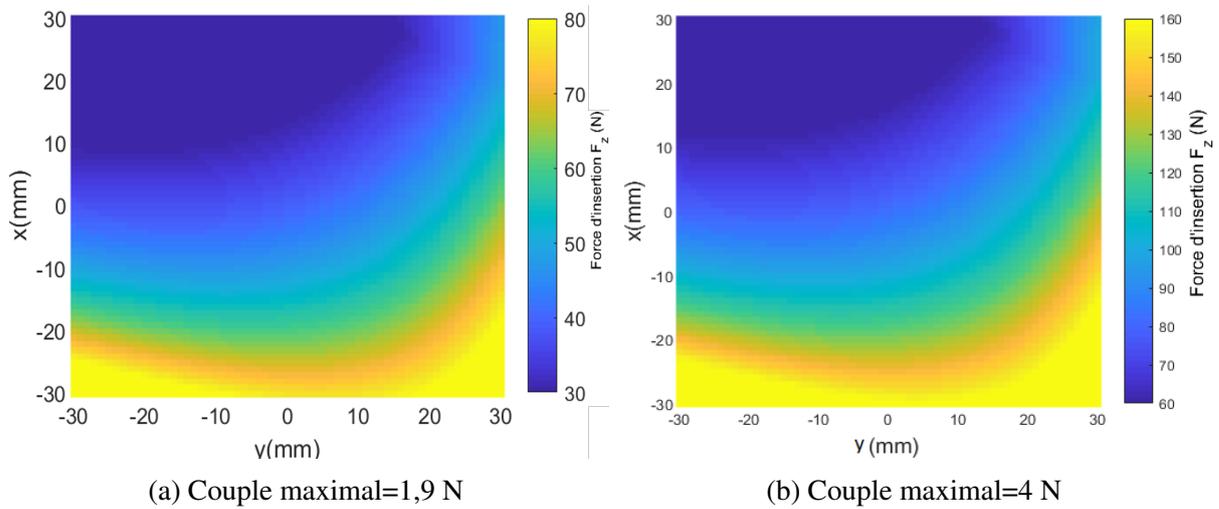


FIGURE 3.10 – Analyse de la force d'insertion maximale de l'effecteur du robot sur le plan XY pour $x \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ et $y \in [-30 \text{ mm}, 30 \text{ mm}]$ à une distance de $z = 180 \text{ mm}$ de la plateforme fixe du robot qui correspond au positionnement de l'aiguille sur le périnée.

Comme mentionné précédemment, l'effecteur du robot doit assurer 3 à 5 fois la force d'insertion nécessaire pour pénétrer la surface du périnée et les tissus prostatiques qui est respectivement de 15 N et 11 N. La figure 3.10a montre que la composante de la force F_z appliquée sur le plan de positionnement xy à $z=180 \text{ mm}$ varie entre 30 N et 80 N en cas d'utilisation d'un moteur de couple maximal égal à 1,9 N.m. Même si la contribution de la force du chirurgien n'est pas considérée dans notre étude, les valeurs de la force F_z sont suffisantes pour insérer l'aiguille dans le tissu humain et percer la capsule prostatique pour libérer les grains radioactifs. En cas d'utilisation d'un moteur de couple maximal égal à 4 N.m, les valeurs de la force d'insertion varient entre 60 N et 160 N comme illustré sur la figure 3.10b. Ces valeurs sont supérieures aux valeurs requises pour la curiethérapie. D'après ces résultats, nous avons choisi d'utiliser un moteur de couple maximal égal à 1.9 N.m vu qu'il est plus compact et qu'il

a assuré des valeurs de forces adéquates. Les résultats semblent encourageants et confirment encore l'adéquation de notre solution robotique proposée pour assister le chirurgien à insérer les aiguilles lors de la procédure de curiethérapie tout en respectant les normes et les exigences de l'application médicale.

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exploré trois différentes études dans l'objectif d'améliorer les performances de notre robot ainsi que d'évaluer la correspondance des caractéristiques de notre structure robotique avec les exigences mentionnées dans la définition des objectifs.

La première étude présente l'application d'une optimisation qui se base sur la modélisation géométrique du robot pour trouver la configuration optimale des différents paramètres géométriques en utilisant un algorithme génétique. Cette étude a permis de valider deux conditions que le robot dédié à la curiethérapie doit satisfaire. En premier lieu, elle a réussi à assurer une taille réduite et compacte permettant une installation facile dans un cube de dimension $300 \times 300 \times 300 \text{ mm}^3$. En deuxième lieu, elle a garanti un espace de travail translationnel atteignable par l'effecteur de dimension $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$ sans passer par des points de singularité et perdre de dextérité.

La deuxième étude a consisté à définir, tout d'abord, les paramètres géométriques liés au mécanisme à ressort et à engrenages utilisé pour contrebalancer le robot. Ensuite, la détermination des expressions de différents couples (celui de la gravité et celui élastique imposés aux centres des liaisons pivot A_i) intervenant dans l'étude de compensation de la gravité. Après, la définition de la condition de l'approximation de l'équilibrage parfait qui aboutit à définir la valeur de la raideur du ressort K_i . Cette étude a permis de montrer que le mécanisme proposé pour compenser le poids du robot est assez compact pour ne pas encombrer le robot et réduire l'espace de travail atteignable par l'effecteur. Aussi, elle a permis d'assurer un taux de réduction de couple de 82% et de 85% en moyenne pour respectivement le cas d'un robot en PLA et le cas d'un robot en aluminium sur tout le volume de la prostate.

La troisième étude évalue l'aptitude de l'effecteur à fournir une force isotropique permettant le guidage en phase de positionnement et une force d'insertion adéquate avec les exigences de la définition des objectifs. Cette étude révèle que notre solution robotique permet d'assurer une force d'insertion de 3 à 5 fois la force requise pour perforer les tissus humains et pénétrer la capsule prostatique.

Dans la suite, nous allons réaliser un premier prototype de notre robot et nous allons évaluer,

à l'aide des tests expérimentaux, la capacité de ce prototype à assister le guidage de l'aiguille lors de la curiethérapie de la prostate.

PROTOTYPE ET ÉVALUATIONS EXPÉRIMENTALES

4.1 Introduction

Le design d'un modèle 3D d'un robot nécessite la construction d'un prototype afin de juger de la pertinence de la solution proposée et/ou éventuellement suggérer des améliorations. Ce processus de prototypage est une étape primordiale pour l'évaluation expérimentale. Les observations menées au cours de la phase de tests permettront, d'une part, de confirmer les résultats précédemment obtenus lors de l'étude théorique du robot, et d'autre part, de mettre en évidence certaines insuffisances ou contraintes qui n'avaient pas pu être modélisées et donc qui devront être prises en compte dans des études ultérieures.

Ainsi, dans le cadre de cette thèse, nous avons décidé d'évaluer expérimentalement la capacité de notre robot à assister le guidage de l'aiguille lors de la curiethérapie. Pour ce faire, nous avons choisi de réaliser un prototype avec la technique de l'impression 3D afin d'intégrer, par la suite, un banc expérimental et définir le protocole des tests à effectuer. La technique d'impression 3D présente plusieurs contraintes et nécessite des mesures d'adaptation à apporter au modèle afin de pouvoir réaliser toutes les pièces mécaniques du robot.

Dans ce chapitre, nous illustrerons dans un premier temps toutes les adaptations mécaniques et les réflexions appliquées sur le modèle du robot afin de pouvoir le réaliser par impression 3D. En deuxième lieu, nous présenterons une description détaillée de notre prototype. Ensuite, nous définirons le banc expérimental. Après, nous mesurerons expérimentalement l'espace de travail de translation et d'orientation couvert par le robot et vérifierons que les résultats permettent de parcourir tout le volume de la prostate sans rencontrer des positions de singularité et engendrer des collisions. Enfin, nous évaluerons la cinématique du robot en réalisant différentes mesures expérimentales pour déterminer les erreurs de positionnement de l'aiguille sur la surface périnéale, les erreurs d'insertion de la prostate le long de l'axe d'insertion et les erreurs des angulations autour des trois axes.

4.2 Construction du prototype

4.2.1 Adaptation du design et impression 3D

La technique de l'impression 3D exige la fabrication des composants du robot un par un tout en prenant en considération les contraintes de la réalisation 3D et réfléchir aux précautions à prendre lors de la modélisation et la conception du robot. Par exemple, il est important de penser à l'objet quand il sera réalisé vu que tout design 3D ne convient pas forcément pour l'impression 3D. La pièce à réaliser doit avoir un volume minimum lui permettant d'être maintenue en équilibre dans le plateau de l'imprimante, c'est à dire qu'il faut réfléchir à éviter les contacts ponctuels avec ce plateau. Cela permettra aussi de limiter l'ajout des supports. De surcroît, les détails des pièces doivent avoir au minimum une épaisseur de 1 mm afin que ces derniers puissent avoir un rendu optimal et être visibles. Une autre précaution à prendre est le fait d'éviter les fragilités comme les petits détails et les objets en porte-à-faux (les objets de gros volume avec une base fine). Cela est fortement déconseillé étant donné que ça influe la solidité de ces pièces. Le choix de l'orientation de disposition de la pièce dans le plateau est très important et crucial vu que cette dernière impacte la qualité de fabrication et également la stabilité géométrique. Généralement, les imprimantes 3D ont une résolution meilleure sur l'un des axe par rapport aux autres et donc, il fallait choisir d'imprimer les pièces en les orientant autour de cet axe pour avoir une qualité de surface supérieure. Autre que la qualité de fabrication et de surface, le choix de l'orientation a un impact direct sur le coût et le temps de réalisation. Pour l'impression des objets avec les articulations, il sera préférable d'essayer de décomposer l'articulation de la pièce initiale et imprimer chacune à part tout en pensant à laisser un jeu suffisant. Cependant, les jeux en impression 3D sont difficilement contrôlables en cas de réalisation des pièces nécessitant un profil à petit pas à l'instar des filetage pour les vis et des taraudages. Cela est du aux incertitudes et aux tolérances qui varient entre 100 μm et 200 μm et dépendent du type de filament et du diamètre de la buse, de son usure ainsi que du bon réglage de l'imprimante. Il faut noter aussi que sans retouche manuelle, les pièces d'impression 3D sont moins belles puisque les lignes d'ajout de matière sont visibles et la pièce a un toucher légèrement granuleux.

Dans la suite, nous allons illustrer en détails des précautions que nous avons prises en compte afin de pouvoir construire un prototype à partir du modèle 3D de la conception assistée par ordinateur.

Mais avant ça, il faut préciser que nous avons utilisé une imprimante 3D "Ultimaker S5" développée par la société *Ultimaker* et qui est une imprimante professionnelle performante

avec un large volume d'impression de taille $330 \times 240 \times 300 \text{ mm}^3$ [118] (voir figure 4.1). Cette imprimante est équipée de la double extrusion, des bobines de filament interchangeable, d'un plateau chauffant en verre avec auto-nivelage actif complet et des fonctionnalités intuitives. Elle utilise la technologie d'impression "dépôt de fil fondu" qui consiste à déposer de la matière par couche. La technologie utilise un filament de matière polymère qui est fondu puis extrudé pour construire une pièce couche par couche. Ces filaments de diamètre 2,85 mm peuvent être composés de diverses matières (PLA, Acrylonitrile butadiène styrène (ABS), alcool polyvinylique (PVA), etc.) et ils sont enroulés sur des bobines. L'imprimante "Ultimaker S5" est dotée d'une précision maximale allant jusqu'à $20 \mu\text{m}$ et d'une vitesse d'impression atteignant jusqu'à 300 mm/s.

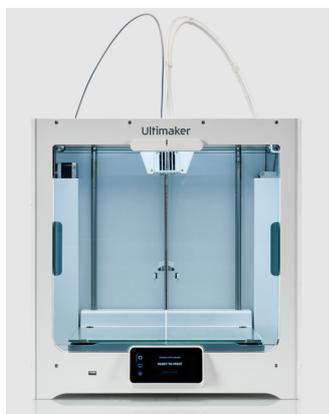


FIGURE 4.1 – L'imprimante 3D "Ultimaker S5" développée par la société *Ultimaker*.

Comme expliqué précédemment, nous allons d'abord imprimer les composants du robot pièce par pièce tout en sachant que nous pouvons imprimer des pièces différentes ou bien plusieurs copies de la même pièce sur le banc de l'imprimante. La procédure de l'impression 3D commence par implémenter le modèle 3D de la pièce à imprimer, réalisé avec le logiciel de la conception, dans le logiciel *Cura* qui est un logiciel libre spécifique pour impression 3D fourni par la société *Ultimaker* (voir figure 4.2). Ensuite, les matériaux et les spécificités de l'impression sont paramétrisés et identifiés. Enfin, le modèle est envoyé à l'imprimante.

Pour l'impression des composants du robot, nous avons choisi d'utiliser le PLA comme matériau des pièces étant donné qu'il assure une impression de manière fiable, avec une précision dimensionnelle et une finition de surface de qualité élevée. Il est doté de plusieurs caractéristiques vu qu'il est biodégradable et il fond facilement ce qui favorise son utilisation. Autre que le matériau des pièces, l'impression 3D nous incite à utiliser un matériau de support comme le montre la figure 4.3. Ce matériau est généré automatiquement par le logiciel *Cura* et il jouera

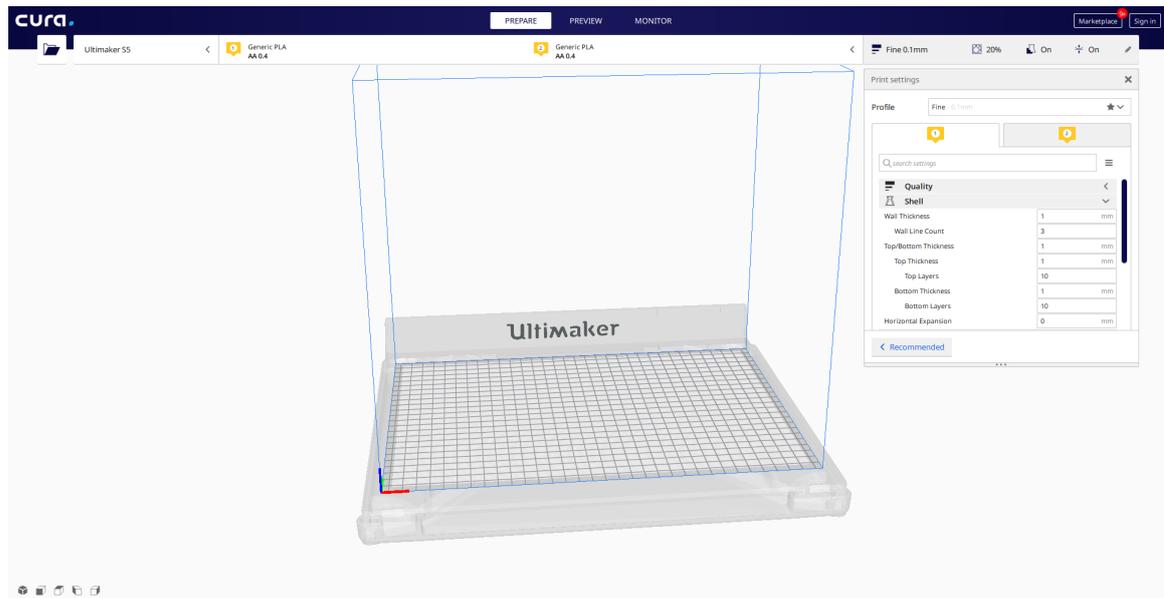


FIGURE 4.2 – Interface du logiciel Cura

un rôle important pour soutenir la pièce et la maintenir stable. Par exemple, il est utilisé comme couche intermédiaire entre le plateau et la première couche de la pièce ou il peut se placer dans les zones vides dans la pièce.

