Conception et commande d'un robot endoscopique continu à actionneurs en polymères électroactifs pour le diagnostic du cancer de la vessie

Quentin Jacquemin

▶ **To cite this version:**

Quentin Jacquemin. Conception et commande d'un robot endoscopique continu à actionneurs en polymères électroactifs pour le diagnostic du cancer de la vessie. Automatique / Robotique. HESAM Université, 2021. Français. NNT : 2021HESAE024 . tel-03677565

HAL Id: tel-03677565

https://pastel.archives-ouvertes.fr/tel-03677565

Submitted on 24 May 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.

HESAM UNIVERSITÉ

Arts et Métiers Sciences et Technologies

ÉCOLE DOCTORALE SCIENCES ET MÉTIERS DE L'INGÉNIEUR
Laboratoire PIMM- Campus de Paris

THÈSE

présentée par : **Quentin JACQUEMIN**
soutenue le : **04 juin 2021**

pour obtenir le grade de : **Docteur d'HESAM Université**

préparée à : **École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**
Spécialité : **Automatique et robotique**

Conception et commande d'un robot endoscopique continu à actionneurs en polymères électroactifs pour le diagnostic du cancer de la vessie

THÈSE co-dirigée par : M. Nazih MECHBAL et M. Laurent BERTHE

et co-encadrée par : M. Jean-Remy CHARDONNET

Jury

M. Olivier CUSSENOT	Professeur des universités-praticien hospitalier, HUEP, Hôpital Tenon	Président
M. Rui CORTESAO	Professeur, ISR/DEEC, Université de Coimbra	Rapporteur
M. Laurent CORTE	Professeur, Centre des Matériaux, Mines Paritech	Rapporteur
Mme. Sylvie TENCE-GIRAULT	Dr-Ing-Arkéma, PIMM, Arts et Métiers	Examinatrice
M. Damien THUAU	Mcf, IMS, Université de Bordeaux	Examinateur
M. Eric MONTEIRO	Mcf, PIMM, Arts et Métiers	Examinateur
M. Jean-Remy CHARDONNET	Mcf-HDR, LISPEN, Arts et Métiers	Examinateur
M. Nazih MECHBAL	Professeur, PIMM, Arts et Métiers	Examinateur
M. Sébastien SEGUY	Ingénieur, Coloplast	Invité
M. Olivier TRAXER	Professeur des universités-praticien hospitalier, HUEP, Hôpital Tenon	Invité

THÈSE

Remerciements

Tout d'abord je voudrais remercier le Professeur Rui Cortesão et le Professeur Laurent Corté pour avoir accepté de rapporter mes travaux et le Professeur Olivier Cussenot pour avoir accepté de présider mon jury de thèse.

Je tiens également à remercier chaleureusement toute l'équipe de chercheurs, Nazih Mechbal, Laurent Berthe et Jean-Rémy Chardonnet mes encadrants, ainsi que Eric Monteiro, Sylvie Tence-Girault, Damien Thuau et Quan Sun pour m'avoir accompagné avec patience et compétence dans cette aventure ambitieuse. L'humilité et la bienveillance des membres de ces équipes de recherche resteront pour moi des modèles à suivre et à transmettre.

Je remercie également Olivier Traxer et Steeve Doizi et les équipes de l'hôpital Tenon pour m'avoir fait découvrir l'urologie avec autant de pédagogie. La qualité des échanges que nous avons eus ma ouvert l'esprit aux sciences chirurgicales.

Je voudrais également remercier Sébastien Seguy de l'entreprise COLOPLAST pour m'avoir apporté l'éclairage de sa profession et pour son implication dans mes travaux. Ainsi que l'entreprise PIEZOTECH filiale du groupe ARKEMA notamment au travers de la personne de Fabrice Domingues Dos Santos, pour nous avoir guidés dans la réalisation des actionneurs en polymères électroactifs et pour nous avoir fourni la matière première indispensable à cette tâche.

Je remercie aussi mes camarades de travail et les personnes que j'ai pu côtoyer au laboratoire des Arts et Métier durant ces trois années, pour leur soutien et pour leur sympathie, ils se reconnaitront.

Merci aux membres de mon entourage.

Table des matières

Remerciements **3**

Liste des tableaux **9**

Liste des figures **14**

1 Introduction générale **15**

2 Etat de l'art et concept technologique **19**

2.1 Introduction 21

2.2 Contexte médical 21

2.2.1 Épidémiologie du cancer de la vessie 22

2.2.2 Les tumeurs de la vessie 22

2.2.3 Le diagnostic du cancer de la vessie, la cystoscopie 23

2.3 Les objectifs et les contraintes de l'automatisation du geste cystoscopique 24

2.3.1 Les objectifs médicaux 24

2.3.1.1 L'automatisation du geste chirurgical 24

2.3.1.2 La production d'un support de diagnostic performant 25

2.3.1.3 Vers des outils à usage unique 25

2.3.2 Les objectifs économiques 26

2.3.3 Les contraintes environnementales 26

2.3.3.1 La dimension du système 26

2.3.3.2 La compatibilité avec le milieu 26

2.3.4 Les contraintes intrinsèques au système 27

2.4 Les robots chirurgicaux 27

2.4.1 Histoire 28

2.4.2 Les robots chirurgicaux contemporains 29

2.5 Les robots endoscopiques et leurs actionneurs 32

2.5.1 Les systèmes d'actionnements traditionnelles 32

2.5.1.1 Les endoscopes actionnés par câbles . . . 32
2.5.1.2 Les endoscopes à actionnement pneumatique . . . 34
2.5.1.3 Les actionnements par micro-moteurs embarqués . . . 34
2.5.2 Les capsules endoscopiques . . . 35
2.5.3 Les actionneurs en matériaux intelligents . . . 36
2.5.3.1 Les actionneurs intelligents en matériaux à mémoire de forme . 37
2.5.3.2 Les actionneurs intelligents en matériaux polymères électroactifs 39
2.6 Les systèmes de perception . . . 40
2.6.1 Les capteurs de vision . . . 40
2.6.2 Les capteurs de perception de profondeur . . . 41
2.6.2.1 La perception de profondeur par caméra . . . 41
2.6.2.2 La perception de profondeur par laser . . . 42
2.6.2.3 La perception de profondeur par ultrason . . . 43
2.7 Notre concept du robot endoscopique souple à actionneur en polymère électroactif 43
2.7.1 Les choix technologiques . . . 43
2.7.1.1 Le choix de l'actionneur . . . 44
2.7.1.2 Le choix des capteurs . . . 45
2.7.2 Le concept retenu . . . 45
2.8 Conclusion . . . 48

3 Actionneur en polymère electroactif, étude théorique, numérique et expérimentale 51
3.1 Introduction . . . 53
3.2 Présentation des polymères électroactifs et du terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) 53
3.2.1 Les polymères électroactifs . . . 54
3.2.1.1 Les polymères électroactifs ioniques . . . 54
3.2.1.2 Les polymères électroactifs électroniques . . . 54
3.2.2 Les polymères électrostrictifs et le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) . . 55
3.2.3 Equation et principe de fonctionnement . . . 56
3.2.4 Les différents procédés de fabrication des matériaux composites à base de PEA . . . 57
3.2.4.1 Procédé de fabrication par la méthode de sérigraphie (screen printing) . . . 57
3.2.4.2 Procédé de fabrication par la méthode d'enduction par trempage (dip-coating) . . . 58
3.2.4.3 Procédé de fabrication par la méthode d'enduction centrifuge (spin-coating) . . . 59
3.2.4.4 Procédé de fabrication par la méthode d'EB-PVD (Electron Beam Physical Vapor Deposition) . . . 60

3.3 Étude analytique et numérique de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) . . . 60
3.3.1 Modèle analytique de l'actionneur en PEA . . . 60
3.3.1.1 Équations électromécaniques d'un matériau composite en multicouche à base de polymère électrostrictif . . . 60
3.3.1.2 Étude paramétrique . . . 65
3.3.1.3 Discussion . . . 66
3.3.2 Analyse numérique de l'actionneur en PEA . . . 68
3.3.2.1 Validation du modèle aux éléments fini de l'actionneur . . . 69
3.3.2.2 Résultats de la simulation . . . 71
3.3.2.3 Discussion . . . 75
3.3.3 Conclusion . . . 76
3.4 Étude expérimental de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) . . . 76
3.4.1 Prototype expérimental avec des électrodes en aluminium . . . 78
3.4.1.1 Matériel et méthode . . . 78
3.4.1.2 Résultats expérimentaux . . . 78
3.4.1.3 Discussion . . . 80
3.4.2 Prototype expérimental avec des électrodes en PEDOT :PSS . . . 81
3.4.2.1 Matériel et méthode . . . 81
3.4.2.2 Résultats expérimentaux . . . 81
3.4.2.3 Discussion . . . 84
3.5 Conclusion . . . 85

4 Stratégie de modélisation et de commande d'un robot endoscopique souple à actionneur en polymère électroactif 87
4.1 Introduction . . . 89
4.2 Modélisation des robots continus . . . 89
4.2.1 Modélisation des robots continus à rayon de courbure variable . . . 91
4.2.2 Modélisation des robots continus à rayon de courbure constant . . . 92
4.2.2.1 Modélisation par la méthode de Denavit-Hartenberg . . . 92
4.2.2.2 Modélisation par la méthode de Frenet-Serret . . . 93
4.2.2.3 Modélisation par la méthode de représentation intégrale . . . 94
4.3 Modélisation de notre système poly-articulé avec des actionneurs continus et ponctuels . . . 96
4.3.1 Modèle géométrique . . . 96
4.3.1.1 Modèle direct . . . 96

4.3.1.2 Modèle inverse et espace de travail . . . 100
4.3.2 Modèle cinématique . . . 102
4.3.2.1 Redondance du robot . . . 102
4.3.2.2 Contrôle en position du système . . . 102
4.3.3 Modélisation dynamique du système . . . 102
4.3.3.1 Expression des couples électrostrictifs . . . 103
4.3.3.2 Équations de Lagrange . . . 104
4.3.3.3 Énergie cinétique du système . . . 105
4.3.3.4 Énergie Potentielle du système . . . 107
4.3.3.5 Équations dynamiques du système . . . 107
4.3.4 Discussions . . . 108
4.4 Expérimentation de la commande sur un modèle virtuel en cosimulation sur Matlab, Simulink et Abaqus . . . 108
4.4.1 Présentation du modèle de cosimulation . . . 108
4.4.1.1 Gestion des pas de temps . . . 110
4.4.1.2 Modèle numérique développé sur Abaqus . . . 110
4.4.1.3 Analyse modale et amortissement . . . 111
4.4.2 Schéma de commande par correcteur PID . . . 114
4.4.2.1 Présentation du modèle . . . 114
4.4.2.2 Résultats et discussions . . . 115
4.4.3 Schéma de commande par correcteur PID avec anticipation dynamique . 117
4.4.3.1 Présentation du modèle . . . 117
4.4.3.2 Résultats et discussions . . . 118
4.5 Conclusion . . . 118

5 Conclusion générale 121
5.1 Conclusion . . . 121
5.2 Discussions et perspectives . . . 122

Liste des annexes 125

A Étude d'un environnement de réalité virtuelle et d'un support haptique pour simuler le geste de cystoscopie 125

B Étude d'un micro-transducteur à ultrasons en matériau piézoélectrique 129

Liste des tableaux

2.1 Tableau récapitulatif des bénéfices de la robotique sur le geste chirurgical endoscopique tiré des travaux de Chikhaoui et al. [16] 25
2.2 Tableau récapitulatif des systèmes d'actionnement de la littérature et leurs limites 46
2.3 Tableau récapitulatif des systèmes de vision de la littérature et leurs limites . . . 47
2.4 Tableau récapitulatif des systèmes de perception de la profondeur de la littérature et leurs limites 47

3.1 Tableau comparatif des propriétés mécaniques de quelques matériaux polymères 56
3.2 Tableau des paramètres de l'actionneur 66
3.3 Tableau de conversion de SI à SI millimètre 69
3.4 Tableau récapitulatif des expériences de simulation 73
3.5 Tableau des paramètres de l'actionneur 79
3.6 Tableau des paramètres de l'actionneur 82

4.1 Tableau des paramètres D-H modifié 93
4.2 Tableau des paramètres de Denavit-Hartenberg modifié 98
4.3 Tableau des paramètres de l'actionneur 111

Table des figures

2.1 Les différents stades du cancer de la vessie [58] 23

2.2 Schématisation du geste cystoscopique 24

2.3 Schématisation de la proportion d'un cystoscope dans la vessie et de son cheminement [88] 27

2.4 a) Robot de Kwoh et al. [61] et b) Probot de Harris et al. [44] 29

2.5 a) robot Da Vinci Surgical Xi (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, USA) [42] b) robot Sensei X (Hansen Medical Inc., Mountain View, USA) [76] c) robot FreeHand 1.2 (FreeHand 2010 Ltd., Cardiff, UK) [77] d) robot Invendoscopy E200 system (Invendo Medical GmbH, Germany) [40] e) robot Flex® robotic system (Medrobotics Corp., Raynham, USA) [78] f) robot Senhance (TransEnterix, Morrisville, USA) [28] g) robot Auris (ARES ; Auris Surgical Robotics, Silicon Valley, USA) [72] h) robot NeoGuide Endoscopy System (NeoGuide Endoscopy System Inc, Los Gatos, USA) [41] 31

2.6 Robot endoscopique de a) Qu et al. [75] et b) Li et al. [65] 33

2.7 a) Prototype de robot cystoscopique de Ye et al. [110] et b) modèle de reconstruction 3D de la vessie avec ce même robot 33

2.8 Robot endoscopique pneumatique de a) Devrecker et al. [25] et b) Gorissen et al. [39] 34

2.9 Robot endoscopique actionné par micro moteurs [86] 35

2.10 a) Capsule endoscopique passive de Ciuti et al. [17] et b) capsule endoscopique active de Friedman et al. [32] 36

2.11 Nanoswimmers tiré de la littérature [99] 36

2.12 Comparaison des performances entre a) Muscle humain b) actionneur piézoélectrique c) actionneur en alliage à mémoire de forme d)actionneur en PEA 38

2.13 Deux solutions endoscopiques en alliages à mémoires de forme, a) dévellopé par des chercheurs américains [91] et b) par des chercheurs malaisiens [2] 39

2.14 Actionneur en PEA pour cathéter développé par Ganet et al. [34] et modélisé sous le logiciel Ansys 40

2.15 a) Schéma du SFE et b) image broncosopique issue du SFE. Les deux images sont tirées de l'article de Lee et al. [64] 41

2.16 a) Schématisation de la méthode de stéréo-vision à deux caméras [48] et b) reconstruction par stéréo-vision de la paroi vésicale à partir d'un SFE de Soper et al. [88] 42

2.17 Schémas de principe des méthodes de stéréo-vision a) et de triangulation b) . . 43

2.18 Schéma de principe du robot cystoscopique avec a) La phase d'introduction d'un guide dans la vessie, b) La représentation du robot avec partie interne et externe au patient, c) Le gonflement de la vessie à l'aide de sérum physiologique d) La partie distale du robot avec les capteurs embarqués e) L'actionneur continu en polymère électroactif et f) La reconstruction virtuelle en 3D simultanément avec la localisation du robot dans la vessie 49

3.1 Schéma de fonctionnement d'un PEA ionique a) et d'un PEA électronique de type ferroélectrique b) 55

3.2 Schématisation du matériau composite avec ces différents matériaux et sa courbure 57

3.3 Schématisation du matériau composite multicouche 57

3.4 Schéma de présentation de la méthode du screen-printing [52] a) et de la méthode du dip-coating [79] b) 58

3.5 Schéma de présentation de la méthode du spin-coating [60] a) et de la méthode de l'EB-PVD [3] b) 59

3.6 Présentation schématique du modèle multicouche avec la répartition des déformations dans les différentes couches suivant la déformation de la fibre neutre ϵ_0 61

3.7 Étude de la capacité de flexion de l'actionneur en fonction de a) le champ électrique avec plusieurs épaisseurs de PEA b) le champ électrique avec plusieurs valeurs de nombre de couches n c) l'épaisseur de polymère avec plusieurs valeurs de nombre de couches n d) le module de Young du substrat avec plusieurs valeurs de nombre de couches n e) le champ électrique avec différentes valeurs de module de Young du substrat f) l'épaisseur du substrat avec plusieurs valeurs d'épaisseur de PEA. 67

3.8 Flexion de l'actionneur en matériau composite soumis à un champ électrostrictif 70

3.9 Influence de la taille des éléments ($6.10^{-3} - 2.10^{-4}$m) sur l'angle de flexion de l'actionneur avec d'une part des éléments quadratiques S8R5 a) et d'autre part des éléments linéaires S4R b). 70

3.10 Modèle numérique sur le logiciel Abaqus de l'actionneur en contact avec un plan fixe 71

3.11 Résultat de la simulation qui souligne les capacités de flexion de l'actionneur en fonction des paramètres suivants : a) le nombre de couches actives n et l'épaisseur des couches de PEA e_p b) le module de Young du substrat passif E_s et le module de Young du matériau des électrodes E_e c) le module de Young du substrat passif E_s et son épaisseur e_s d) le module de Young du matériau des électrodes E_e et son épaisseur e_e. 74

3.12 Résultat de la simulation qui souligne les capacités de force induite de l'actionneur en fonction des paramètres suivants : a) le nombre de couches actives n et l'épaisseur des couches de PEA e_p b) le module de Young du substrat passif E_s et le module de Young du matériau des électrodes E_e c) le module de Young du substrat passif E_s et son épaisseur e_s d) le module de Young du matériau des électrodes E_e et son épaisseur e_e. 75
3.13 Schéma du modèle d'actionneur 76
3.14 a) Boucle de polarisation (P) en fonction du champ électrique (T) du terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) et b) observation d'un actionneur après claquage sollicité à $150V/\mu m$ 77
3.15 Masques en PEN utilisés pour contrôler la géométrie des électrodes durant le procédé de l'EB-PVD 79
3.16 Résultats d'expérience pour un actionneur avec des électrodes en aluminium . . 79
3.17 Vue au microscope de l'endommagement des électrodes suite au spin-coating du PEA, avec des électrodes d'épaisseur de a) $80nm$ et b) $400nm$. 80
3.18 Outil de screen-printing utilisé en salle blanche pour l'impression de nos actionneurs multicouches 82
3.19 Résultats comparatifs entre l'expérimentation et l'étude théorique issue du calcul numérique par la méthode des éléments finis 83
3.20 Résultats expérimentaux pour différentes épaisseurs de couches de PEA a) et pour des couches différentes b) 84

4.1 Bras robotisé UR3 de Universal Robot a) et un robot Octobot tiré de [81] b) . . 90
4.2 Présentation des classes de robots suivant les matériaux et les degrés de liberté d'après [16] 91
4.3 Schématisation de la méthode d'Euler à gauche et les méthodes basées sur un rayon de courbure constant à droite, image tirée de [38] 92
4.4 Schéma d'un actionneur continu tiré de [106] 93
4.5 Paramètres de la méthode de Frenet-Serret. 94
4.6 Paramètres de la méthode de représentation intégrale 95
4.7 Présentation des actionneurs du robot a) et schéma de positionnement de la partie distale b) 97
4.8 Paramètres du robot à double courbure en PEA. 98
4.9 Schéma de passage des coordonnées cartésiennes aux coordonnées articulaires . . 99
4.10 Représentation du modèle géométrique direct sur matlab avec une consigne linéaire sur chaque actionneur a) et observation de la redondance de la position de la partie distale du robot b) 100
4.11 Espace de travail du robot 101
4.12 Courbure des actionneurs multicouche en PEA en fonction du champ électrique 105
4.13 Schématisation de la structure de cosimulation multiphysique 109
4.14 Schématisation de la structure de cosimulation multiphysique 110

4.15 Modèle en éléments finis sur Abaqus du système à trois actionneurs 111
4.16 Représentation des principaux modes à basse fréquence du modèle numérique d'un robot polyarticulé avec a) le mode de rotation, b) le premier mode de flexion, c) le deuxième mode de flexion, d) le troisième mode de flexion, e) un mode de torsion et f) un mode de flexion hors plan. 112
4.17 Projection sur X de la position de la tête d'un actionneur en PEA ainsi que la consigne d'actionnement pour un système volontairement amorti a) et pour le système classique b) 113
4.18 Schéma du correcteur PID 114
4.19 Consigne en saturation des actionneurs du robot pour une commande PID en boucle ouverte et en boucle fermée avec a) un réglage non optimal et b) un réglage optimal. 115
4.20 Consigne en créneau des actionneurs du robot pour une commande PID 116
4.21 Schéma du correcteur PID avec anticipation dynamique 117
4.22 Consigne en créneau des actionneurs du robot pour une commande PID avec et sans le terme d'anticipation dynamique 118