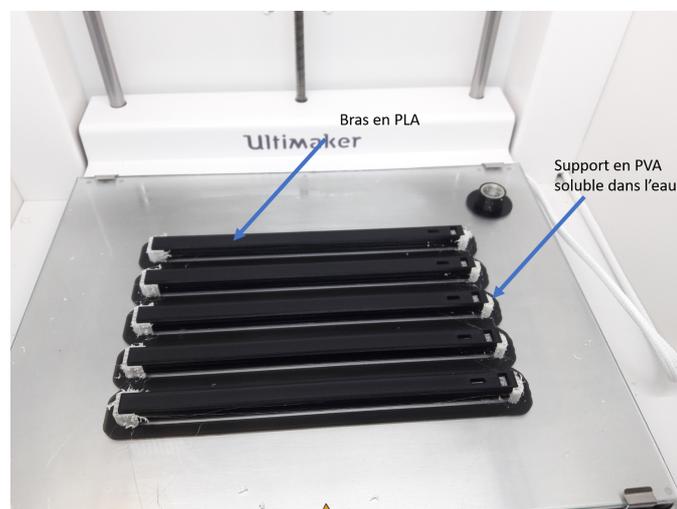


FIGURE 4.3 – Schéma illustrant l'impression 3D des bras supérieurs avec la mise en place des supports.

Nous avons choisi le PVA comme matériau de support pour les pièces. Ce matériau est soluble dans l'eau et peut être éliminé facilement. Il offre une adhésion fiable au PLA tout en

réduisant les risques de grattage et de marque de découpe sur les surfaces détaillées.

Nous avons commencé par réaliser la plateforme fixe (pièce n°1) ou la base du robot qui est conçue pour être installée sur la table opératoire parallèlement à la surface périnéale du patient. Cette plateforme va supporter toute la partie mobile du robot et elle permettra l'accès au périnée via l'ouverture centrée sur la surface de localisation de la prostate pour assurer le positionnement, l'angulation et l'insertion de l'aiguille. Cette pièce est grande et elle nécessite un temps d'impression relativement long par rapport aux autres pièces. Pour cela, nous avons décidé de la réaliser en bois. La figure 4.4 identifie les pièces à imprimer, décrites dans la suite, servant à constituer notre prototype.

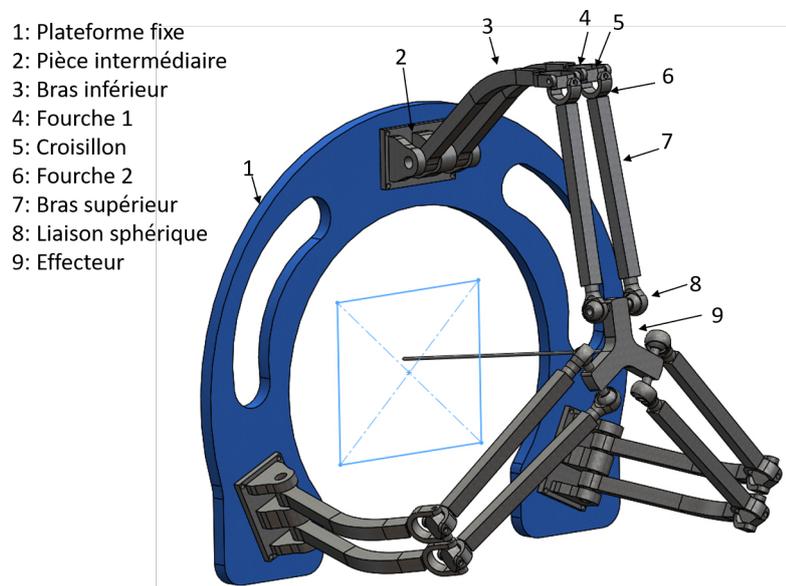


FIGURE 4.4 – Identification des pièces à imprimer sur une vue 3D de notre robot.

Ensuite, nous avons réfléchi à une méthode pour lier les bras inférieurs (pièce n°3) du robot à la plateforme fixe via des pièces mécaniques qui permettent d'avoir des liaisons pivots. Pour ce faire, nous avons conçu et imprimé 3 pièces intermédiaires (pièce n°2) qui vont être fixées directement à la base du robot via des systèmes vis-écrou. Chacune de ces 3 pièces peut contenir 2 bras inférieurs et 2 encodeurs ou/et actionneurs rotatifs. Comme le montre la figure 4.5, l'encodeur va être fixé sur la pièce intermédiaire par un système vis-écrou et lié au bras inférieur via un arbre pour mesurer l'angle de rotation lors du fonctionnement du robot. Plus précisément, cet arbre est enclavé sur le bras inférieur via une liaison d'encastrement à rainure en forme de U. Nous avons aussi imprimé des rondelles d'épaisseur 1 mm pour qu'elles soient installées de part et d'autre du bras inférieur. Cela pour assurer la fixation de ce dernier et réduire les jeux

mécaniques avec la pièce intermédiaire ainsi que pour réduire les forces de frottement induites en cas de contact entre les faces intérieures de la pièce intermédiaire et les faces extérieures du bras inférieur.

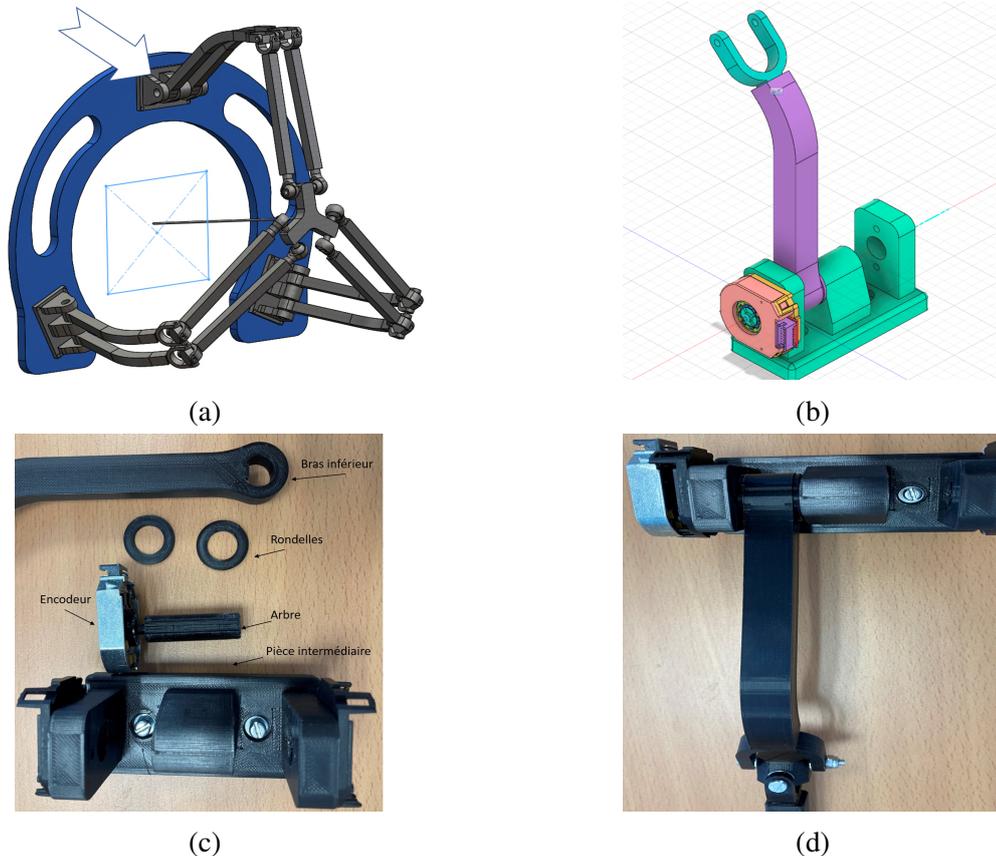


FIGURE 4.5 – Représentation des pièces mécaniques imprimées pour assurer la liaison pivot au niveau des articulations rotatives du robot. (a) Identification de la pièce intermédiaire sur notre structure robotique. (b) Modèle CAO de la pièce intermédiaire assemblée avec le bras et les encodeurs. (c) Pièces mécaniques imprimées avec l’encodeur utilisé pour la mesure de la valeur de l’angle θ_i et (d) la vue sur la disposition finale de l’assemblage des différentes pièces mécaniques.

Nous avons décidé d’utiliser des bras inférieurs courbés dans le but d’éviter les risques de collision entre la partie supérieure et la partie inférieure du robot. En effet, nous avons imprimé en premier temps des bras droits. Cependant, lors du montage du robot, nous avons constaté qu’il y a une limitation dans la conception liée à l’utilisation des joints universels avec cette configuration de bras comme le montre la figure 4.6. Cette limitation bloque le repliement des bras et augmente le risque de chevauchement. Par conséquent, nous avons essayé de trouver une solution en changeant l’alignement des bras inférieurs afin d’avoir plus d’espace entre ces

derniers et les bras supérieurs lors du repliement. Il faut noter ici que les dimensions trouvées à l'issue de l'optimisation ont été conservées et respectées même en cas d'utilisation d'un tel profil pour les bras inférieurs.



FIGURE 4.6 – Utilisation de bras inférieurs courbés au lieu de bras droits

Nous passons maintenant à l'impression du joint universel. Cette liaison va être connectée, d'une part, au bras inférieur du robot et, d'autre part, au bras supérieur (pièce n°7). Elle doit assurer la rotation autour de 2 axes. La liaison du joint universel est constituée de 2 fourches (pièce n°4 et 6) et un croisillon (pièce n°5). Chacun de ces composants est construit à part et ils sont liés à l'aide des systèmes vis-écrou nylstop et des rondelles. Ici, le rôle de l'écrou nylstop est d'éviter le serrage de la liaison et le rôle des rondelles est de maintenir le contact entre les filets de la vis et de l'écrou nylstop. Aussi, nous avons décidé de laisser un jeu de 500 μm entre les différents composants pour assurer la rotation d'une fourche par rapport à l'autre. En plus, nous avons choisi d'imprimer des fourches de tailles différentes dans l'objectif d'améliorer le repliement des bras. En effet, cela permettra à la fourche supérieure de se placer dans l'espace libre entre la fourche inférieure et le croisillon. La figure 4.7 illustre l'assemblage des différents composants de la liaison du joint universel utilisés pour notre robot.

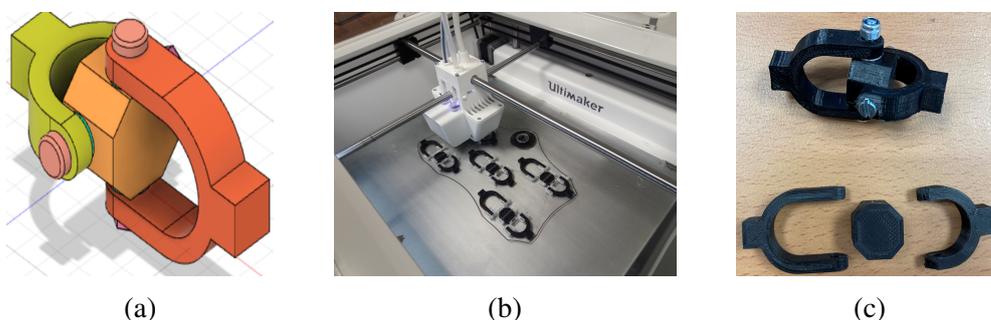


FIGURE 4.7 – Représentation des composants du joint universel en (a) modèle CAO, (b) en processus d'impression 3D et (c) après impression 3D et assemblage.

Pour assurer la liaison entre les bras inférieurs et supérieurs et les deux fourches du joint universel, nous avons décidé de concevoir un profilé mâle et femelle dans les bras ainsi que les fourches comme le montre la figure 4.8. La fourche est forcée à entrer dans l'encoche du bras. La liaison d'encastrement, pour maintenir la fixation entre les deux, est assurée par collage. Il faut préciser ici que nous ne pouvons pas imprimer les bras avec les fourches en une seule fois car, pour limiter l'utilisation du support et avoir un rendu meilleur, le bras et la fourche doivent être imprimés à plat et donc séparément.



FIGURE 4.8 – Représentation du résultat d'impression du bras supérieur et la fourche du joint universel : (a) démontage et (b) assemblage via la liaison d'encastrement par collage.

Nous passons maintenant à l'élaboration de la liaison sphérique (pièce n°8) qui relie le bras supérieur à l'effecteur du robot (pièce n°9). Pour ce faire, nous avons décidé premièrement d'acheter des embouts à rotule en polymère étant donné que l'impression 3D ne nous permet pas de réaliser des pièces à profil sphérique et n'assure pas d'avoir les jeux et les frottements nécessaires (voir figure 4.9). Deuxièmement, nous avons prévu de lier le bras supérieur à l'embout à rotule via deux écrous et une rondelle. Comme l'embout à rotule contient déjà un filetage, nous avons conçu dans le bras supérieur un trou qui a le même diamètre de la tige filetée et une partie creuse. Après cette tige est introduite dans le trou et fixée de part et d'autre par les deux écrous et la rondelle. Nous avons eu recours à l'utilisation des écrous et rondelles vu que nous ne pouvons pas réaliser un filetage à petit pas à l'intérieur du bras supérieur à cause des problèmes d'incertitude d'impression 3D. La deuxième partie creuse a pour objectif de permettre l'écoulement de l'eau vers la partie intérieure afin de dissoudre le matériau de support.

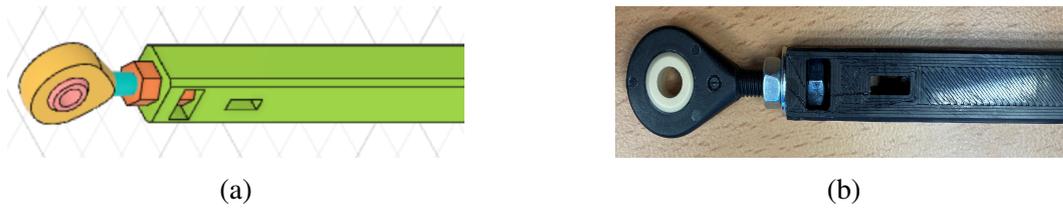


FIGURE 4.9 – Liaison sphérique avec le bras supérieur en (a) modèle CAO et (b) après impression et assemblage.

Une fois que nous avons imprimé et lié le bras supérieur du robot à la liaison sphérique, nous devons maintenant imprimer l'effecteur du robot et chercher une solution pour lier la liaison sphérique à l'effecteur. Pour ce faire, nous avons décidé d'imprimer tout d'abord des petits cylindres creux qui vont être connectés à chaque embout à rotule via des vis. Ces vis vont permettre de fixer la liaison sphérique en utilisant des rondelles et des écrous comme le montre la figure 4.10. En effet, nous ne pouvons pas imprimer l'effecteur en même temps avec les embouts cylindriques parce qu'en impression 3D, les formes cylindriques doivent être réalisées verticalement, c'est à dire que l'axe du cylindre doit être perpendiculaire au plateau pour qu'elles soient bien rondes. Comme l'effecteur va être imprimé verticalement, ça ne sera pas possible d'imprimer les embouts et avoir la même qualité.

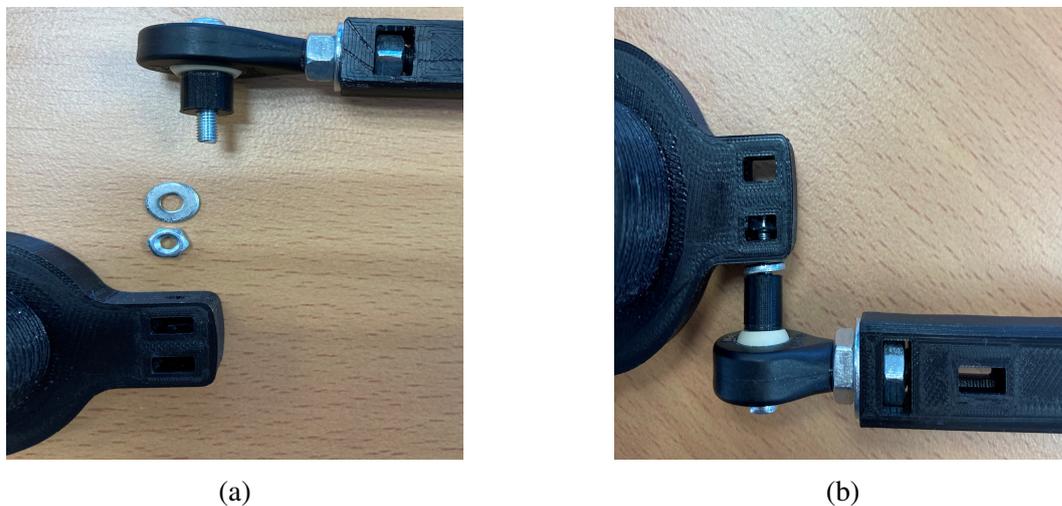


FIGURE 4.10 – Représentation de la liaison sphérique entre l'effecteur et le bras supérieur du robot en (a) démontage et (b) en assemblage.