5.1 Schéma de la navigation du robot en SLAM 124

A.1 Présentation du système haptique et de l'environnement de RV 125
A.2 Image tirée du modèle virtuel de la cystoscopie sur le logiciel Unity 3D 126
A.3 Image tirée du modèle virtuel de la cystoscopie sur le logiciel Unity 3D 127

B.1 Schéma d'intégration du transducteur à ultrasons dans la partie distale du robot cystoscopique 129
B.2 Principe de fonctionnement du transducteur à ultrasons 130
B.3 Photo du montage expérimental 131
B.4 Spectre d'émission et de réception de l'onde ultra-sonore émise par le transducteur à une distance de la cible de $75mm$ a) et $195mm$ b) 132
B.5 Distance en fonction du temps de vol des résultats de mesure par ultrasons . . . 133

Chapitre 1

Introduction générale

L'endourologie telle que nous la connaissons aujourd'hui est le résultat de siècles de développement. Son histoire a commencé en 1805 avec la première tentative de cystoscopie par Philipp Bozzini [10]. Depuis le XIXe siècle où le terme « endoscopie » a été utilisé pour la première fois par le chirurgien Antonin Jean Desormeaux, de nombreuses avancées technologiques dans ce domaine ont eu lieu [24]. La cystoscopie, qui est un acte de diagnostique dont l'objectif consiste à explorer la paroi vésicale au moyen d'un endoscope dédié, a bénéficié ces dernières décennies de nombreux progrès. L'indication principale de cet examen est la recherche de tumeurs de vessie, que ce soit dans un contexte d'exploration d'une hématurie ou de surveillance d'une tumeur traitée par voie endoscopique. De fait, la cystoscopie est un acte essentiel au suivi des patients dont la prise en charge dépend des résultats de cet examen. Dans l'intention de systématiser ce geste pour en garantir la qualité, nous proposons dans ce manuscrit une solution de robotisation d'un endoscope cystoscopique constitué d'actionneurs continus en polymères électroactifs. L'essor des micro-capteurs et des micro-actionneurs a permis d'améliorer la qualité des outils chirurgicaux. Les capteurs photographiques, essentiels à l'endoscopie de diagnostic, ont pu être miniaturisés jusqu'à être embarqués dans des outils de quelques millimètres de diamètre. Les matériaux intelligents ont investi le domaine de la robotique pour former des actionneurs et des capteurs aux propriétés mécaniques révolutionnaires capables d'intégration microscopique. Les polymères électroactifs comme actionneurs et capteurs en font partie. Imprimés en faible épaisseur, ils ont la faculté de se déformer sous l'effet d'un champ électrique. Ces actionneurs continus ouvrent la voie à la création de robots continus, dans lesquels actionneurs et structure se confondent et dont les degrés de liberté peuvent être infinis. Ces nouvelles structures offrent une dextérité jusqu'alors inégalée permettant la réalisation de tâches très complexes en micro

chirurgie tout en réduisant l'invasivité des outils endoscopiques.

Le manuscrit est organisé dans l'ordre chronologique de la réalisation de nos travaux avec en première partie une étude des objectifs et contraintes du projet et une revue de l'état de l'art. Notre approche portera sur des problématiques de recherche ainsi que sur les aspects d'innovation technologique, puisque la finalité du projet est la mise sur le marché d'un robot concurrentiel avec les outils existants. Nous nous intéresserons ensuite aux différentes technologies d'actionneurs et de capteurs étudiés en endoscopie ou dans d'autres domaines d'applications. Les innovations récentes en microtechnologie sont si importantes que nous en avons dressé une liste non exhaustive mais représentative des principales avancées potentiellement adaptables à notre projet. Enfin, ce chapitre se terminera par la présentation des technologies d'actionneurs et de capteurs retenues pour notre robot. Nous justifierons notamment l'utilisation des matériaux électroactifs, intégrés directement dans la structure de notre endoscope robotisé, comme technologie d'actionnement. Les matériaux intelligents, par leur capacité de micro-intégration et leurs performances mécaniques sont des candidats remarquables pour la robotique moderne. Ils permettent de supplanter les systèmes d'actionneurs traditionnels, dans la réalisation de tâches complexes et minutieuses par la manifestation d'une grande dextérité et d'une adaptabilité aux structures des robots.

Le deuxième chapitre de notre travail de recherche s'articule autour de l'étude des polymères électroactifs comme actionneurs intelligents et nous étudierons plus particulièrement un terpolymère électrostrictif, le P(VDF-TrFE-CTFE). Il a été choisi notamment pour ses capacités de flexion et sa compatibilité avec l'environnement du robot. Si les matériaux électroactifs sont connus depuis quelques décennies, leur étude comme actionneur et comme capteur est très récente et leur comportement n'est pas encore totalement maitrisé. Si les polymères électroactifs sont divisés en sous catégories de matériaux aux comportements électromécaniques différents, le terpolymère électrostrictif que nous utilisons opère une modification de sa structure sous l'effet d'un champ électrique. Celle-ci est assujettie à la composition des polymères qui le constituent et à leurs proportions. Une thèse en matériaux est par ailleurs en cours sous la direction de madame Sylvie Tencé-Girault au laboratoire PIMM pour étudier, entre autres, les capacités de ce matériau du point de vue de sa composition chimique. De notre côté, c'est à l'échelle macroscopique que nous évaluons notre polymère et son intégration dans un élément composite de plusieurs couches de matériaux différents. Afin de guider sa réalisation en laboratoire, nous

avons étudié un modèle analytique puis numérique de cet actionneur. Ces modèles permettront ainsi de réaliser plusieurs prototypes d'actionneurs dans le cadre d'une étude expérimentale.

Le troisième et dernier chapitre de cette thèse portera sur le robot cystoscopique, constitué d'actionneurs en polymères électroactifs. Nous allons notamment nous intéresser à la modélisation des robots souples, catégorie de la robotique qui est apparue lors de l'avènement des technologies de matériaux intelligents. Ces robots mous continus font appel à des théories de modélisation différentes des robots traditionnels et souvent plus complexes du fait qu'ils peuvent par exemple comporter une infinité de degrés de liberté. La modélisation d'un robot continu en matériau composite à base de polymère électroactif n'a jamais été étudiée. Nous allons donc développer les modèles géométrique, cinématique et dynamique pour ensuite les utiliser dans le cadre d'une théorie de commande. Le robot commandé est ensuite développé virtuellement au travers d'une cosimulation numérique implémentée simultanément sur les logiciels Matlab, Simulink et Abaqus.

A la suite de cela nous conclurons cette thèse par une analyse de nos résultats puis nous mettrons en lumière les travaux que nous pourrions réaliser dans le futur afin d'améliorer la connaissance de ces matériaux en polymères électroactifs à usage d'actionneur. En parallèle de ces travaux, un environnement de réalité virtuel a été développé au LISPEN/Institut Image afin de simuler le cheminement de l'outil dans la vessie et constituer un éventuel support pour la formation des chirurgiens urologues. Ces recherches sont présentées brièvement en annexe A.

Ce travail a été réalisé avec le concours des équipes de recherche du laboratoire PIMM et de LISPEN/Institut Image des Arts et Métiers ainsi que du laboratoire IMS de Bordeaux. Ce projet est le fruit d'une collaboration avec le Service d'Urologie de l'Hôpital Tenon de l'APHP, l'entreprise Coloplast (Humlebæk, Danemark). La recherche sur les matériaux polymères a notamment été réalisée avec le soutient matériel de l'entreprise Piezotech, filiale du groupe Arkema. Dans le cadre de cette thèse, deux articles sont parus dans les comptes rendus des conférences SMART (IX ECCOMAS Thematic Conference on Smart Structures and Materials, 2019, Q Jacquemin, D Thuau, E Monteiro, S Tence-Girault, and N Mechbal. Electrostrictive multilayer polymer actuator dimensioning and modelling for continuum snake like robot application — SMART 2019. page 10.) et IROS (International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2020, Q Jacquemin, Q Sun, D Thuau, E Monteiro, S Tence-Girault, and N Mechbal. Design of a new

electroactive polymer based continuum actuator for endoscopic surgical robots. page 9.). Un article est également en cours de soumission au journal SoRo (Soft Robotics Journal, Design and control of electroactive polymer based actuators for soft robotic application).

Chapitre 2

Etat de l'art et concept technologique

Contenu

2.1 Introduction 21
2.2 Contexte médical 21
2.2.1 Épidémiologie du cancer de la vessie 22
2.2.2 Les tumeurs de la vessie 22
2.2.3 Le diagnostic du cancer de la vessie, la cystoscopie 23
2.3 Les objectifs et les contraintes de l'automatisation du geste cystoscopique . . 24
2.3.1 Les objectifs médicaux 24
2.3.2 Les objectifs économiques 26
2.3.3 Les contraintes environnementales 26
2.3.4 Les contraintes intrinsèques au système 27
2.4 Les robots chirurgicaux 27
2.4.1 Histoire 28
2.4.2 Les robots chirurgicaux contemporains 29
2.5 Les robots endoscopiques et leurs actionneurs 32
2.5.1 Les systèmes d'actionnements traditionnelles 32
2.5.2 Les capsules endoscopiques 35
2.5.3 Les actionneurs en matériaux intelligents 36
2.6 Les systèmes de perception 40
2.6.1 Les capteurs de vision 40
2.6.2 Les capteurs de perception de profondeur 41
2.7 Notre concept du robot endoscopique souple à actionneur en polymère électroactif 43
2.7.1 Les choix technologiques 43
2.7.2 Le concept retenu 45
2.8 Conclusion 48

RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Dans ce chapitre nous exposons une vision globale de la littérature relative au domaine de la robotique endoscopique. Après avoir recensé les principaux robots chirurgicaux existants et leur histoire nous avons développé notre état de l'art autour des différentes technologies d'actionneurs et de capteurs. En effet, la conception d'un robot se fait au travers de ces deux éléments qui constituent la principale composante technologique des systèmes et sont déterminants pour la mise en place de la stratégie de commande. A partir de cet état de l'art et en considérant les objectifs et les contraintes du projet nous présentons la solution retenue pour notre robot cystoscopique.