Maintenant, nous finissons cette partie par présenter les détails d'impression 3D de l'effecteur. Comme le modèle 3D de ce dernier est très compliqué à réaliser avec la technique d'impression 3D vu les différents profils et les contraintes de fabrication. Nous avons décidé de

réaliser un premier prototype adaptable avec le système de mesures expérimentales que nous allons utiliser lors de l'évaluation des performances de notre robot dédié à la curiethérapie. En effet, l'effecteur va être relié aux 6 chaînes cinématiques du robot ainsi qu'être manipulé par l'utilisateur.

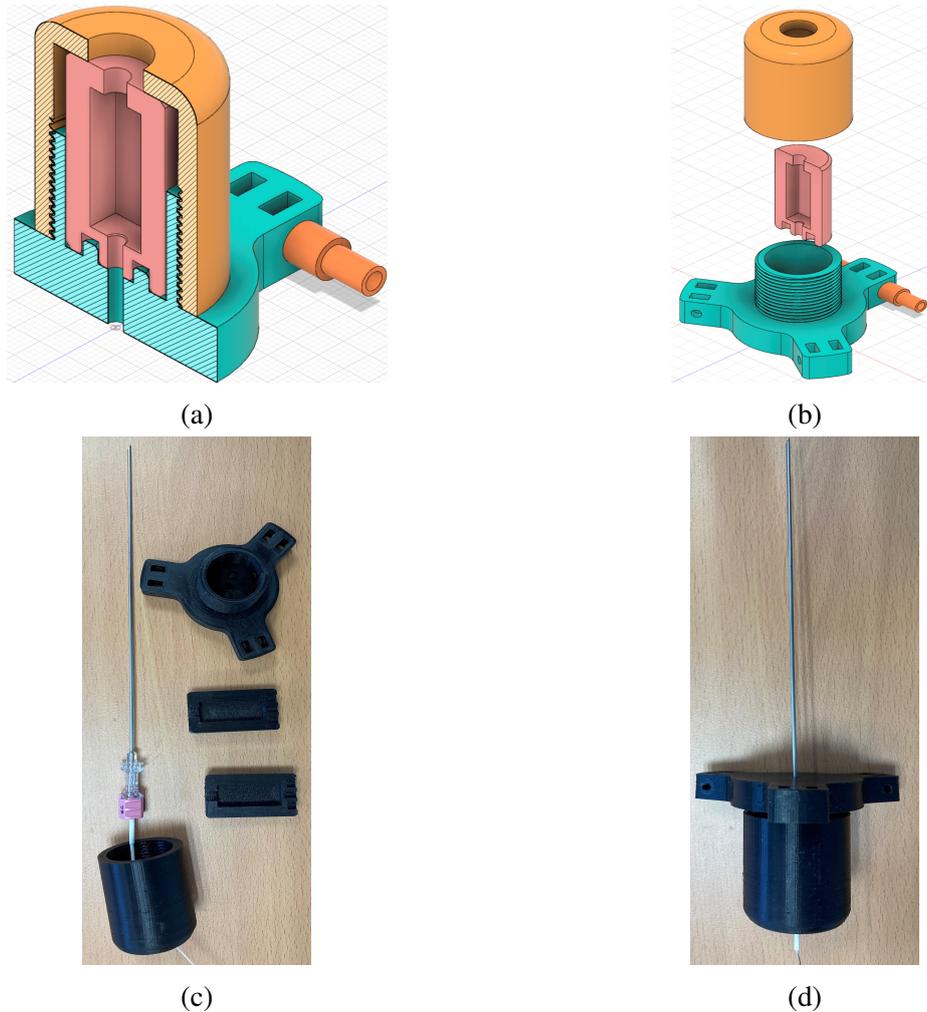


FIGURE 4.11 – Représentation de l'effecteur du robot avec l'aiguille du système de mesures expérimentales. (a) Vue de coupe du modèle 3D de l'effecteur. (b) Présentation des différents composants de l'effecteur. (c) Démontage et (d) assemblage de ces différents composants.

Pour cela, nous avons conçu un effecteur avec un profil triangulaire dont chaque sommet est capable de contenir 2 liaisons sphériques correspondantes à 2 bras supérieurs voisins (voir figure 4.11a). Aussi, nous avons imprimé 2 formes cylindriques de profilé mâle et femelle dont la partie intérieure correspond à l'empreinte de la tête de l'aiguille afin de l'enfermer dedans. Pour permettre à l'utilisateur de déplacer et orienter l'effecteur, nous avons réfléchi à concevoir

une pièce de forme de dôme filetée à l'intérieur et qui sera capable de protéger l'aiguille et assurer un maintien ergonomique. Les pièces imprimées pour avoir l'effecteur du robot sont présentées dans la figure 4.11.

Ainsi, nous avons illustré une description détaillée des étapes et réflexions mécaniques faites pour s'opposer aux contraintes de la technique de l'impression 3D et pouvoir construire un premier prototype de notre robot.

4.2.2 Montage et bilan de l'impression

Une fois que toutes les pièces du robots ont été imprimées, nous devons assembler tous ces composants pour construire le prototype du robot et évaluer concrètement l'adéquation de la solution proposée avec l'application de curiethérapie de la prostate.

L'impression des différents composants du robot a duré au total 33 h 27 min cumulé et le coût du matériel PLA est presque négligeable (27 €) plus le coût de la quincaillerie. Le poids de l'ensemble des pièces de la partie mobile du prototype de robot ne dépasse pas 112 g. L'annexe 2 présente plus de détails sur les résultats d'impression 3D tels que la masse des pièces imprimées, la longueur du fils des bobine de PLA et PVA utilisées ainsi que le temps écoulé et la cotisation de l'impression. La figure 4.12 montre le prototype après assemblage.



FIGURE 4.12 – La structure robotique réalisée avec impression 3D.

4.3 Évaluations expérimentales

4.3.1 Mise en place du banc expérimental

Nous avons construit un banc expérimental afin de pouvoir réaliser nos tests et mesures et évaluer les performances de notre robot. Ce banc expérimental est composé de la structure robotique, des systèmes électroniques (carte électronique, encodeurs, capteurs,...), du localisateur électromagnétique et du logiciel de visualisation. Le banc expérimental intègre également un fantôme de prostate qui sera utilisé pour des tests de mesure de précision du positionnement, d'insertion et d'angulation de l'aiguille lors des différentes étapes de la curiethérapie. Ces différents composants sont présentés avec plus de détails dans la suite de ce chapitre.

4.3.1.1 Fantôme de la prostate

Pour réaliser des mesures d'évaluation et de validation des performances d'un robot développé pour l'assistance en chirurgie, divers protocoles de tests existent suivant le degré de maturation du projet et l'avancement des travaux effectués sur ce robot. Par exemple, les tests peuvent être amenés sur des fantômes, des animaux et des cadavres avant d'être réalisés en contexte clinique dans les blocs opératoires. Pour notre premier prototype, nous avons décidé de réaliser des tests préliminaires sur un fantôme de la prostate déjà établi dans notre laboratoire [95].

Ce fantôme est une structure gélatineuse reproduisant certaines des propriétés mécaniques de la prostate ainsi que l'effet de l'imagerie ultrasonore sur cet organe dans le but de réaliser des mesures dans un environnement proche de celui de la curiethérapie à bas débit de dose de la prostate. Pour ce faire et pour que ça soit plus réaliste, le fantôme de la prostate doit contenir les différents organes (prostate, urètre, rectum...) impliqués dans l'application médicale.

Nous avons essayé en premier lieu de reproduire la forme de la prostate et d'imiter le tissu prostatique. Ainsi, nous avons modélisé cet organe à partir de la segmentation d'une image IRM d'un patient et nous avons construit un modèle 3D en plastique. Ensuite, ce modèle a été utilisé pour élaborer un moule et un contre-moule en plâtre où nous avons coulé dedans le polymère thermoplastique "Polychlorure de vinyle (PVC)". Ce matériau a été choisi vu ses propriétés acoustiques (vitesse de propagation, coefficients d'atténuation, etc.) qui lui permettent d'avoir des caractéristiques similaires à celles du tissu mou. En deuxième lieu, la prostate a été percée avec un cathéter pour imiter l'urètre [119]. En troisième lieu, le fantôme final a été réalisé en suivant les étapes décrites dans la suite. Nous avons mis un tube dans le fond d'une forme

parallélépipède afin d’avoir la cavité du rectum et nous avons coulé une première couche de PVC. Une fois cette couche refroidie, nous avons éliminé le tube pour pouvoir insérer la sonde ultrason et nous avons coulé une deuxième couche de PVC d’une couleur verdâtre de 2-3 mm d’épaisseur pour avoir le plancher rectal. Ensuite, nous avons placé la prostate percée avec le cathéter sur les deux couches. Enfin, nous avons coulé une troisième couche constituée d’une mixture de PVC et 1% de psyllium dans le but de reproduire le bruit en image d’échographie qui est nommé le speckle. Dans le but de différencier l’urètre et la prostate en imagerie ultrason, nous pouvons injecter de l’eau à l’aide d’une seringue. La figure 4.13 montre le fantôme de la prostate final réalisé dans notre laboratoire ainsi que la superposition des différentes couches de PVC.

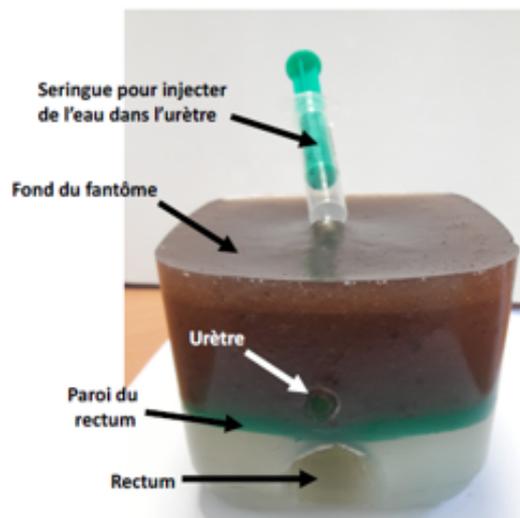


FIGURE 4.13 – Le fantôme de la prostate final [95].

4.3.1.2 Localisateur électromagnétique

Pour la validation expérimentale de l’adéquation de la conception mécanique de la structure robotique et la cinématique du robot, il est important d’intégrer au banc expérimental un système de mesure qui permet à la fois de définir l’espace de travail opérationnel du robot et l’erreur liée au positionnement, insertion et angulation de l’aiguille. La solution de mesure que nous avons exploitée dans le cadre de cette thèse est d’utiliser un système de suivi électromagnétique (voir la figure 4.14). Ce système nommé *Aurora* a été développé par Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada [120]. Il est constitué de 4 composants principaux qui communiquent entre eux et fonctionnent ensemble pour fournir des capacités de suivi d’instruments

"Original Equipment Manufacturer (OEM) " en temps réel ainsi que déterminer avec précision le positionnement et l'orientation de la zone à suivre. Ces composants sont : l'unité de contrôle du système (voir figure 4.14c), l'unité d'interface de capteur (voir figure 4.14b), le générateur de champ électromagnétique (voir figure 4.14d) et l'aiguille contenant un capteur de 6 ddl (voir figure 4.14a).



(a) Capteur 6-ddl



(b) Unité d'interface capteur



(c) Unité de contrôle du système



(d) Générateur de champ

FIGURE 4.14 – Les différents composants du localisateur électromagnétique utilisé comme système de mesure.

Un capteur à 6 ddl a été intégré dans la pointe d'une aiguille similaire à celle utilisée en curiethérapie pour constituer l'instrument à mesurer et à suivre par le localisateur électromagnétique. Cet instrument de calibre 18G et de longueur 150 mm va être fixé directement sur l'effecteur du robot et il va agir en tant que point de localisation, dans le volume de mesure, dont les données de position et d'orientation de la pointe de l'aiguille vont être affichées sur l'interface de visualisation.

Le générateur de champ électromagnétique émet un champ variable de faible intensité dans tout le volume de mesure et une fois que l'aiguille est détectée dans ce volume, les positions et les orientations sont calculées et peuvent être suivies. Pour nos expériences, nous avons travaillé avec un générateur de champ polyvalent de type planaire qui permet d'avoir de nombreuses possibilités de montage afin d'être facilement positionné dans le banc expérimental sans entraver l'espace de travail physique disponible. Ce générateur possède un volume de mesure cubique de dimensions $500 \times 500 \times 500 \text{ mm}^3$ et il a été monté et fixé sur un bras de montage permettant une manoeuvrabilité flexible.

L'aiguille intégrant le capteur est connectée directement à l'unité d'interface de capteur qui permet d'amplifier et convertir les signaux provenant du capteur 6 ddl, après il les envoie à l'unité de contrôle du système.

L'unité de contrôle du système est un dispositif possédant plusieurs rôles. Il contrôle le générateur de champ, collecte les informations de l'unité d'interface du capteur, calcule la position et l'orientation de chaque capteur et communique avec l'ordinateur hôte pour afficher les différentes données au sein de l'interface de simulation ou de visualisation.

Les précisions de positionnement et d'orientation du localisateur électromagnétique sont respectivement de 0,7 mm et 0,2°.

4.3.1.3 Dispositifs électroniques

A part le fantôme de la prostate et le localisateur électromagnétique, nous avons intégré des dispositifs électroniques dans le banc expérimental. Ces dispositifs se constituent principalement d'une carte électronique et de plusieurs encodeurs qui vont être installés directement sur le support des bras inférieurs et liés aux articulations rotatives. Ces encodeurs vont permettre de déterminer en temps réel les valeurs des angles θ_i lors du déplacement de l'effecteur.

Nous avons choisi de travailler avec des encodeurs de type AMT203 développés par la société CUI Devices, Lake Oswego, USA [121], car ce sont des encodeurs absolus de haute précision, avec une erreur de résolution de 0.2°, produisant des informations de la position angulaire absolue sur 12 bits et donc la possibilité d'avoir 4096 positions angulaires. Ces informations sont communiquées avec les autres dispositifs via la communication de type "Serial Peripheral Interface" (SPI). En plus, l'encodeur AMT203 permet de régler numériquement l'alignement de la position zéro et il est inclus dans un boîtier compact ayant une conception optimisée dans le but de simplifier le processus d'assemblage et réduire ainsi les tâches fastidieuses de montage.

Comme expliqué précédemment, les informations angulaires sont communiquées via SPI qui est un bus de données série synchrone basé sur l'activation du principe de communication maître-esclave où le maître contrôle la transmission des données. Ce bus de communication utilise quatre signaux logiques dont un signal d'horloge (SCK), un de sélection de l'esclave (CSB), un Input Esclave (MOSI) et un Output Esclave (MISO).

La transmissions des données entre le maître et l'esclave se fait quand le maître active l'horloge et sélectionne l'esclave avec qui il veut communiquer par l'utilisation du signal CSB puis l'esclave répond aux requêtes du maître.

Notre encodeur est conçu pour fonctionner avec une liaison SPI haut débit, en mode full duplex. Il est doté de plusieurs pins qui permettent principalement l'alimentation et l'établissement

de la liaison de la communication SPI. Comme nous avons six bras inférieurs, nous aurons besoin d'installer six encodeurs et chacun sera lié à une articulation rotative. Ces encodeurs vont jouer le rôle des esclaves. Cela implique que nous avons besoin d'hôte pour jouer le rôle du maître et pour émettre des commandes et lire les données aussi rapidement que nécessaire.

Nous avons choisi de travailler avec une carte électronique *Arduino* (le maître) vu que cette carte est souvent utilisée pour les applications configurant des communications SPI. Cependant, cette carte comporte qu'un seul pin pour le SCK, un seul pin pour le MOSI et un seul pin pour le MISO. Cela ne permettra pas de connecter tous les encodeurs à la même carte. Nous devons donc passer par un dispositif intermédiaire qui collecte les différents pins de SCK, MOSI et MISO de tous les encodeurs pour avoir que trois liaisons sur la carte pour la configuration du bus de la communication et six liaisons pour la sélection des esclaves. Ainsi, nous avons réalisé un circuit imprimé qui permet, d'une part, d'assurer cette fonction et, d'autre part, de réduire le nombre de fils et de connexions électriques dans le banc expérimental (voir figure 4.15).