2.1 Introduction

La robotique qui s'est déployée à partir des années 60 dans l'industrie désigne les systèmes qui sont capables d'interagir avec leur environnement au travers de capteurs et de programmes adaptés. Les automates utilisés jusqu'alors étaient programmés pour réaliser une tâche prédéfinie en faisant éventuellement interagir un opérateur. Si le programme adapté du robot, aussi appelé loi de commande, est spécifique à chaque application, les systèmes robotisés se partagent des actionneurs et des capteurs qui évoluent au fil des innovations technologiques et numériques. Ces éléments sont souvent les points clés de la performance d'un robot et de sa pertinence pour telle ou telle tâche. Ici, nous sommes assujettis à un champ de contraintes très important, notamment en terme de miniaturisation et de maniabilité, qui va influencer le choix des technologies adoptées. Après avoir relaté brièvement l'histoire de la robotique chirurgicale et présenté les principaux spécimens qui la constituent, nous allons recenser les principales technologies d'actionneurs pertinentes pour notre projet cystoscopique. Ensuite, nous ferons de même concernant les capteurs de vision et de distance. Suite à cela nous choisirons les technologies les plus adaptées à nos objectifs et contraintes préalablement énumérés. Ce choix prendra non seulement en compte les éléments techniques et économiques mais aussi notre volonté d'innovation. La présentation du système retenu et ses justifications clôturera enfin ce chapitre.

2.2 Contexte médical

Le diagnostic de tumeur de la vessie se fait par observation visuelle de la paroi vésicale du patient par le biais d'un endoscope souple introduit dans l'urètre. Ce geste habituellement réalisé sous anesthésie locale par les chirurgiens urologues en cas de suspicion de tumeur de vessie est appelé cystoscopie. Il consiste, dans le cadre d'un bilan diagnostic, à identifier la présence d'une tumeur vésicale et d'en préciser le nombre, la taille, la topographie, ainsi que son aspect. Ce geste est aussi réalisé dans le cadre de la surveillance de tumeurs non infiltrantes du muscle de la vessie. En plus d'être chronophage, ce geste est contraint par un environnement complexe qui nécessite un degré d'expérience important de la part du praticien afin de réaliser une cartographie standardisée de la vessie pour ne pas méconnaître une tumeur de vessie. Ainsi, au travers des innovations technologiques réalisées sur les outils chirurgicaux et dans le but de certifier la qualité de la cystoscopie, un processus d'automatisation de ce geste chirurgical va

faire l'objet de ce travail de thèse.

2.2.1 Épidémiologie du cancer de la vessie

Le cancer de la vessie est le septième cancer le plus fréquent en ce qui concerne l'occurrence d'apparition, ce qui représente 4% des diagnostics des cancers. Il représente 2.7 millions de patients dans le monde avec pour incidence 10.1 cas pour 100 000 hommes et 2.5 cas pour 100 000 femmes. Ce cancer est plus fréquent chez l'homme que chez la femme du fait que la consommation de tabac, principal facteur de risque, est prédominant chez l'homme. Après le tabagisme, l'exposition aux polluants industriels représente la seconde cause d'apparition des tumeurs de la vessie. En Europe, l'incidence annuelle est de 105 000 nouveaux cas dont 83 000 cas diagnostiqués chez les hommes et 22 000 cas diagnostiqués chez les femmes. Cela correspond à 6.6% des cancers diagnostiqués chez l'homme et 2.1% des cancers diagnostiqués chez la femme. La mortalité en Europe s'élève à 4.1% des décès par cancer chez l'homme et à 1.8% des décès par cancer chez la femme. En France, le cancer de la vessie a été diagnostiqué chez 13 100 nouvelles personnes en 2018 dont 81% chez les hommes. Il occupe ainsi la 4e place en incidence et le 7e rang des décès tous cancers confondus et constitue le second cancer urologique après celui de la prostate. Les tumeurs de vessie sont responsables de 3 % des décès par cancer. Leur incidence est en augmentation d'environ 1 % par an, avec une croissance plus importante chez la femme que chez l'homme. L'âge moyen de découverte de ce cancer est de 70 ans et il est plus fréquent dans les pays développés que dans les pays en voie de développement [1].
Lorsqu'il est diagnostiqué à un stade non infiltrant du muscle de la paroi vésicale, ce cancer se traduit par un taux de récidive très élevé ; ainsi une surveillance régulière, incluant une cystoscopie, est recommandée pendant plusieurs années. Cette pathologie représente 4 millions d'interventions par an, ce qui en fait le cancer le plus coûteux en terme de surveillance. 60% des coûts liés à cette maladie sont dépensés lors des phases de récidive.

2.2.2 Les tumeurs de la vessie

Une tumeur cancéreuse est un ensemble de cellules qui ne répondent plus aux signaux régissant le comportement des cellules normales et qui observent alors une prolifération anarchique et autonome [18]. Le type histologique de tumeur de vessie le plus rencontré est le carcinome urothélial (plus de 90% des cas). La figure 2.1 présente les différents stades du cancer de la vessie avec le degré d'infiltration des tumeurs dans le lamina propria, dans le muscle superficiel

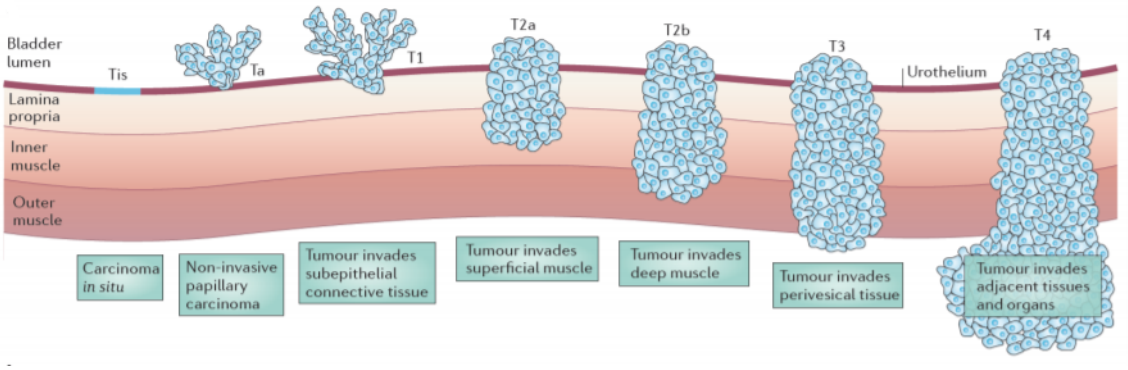


FIGURE 2.1 – *Les différents stades du cancer de la vessie [58]*

puis dans le muscle profond. La plupart du temps le praticien urologue réalise le diagnostic du cancer de la vessie visuellement, au travers de la caméra installée en partie distale de l'endoscope. Cependant, les tumeurs Tis, aussi appelées carcinome in situ (CIS), sont difficilement repérables à l'œil nu. Des produits de fluorescence peuvent alors être utilisés afin de faciliter l'observation des afflux sanguins qui caractérisent le CIS.

2.2.3 Le diagnostic du cancer de la vessie, la cystoscopie

La cystoscopie est un acte qui consiste à observer la paroi de la vessie à l'aide d'un endoscope souple qui est introduit dans l'urètre du patient (figure 2.2). Pour ce faire, le cystoscope est introduit manuellement par le chirurgien à travers l'urètre puis il arrive dans la vessie qui a été préalablement vidée. Elle est à nouveau remplie par du sérum physiologique afin de tendre les parois pour faciliter l'observation. Le sérum physiologique est injecté dans l'organe par un canal opérateur qui sert aussi à y introduire des outils comme par exemple la pince à biopsie. C'est ensuite à l'aide d'une lumière projetée depuis la partie distale, et au travers d'un écran projetant les images de la caméra embarquée, que le chirurgien va parcourir la paroi de la vessie pour y déceler la présence éventuelle de tumeurs. Un actionnement composé de câbles reliés à une structure en colonne vertébrale permet au praticien de fléchir mécaniquement l'outil. La rotation du poignet permet enfin de réaliser l'angle de roulis, dernier degré de liberté indispensable à cette inspection. Lorsque qu'une tumeur de vessie est mise en évidence au cours de cet examen, l'étape suivante consiste en la programmation d'une intervention chirurgicale dont le but est de réséquer en totalité la ou les lésions retrouvées. Cette intervention appelée résection endoscopique (ou trans-urétrale) de vessie a un objectif diagnostique, afin d'analyser

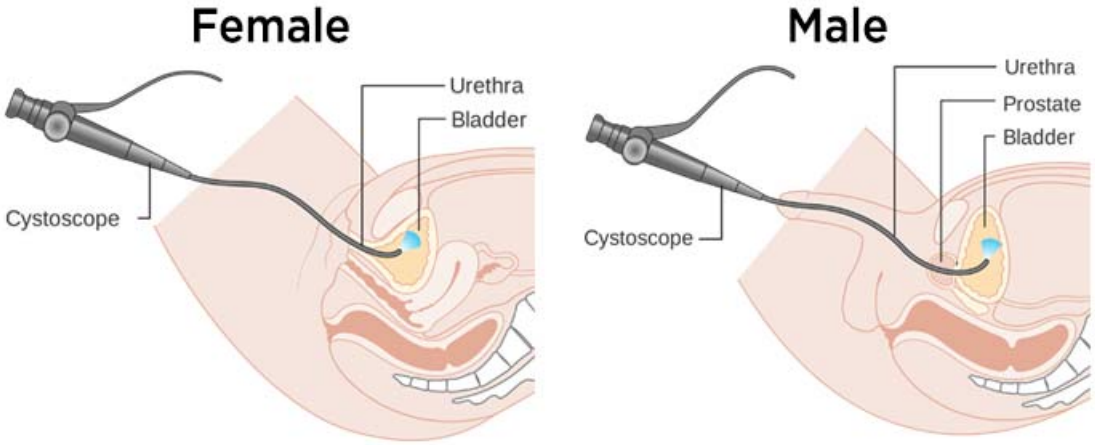


FIGURE 2.2 – *Schématisation du geste cystoscopique*

le tissu réséqué et d'évaluer l'infiltration dans la paroi vésicale, et thérapeutique par l'exérèse en totalité des lésions.