Après l'installation de ces matériels, nous avons écrit deux programmes pour la carte *Arduino*. Le premier permet la configuration de la mise à zéro des positions angulaires des différents encodeurs. Cette configuration est faite lorsque les bras inférieurs du robot sont complètement pliés parallèlement à la base fixe. Le deuxième programme permet d'établir la communication SPI et donc de lire en temps réel les différents angles de chaque encodeur. Ce programme commence tout d'abord par définir tous les pins utilisés et configurer les paramètres de la communication. Ensuite, il lit les positions angulaires pour chaque encodeur. Après, ces valeurs récupérées en décimal sont converties en binaire puis en degrés.

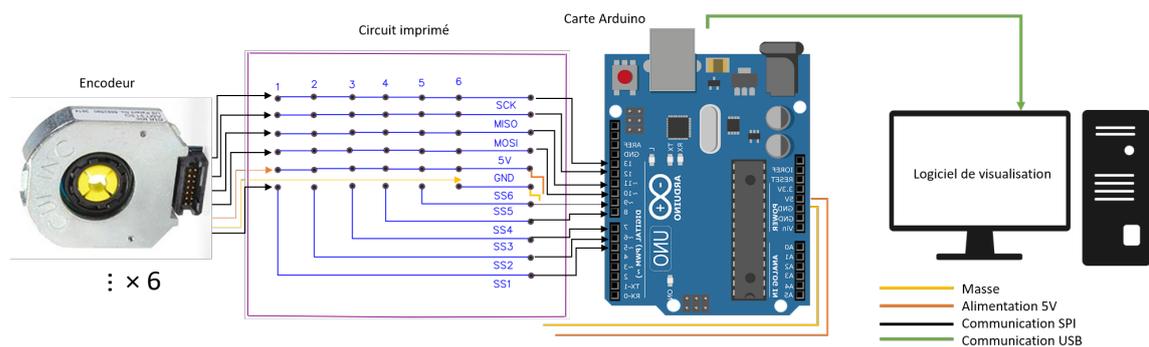


FIGURE 4.15 – Établissement de la communication SPI entre les encodeurs, les dispositifs électroniques et le logiciel de visualisation

4.3.1.4 Logiciel de visualisation

Pour l’affichage de déplacement de l’aiguille et pour le traitement des résultats des mesures expérimentales, nous avons développé au sein de notre laboratoire un logiciel en utilisant *Python* comme langage de programmation. Ce logiciel a trois fonctions principales.

La première consiste à extraire les données relatives à la pose (position et orientation) de la pointe de l’aiguille déterminées par le localisateur électromagnétique. Ces données sont affichées sur une interface de visualisation qui montre les déplacements de l’aiguille sur une vue de face et une vue de coté. Ces deux vues correspondent au déplacement de l’aiguille dans le plan sagittal et coronal de la prostate (voir figure 4.16).

- 1: Fantôme de prostate
- 2: Générateur de champ
- 3: Unité d’interface capteur
- 4: Unité de contrôle du système
- 5: Capteur 6-ddl
- 6: Encodeur
- 7: Carte Arduino
- 8: Circuit imprimé
- 9: Logiciel de visualisation
- 10: Prototype

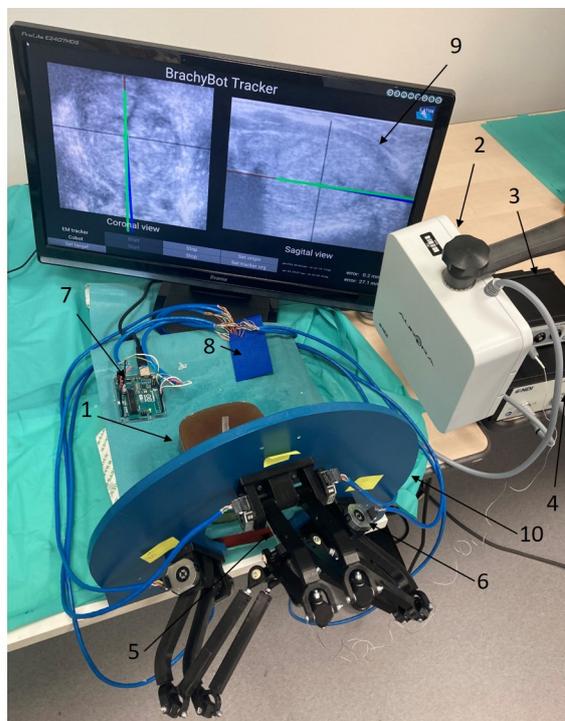


FIGURE 4.16 – Le banc expérimental installé dans notre laboratoire est composé de la structure robotique sur laquelle sont fixés les encodeurs, le localisateur électromagnétique, le fantôme de la prostate, les dispositifs électroniques et le logiciel de visualisation.

La deuxième fonction permet de transférer les données sur les positions angulaires de chaque encodeur par le port série de l’*Arduino* vers l’ordinateur puis de les utiliser comme variables d’entrées pour calculer le modèle géométrique et cinématique et déterminer la pose de l’effecteur du robot. Cette pose est affichée sur la même interface de visualisation avec les informations transmises par le localisateur électromagnétique. Les données des encodeurs sont

transmises au logiciel suivant une vitesse d'acquisition et de transmission assurant une bonne synchronisation entre les différents matériels. Le calcul de la cinématique du robot se fait en boucle pour permettre d'afficher en temps réel le déplacement et l'orientation de l'aiguille sur l'interface de visualisation.

La troisième fonction du logiciel permet à l'utilisateur de fixer un premier point cible du bout de l'aiguille et de calculer l'erreur entre la cible et la pose courante de l'aiguille via la formule suivante :

$$\epsilon = \sqrt{\epsilon_x^2 + \epsilon_y^2 + \epsilon_z^2} \quad (4.1)$$

ϵ_x , ϵ_y et ϵ_z sont respectivement l'erreur de positionnement sur l'axe x, l'axe y et l'axe z. La figure 4.16 montre le banc expérimental monté dans notre laboratoire et regroupant les différents composants présentés dans cette section (localisateur électromagnétique, fantôme de la prostate, dispositifs électroniques et logiciel de visualisation). Nous pouvons voir sur cette figure l'interface de visualisation de notre logiciel qui regroupe l'affichage, sur le plan sagittal et coronal, de l'aiguille détectée par le localisateur électromagnétique (ligne en bleu) et l'aiguille conçue après le calcul de la cinématique du robot (ligne en vert) ainsi que la pose de chacune d'eux.

4.3.2 Mesures et résultats expérimentaux

Dans un premier temps, nous avons essayé de mesurer l'espace de travail (translation et orientation) atteignable par l'effecteur de robot afin de valider la conception mécanique de la structure robotique. Dans un second temps, nous avons évalué la capacité du robot à manipuler avec l'opérateur pour insérer l'aiguille via un retour visuel. Finalement, nous avons réalisé des mesures de positionnement de l'aiguille sur la surface du fantôme, des mesures d'angulation de l'aiguille sur les 3 axes et des mesures d'insertion à travers le fantôme. Cela permettra de déterminer l'erreur de positionnement, de l'angulation et de l'insertion du robot et donc de vérifier la cinématique du robot.

4.3.2.1 Mesures de l'espace de travail atteignable

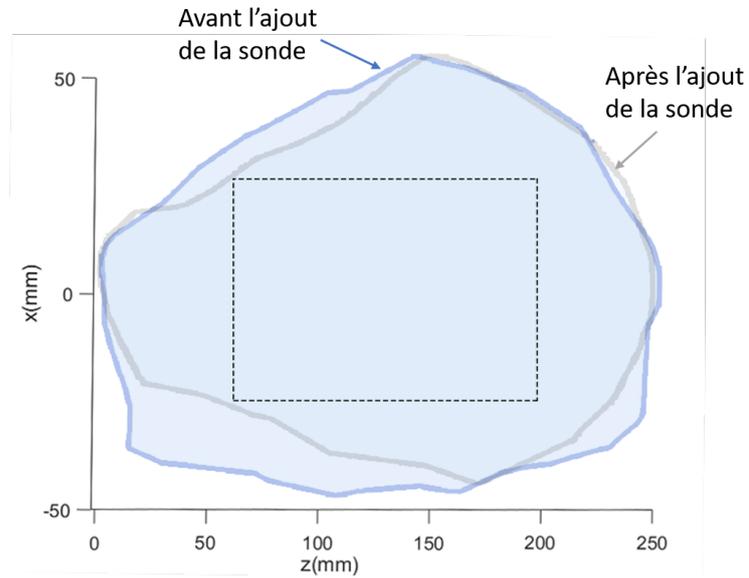
La mesure de l'espace de travail atteignable par l'effecteur du robot présente une étape primordiale dans l'évaluation de la pertinence de notre prototype. En effet, il faut que le robot couvre un espace de travail au moins égale à celui spécifié dans le deuxième chapitre (volume de $55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$) pour atteindre toutes les positions dans la prostate. Les études de simulation et le calcul théorique de l'espace de travail du robot ont confirmé que le modèle 3D

conçu permet de répondre aux spécifications de la curiethérapie de la prostate en terme d'espace de travail. Cependant, au cours de cette étude théorique, certaines contraintes de l'application médicale et certains enjeux liés à l'architecture mécanique du robot ne pouvaient pas être pris en considération. Par exemple, nous n'avons pas modélisé les limites de rotation relatives aux liaisons sphériques et aux joints universels ainsi que nous n'avons pas pris en compte la présence de la sonde endorectale qui affecte probablement l'espace de travail du robot et présente une source de collision à éviter. Nous allons donc mesurer expérimentalement l'espace de travail opérationnel (translation et orientation) du robot en présence des conditions réelles et en utilisant le localisateur électromagnétique.

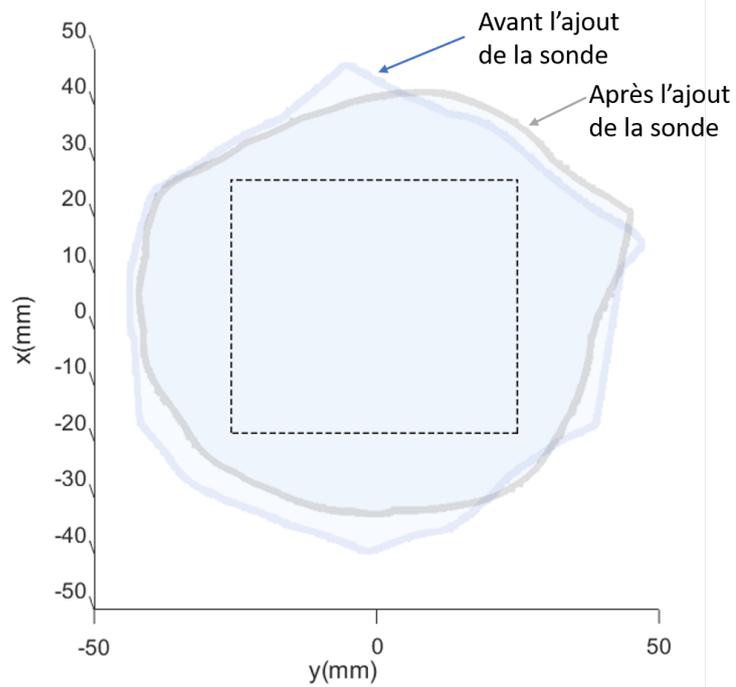
Premièrement, nous avons réalisé des mesures sans introduire la sonde endorectale. Deuxièmement, nous avons réalisé les mêmes mesures mais cette fois-ci en rajoutant la sonde endorectale dans le banc expérimental. L'espace de travail translationnel est mesuré comme suit. Initialement, nous avons essayé de déplacer l'effecteur dans toutes les directions jusqu'aux extrémités de ses positions atteignables dans le volume opérationnel en évitant les positions de singularité. Ensuite, les coordonnées de chacune de ces positions sont enregistrées avec le localisateur électromagnétique dans le fichier texte ligne par ligne. Finalement, l'espace de travail du robot est reconstruit avec *MATLAB* en utilisant les coordonnées du nuage des points stockées dans le fichier texte. Les résultats permettent d'avoir une comparaison qualitative entre le volume obtenu sans l'insertion de la sonde endorectale et celui obtenu avec l'ajout de la sonde endorectale et donc de juger l'aptitude de la structure robotique à assurer un espace de travail suffisant en présence des contraintes réelles.

La figure 4.17 regroupe des vues de coupe du plan xy et du plan xz de l'espace de travail mesuré sans et avec l'insertion de la sonde endorectale et de l'espace requis par le cahier de charge du robot. Pour l'espace de travail reconstruit sans l'ajout de la sonde, nous constatons que le volume parcouru par l'effecteur est équivalent à 1800 cm^3 qui correspond à 75% du volume théorique calculé qui est égal à 2400 cm^3 . Cela s'explique par le fait que nous n'avons pas pris en compte les contraintes mécaniques liées à la limite de rotation des liaisons sphériques et des joints universels ainsi que les risques de collision entre les bras eux-même et entre les bras inférieurs et la base du robot.

Pour l'espace de travail reconstruit après l'ajout de la sonde endorectale, nous remarquons que le volume parcouru par l'effecteur est équivalent à 1500 cm^3 qui correspond à 62% du volume théorique. Si nous comparons ce résultat au volume reconstruit sans la présence de la sonde endorectale, nous constatons que l'espace de travail du robot a été un peu influencé par l'ajout de la sonde surtout au niveau de la partie inférieure où nous voyons une réduction



(a) plan xz



(b) plan xy

FIGURE 4.17 – Résultats des mesures expérimentales du volume opérationnel du robot avant (zone bleue) et après (zone grise) l'ajout de la sonde ultrason. La forme en pointillés correspond au volume requis par l'application médicale.

du volume mesuré après l'insertion de la sonde. Cela est expliqué par le fait que la sonde ultrason est introduite dans le rectum et installée près de la plateforme fixe du robot ce qui limite le déplacement de l'effecteur du robot pour atteindre des configurations proches de la base. Cependant, cette réduction de volume n'agit pas sur la pertinence de la conception mécanique de notre robot étant donné que, dans le contexte clinique, la prostate d'un patient qui est installé sur la table opératoire en position de lithotomie se situe dans la partie supérieure de l'espace de travail du robot. Dans les deux cas, l'effecteur du robot couvre tout le volume de la prostate du patient sans atteindre des positions de singularité ou/et être contraint par les éléments présents dans le bloc opératoire.

En guise de conclusion, d'après les résultats présentés sur la figure 4.17, nous pouvons confirmer que la conception mécanique de notre structure robotique permet de fournir un espace de travail qui est supérieur au volume de taille $55 \times 55 \times 55 \times 150 \text{ mm}^3$ requis pour la procédure de curiethérapie. Même en présence des contraintes mécaniques et des conditions réelles du déroulement de l'application médicale, l'espace de travail en translation du prototype est conforme.

Une fois que nous avons mesuré l'espace de travail en translation du robot, nous passons maintenant à la mesure de l'espace de travail en orientation. Pour ce faire, nous avons placé tout d'abord l'effecteur du robot à une position repère initiale qui correspond au centre de la base fixe et nous avons enregistré les coordonnées angulaires délivrées par le localisateur électromagnétique relatives à cette position. Après, nous avons mesuré la rotation possible autour des 3 axes. Comme la rotation de l'effecteur est dépendante de plusieurs paramètres (positions des bras, collisions, limites de rotation des liaisons sphériques et des joints universels, etc), nous avons essayé de la mesurer pour différentes positions le long de l'axe de l'insertion de l'aiguille. Le tableau 4.1 montre les résultats obtenus pour l'angle de tangage, l'angle de roulis et l'angle de lacet lors de l'orientation de l'effecteur par rapport à la position repère du localisateur électromagnétique pour différentes positions de profondeur. Notons que la position de profondeur $z=0 \text{ mm}$ correspond au point O qui présente le centre de la plateforme fixe du robot.

Les valeurs expérimentales minimales correspondant aux angles de roulis, de tangage et de lacet que nous pouvons avoir avec notre prototype sont respectivement de 29° , 48° et 67° . Ces résultats confirment aussi que le choix de notre solution robotique permet d'assurer des angles de tangage et de lacet supérieurs à un angle de rotation de 15° requis pour l'assistance de la procédure de curiethérapie de la prostate défini dans les spécifications liées à l'espace de travail du robot. Par conséquent, la structure robotique permettra au chirurgien d'atteindre n'importe quelle position dans la prostate et éviter les interférences avec l'arc pubien. Elle assure aussi une

TABLE 4.1 – Valeurs expérimentales de la rotation de l’effecteur autour des 3 axes pour différentes profondeurs d’insertion de l’aiguille

z=	250mm	180mm	120mm	60mm	10mm
Roulis : $\gamma(^{\circ})$	32	37	37	29	47
Lacet : $\beta(^{\circ})$	67	124	161	100	72
Tangage : $\alpha(^{\circ})$	57	57	74	61	48

rotation suffisante de l’aiguille autour de son axe ce qui permet de minimiser la déformation de l’aiguille et des tissus lors de la phase de l’insertion.

En ce qui concerne l’espace de travail opérationnel du robot (translation et orientation), nous pouvons déduire d’après les mesures réalisées avec notre prototype que les spécifications définies précédemment ont été respectées. L’architecture du robot et le choix de la configuration optimale des dimensions des différentes pièces mécaniques peuvent être validés pour l’assistance du chirurgien en curiethérapie. Nous passons maintenant à l’évaluation de la capacité du robot à comanipuler avec l’opérateur pour insérer l’aiguille via un retour visuel. Aussi, nous évaluerons la cinématique du robot par le calcul des erreurs liées au positionnement du bout de l’aiguille, son angulation autour des 3 axes et son insertion dans le fantôme de la prostate.

4.3.2.2 Mesures des erreurs de placement de l’aiguille via un retour visuel

Dans cette expérience, nous allons utiliser le localisateur électromagnétique, le fantôme de la prostate et le logiciel de visualisation pour mesurer l’erreur de placement de la pointe de l’aiguille par l’opérateur par retour visuel délivré par le logiciel de visualisation. En effet, le but de cette expérience est d’évaluer la capacité du robot à assister le chirurgien dans le placement de l’aiguille au point d’entrée et puis son insertion dans le fantôme. Comme nous n’avons pas développé la loi de commande de notre robot à ce stade, le seul moyen est de le faire avec un retour visuel.

Pour cela, nous avons fixé, dans un premier temps, un marquage d’une grille témoin sur la surface du fantôme où nous avons défini 9 points de coordonnées respectives en mm (voir figure 4.18) : A(0,0,180) ; B(0,-30,180) ; C(0,30,180) ; D(30,-30,180) ; E(30,0,180) ; F(30,30,180) ; G(-30,-30,180) ; H(-30,0,180) ; I(-30,30, 180). Ce marquage de la grille témoin va nous aider à définir les limites de la région à couvrir pour positionner la pointe de l’aiguille à plusieurs points d’entrées sur la surface du fantôme. Dans un second temps, nous avons inséré l’aiguille jusqu’à une profondeur quelconque et arbitraire et nous avons défini une position cible à l’aide

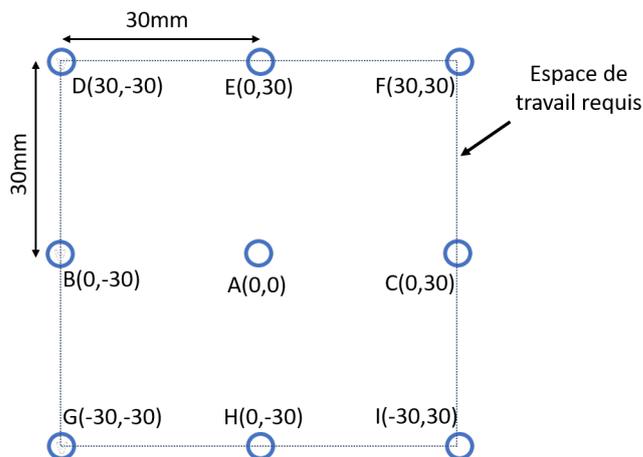


FIGURE 4.18 – Marquage des points de positionnement sur la grille témoin

du logiciel de visualisation. Ensuite, nous avons ressorti l’aiguille et nous l’avons réinsérée dans le but de retourner à cette position cible uniquement par l’aide visuelle et après, nous avons mesuré l’erreur de placement de l’aiguille. Cette expérience a été faite par 14 opérateurs et chaque opérateur répète le même protocole pour les 9 points d’entrées de la grille témoin.

TABLE 4.2 – Erreur moyenne calculée pour tous les opérateurs pour chaque point de la grille témoin

Points	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Erreur moyenne (mm)	0.807	0.728	0.742	0.628	0.635	0.764	0.7	0.742	0.664

Le tableau 4.2 présente les valeurs d’erreur moyenne calculées pour tous les opérateurs pour chaque point de la grille témoin. D’après ce tableau, l’erreur moyenne de placement de l’aiguille par l’opérateur par retour visuel varie entre 0,628 mm et 0,807 mm. La moyenne globale de tous les opérateurs pour les 9 points d’entrées est de 0,7 mm. Ces résultats nous permettent de dire que notre solution robotique peut aider le chirurgien à placer les grains avec une précision < 1 mm seulement en considérant un retour visuel via l’information courante de l’aiguille dans la prostate. Aussi, nous constatons qu’il n’y a pas un écart notable entre les différents opérateurs ce qui justifie que le robot peut être utilisé par différentes personnes.

4.3.2.3 Mesures des erreurs de placement par le modèle géométrique

L'intervention de la curiethérapie se fait en deux étapes : la première consiste à positionner l'aiguille sur la surface transpérinéale du patient (avec ou sans angulation) et la deuxième consiste à l'insérer dans la prostate. Nous devons évaluer la cinématique de notre robot et sa capacité à réaliser ces deux étapes en effectuant des mesures pour déterminer les erreurs liées au positionnement de l'aiguilles, son angulation autour des 3 axes et son insertion dans le fantôme de la prostate. Pour ce faire, nous allons utiliser le logiciel que nous avons développé dans notre laboratoire pour déterminer l'estimation de la pose du bout de l'aiguille pour chaque ensemble d'angles relevés par les encodeurs. Ces estimations vont être comparées à la pose de la pointe de l'aiguille évaluée par le localisateur électromagnétique. Ainsi, cela nous permet d'estimer la capacité de retrouver la pose de l'aiguille dans la prostate uniquement avec le modèle du robot et les encodeurs. En effet, en pratique, le localisateur électromagnétique ne peut pas être utilisé à cause des perturbations des objets environnants.

Mesures des erreurs de positionnement

Pour mesurer les erreurs de positionnement de la pointe l'aiguille sur la surface du fantôme, nous avons choisi le point A comme point du centre du repère du robot (voir figure 4.18) et nous avons enregistré les coordonnées de la pose de la pointe de l'aiguille délivrée par le localisateur électromagnétique pour effectuer un changement de repère et déterminer toutes les mesures relativement au repère du robot. Après, nous avons positionné manuellement l'aiguille sur un point de la grille témoin, placée à la surface du fantôme, et nous avons défini une position cible à l'aide du logiciel de visualisation. Pour cette position cible, nous avons stocké les coordonnées de la pointe de l'aiguille délivrées par le localisateur électromagnétique. Ces deux dernières opérations sont répétées pour tous les points de la grille témoin. Finalement, nous avons essayé de repositionner l'aiguille sur la surface du fantôme pour atteindre les différentes positions cibles comme précédemment, mais à la différence qu'ici nous avons relevé l'erreur de positionnement entre la pose de la cible mesurée par le localisateur et celle calculée via les encodeurs et le modèle du robot.

Nous avons présenté sur la figure 4.19 les positions cibles déjà définies à l'aide du logiciel de visualisation comme points d'entrées sur le fantôme et les erreurs de positionnement liées au calcul de l'estimation de la pose du robot. Sur cette figure, les différentes mesures d'erreur ont été illustrées avec des cercles de différentes tailles proportionnelles à la valeurs de l'erreur mesurée relativement à la position cible.

Le tableau 4.3 présente l'erreur minimale, maximale et moyenne du positionnement de l'ai-

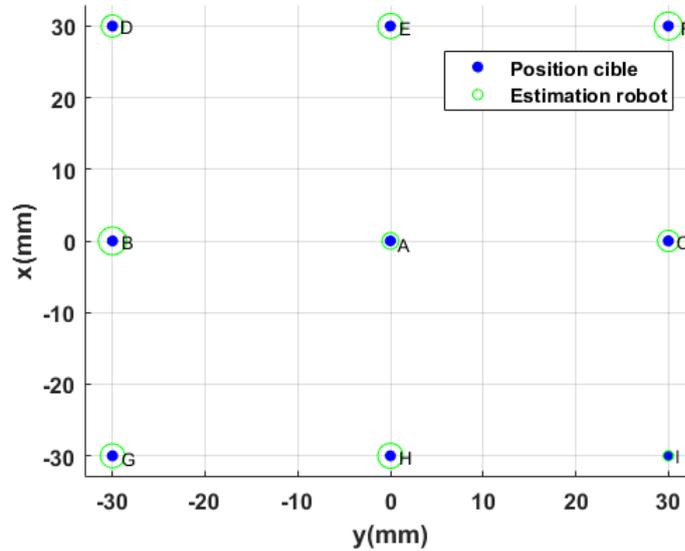


FIGURE 4.19 – Erreurs de positionnement de la pointe de l’aiguille mesurées à l’aide du logiciel de visualisation entre les positions cibles (points en bleu) déjà prédéfinies sur la surface du fantôme et les poses déterminées par le calcul de la cinématique du robot (cercles en vert).

guille sur la surface du fantôme pour l’estimation de la pose du robot. Nous pouvons constater ici que l’erreur moyenne du positionnement de la pointe de l’aiguille par l’estimation du calcul de la cinématique du robot est de 2.4 mm. Elle peut atteindre au mieux 1.1 mm et au pire 3 mm. Nous pouvons tirer de cette expérience que les erreurs sur les bords de l’espace du travail sont plus importantes. Cela est causé par les frottements et les erreurs d’impression 3D des différents composants. En effet, quand l’effecteur est déplacé jusqu’aux limites du plan de positionnement de l’aiguille, les liaisons passives, d’au moins une paire de bras voisins, sont approximativement dans un blocage mécanique intensifié par la présence des frottements.

TABLE 4.3 – Erreurs de positionnement de la pointe de l’aiguille sur le plan d’entrée du fantôme entre la pose des points cibles mesurée par le localisateur électromagnétique et l’estimation de la cinématique du robot

	erreur minimale (mm)	erreur maximale (mm)	erreur moyenne (mm)
Estimation du robot	1,1	3	2,4

Les résultats théoriques de l’implémentation de l’algorithme du calcul du modèle géométrique direct, présentés dans la section 2.4.3, montrent que l’erreur théorique du positionne-

ment de la pointe de l'aiguille à la surface transpérinéale varie entre 0,02 mm et 1,4 mm et en moyenne elle est égale à 0,86 mm. Cette différence entre les résultats théoriques et expérimentaux est causée par plusieurs facteurs comme la paramétrisation manuelle des encodeurs pour définir la position zéro, les erreurs de résolution des encodeurs, les limitations de l'impression 3D, le calcul approximatif avec la méthode de Newton-Raphson, etc. Cependant, ces résultats nous permettent de dire que notre robot est fiable pour l'assistance au positionnement de l'aiguille à la surface transpérinéale vu que les erreurs sont inférieures à 3 mm et restent meilleures aux erreurs de la méthode conventionnelle. Notons ici qu'avec les améliorations qui peuvent être apportées au prototype et l'ajout de la loi de commande, ces erreurs seront bien évidemment améliorées.

Mesures des erreurs d'insertion

Une fois que nous avons déterminé les erreurs de positionnement, nous allons maintenant répéter le protocole expérimental établi dans le paragraphe précédent sauf que cette fois-ci nous allons calculer les erreurs de placement de l'aiguille pour différentes profondeurs dans la prostate pour imiter l'insertion de l'aiguille tout au long de l'organe. Pour ce faire, pour chaque point d'entrée sur le plan de ponction de la prostate, nous avons défini des positions cibles à des profondeurs différentes espacées de 10 mm l'une de l'autre. Ensuite, nous avons relevé les erreurs indiquées par le localisateur électromagnétique et l'estimation de la cinématique du robot relativement aux positions cibles. Notons ici que pour chaque point cible, l'aiguille est ressortie du fantôme et réinsérée. Sur la figure 4.20, nous avons présenté les erreurs d'insertion mesurées par le localisateur électromagnétique (illustrées par des carreaux en rouge) et par le calcul de la cinématique du robot (illustrées par des étoiles en vert) pour le point d'entrée A à différentes profondeurs d'insertion dans le fantôme de la prostate. La précision d'insertion mesurée par rapport aux positions cibles révèle une erreur moyenne de 0,73 mm et 0,78 mm pour respectivement le localisateur électromagnétique et l'estimation du calcul de la cinématique du robot.

Ces erreurs relevées expérimentalement sont causées par la déformation de l'aiguille une fois qu'elle est insérée dans le fantôme de la prostate. En effet, lorsque l'aiguille perce le fantôme, des forces de découpe seront appliquées sur elle ce qui engendre la déformation de sa trajectoire. Ces erreurs peuvent être réduites en proposant une loi de commande qui prend en compte la déformation élastique de l'aiguille lors de la traversée des tissus humains.

Pour résumer, les deux expériences réalisées ont validé la capacité de notre robot à assister le chirurgien dans la phase de positionnement ainsi que dans la phase d'insertion. Les différentes

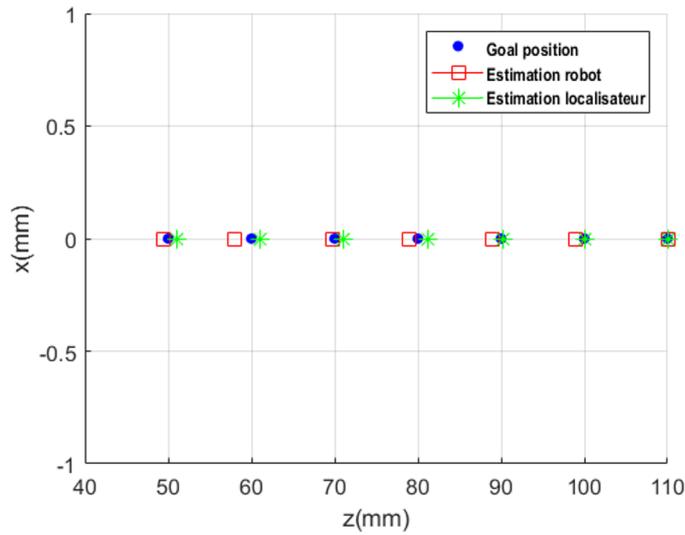


FIGURE 4.20 – Erreurs d’insertion de la pointe de l’aiguille mesurées à l’aide du logiciel de visualisation, pour le point d’entrée A, entre les positions cibles déjà prédéfinies (points en bleu) et les poses déterminées par le localisateur électromagnétique (étoiles en vert) et par le calcul de la cinématique du robot (carreaux en rouge).

mesures d’erreurs de positionnement et d’insertion ont permis de vérifier expérimentalement la cinématique du robot. Nous avons une erreur de positionnement inférieure à 3 mm et une erreur d’insertion inférieure à 1 mm, ce qui montre que l’utilisation des robots pour l’assistance en curiethérapie de la prostate permet d’améliorer la précision de placement de la pointe de l’aiguille en comparaison à la méthode manuelle conventionnelle.

Mesures des erreurs d’angulation

Pour mesurer les erreurs d’angulation autour des 3 axes, nous avons positionné la pointe de l’aiguille perpendiculairement aux points d’entrées de la grille témoin fixée sur la surface du fantôme. Ensuite, nous avons enregistré les valeurs d’angles délivrées par le localisateur électromagnétique. Ces valeurs vont servir comme valeurs initiales des rotations de l’aiguille autour des 3 axes. Après, nous avons réalisé manuellement l’angulation de l’aiguille jusqu’à des valeurs d’angle cibles et nous avons enregistré l’erreur entre ces valeurs et les valeurs indiquées par le calcul de l’estimation de la cinématique du robot. Cette expérience est faite pour tous les points d’entrées et pour des valeurs cibles de 5°, 10° et 15° pour l’angle de tangage, de lacet et de roulis. Les erreurs d’angulation représentées dans le tableau 4.4 varient entre 0.16° et 0.66° et elles sont causées par les erreurs d’estimation de la pose de la pointe de l’aiguille basée sur les positions angulaires délivrées par les encodeurs.