2.3 Les objectifs et les contraintes de l'automatisation du geste cystoscopique

Les objectifs et contraintes sont issus d'un retour d'expérience réalisé auprès des chirurgiens urologues, acteurs du geste cystoscopique. Ces praticiens sont également acteurs des décisions économiques relatives à leur activité et ils sont donc capables d'identifier les domaines à améliorer tant sur le plan technique que financier.

2.3.1 Les objectifs médicaux

2.3.1.1 L'automatisation du geste chirurgical

Dans le cadre d'une démarche globale vers la qualité au travers d'une uniformisation des pratiques et d'un traitement général des données, la robotisation des outils peut jouer un rôle primordial. Les avantages de la robotique sur la manipulation manuelle sont listés dans le tableau ci-après 2.1.
L'efficacité du geste humain varie suivant des critères d'expérience ou d'habileté de l'opérateur. A contrario, le geste robotique, lui, est standardisé et son efficacité est quantifiable. Suite à

Limites humaines	Apports de la robotique
Dextérité limitée à une échelle déterminée de mouvements	Dextérité élevée à une plus grande échelle de mouvements
Sujet aux tremblements et à la fatigue	Stable et «inépuisable»
Précision limitée	Précision élevée et adaptée à l'amplitude de déplacement
Exposition aux radiations et infections	Résistance aux nuisances externes
Aptitude limitée à exploiter les informations quantitatives	Capacité élevée à intégrer diverses informations de capteurs

TABLE 2.1 – *Tableau récapitulatif des bénéfices de la robotique sur le geste chirurgical endoscopique tiré des travaux de Chikhaoui et al. [16]*

cette évaluation, des techniques complémentaires de diagnostic peuvent être mises en place si nécessaire. L'automatisation de l'outil permet également de mobiliser les chirurgiens sur d'autres gestes en les libérant d'une tâche répétitive et chronophage.

2.3.1.2 La production d'un support de diagnostic performant

L'automatisation des tâches va de pair avec le traitement des données numériques, d'abord parce que ces données sont à l'origine de la stratégie de commande mais aussi parce qu'elles sont le support de l'analyse par le praticien. Les outils numériques développés dans le cadre de la robotisation vont fournir un support pérenne et dématérialisable pour le diagnostic. Les données récoltées durant la phase de diagnostic peuvent également être réutilisées au travers d'une expérience de réalité augmentée dans les phases ultérieures de prise en charge du patient pour orienter le chirurgien. Enfin, la sauvegarde de ces données associée au retour d'expérience des intervenants peut aboutir à la mise en place d'outils d'aides au diagnostic.

2.3.1.3 Vers des outils à usage unique

Les outils cystoscopiques existants sont en grande majorité réutilisés sur plusieurs opérations afin d'amortir le coût de fabrication souvent très élevé. Chaque utilisation est suivie d'une procédure de stérilisation de l'outil. Or cette opération est très coûteuse et implique une organisation spécifique des espaces de consultation. De plus, la procédure de stérilisation est actuellement réalisée en deçà des standards en vigueur (faute de solution alternative) afin de préserver le matériel embarqué peu résistant aux températures élevées. Il est donc nécessaire

de proposer un outil à usage unique à bas coût qui permettra d'éviter les contraintes de la stérilisation. Enfin, l'impact écologique de la stérilisation est très élevé de par sa consommation d'eau et en raison des déchets contaminés. La solution à usage unique quant à elle n'exclut pas le recyclage de ses matériaux constituants.

2.3.2 Les objectifs économiques

Chaque procédure médicale est associée à un coût, qui tient compte de toutes les dépenses qui s'y rapportent. Cela va des consommables aux salaires des intervenants, en passant par l'amortissement de l'outil et la location de la salle d'opération. Dans le cadre de l'opération cystoscopique cela correspond à quelques centaines d'euros. Il est donc nécessaire de s'en tenir à ce montant pour pouvoir être concurrentiel par rapport aux opérations existantes.

2.3.3 Les contraintes environnementales

2.3.3.1 La dimension du système

L'opération de cystoscopie se fait après instillation endourétrale de gel anesthésiant mais sans anesthésie générale. Le diamètre extérieur des cystoscopes ($\approx 6mm$) est donc limité par la capacité d'extension de l'urètre. Ensuite, la dimension de la vessie, variable suivant la corpulence, l'âge et le sexe des individus vient contraindre cette fois-ci la forme de l'outil. La figure 2.3 schématise la proportion du robot par rapport à celle de la vessie.

2.3.3.2 La compatibilité avec le milieu

Le système doit respecter la biocompatibilité des matériaux qui seront au contact du patient. De plus, la vessie est un organe creux et souple qui nécessite d'être mis sous tension par du sérum physiologique pour en permettre l'observation. Le système robotisé ainsi que les capteurs doivent donc fonctionner dans ce milieu. La paroi vésicale est quant à elle fragile et sensible, les contacts sont douloureux pour le patient et peuvent provoquer des saignements qui perturbent le fonctionnement des capteurs embarqués. Le système doit pouvoir éviter d'entrer en collision avec les parois.

FIGURE 2.3 – *Schématisation de la proportion d'un cystoscope dans la vessie et de son cheminement [88]*

2.3.4 Les contraintes intrinsèques au système

Les contraintes techniques du robot sont les suivantes :

• Conception d'un robot biocompatible respectant les contraintes de formes et de dimensions requises pour le geste cystoscopique.

• Intégration de capteurs de vision capables de reconstruire la surface de la paroi vésicale sur un support numérique pour en permettre l'observation et le diagnostic.

• Développement d'une stratégie de commande pour ce robot afin de permettre la navigation autonome à l'intérieur de l'organe.

Et dans le futur :

• Conception et réalisation d'une interface de réalité augmentée à partir des données numériques comme support d'assistance au geste chirurgical (cf annexe A).

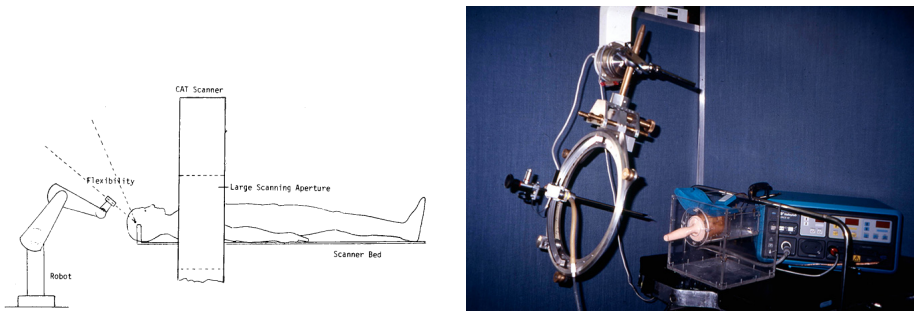
2.4 Les robots chirurgicaux

Au contraire d'autres domaines industriels comme l'automobile ou l'industrie agroalimentaire, la médecine n'a pas opéré de transformation majeure vers l'automatisation des outils lors de la révolution industrielle du $XIX^{ème}$ siècle. La complexité du geste et la diversité des procédures n'en font pas toujours un bon candidat au taylorisme et à la rationalisation des tâches. Ainsi comme pour la construction de bâtiment, ce secteur conserve une composante

humaine très importante là ou d'autres ont mécanisé ou délocalisé. Cependant l'avènement des outils numériques et de l'intelligence des systèmes permet à ces secteurs de passer le cap de l'automatisation tout en valorisant le travail des hommes en les libérant de gestes répétitifs et aliénants.

2.4.1 Histoire

En ce qui concerne la chirurgie, l'objectif du robot est d'assister les gestes complexes et minutieux du praticien ; cela nécessite le recours à des systèmes plus précis et performants que l'action humaine. Une bonne définition d'un robot chirurgical serait : un mécanisme à capteurs artificiels, contrôlé par un ordinateur et qui peut être programmé pour actionner des outils en vue de remplir des tâches chirurgicales [22]. Le premier robot chirurgical est apparu lorsque Kwoh et al. [61] ont utilisé un robot "Puma 560" pour maintenir des outils neurochirurgicaux afin de réaliser une biopsie en 1985 comme le présente la figure 2.4a. Ce projet n'a cependant pas vu le jour pour des raisons de sécurité du patient. Ce n'est qu'en 1991 que le robot "Robodoc", adaptation du robot Sanko Seiki, a été testé sur un être humain. Dans le même temps, des chercheurs de l'Imperial College de Londres [95] ont lancé le développement d'un robot de résection transurethral de la prostate totalement dédié et non issu de la modification d'un robot existant pour un autre domaine. Cela a permis de résoudre les problématiques de sécurité en adaptant la force et les degrés de liberté du robot aux applications de chirurgies. La simplification des logiciels qui en découla a également permis aux chercheurs de démontrer la sûreté du geste chirurgical robotisé. Une version améliorée de ce robot nommé "Probot" développé par Harris et al., [44] est ensuite apparue sur le marché et devint l'un des seuls robots de son époque dans le domaine de la chirurgie des tissus mous (figure 2.4b).
En parallèle du développement de la robotique chirurgicale, nous avons vu apparaitre la CAS (Computer Assisted Surgery), désignant les outils numériques et capteurs destinés à apporter un soutien aux chirurgiens. La différence tient au fait que les robots sont les opérateurs du geste chirurgical quand les CAS se résument à une assistances numérique au geste du chirurgien. Ainsi on retrouve la CT (Computer Tomography) ou la MRI (Magnetic Resonance Imaging) parmi les CAS et leur développement a abouti à la réalité augmenté, principale innovation des dernières décennies dans ce domaine.