TABLE 4.4 – Valeurs de l’erreur d’angulation du robot autour des 3 axes de rotation

	5°	10°	15°
Roulis : $\gamma(^{\circ})$	0.16	0.25	0.3
Lacet : $\beta(^{\circ})$	0.5	0.5	0.68
Tangage : $\alpha(^{\circ})$	0.3	0.5	0.66

4.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté tout d’abord les modifications et les réflexions apportées au modèle 3D pour pouvoir imprimer les pièces composant le robot avec la technique de l’impression 3D et construire un premier prototype capable de réaliser des mesures et des tests expérimentaux. Ensuite, nous avons fourni une description détaillée sur les dispositifs qui nous ont permis d’avoir un banc expérimental dans notre laboratoire qui simule les conditions réalistes du bloc opératoire. Finalement, nous avons décrit les différents tests réalisés pour valider, d’une part, l’espace de travail opérationnel de l’effecteur et, d’autre part, pour mesurer les erreurs de positionnement de la pointe de l’aiguille, de son angulation et son insertion dans le fantôme. Cela nous a permis d’avoir une idée sur l’adéquation de la conception mécanique de notre structure robotique avec les exigences des spécifications de la curiethérapie de la prostate et sur l’exactitude du calcul de la cinématique de notre robot.

Les résultats préliminaires sont encourageants dans l’ensemble et nous ont permis de soulever plusieurs observations qui vont nous aider à améliorer les performances de notre robot. Les erreurs moyennes de positionnement de notre robot sont de 2,4 mm, les erreurs d’insertion sont de 0,78 mm et les erreurs d’angulation varient entre 0,16° et 0,66°.

Dans le prochain chapitre, nous allons résumer et discuter sur les travaux réalisés au cours de cette thèse et nous allons présenter les perspectives et les travaux futurs qui peuvent être envisagés pour améliorer cette première version du robot.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le cancer de la prostate représente le cancer le plus fréquemment diagnostiqué et le 4^{ème} le plus mortel chez l'homme dans le monde en 2020. Plusieurs types de traitements peuvent être proposés selon le stade d'avancement du cancer et l'état du patient. Parmi ces modalités de traitements, la curiethérapie à faible débit de dose de prostate présente le traitement de référence pour les cancers de la prostate à faible risque et à risque intermédiaire. C'est un traitement qui vise à placer localement à proximité de la tumeur des grains radioactifs dans le but d'irradier les cellules tumorales tout en minimisant l'exposition des organes et tissus sains environnants aux rayonnements. C'est une technique efficace de temps de récupération relativement court et à faible toxicité comparée à d'autres traitements comme la prostatectomie et la chirurgie. Quoique les résultats de suivi post-opératoire obtenus par ce traitement révèlent un bon pronostic, les effets secondaires (urinaire, sexuel, etc.) sont importants. Ces effets sont principalement dus aux erreurs de positionnement des grains radioactifs dans la prostate causées par le placement manuel de la dose radioactive et la difficulté du geste chirurgical.

Les campagnes de sensibilisation et les outils de diagnostic utilisés à nos jours ont permis de favoriser la détection anticipée des petites masses tumorales localisées dans la prostate ce qui encourage logiquement l'utilisation de la technique de curiethérapie pour traiter les cancers de la prostate à stade précoce. Dans certains cas, des patients avec des cancers très localisés sont placés sous surveillance active au lieu de recevoir un traitement curatif de curiethérapie à cause des effets secondaires. Pour cela, il est indispensable de chercher des solutions qui permettent d'améliorer ce traitement et de réduire au maximum l'endommagement des tissus sains et fonctionnels à l'intérieur et à l'extérieur de l'organe pour améliorer la qualité de vie du patient.

Pour pallier les inconvénients de la curiethérapie de la prostate, plusieurs solutions robotiques qui visent à reproduire le geste chirurgical et améliorer la précision de l'intervention manuelle ont été proposées. Bien que ces robots ont montré des bons résultats sur la précision du placement des grains radioactifs dans des fantômes de la prostate, ils n'ont pas été concrètement utilisés dans le contexte clinique. Ces solutions robotiques souffrent de plusieurs problèmes

communs limitant leur déploiement en bloc opératoire. Ces problèmes sont principalement liés en premier lieu à l'encombrement des robots qui n'est pas compatible et conforme avec l'espace disponible dans les salles opératoires standards. En deuxième lieu, ils sont liés à l'installation et la mise en place difficile du robot sous les jambes du patient qui nécessitent l'intervention des ingénieurs et/ou des techniciens. En troisième lieu, ils sont liés à l'interaction entre le robot et le chirurgien. En effet, tous les robots proposés dans la littérature sont automatiques ou semi-automatiques ce qui soulève des points d'interrogation sur le rôle du chirurgien et l'acceptabilité par le personnel médical. Finalement, ces robots ne prennent pas en considération les conditions de stérilisation et de décontamination utilisées en routine clinique.

Le challenge majeur est de proposer un robot qui permet, d'une part, de reproduire le geste chirurgical de la curiethérapie de la prostate tout en améliorant la précision du placement des grains radioactifs dans l'organe et, d'autre part, de résoudre les problèmes cités ci-dessus tout en respectant les spécifications et les exigences liées à l'application médicale. Pour ce faire, l'utilisation d'une structure robotique parallèle compacte et légère peut être une solution pour le problème d'encombrement. Cette structure doit posséder une conception mécanique qui assure une installation facile et rapide sur la table opératoire sous les jambes du patient. Le robot doit être collaboratif pour assister le chirurgien à insérer les aiguilles dans la prostate et donc, pour améliorer l'acceptabilité par le personnel médical. Aussi, il doit respecter les exigences de l'application médicale et les normes standards de stérilisation utilisées en routine clinique.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons essayé de répondre aux problématiques énoncées pour les robots médicaux de curiethérapie de la prostate et proposer un système robotique qui peut être utilisé en contexte clinique. Nous avons conçu un robot d'architecture parallèle de taille ne dépassant pas le volume d'un cube d'arête 300 mm pouvant être facilement installé parallèlement à la surface périnéale sous les jambes du patient et laissant la place pour la mise en place de la sonde endorectale. Ce robot tient compte des conditions de décontamination et assure la stérilisation des composants qui sont en contact avec le personnel médical et le patient. Il permet également d'avoir une fixation et un détachement facile et sécurisé de l'aiguille. Il a été développé pour travailler en mode collaboratif avec le chirurgien et assister son geste ce qui permet d'améliorer son acceptabilité par les cliniciens.

Au travers de ce manuscrit, nous avons présenté les travaux réalisés dans cette thèse. Tout d'abord, nous avons réalisé la conception mécanique d'un robot à 6 ddl inspiré des manipulateurs 6-RUS qui permet au chirurgien de positionner les aiguilles sur la surface périnéale, les orienter et les insérer en toute liberté. Aussi, nous avons proposé un design de l'effecteur du robot qui offre un maintien ergonomique par le chirurgien et une fixation sécurisée ainsi qu'une

libération facile de l'aiguille. Ensuite, nous avons établi le modèle géométrique et cinématique du robot tout en déterminant la matrice jacobienne et les différents points de singularité. Avec la méthode d'optimisation basée sur l'utilisation de l'algorithme génétique, nous avons déterminé les dimensions optimales des différents composants du robot qui permettent d'avoir un compromis entre l'espace de travail fourni par l'effecteur et la taille de la structure robotique. Nous avons également étudié l'intégration d'un système de compensation de la gravité dans les bras inférieurs du robot dans le but d'améliorer ses performances et minimiser l'influence des forces gravitationnelles sur la précision du déplacement de l'effecteur. Pour évaluer expérimentalement la compatibilité de notre solution proposée avec les exigences de la procédure médicale, nous avons adapté, en premier lieu, la conception mécanique pour pouvoir réaliser un prototype à l'aide de l'impression 3D. En deuxième lieu, nous avons construit un banc expérimental qui intègre l'utilisation d'un localisateur électromagnétique et d'un fantôme de la prostate. Les résultats préliminaires montrent que le robot assure un espace de travail opérationnel suffisant pour atteindre n'importe quelle position ciblée dans la prostate et offre une meilleure précision de placement des grains par rapport à la technique conventionnelle manuelle. L'erreur moyenne entre la position mesurée et la position cible était de 2,4 mm sur le plan de positionnement et de 0,78 mm le long de l'axe de l'insertion de l'aiguille. L'erreur relative de l'angulation, quant à elle, ne dépasse pas les 6%.

Le robot que nous avons proposé peut être une solution efficace pour résoudre les problèmes liés à l'utilisation des robots pour l'application de la curiethérapie de la prostate. Bien que les résultats préliminaires obtenus avec ce premier prototype semblent prometteurs, ils montrent aussi qu'il y a plusieurs limitations à prendre en considération dans les travaux futurs pour améliorer les performances de notre robot et avoir un prototype utilisable en essai clinique. La première limitation est liée à l'installation des moteurs sur la base fixe du robot et la proposition de la loi de commande du robot qui permettra d'assister le chirurgien lors de l'application médicale. Comme notre robot est conçu pour travailler conjointement avec le chirurgien et le guider vers la position cible, nous devons implémenter une loi de commande autre que les lois de contrôle en position traditionnelles utilisées en robotique. La loi de commande doit prendre en compte le contrôle en position ainsi que le contrôle de la force exercée par le robot sur son environnement qui dépend de plusieurs facteurs (force d'insertion dans le corps et les tissus humains, force du chirurgien en comanipulation) pour assurer le guidage par retour d'effort de l'aiguille vers la position cible. Dans le cas de l'assistance en curiethérapie de la prostate, nous avons besoin d'implémenter une loi de commande qui offre la précision, la stabilité et la robustesse aux variations externes. Lors de l'intervention médicale, l'aiguille doit être positionnée

sur la surface transpérinéale et ensuite insérée dans les tissus jusqu'au point cible dans l'organe. Nous avons donc besoin d'une loi de commande qui guide le chirurgien jusqu'au point d'entrée et lors du processus de l'insertion. Pour ce faire, nous pouvons implémenter une loi de contrôle en force basée sur l'utilisation du modèle dynamique du robot qui prend en compte les paramètres influant la dynamique comme la gravité et l'inertie. Cette méthode de contrôle permet d'assurer un guidage stable et précis, mais elle ne prend pas en considération l'influence de l'opérateur humain qui réduit conséquemment la stabilité du robot. La commande en force adaptative robuste face aux variations externes (l'influence de l'opérateur humain) peut être une solution pour ce problème.

La deuxième limitation est liée aux erreurs obtenues lors de l'insertion de l'aiguille dans le fantôme de la prostate. Les résultats expérimentaux ont relevé que l'erreur entre la position cible et la pose de la pointe de l'aiguille calculée par l'estimation de la cinématique du robot sont de 2,4 mm et 0,78 mm pour respectivement l'erreur de positionnement et l'erreur d'insertion dans le fantôme. En effet, quand l'aiguille, intégrant le capteur utilisée avec le localisateur électromagnétique, est insérée dans le fantôme, plusieurs forces sont exercées sur elle et provoquent sa déformation et sa déviation. Ces déformations et déviations ne sont pas prises en compte dans les angles de rotation délivrés par les encodeurs vu que l'aiguille est flexible et possède des propriétés mécaniques élastiques (même propriété pour les aiguilles utilisées en curiethérapie de prostate) d'où l'origine des erreurs rencontrées dans les évaluations expérimentales. L'implémentation du contrôle de la déformation de l'aiguille dans les tissus humains peut être une solution efficace pour résoudre ce problème. Il faut tout d'abord identifier les forces agissant sur l'aiguille pendant son insertion dans les tissus. La première est la force exercée sur la base de l'aiguille par l'utilisateur et le robot. La seconde force est la force de ponction qui permet la pénétration dans les tissus. La troisième force est celle de friction résultante du frottement entre les tissus et l'aiguille. La quatrième force est celle de découpe des tissus intervenant lors de l'avancement de l'aiguille. La dernière force correspond à la pression qu'exerce le tissu sur l'aiguille. Ensuite, la déformation de l'aiguille suite à l'application de ces différentes forces doit être modélisée en prenant en compte les propriétés mécaniques et élastiques de l'aiguille et des tissus humains. Finalement, l'implémentation d'une loi de contrôle de la déformation de l'aiguille repose principalement sur un guidage en boucle fermée par replanification de chemin.

La troisième limitation est liée à l'intégration du système de compensation de la gravité dans les bras inférieurs du robot. En effet, à ce stade d'avancement, nous n'avons pas pu réaliser le mécanisme à ressort et à engrenages vu les contraintes de l'impression 3D et la non intégration des moteurs. L'étude théorique faite dans le troisième chapitre n'est pas encore évaluée et

validée expérimentalement.

Dans les travaux futurs, un autre prototype doit être construit pour pouvoir effectuer des tests plus avancés. Ce prototype doit être fait avec des matériaux compatibles avec les conditions d'utilisation des robots médicaux en bloc opératoire (plastique, fibre de carbone, aluminium marin, etc.). Il doit inclure les réflexions et les modifications liées à la conception mécanique pour assurer une meilleure stérilisation et décontamination du robot. Nous devons aussi réaliser le prototypage de l'effecteur pour avoir un dispositif assurant la fixation sécurisée et rapide de l'aiguille et son détachement facile. Nous devons tester l'acceptabilité du prototype par des cliniciens vu qu'il est conçu pour que le chirurgien ait la même sensation de préhension ressentie lors de la détention directe de l'aiguille. Aussi, nous devons intégrer le système de compensation de la gravité dans les bras inférieurs du robot et évaluer les résultats théoriques obtenus par simulation. Il faut prévoir une optimisation de la disposition des moteurs sur la base fixe pour ne pas encombrer le robot. Ainsi, il faut implémenter les lois de commande et tester la précision du positionnement, d'angulation et de l'insertion de l'aiguille dans le fantôme de la prostate. En plus, il faut trouver une solution pour adapter les systèmes électroniques (moteurs, encodeurs, contrôleurs, carte électroniques, etc.) aux conditions d'utilisation en salle opératoire.

En guise de conclusion, les travaux faits au cours de cette thèse ont permis de proposer un robot à 6 ddl qui reproduit le geste médical et de confirmer la possibilité d'introduire une solution robotique en bloc opératoire pour l'assistance de la curiethérapie de la prostate. Cependant, cela représente beaucoup de travail à accomplir afin d'avoir un système robotique qui peut être utilisé pour les évaluations expérimentales en essai clinique.

Annexes

ANNEXE 1

Calcul des coordonnées cartésiennes et angulaires de l'effecteur de notre robot avec le modèle géométrique direct implémenté sur *MATLAB* pour différentes configuration de positionnement de l'aiguille sur la surface transpérinéale du patient.

A	Positions angulaires (°)	63	63	63	63	63	63
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	0	0	180	0	0	0
	Positions obtenues	0	0	180,02	0	0	0
B	Positions angulaires (°)	63	65	74	74	53	52
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	0	-30	180	0	0	0
	Positions obtenues	0	-30	180	0	0	0
C	Positions angulaires (°)	65	63	52	53	74	74
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	0	30	180	0	0	0
	Positions obtenues	0	29	179	0	0	0
D	Positions angulaires (°)	52	54	80	81	63	60
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	30	-30	180	0	0	0
	Positions obtenues	30	30	179	0	0	0
E	Positions angulaires (°)	51	51	69	71	71	69
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	30	0	180	0	0	0
	Positions obtenues	30	0	179	0	0	0
F	Positions angulaires (°)	54	52	60	63	81	80
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	30	30	180	0	0	0
	Positions obtenues	29	29	180	0	0	0
G	Positions angulaires (°)	76	78	72	69	47	48
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	-30	-30	180	0	0	0
	Positions obtenues	-30	-29	180	0	0	0
H	Positions angulaires (°)	75	75	59	57	57	59
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	-30	0	180	0	0	0
	Positions obtenues	-29	0	180	0	0	0
I	Positions angulaires (°)	78	76	48	47	69	72
	Coordonnées de pose	x(mm)	y(mm)	z(mm)	α (°)	β (°)	γ (°)
	Positions désirées	-30	30	180	0	0	0
	Positions obtenues	-30	29	180	0	0	0

ANNEXE 2

Résultats détaillés d'impression 3D de notre robot

Pièce	Temps	PLA			PVA		Prix de la pièce	Nb pièces	Tot coût
		minutes	Poids (g)	Longueur	Poids	Longueur			
Joint universels	2 h 03 min	123	6	0,772 m	1,6 g	0,2 m	0,54 €	6	3,22 €
Bras supérieurs	4 h 24 min	264	20,6	2,644 m	1,6 g	0,2 m	1,31 €	6	7,84 €
Support aiguille	2 h 18 min	138	9	1,1 m	1 g	0,19 m	0,61 €	1	0,61 €
Bras inférieurs	3 h 34 min	214	16	2,07 m	1 g	0,12 m	0,98 €	6	5,89 €
Supports Bras inférieurs	6 h 24 min	384	23	3 m	4 g	0,49 m	1,76 €	3	5,29 €
Cylindres creux	12 min	12	0,33	0,05 m	0 g	0 m	0,02 €	6	0,10 €
Boucheon Effecteur	7 h 20 min	440	18	2,26 m	7 g	0,91 m	1,91 €	1	1,91 €
Effecteur	7 h 12 min	432	19	2,45 m	7 g	0,87 m	1,96 €	1	1,96 €
Total	33 h 27 min	2007	111,93					Tot Coût	26,82 €

RÉFÉRENCES

- [1] *Prostate*, in *Wikipédia*, Page Version ID : 180302915, 25 fév. 2021. adresse : <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Prostate&oldid=180302915> (visité le 09/04/2021).
- [2] « A quoi sert la prostate ? », Service urologie - CHU de Bordeaux. (), adresse : <https://urologie-chu-bordeaux.fr/question-du-mois/a-quoi-sert-la-prostate/> (visité le 18/05/2021).
- [3] « Pronostic et survie - Société canadienne du cancer », www.cancer.ca. (), adresse : <https://www.cancer.ca:443/fr-ca/cancer-information/cancer-101/what-is-cancer/prognosis-and-survival/?region=on> (visité le 16/04/2021).
- [4] J. FERLAY et al., « Cancer statistics for the year 2020 : an overview. », *International journal of cancer*, 5 avr. 2021, Place : United States, ISSN : 1097-0215 0020-7136. DOI : 10.1002/ijc.33588.
- [5] « InfoCancer - ARCAGY - GINECO – En Savoir Plus – Le cancer – Les chiffres – Épidémiologie du cancer ». (), adresse : <http://www.arcagy.org/infocancer/en-savoir-plus/le-cancer/chiffres-du-cancer/epidemiologie-du-cancer.html/> (visité le 09/04/2021).
- [6] « Le cancer de la prostate - Les cancers les plus fréquents ». (), adresse : <https://www.e-cancer.fr/Professionnels-de-sante/Les-chiffres-du-cancer-en-France/Epidemiologie-des-cancers/Les-cancers-les-plus-frequents/Cancer-de-la-prostate> (visité le 09/04/2021).
- [7] « Chapitre 16 - Tumeurs de la prostate ». (15 sept. 2016), adresse : <https://www.urofrance.org/congres-et-formations/formation-initiale/referentiel-du-college/tumeurs-de-la-prostate.html> (visité le 15/04/2021).
- [8] B. DELAHUNT, R. J. MILLER, J. R. SRIGLEY, A. J. EVANS et H. SAMARATUNGA, « Gleason grading : past, present and future », *Histopathology*, t. 60, 1, p. 75-86, 2012.

- [9] J. I. EPSTEIN, W. C. ALLSBROOK JR, M. B. AMIN, L. L. EGEVAD, I. G. COMMITTEE et al., « The 2005 International Society of Urological Pathology (ISUP) consensus conference on Gleason grading of prostatic carcinoma », *The American journal of surgical pathology*, t. 29, 9, p. 1228-1242, 2005.
- [10] L. KLOTZ, L. ZHANG, A. LAM, R. NAM, A. MAMEDOV et A. LOBLAW, « Clinical results of long-term follow-up of a large, active surveillance cohort with localized prostate cancer », *Journal of Clinical Oncology*, t. 28, 1, p. 126-131, 2010.
- [11] F.-J. MURAT, L. POISSONNIER, G. PASTICIER et A. GELET, « High-intensity focused ultrasound (HIFU) for prostate cancer », *Cancer Control*, t. 14, 3, p. 244-249, 2007.
- [12] M. SHELLEY, T. J. WILT, B. COLES et M. MASON, « Cryotherapy for localised prostate cancer », *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 3, 2007.
- [13] G. AUS, « Current status of HIFU and cryotherapy in prostate cancer—a review », *European urology*, t. 50, 5, p. 927-934, 2006.
- [14] T. N. EADE, A. L. HANLON, E. M. HORWITZ, M. K. BUYOUNOUSKI, G. E. HANKS et A. POLLACK, « What dose of external-beam radiation is high enough for prostate cancer? », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 68, 3, p. 682-689, 2007.
- [15] E. VALGUEBLASSE, A. DESCAZEAUD et al., « Morbidité urinaire après radiothérapie externe et curiethérapie pour cancer de prostate cliniquement localisé », *Progres en Urologie-FMC*, t. 19, 1, F15-F18, 2009.
- [16] « Les stades du cancer de la prostate - HIFU prostate », HIFU-PROSTATE. (), adresse : <https://www.hifu-prostate.fr/informations-cancer-prostate/les-stades-du-cancer-de-la-prostate/> (visité le 16/04/2021).
- [17] A. B. JANI et al., « Biological effective dose for comparison and combination of external beam and low-dose rate interstitial brachytherapy prostate cancer treatment plans », *Medical Dosimetry*, t. 29, 1, p. 42-48, 2004.
- [18] J. T. WEI et al., « Comprehensive comparison of health-related quality of life after contemporary therapies for localized prostate cancer », *Journal of Clinical Oncology*, t. 20, 2, p. 557-566, 2002.

RÉFÉRENCES

- [19] « Cancer de la prostate - Bilan de la curiethérapie cancer de la prostate | Institut Curie ». (), adresse : <https://curie.fr/actualite/innovation/cancer-de-la-prostate-la-curietherapie-lheure-du-bilan> (visité le 19/04/2021).
- [20] C. VERRY, « Traitement du cancer localisé de la prostate par curiethérapie à l'iode 125 : à propos de 200 patients traités de juillet 2001 à janvier 2011 au CHU de Grenoble », 2011.
- [21] A. A. MARTINEZ et al., « Dose escalation using conformal high-dose-rate brachytherapy improves outcome in unfavorable prostate cancer », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 53, 2, p. 316-327, 2002.
- [22] D. J. DEMANES, R. R. RODRIGUEZ, L. SCHOUR, D. BRANDT et G. ALTIERI, « High-dose-rate intensity-modulated brachytherapy with external beam radiotherapy for prostate cancer : California endocurietherapy's 10-year results », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 61, 5, p. 1306-1316, 2005.
- [23] Y. YOSHIOKA et al., « High-dose-rate interstitial brachytherapy as a monotherapy for localized prostate cancer : treatment description and preliminary results of a phase I/II clinical trial », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 48, 3, p. 675-681, 2000.
- [24] N. G. ZAORSKY et E. M. HORWITZ, « Chapter 44 - brachytherapy for prostate cancer : an overview », in *Prostate Cancer (Second Edition)*, J. H. MYDLO et C. J. GODEC, éd., San Diego : Academic Press, 1^{er} jan. 2016, p. 399-411, ISBN : 978-0-12-800077-9. DOI : 10.1016/B978-0-12-800077-9.00044-X. adresse : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012800077900044X> (visité le 19/04/2021).
- [25] D. J. DEMANES et al., « High-dose-rate monotherapy : safe and effective brachytherapy for patients with localized prostate cancer », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 81, 5, p. 1286-1292, 2011.
- [26] « InfoCancer - ARCAGY - GINECO – Traitements – Traitements locorégionaux – Radiothérapie - La brachythérapie ou curiethérapie ». (), adresse : <http://www.arcagy.org/infocancer/traitement-du-cancer/traitements-locoregionaux/radiotherapie/la-brachytherapie-ou-curietherapie.html> (visité le 29/04/2021).

- [27] R. G. STOCK, N. N. STONE, M. F. WESSON et J. K. DEWYNGAERT, « A modified technique allowing interactive ultrasound-guided three-dimensional transperineal prostate implantation », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 32, 1, p. 219-225, 1995.
- [28] W. R. LEE et al., « Late toxicity and biochemical recurrence after external-beam radiotherapy combined with permanent-source prostate brachytherapy : analysis of Radiation Therapy Oncology Group study 0019 », *Cancer : Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society*, t. 109, 8, p. 1506-1512, 2007.
- [29] M. D. HURWITZ et al., « Combination external beam radiation and brachytherapy boost with androgen deprivation for treatment of intermediate-risk prostate cancer : Long-term results of CALGB 99809 », *Cancer*, t. 117, 24, p. 5579-5588, 2011.
- [30] J. SKOWRONEK, « Low-dose-rate or high-dose-rate brachytherapy in treatment of prostate cancer—between options », *Journal of contemporary brachytherapy*, t. 5, 1, p. 33, 2013.
- [31] *Radioactivite : Curiethérapie de la prostate*. adresse : https://www.laradioactivite.com/site/pages/Curietherapie_Prostate.htm (visité le 20/12/2021).
- [32] B. J. STISH, B. J. DAVIS, L. A. MYNDERSE, R. H. MCLAREN, C. L. DEUFEL et R. CHOO, « Low dose rate prostate brachytherapy », *Translational andrology and urology*, t. 7, 3, p. 341, 2018.
- [33] E. M. TAPEN et al., « Reduction of radioactive seed embolization to the lung following prostate brachytherapy », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 42, 5, p. 1063-1067, 1998.
- [34] J. LIU, T. DWYER, K. MARRIOTT, J. MILLAR et A. HAWORTH, « Understanding the relationship between interactive optimisation and visual analytics in the context of prostate brachytherapy », *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, t. 24, 1, p. 319-329, 2017.
- [35] A. GERBAULET et A. GERBAULET, « The GEC ESTRO handbook of brachytherapy », 2002.
- [36] Y. YU et al., « Permanent prostate seed implant brachytherapy : report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64 », *Medical Physics*, t. 26, 10, p. 2054-2076, 1999.

RÉFÉRENCES

- [37] N. N. STONE, J. ROY, S. HONG, Y.-C. LO et R. G. STOCK, « Prostate gland motion and deformation caused by needle placement during brachytherapy », *Brachytherapy*, t. 1, 3, p. 154-160, 2002.
- [38] J. M. CROOK et al., « Comparison of health-related quality of life 5 years after SPIRIT : Surgical Prostatectomy Versus Interstitial Radiation Intervention Trial », *Journal of Clinical Oncology*, t. 29, 4, p. 362-368, 2011.
- [39] M. FERRER et al., « Health-related quality of life 2 years after treatment with radical prostatectomy, prostate brachytherapy, or external beam radiotherapy in patients with clinically localized prostate cancer », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 72, 2, p. 421-432, 2008.
- [40] E. P. GIBBONS, R. P. SMITH, S. BERIWAL, K. KRISHNA et R. M. BENOIT, « Overcoming pubic arch interference with free-hand needle placement in men undergoing prostate brachytherapy », *Brachytherapy*, t. 8, 1, p. 74-78, 2009.
- [41] J. BELLON, K. WALLNER, W. ELLIS, K. RUSSELL, W. CAVANAGH et J. BLASKO, « Use of pelvic CT scanning to evaluate pubic arch interference of transperineal prostate brachytherapy », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 43, 3, p. 579-581, 1999.
- [42] J. WESTWOOD et al., « A discrete soft tissue model for complex anatomical environment simulations », *Medicine Meets Virtual Reality 14 : Accelerating Change in Healthcare : Next Medical Toolkit*, t. 119, p. 364, 2006.
- [43] M. VILLA, J. BERT, A. VALERI, U. SCHICK et D. VISVIKIS, « Fast Monte Carlo-based Inverse Planning for Prostate Brachytherapy by Using Deep Learning », *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 2021.
- [44] K. A. MOUNTRIS, D. VISVIKIS et J. BERT, « DVH-based inverse planning using Monte Carlo dosimetry for LDR prostate brachytherapy », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 103, 2, p. 503-510, 2019.
- [45] A. NICOLAE et al., « Evaluation of a machine-learning algorithm for treatment planning in prostate low-dose-rate brachytherapy », *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, t. 97, 4, p. 822-829, 2017, Publisher : Elsevier.
- [46] M. C. BERNARDES, B. V. ADORNO, P. POIGNET, N. ZEMITI et G. A. BORGES, « Adaptive path planning for steerable needles using duty-cycling », in *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, 2011, p. 2545-2550.

- [47] T. PODDER et al., « Methods for prostate stabilization during transperineal LDR brachytherapy », *Physics in Medicine & Biology*, t. 53, 6, p. 1563, 2008, Publisher : IOP Publishing.
- [48] N. MAKNI, P. PUECH, P. COLIN, A. AZZOUZI, S. MORDON et N. BETROUNI, « Elastic image registration for guiding focal laser ablation of prostate cancer : Preliminary results », *Computer methods and programs in biomedicine*, t. 108, 1, p. 213-223, 2012.
- [49] O. LECHKY, « Worlds first surgical robot in BC », *The Medical Post*, t. 21, 23, p. 92-93, 1985.
- [50] Y. S. KWOH, J. HOU, E. A. JONCKHEERE et S. HAYATI, « A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, t. 35, 2, p. 153-160, 1988.
- [51] B. DAVIES, R. HIBBERD, W. NG, A. TIMONEY et J. WICKHAM, « The development of a surgeon robot for prostatectomies », *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, t. 205, 1, p. 35-38, 1991.
- [52] « Actualités en direct, Économie, Finance, Politique », Les Echos. (), adresse : <https://www.lesechos.fr/> (visité le 19/05/2021).
- [53] D. M. ELLIOTT, J. J. BERKEY et G. M. HOEDEMAN, « Automated implantation system for radioisotope seeds », brev., Publisher : Google Patents, 14 juin 2011.
- [54] T. PODDER et al., « WE-A-BRB-10 : Validation of the AAPM/ESTRO TG-192 Protocol for Robotic Implantation of Brachytherapy Seeds : Spatial Positioning Assessment », *Medical physics*, t. 39, 6Part25, p. 3933-3933, 2012.
- [55] G. FICHTINGER et al., « System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intraoperative CT guidance », *Academic Radiology*, t. 9, 1, p. 60-74, 2002, Publisher : Elsevier.
- [56] Z. WEI, M. DING, D. DOWNEY et A. FENSTER, « 3D TRUS guided robot assisted prostate brachytherapy », in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2005, p. 17-24.
- [57] « CNRS La lettre innovation - Liste d'actualités ». (), adresse : <http://www.cnrs.fr/lettre-innovation/actus.php?numero=341> (visité le 19/05/2021).
- [58] B. DAVIES, S. HARRIS et E. DIBBLE, « Brachytherapy—an example of a urological minimally invasive robotic procedure », *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, t. 1, 1, p. 88-96, 2004.

- [59] V.-P. HEIKKILÄ et N. SUORSA, « A technique for simultaneous needle insertion in prostate seed implantation », *Physics in Medicine & Biology*, t. 53, 4, N35, 2008, Publisher : IOP Publishing.
- [60] C. M. SCHNEIDER, A. M. OKAMURA et G. FICHTINGER, « A robotic system for transrectal needle insertion into the prostate with integrated ultrasound », in *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004*, t. 1, IEEE, 2004, p. 365-370.
- [61] Y. YU et al., « Robot-assisted prostate brachytherapy », in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2006, p. 41-49.
- [62] T. K. PODDER, W. S. NG et Y. YU, « Multi-channel robotic system for prostate brachytherapy », in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2007, p. 1233-1236.
- [63] S. E. SALCUDEAN, T. D. PRANANTA, W. J. MORRIS et I. SPADINGER, « A robotic needle guide for prostate brachytherapy », in *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE, 2008, p. 2975-2981.
- [64] L. PHEE et al., « Ultrasound guided robotic system for transperineal biopsy of the prostate », in *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation*, IEEE, 2005, p. 1315-1320.
- [65] N. HUNGR, J. TROCCAZ, N. ZEMITI et N. TRIPODI, « Design of an ultrasound-guided robotic brachytherapy needle-insertion system », in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2009, p. 250-253.
- [66] H. BASSAN, T. HAYES, R. V. PATEL et M. MOALLEM, « A novel manipulator for 3D ultrasound guided percutaneous needle insertion », in *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE, 2007, p. 617-622.
- [67] G. FICHTINGER et al., « Robotic assistance for ultrasound guided prostate brachytherapy », in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2007, p. 119-127.
- [68] G. S. FISCHER, I. IORDACHITA, S. P. DIMAIO et G. FICHTINGER, « Design of a robot for transperineal prostate needle placement in MRI scanner », in *2006 IEEE International Conference on Mechatronics*, IEEE, 2006, p. 592-597.