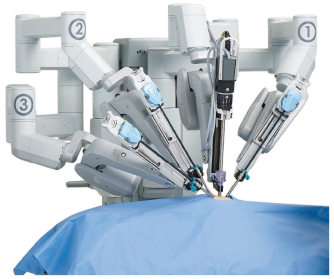
(a) *(b)*

FIGURE 2.4 – *a) Robot de Kwoh et al. [61] et b) Probot de Harris et al. [44]*

2.4.2 Les robots chirurgicaux contemporains

Seuls neufs robots chirurgicaux avaient été approuvés par la FDA (Food and Drug Administration) en 2018 parmi lesquels le robot Da Vinci Surgical Xi (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, USA, figure 2.5a) [42], à ce jour le plus connu et le plus commercialisé. Ce robot chirurgical de téléopération utilise uniquement de la réalité augmentée pour guider le chirurgien au contraire d'autres robots qui utilisent des actionneurs haptiques à retour de force. Les deux caméras permettent de produire un environnement 3D au chirurgien et les outils sont commandés par des actionneurs à câbles aux moteurs non embarqués. Son coût, la difficulté de changer d'outil rapidement et le manque de retour haptique sont les seuls facteurs limitant à son utilisation. Ensuite le robot Sensei X (Hansen Medical Inc., Mountain View, USA, figure 2.5b [76] est un robot cathéter d'insertion cardiaque actionné par câbles avec retour haptique issu d'un capteur installé sur la partie distale. Le robot FreeHand 1.2 (FreeHand 2010 Ltd., Cardiff, UK, figure 2.5c) [77] est un robot endoscopique avec caméra embarquée. Sa fonction est de contrôler la position d'une caméra en cœlioscopie, ou même pour certaines opérations de gynécologie et d'urologie au travers de pédales d'actionnement. Elle évite le recours à un assistant pour tenir l'endoscope qui apporte la vision par caméra. Sa compacité et sa simplicité d'utilisation en font un robot pratique et largement utilisé. Les robots Invendoscopy E200 system (Invendo Medical GmbH, Germany, figure 2.5d) [40] et Flex® robotic system (Medrobotics Corp., Raynham, USA, figure 2.5e) [78] sont également des systèmes endoscopiques destinés à la visualisation mais aussi avec la possibilité d'embarquer quelques outils chirurgicaux. Le premier est conçut pour la colonoscopie et le second pour l'observation des voies ORL. Senhance (TransEnterix, Morrisville, USA, figure 2.5f) [28] est un robot de chirurgie cœlioscopique et gynécologique avec

retour haptique. Un système de suivi de la position de la tête du chirurgien téléopérant permet de zoomer ou de dézoomer l'image lorsqu'il s'approche ou qu'il s'éloigne de l'écran. Un autre système de tracking permet de centrer l'image là où l'oeil de l'opérateur regarde. Le robot Auris (ARES ; Auris Surgical Robotics, Silicon Valley, USA, figure 2.5g) [72] est un robot bronchoscopique téléopéré qui permet de visualiser la respiration du patient. Il possède deux bras ayant chacun six degrés de liberté. Enfin le robot NeoGuide Endoscopy System (NeoGuide Endoscopy System Inc, Los Gatos, USA, figure 2.5h) [41] est quant à lui un robot endoscopique colonoscopique composé de seize micro moteurs embarqués qui lui permettent de s'adapter au mieux à la géographie de l'environnement chirurgical et de réaliser des opérations de diagnostics sans anesthésie locale. Cette adaptation est associée à un système de cartographie photographique assistée par ordinateur du milieu qui permet d'éviter les collisions entre les muqueuses et la structure du robot. Tous ces automates sont intéressants et utilisent une multitude de technologies différentes, des capteurs aux bras mécanisés en passant par le traitement numérique des données collectées. Si les plateformes utilisées et les logiciels implémentés sont conformes à notre projet, c'est l'extrémité de l'outil qui sera en contact direct avec le corps humain, qui est déterminante pour définir son champ d'application. Ici, ces robots ne sont pas destinés à l'urologie principalement du fait de leur taille trop importante pour cet usage. De plus, aucun de ces systèmes n'est autonome, du fait qu'ils sont manipulés indirectement par le chirurgien en téléopération.

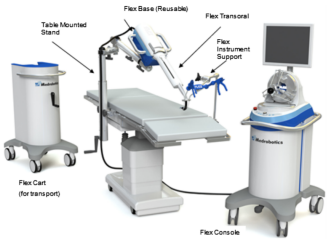


(a)

(b)

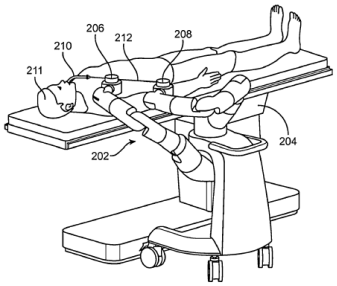
(c)

(d)

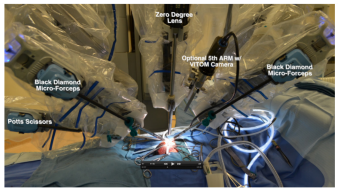


(e)

(f)



(g)



(h)

FIGURE 2.5 – *a) robot Da Vinci Surgical Xi (Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, USA) [42] b) robot Sensei X (Hansen Medical Inc., Mountain View, USA) [76] c) robot FreeHand 1.2 (FreeHand 2010 Ltd., Cardiff, UK) [77] d) robot Invendoscopy E200 system (Invendo Medical GmbH, Germany) [40] e) robot Flex® robotic system (Medrobotics Corp., Raynham, USA) [78] f) robot Senhance (TransEnterix, Morrisville, USA) [28] g) robot Auris (ARES; Auris Surgical Robotics, Silicon Valley, USA) [72] h) robot NeoGuide Endoscopy System (NeoGuide Endoscopy System Inc, Los Gatos, USA) [41]*

2.5 Les robots endoscopiques et leurs actionneurs

L'endoscopie est un procédé qui consiste à explorer le corps humain de l'intérieur (endon en grecque). Si la trace des premiers endoscopes est apparue en Égypte antique, ils ont connu un développement depuis deux siècles lorsque le progrès technique a permis de contrecarrer les problématiques d'intensité lumineuse et d'agrandissement d'image. L'un des avantages majeur de l'endoscopie est d'éviter les actes chirurgicaux invasifs. L'intérêt grandissant des personnels hospitaliers pour la sophrologie ainsi que l'évolution des techniques de miniaturisation ont propulsé cet outil au centre de l'attention de nombreuses équipes de chercheurs. Suivant la discipline concernée, l'endoscopie est appelée urétéroscopie et désigne l'examen de l'urètre, cœlioscopie lorsqu'il s'agit de l'examen de l'abdomen et cystoscopie lorsqu'il s'agit de l'examen de la vessie...
Les outils endoscopiques existants pour la cystoscopie sont à l'heure actuelle des tubes souples avec un unique actionneur capable de flexion et de dé-flexion commandé manuellement par l'extérieur. Cet actionneur est constitué d'une accumulations de petites articulations fixées les unes aux autres, pour former une colonne vertébrale actionnée par des câbles. Cet actionneur lié à la rotation du poignet de l'opérateur et au mouvement d'introduction de l'outil dans le corps du patient en fait un système poly-actionné capable de parcourir toute la surface intérieure de sa vessie.

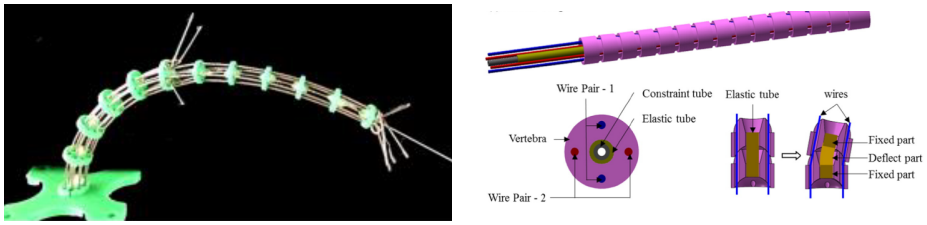
2.5.1 Les systèmes d'actionnements traditionnelles

Hormis les robots de téléopération existants présentés au chapitre précédent, aucun système autonome endoscopique n'a été commercialisé à l'heure actuelle. Néanmoins des équipes de recherche ont publié dans la littérature des travaux en cours sur des systèmes endoscopiques, robotisés ou non, portant leurs innovations principalement sur la technologie d'actionnement, décisive dans ce contexte. Nous les avons répertoriés et classés suivants ces technologies.

2.5.1.1 Les endoscopes actionnés par câbles

Beaucoup de projets de recherche endoscopiques, à l'image des outils existants, ont été développés sur le modèle d'un actionnement par câbles [103], [101], [102] et [13]. Par exemple, un robot souple constitué d'une tige centrale et de quatre câbles coulissant le long de petites plateformes (figure 2.6a), a été développé par une équipe de Honk-Kong, [75]. Ce prototype a

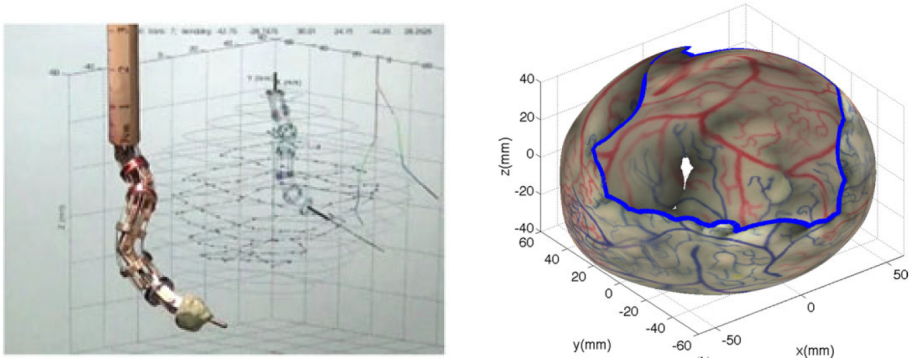
pour avantage d'augmenter le degré d'actionnement de l'outil et sa précision tout en réduisant son encombrement.



(a) *(b)*

FIGURE 2.6 – *Robot endoscopique de a) Qu et al. [75] et b) Li et al. [65]*

Un autre projet consiste à utiliser des articulations qui s'emboitent sur une tige flexible en vue de former une colonne vertébrale (figure 2.6b), capable de fléchir sous l'action des câbles tendus. Cet actionneur a l'avantage de guider le mouvement de flexion par l'action de la tige centrale et ainsi d'augmenter la précision du système. Ces robots sont qualifiés de bio-inspirés dans la mesure où ils vont simuler des comportements ou des mécanismes d'actionneurs que l'on retrouve dans la nature, comme par exemple la colonne vertébrale des mammifères, la trompe des éléphant ou encore la tentacule des Octopus.