- [69] B. GALDĂU, N. PLITEA, C. VAIDA, F. COVACIU et D. PÎSLĂ, « Design and control system of a parallel robot for brachytherapy », in *2014 IEEE International Conference on Automation, Quality and Testing, Robotics*, IEEE, 2014, p. 1-6.
- [70] SANG-EUN SONG et al., « Development of a pneumatic robot for MRI-guided transperineal prostate biopsy and brachytherapy : New approaches », in *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Anchorage, AK : IEEE, mai 2010, p. 2580-2585, ISBN : 978-1-4244-5038-1. DOI : 10.1109/ROBOT.2010.5509710. adresse : <http://ieeexplore.ieee.org/document/5509710/> (visité le 17/05/2021).
- [71] S. JIANG, J. GUO, S. LIU, J. LIU et J. YANG, « Kinematic analysis of a 5-DOF hybrid-driven MR compatible robot for minimally invasive prostatic interventions », *Robotica*, t. 30, 7, p. 1147-1156, 2012.
- [72] W. SHANG, H. SU, G. LI et G. S. FISCHER, « Teleoperation system with hybrid pneumatic-piezoelectric actuation for MRI-guided needle insertion with haptic feedback », in *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, 2013, p. 4092-4098.
- [73] R. SEIFABADI, I. IORDACHITA et G. FICHTINGER, « Design of a teleoperated needle steering system for MRI-guided prostate interventions », in *2012 4th IEEE Ras & Embs International Conference on Biomedical Robotics And Biomechatronics (Biorob)*, IEEE, 2012, p. 793-798.
- [74] A. KRIEGER et al., « An MRI-compatible robotic system with hybrid tracking for MRI-guided prostate intervention », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, t. 58, 11, p. 3049-3060, 2011.
- [75] J.-S. PLANTE et al., « An MRI-compatible needle manipulator concept based on elastically averaged dielectric elastomer actuators for prostate cancer treatment : an accuracy and MR-compatibility evaluation in phantoms », *Journal of Medical Devices*, t. 3, 3, 2009.
- [76] A. PATRICIU, D. PETRISOR, M. MUNTENER, D. MAZILU, M. SCHAR et D. STOIANOVICI, « Automatic brachytherapy seed placement under MRI guidance », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, t. 54, 8, p. 1499-1506, 2007.

RÉFÉRENCES

- [77] V. LAGERBURG, M. A. MOERLAND, M. van VULPEN et J. J. LAGENDIJK, « A new robotic needle insertion method to minimise attendant prostate motion », *Radiotherapy and oncology*, t. 80, 1, p. 73-77, 2006.
- [78] R. EBRAHIMI, S. OKAZAWA, R. ROHLING et S. SALCUDEAN, « Hand-held steerable needle device », in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2003, p. 223-230.
- [79] M. MELTSNER, N. FERRIER et B. THOMADSEN, « SU-FF-T-03 : Design and Quantitative Analysis of a Novel Brachytherapy Robot », *Medical Physics*, t. 32, 6Part6, p. 1949-1949, 2005.
- [80] N. GRYAZNOV, K. SENCHIK, O. VELICHKO, A. KORENKOV et G. KIREEVA, « Robotic systems for prostate cancer brachytherapy (robot-assisted systems) », *Ind. J. Sci. Technol*, t. 8, p. 1-6, 2015.
- [81] J. TROCCAZ, « La chirurgie urologique assistée par ordinateur et robot », *Prog. Urol*, t. 16, 2, p. 112-120, 2006.
- [82] X. DAI, Y. ZHANG, J. JIANG et B. LI, « Image-guided robots for low dose rate prostate brachytherapy : Perspectives on safety in design and use », *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, t. 17, 3, e2239, 2021.
- [83] M. DJOHOSSOU, A. B. HALIMA, A. VALÉRIE, J. BERT et D. VISVIKIS, « Design and Kinematics of a Comanipulated Robot Dedicated to Prostate Brachytherapy », *Robotica*, t. 39, 3, p. 468-482, 2021, Publisher : Cambridge University Press.
- [84] L. REY et R. CLAVEL, « The delta parallel robot », in *Parallel Kinematic Machines*, Springer, 1999, p. 401-417.
- [85] S.-J. ZHANG et al., « Relationship between age and prostate size », *Asian journal of andrology*, t. 15, 1, p. 116, 2013.
- [86] T. L. HALL, C. R. HEMPEL, B. J. SABB et W. W. ROBERTS, « Acoustic access to the prostate for extracorporeal ultrasound ablation », *Journal of endourology*, t. 24, 11, p. 1875-1881, 2010.
- [87] E. DEGHAN et S. E. SALCUDEAN, « Needle insertion point and orientation optimization in non-linear tissue with application to brachytherapy », in *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE, 2007, p. 2267-2272.
- [88] T. PODDER et al., « In vivo motion and force measurement of surgical needle intervention during prostate brachytherapy », *Medical physics*, t. 33, 8, p. 2915-2922, 2006.

- [89] J. E. SHIGLEY, L. D. MITCHELL et H. SAUNDERS, « Mechanical engineering design », 1985.
- [90] D. STEWART, « A platform with six degrees of freedom », *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, t. 180, 1, p. 371-386, 1965.
- [91] G. COPPOLA, D. ZHANG et K. LIU, « A 6-DOF reconfigurable hybrid parallel manipulator », *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, t. 30, 2, p. 99-106, 2014, ISSN : 0736-5845. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.rcim.2013.09.011>. adresse : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0736584513000707>.
- [92] K. H. HUNT, « Structural kinematics of in-parallel-actuated robot-arms », 1983.
- [93] F. PIERROT, A. FOURNIER et P. DAUCHEX, « Towards a fully-parallel 6 dof robot for high-speed applications », in *Proceedings. 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE Computer Society, 1991, p. 1288-1289.
- [94] R. CLAVEL, *Device for the movement and positioning of an element in space*. 1990.
- [95] M. DJOHOSSOU, « Robot parallèle comanipulé pour l'assistance en curiethérapie de la prostate », thèse de doct., Université de Bretagne occidentale-Brest, 2019.
- [96] C. BARADAT, V. ARAKELIAN, S. BRIOT et S. GUEGAN, « Design and prototyping of a new balancing mechanism for spatial parallel manipulators », *Journal of Mechanical Design*, t. 130, 7, 2008, Publisher : American Society of Mechanical Engineers Digital Collection.
- [97] S. BRIOT, V. ARAKELIAN et S. GUÉGAN, « Design and prototyping of a partially decoupled 4-DOF 3T1R parallel manipulator with high-load carrying capacity », *Journal of Mechanical Design*, t. 130, 12, 2008, Publisher : American Society of Mechanical Engineers Digital Collection.
- [98] V. VAN DER WIJK et J. L. HERDER, « Dynamic balancing of Clavel's Delta robot », in *Computational Kinematics*, Springer, 2009, p. 315-322.
- [99] T. van DAM, P. LAMBERT et J. L. HERDER, « Static balancing of translational parallel mechanisms », in *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, t. 54839, 2011, p. 883-889.

RÉFÉRENCES

- [100] A. MARTINI, M. TRONCOSSI, M. CARRICATO et A. RIVOLA, « Static balancing of a parallel kinematics machine with Linear-Delta architecture : theory, design and numerical investigation », *Mechanism and Machine Theory*, t. 90, p. 128-141, 2015, Publisher : Elsevier.
- [101] V. L. NGUYEN, C.-Y. LIN et C.-H. KUO, « Gravity compensation design of Delta parallel robots using gear-spring modules », *Mechanism and Machine Theory*, t. 154, p. 104-146, 2020, Publisher : Elsevier.
- [102] O. BEBEK, M. J. HWANG, B. FEI et M. C. CAVUSOGLU, « Design of a small animal biopsy robot », in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2008, p. 5601-5604.
- [103] H. SONG, I. HONG, M. CHO, H. LIM et S.-H. JUNG, « Development of a needle insertion end-effector for interventional radiology », in *IEEE ISR 2013*, IEEE, 2013, p. 1-3.
- [104] S. R. BARRETT, N. HANUMARA, C. J. WALSH, A. H. SLOCUM, R. GUPTA et J.-A. O. SHEPARD, « A remote needle guidance system for percutaneous biopsies », in *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, t. 47446, 2005, p. 481-489.
- [105] E. MIRSHKARI, A. GHANBARZADEH et K. H. SHIRAZIA, « Structure comparison and optimal design of 6-RUS parallel manipulator based on kinematic and dynamic performances », *Latin American Journal of Solids and Structures*, t. 13, p. 2414-2438, 2016.
- [106] C. GOSSELIN, J. ANGELES et al., « Singularity analysis of closed-loop kinematic chains. », *IEEE transactions on robotics and automation*, t. 6, 3, p. 281-290, 1990.
- [107] I. ZABALZA, J. PINTOR, J. ROS et J. JIMENEZ, « Evaluation of the 64 'insensitivity' positions for a 6-RKS Hunt-type parallel manipulator », in *Proceeding of the Tenth World Congress on the Theory of Machine and Mechanisms*, 1999, p. 20-24.
- [108] S.-D. STAN, M. MANIC, V. MATIES et R. BALAN, « Evolutionary approach to optimal design of 3 DOF translation exoskeleton and medical parallel robots », in *2008 Conference on Human System Interactions*, IEEE, 2008, p. 720-725.
- [109] A. TAHERIFAR, E. NAJAFI, A. NAHVI et F. NAJAFI, « Kinematic optimization of stewart platform for simulators using genetic algorithm », in *6th annual IEEE Conference on Automation Science and Engineering*, 2013, p. 123-129.

- [110] I. BELAIDI, A. ABDELMALEK et al., « multiobjective optimization of an agile machining type linear delta structure », *Journal of Materials and Engineering Structures «JMES»*, t. 5, 3, p. 253-268, 2018.
- [111] S. CARO, D. CHABLAT, R. UR-REHMAN et P. WENGER, « Multiobjective design optimization of 3-prr planar parallel manipulators », in *Global Product Development*, Springer, 2011, p. 373-383.
- [112] D. PHAM et A. GHANBARZADEH, « Multi-objective optimisation using the bees algorithm », in *3rd International Virtual Conference on Intelligent Production Machines and Systems*, 2007, p. 6.
- [113] C. S. F. NETO, C. SCHUTEL et al., « Orientation workspace optimization for a 6-RUS parallel robot », in *ABCMS Symposium Series in Mechatronics*, t. 6, 2014.
- [114] A. A. JOUMAH et C. ALBITAR, « Design optimization of 6-RUS parallel manipulator using hybrid algorithm », *Int. J. Inf. Technol. Comput. Sci.(IJITCS)*, t. 10, 2, p. 83-95, 2018.
- [115] O. KRAMER, « Genetic algorithms », in *Genetic algorithm essentials*, Springer, 2017, p. 11-19.
- [116] *Genetic algorithm*, en, Page Version ID : 960800816, juin 2020. adresse : https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Genetic_algorithm&oldid=960800816 (visité le 23/06/2020).
- [117] *maxon Group : Systèmes mécatroniques et actionneurs motorisés | maxon group*. adresse : <https://www.maxongroup.fr/maxon/view/content/index> (visité le 30/11/2021).
- [118] *Ultimaker S5 : une fiabilité élevée à tous les niveaux. fr*. adresse : <https://ultimaker.com/fr/3d-printers/ultimaker-s5> (visité le 29/09/2021).
- [119] N. HUNGR, J.-A. LONG, V. BEIX et J. TROCCAZ, « A realistic deformable prostate phantom for multimodal imaging and needle-insertion procedures », *Medical physics*, t. 39, 4, p. 2031-2041, 2012.
- [120] *NDI - Electromagnetic Tracking & Optical Measurement Solutions*, en-CA. adresse : <https://www.ndigital.com/> (visité le 29/06/2021).
- [121] *Electronic Components for the OEM | CUI Devices*. adresse : <https://www.cuidevices.com/> (visité le 11/10/2021).

PUBLICATIONS ACCEPTÉES DANS LE CADRE DE LA THÈSE

Publications dans un journal :

Djohossou, M., Halima, A. B., Valérie, A., Visvikis, D., & Bert, J.

Design and Kinematics of a Comanipulated Robot Dedicated to Prostate Brachytherapy.
Robotica (2021), 39(3), 468-482.

Halima, A. B., Bert, J., Clement, J.F., & Visvikis, D.

Optimization and Validation of a Co-manipulated Robot for Brachytherapy Procedure.
The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2022.

Présentations orales :

Halima, A. B., Bert, J., Clement, J.F., & Visvikis, D.

Development of a 6-DOF Prostate Brachytherapy Robot with Integrated Gravity Compensation System

In 2021 International Symposium on Medical Robotics, ISMR 2021, IEEE.

Halima, A. B., Bert, J., & Visvikis, D.

Design and Optimization of a 6 Degrees of Freedom Co-Manipulated Parallel Robot for Prostate Brachytherapy

In International Conference on Medical Robotics and Engineering Applications, ICMREA 2020

Poster :

Halima, A. B., Bert, J., Clement, J.F., & Visvikis, D.

Experimental evaluation of a 6-DOF co-manipulated robot for prostate Brachytherapy

In 2021, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2021.

Titre : Conception et étude d'un robot collaboratif pour la curiethérapie de la prostate

Mot clés : Curiethérapie-Robotique médicale-Comanipulation

Résumé : La curiethérapie à faible débit de dose est une technique de radiothérapie interne pour le cancer précoce de la prostate. Elle consiste à déposer des grains radioactifs dans l'organe à l'aide d'aiguilles insérées manuellement à travers le périnée sous guidage d'imagerie ultrason. Malgré le succès clinique, ce traitement est empreint de nombreuses approximations induisant des effets secondaires non-négligeables. La plupart des robots développés pour cette intervention se confrontent aux limites de la robotique médicale à savoir un encombrement et une acceptabilité ne correspondant pas aux contraintes cliniques. Dans cette thèse, nous avons abordé le problème différemment en proposant un robot de 6 ddl parallèle pour minimiser son encombrement et collaboratif pour améliorer son acceptabilité par les cliniciens. Après la détermination de la cinéma-

tique, les dimensions optimales des paramètres géométriques du robot ont été obtenues par optimisation via un algorithme génétique. Aussi, nous avons proposé et étudié la conception de l'effecteur et du mécanisme de compensation de gravité. Pour évaluer expérimentalement la compatibilité de notre solution avec les exigences de la procédure médicale, nous avons adapté le modèle 3D pour réaliser un prototype par impression 3D. Ensuite, nous avons développé un banc expérimental qui mesure en temps réel la pose de l'aiguille via un localisateur magnétique, mais aussi par calcul via la cinématique. Le prototype montre des performances très intéressantes pour l'application médicale localisée et l'erreur moyenne entre la position mesurée et ciblée est de 2,4 mm sur le plan de positionnement et de 0,78 mm le long de l'axe de l'insertion.

Title: Design and study of a collaborative robot for prostate brachytherapy

Keywords: Brachytherapy- Medical robotics- Comanipulation

Abstract: Low dose rate brachytherapy is an internal radiotherapy technique for early prostate cancer. It consists of depositing radioactive seeds in the organ using needles inserted manually through the perineum under ultrasound imaging guidance. Despite the clinical success, this treatment is marked by many approximations inducing non-negligible side effects. Most of the robots developed for this intervention come up against the limits of medical robotics, namely size and acceptability that do not correspond to clinical constraints. In this thesis, we approached the problem differently by proposing a robot of 6-DOF parallel to minimize its size and collaborative to improve its acceptability by clinicians. After determining the kinematics, the optimal dimensions of the geomet-

ric parameters of the robot were obtained by optimization via a genetic algorithm. We proposed the design of the end-effector and the gravity compensation mechanism. To experimentally evaluate the compatibility of our solution with the requirements of the medical procedure, we adapted the 3D model to realize a prototype by 3D printing. Then, we developed an experimental bench that measures the placement of the needle in real time via a magnetic tracker, but also by calculation via kinematics. The prototype shows very interesting performance for the localized medical application and the average error between the measured and targeted position is 2.4 mm on the positioning plane and 0.78 mm along the axis of the insertion.