(a) *(b)*

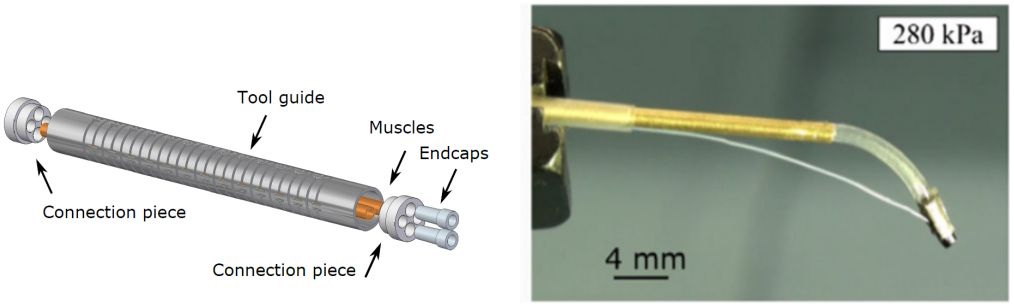
FIGURE 2.7 – *a) Prototype de robot cystoscopique de Ye et al. [110] et b) modèle de reconstruction 3D de la vessie avec ce même robot*

Sur la figure 2.7a on peut observer un robot cystocopique développé par Ye et al. [110], qui utilise des articulations ponctuelles alimentées chacune individuellement par deux câbles. Au travers de ce système, ils ont permis à leur robot de reconstituer théoriquement le contour d'une

paroi vésicale 2.7b. Celui-ci est doté d'un algorithme de commande permettant l'optimisation des positions articulaires suivant la méthode dite du "follow the leader" qui consiste à décrire le mouvement d'un actionneur en fonction de l'actionneur précédent. Le robot se déplace alors comme un serpent suivant une trajectoire commune empruntée par la partie distale et suivie par les autres articulations de l'endoscope.

2.5.1.2 Les endoscopes à actionnement pneumatique

Des robots endoscopiques à actionnement pneumatique ont également été recensés dans la littérature comme par exemple les projets menés à Leuven en Belgique [25], [39] (figure 2.8a). Ce robot est constitué de muscles artificiels pneumatiques actionnés depuis l'extérieur. Les forces induites et les amplitudes de flexion sont souvent très importantes pour ce type d'actionneur. D'autres chercheurs, dans le cadre d'une application plus spécifique, ont développé un mini bras pneumatique poly-articulé capable de fournir une dextérité supplémentaire sur la partie distale de l'endoscope [83] (figure 2.8b). Si quelques autres robots endoscopiques pneumatiques ont



(a) *(b)*

FIGURE 2.8 – *Robot endoscopique pneumatique de a) Devrecker et al. [25] et b) Gorissen et al. [39]*

par ailleurs été développés dans la littérature [23], [21], de nombreux projets qui n'étaient pas destinés à ces applications pourraient y être adaptés [62], [63], [37], [56] et [109]. Ces prototypes sont souvent intéressants en terme de dextérité et de force mais ils méritent une mise à l'échelle conséquente pour devenir des actionneurs d'endoscopie médicale.

2.5.1.3 Les actionnements par micro-moteurs embarqués

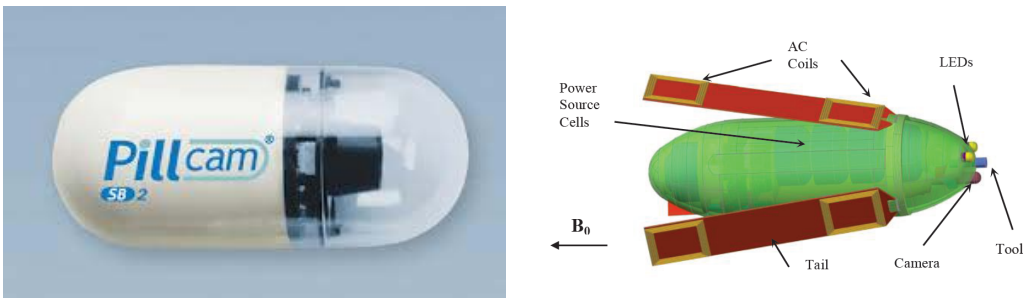
Un prototype d'endoscope avec micro-moteurs embarqués a été développé par des chercheurs de l'Impérial Collège au Royaume-Uni [86] (figure 2.9). Six micro-moteurs successifs sont ali-

mentés et actionnés séparément pour donner à ce robot la dextérité nécessaire à des applications de cœlioscopie. Un stratégie de commande de type suivi du leader permet d'optimiser la configuration articulaire pour une position donnée. Pour autant ce robot est coûteux et difficilement réductible en dimension. D'autres projets plus anciens avaient par ailleurs été développés à base de micros-moteurs embarqués sans nécessairement aboutir à des projets commerciaux [46], [104], [108] et [71].

FIGURE 2.9 – *Robot endoscopique actionné par micro moteurs [86]*

2.5.2 Les capsules endoscopiques

Les capsules, outils singuliers d'endoscopie, illustrent parfaitement le champ des possibilités qu'offrent les nouvelles technologies aux outils médicaux 2.10 [5], [15], [55] et [92]. D'abord passives et munies de caméra embarquées, elles ont vocation à fournir des images prisent au hasard de leur périple le long du tube digestif ou des intestins, pour permettre aux médecins de réaliser un diagnostic. Ensuite des systèmes d'actionnement fais de nageoires artificielles ferromagnétiques alimentées par des champs électromagnétiques externes ont vus le jour. Ces systèmes sont destinés à diagnostiquer la présence de maladies et éventuellement à délivrer le médicament au plus près des molécules infectieuses.
Des versions nanoscopiques de ces capsules, appelées nano-swimmers (figure 2.11) consistent en de petits éléments métalliques hélicoïdaux [70] et [68]. Ces nageurs, alimentés par des champs



(a) *(b)*

FIGURE 2.10 – *a) Capsule endoscopique passive de Ciuti et al. [17] et b) capsule endoscopique active de Friedman et al. [32]*

magnétiques sont trop petits pour supporter le poids du matériel embarqué, ils sont ainsi voués à déboucher mécaniquement une artère par l'action de leur structure ou a endommager une tumeur en délivrant localement un médicament. Le principal inconvénient pour l'heure est qu'ils sont à la fois alimentés et guidés par les champs magnétiques des IRM ce qui engendre des complications de pilotage.

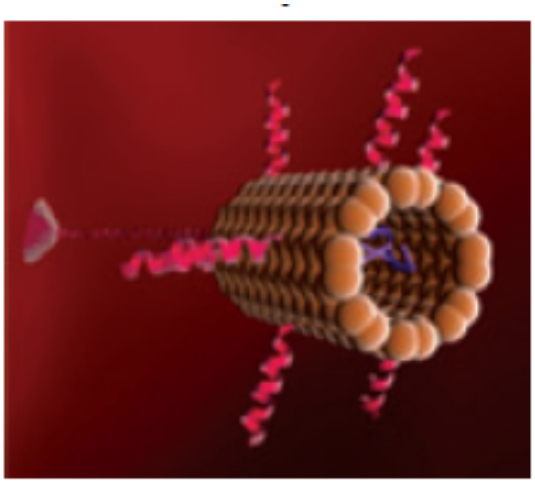


FIGURE 2.11 – *Nanoswimmers tiré de la littérature [99]*

2.5.3 Les actionneurs en matériaux intelligents

Les matériaux intelligents jouent un rôle important dans l'évolution des outils médicaux. C'est un qualificatif que l'on a vu naitre au milieu des années 80, lorsque les matériaux actifs déjà

utilisés pour des petits composants mécatroniques ont été développés à des échelles supérieures en intégrant la structure des systèmes elle même en plus d'apporter une dimension active. En effet, tout l'intérêt de ces matériaux réside dans leur double exploitabilité, à la fois comme structure du système mais aussi comme actionneur ou capteur au service de ce même système. Par exemple, des écrans tactiles ont été développés à partir d'un matériau actif, sensible à la pression du doigt et qui émet un courant électrique. Le matériau joue alors le rôle d'écran passif et de capteur actif pour le système utilisé. Parmi ces matériaux intelligents, nous allons nous intéresser à deux d'entre eux, qui sont de bons candidats pour la réalisation d'actionneurs robotiques, du fait de leur capacité supérieure de déformation : les matériaux à mémoire de forme et les polymères électro-actifs. La figure 2.12 décrit les domaines de performance des actionneurs en matériaux actifs comparativement aux muscles humains. On peut y voir notamment que les actionneurs en matériaux piézoélectriques possèdent une capacité de déformation très restreinte, ce qui en fait de mauvais candidats pour ce type d'application.

2.5.3.1 Les actionneurs intelligents en matériaux à mémoire de forme

Buehler et al. [12] a été le premier à observer l'effet à mémoire de forme sur des matériaux en alliage de nickel-titane. Si cet effet est plus courant pour des alliages de métaux, il existe aussi certaines céramiques et certains polymères chez lesquels on peut observer ce phénomène. Celui-ci consiste en la capacité d'un matériau à retrouver sa forme d'origine en augmentant sa température après avoir été déformé mécaniquement. La structure cristalline de l'alliage à basse température est appelée martensite et devient austenite à haute température. La différence de structure entre ces paliers de températures induit l'effet de mémoire de forme. Le module de Young de la structure martensite est plus faible ce qui favorise la mise en contrainte du matériau. Les paramètres de fabrication (composition, température, épaisseur...) qui permettent de passer d'une structure à l'autre peuvent être modifiés, ce qui favorise l'adaptation de ces matériaux à différentes applications [98]. Lorsque le matériau se trouve juste au dessus de sa température de transition, il devient pseudo-élastique et il peut désormais passer d'un état à l'autre sans variation de température. Cette capacité lui permet d'être souple tout en revenant systématiquement à sa forme initiale lors du relâchement de la contrainte. On retrouve notamment ces matériaux dans les guides endoscopiques, qui doivent pouvoir suivre le cheminement des canaux opérateurs flexibles tout en maintenant une structure rectiligne en partie distale. Le pouvoir de déformation de ces matériaux sont de l'ordre de 5 à 8% ce qui en fait un très

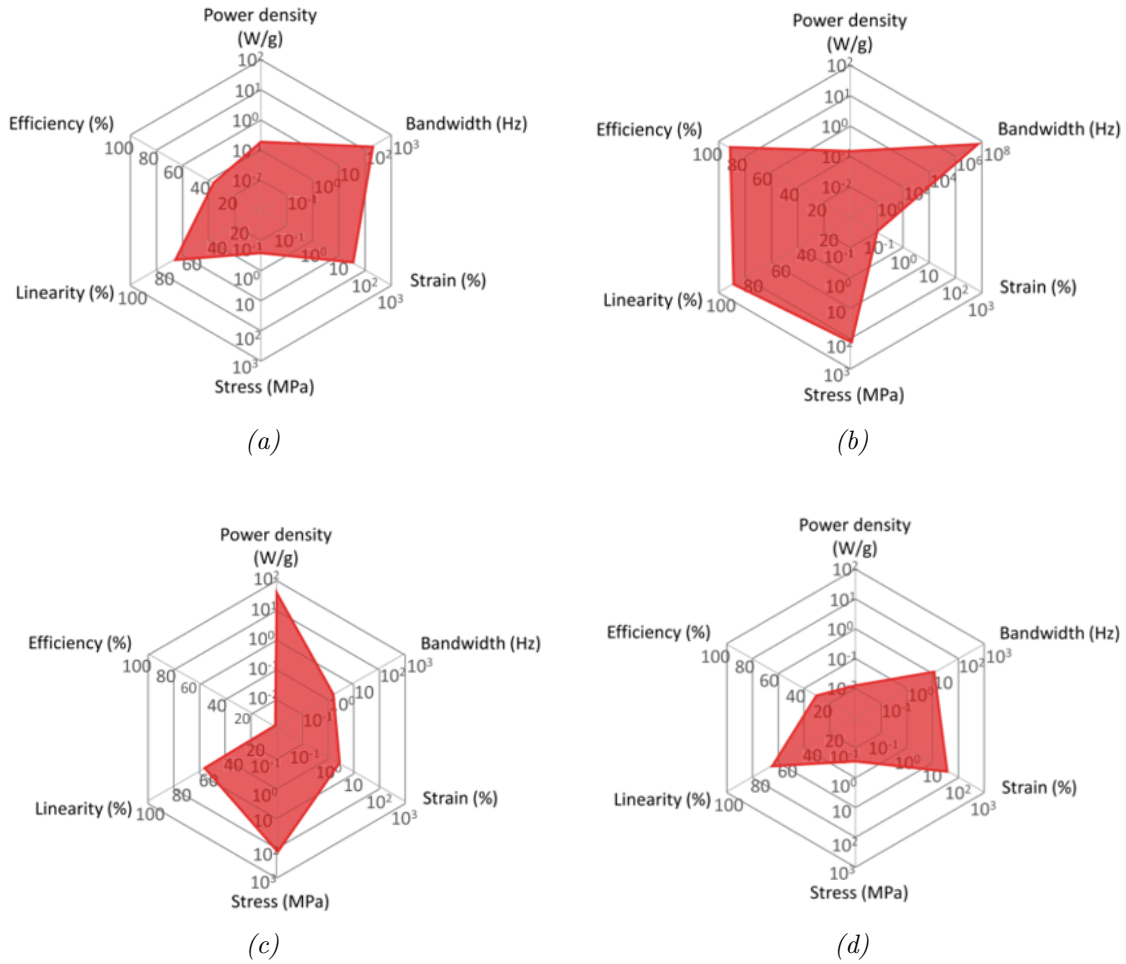
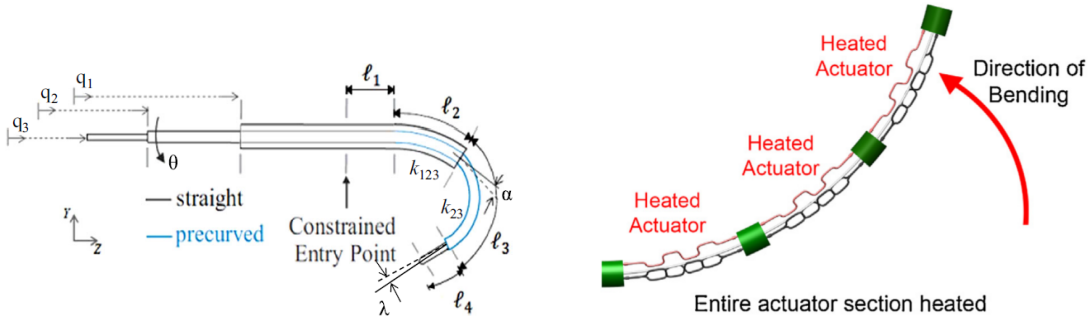


FIGURE 2.12 – *Comparaison des performances entre a) Muscle humain b) actionneur piézoélectrique c) actionneur en alliage à mémoire de forme d)actionneur en PEA*

bon candidat dans le cadre d'actionneurs pour des outils robotisés. La figure 2.13 présente deux systèmes composés d'alliages à mémoire de forme avec pour la figure a) un système de tubes concentriques qui retrouvent leur forme rectilignes en sortant des tubes précédents par simple contrainte mécanique et sans faire varier la température puis en b) un système endoscopique à multi-segments dont les alliages sont contrôlés cette fois-ci par une variation de la température. D'autres projets de recherche ayant recours à ces matériaux ont été développés à travers le monde, [82], [33], [54], [19] et [89] et il va sans dire que ces actionneurs ont un potentiel de développement, tant pour des systèmes actifs que passifs.



(a) *(b)*

FIGURE 2.13 – *Deux solutions endoscopiques en alliages à mémoires de forme, a) dévellopé par des chercheurs américains [91] et b) par des chercheurs malaisiens [2]*

2.5.3.2 Les actionneurs intelligents en matériaux polymères électroactifs

Les PEA quant à eux sont des polymères qui se déforment sous l'effet d'un champ électrique externe. Il en existe plusieurs types que l'on peut classifier en fonction de leur constitution [7]. Suivant s'ils sont ioniques ou électroniques, ces matériaux ne sont pas soumis aux mêmes phénomènes physiques, les uns subissent une migration des ions quand les autres opères une réorganisation de la structure cristalline. Ces matériaux ayant une capacité de déformation supérieure aux céramiques piézoélectriques traditionnelles sont développés pour des applications d'actionneurs de forte amplitude comme par exemple les moteurs linéaires. Cette capacité de déformation importante couplée à une facilité d'intégration en fait le candidat idéal comme actionneur de flexion pour un projet d'endoscope médical développé par les équipes du professeur Capsal [34], [14]. Cet actionneur est présenté par la figure 2.14 ou l'on peut voir au travers d'une modélisation sous Ansys qu'il est capable de réaliser une flexion puis une déflexion. Ceci est dû à l'agencement de ses électrodes et à l'effet d'un champ électrique qui doit par ailleurs être maintenu en continu afin de conserver la position de l'actionneur en flexion. Si le champ est interrompu, le matériau reprend sa forme initiale. Par ailleurs, les valeurs du champ électrique d'actionnement peuvent atteindre plusieurs centaines de volts par micromètres d'épaisseurs de matériau, ce qui pourrait être un frein technologique quant a son utilisation en milieu médical pour des raisons de sécurité.

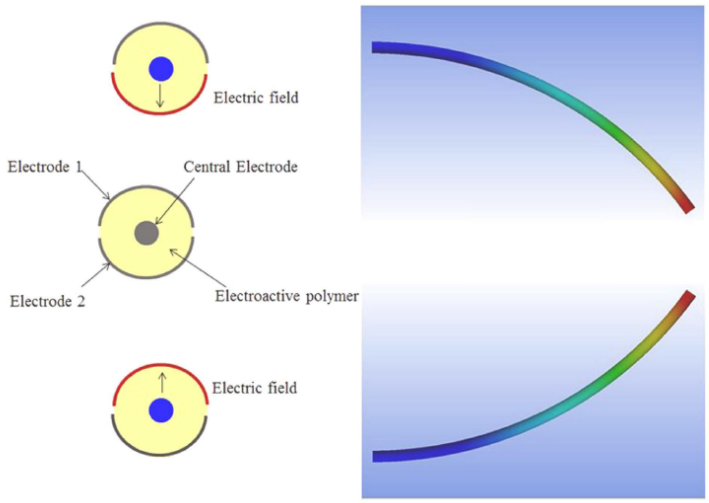


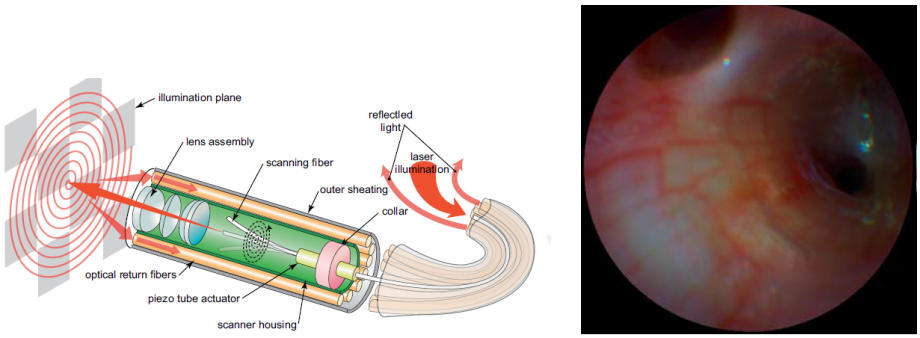
FIGURE 2.14 – *Actionneur en PEA pour cathéter développé par Ganet et al. [34] et modélisé sous le logiciel Ansys*

2.6 Les systèmes de perception

2.6.1 Les capteurs de vision

L'une des principales contraintes liée à l'utilisation de capteurs dans les projets et outils endoscopiques est une contrainte dimensionnelle. En effet, les éléments embarqués doivent s'adapter à des outils de quelques millimètres de diamètre. La vision est la principale perception développée sur les endoscopes et cette action est abordée de différentes manières. Certains endoscopes sont appelés fibroscopes qui plutôt que d'intégrer un capteur de vision en partie distale, sont munis de fibres dans lesquelles circulent les photons qui viendront ensuite se reconstituer sur le capteur photographique situé à l'autre bout de l'outil. Cette pratique a pour intérêt de ne pas abimer les caméras. En effet, lorsqu'elles sont embarquées, elles sont détériorées par les outils de chirurgie ainsi que par les nombreuses procédures de stérilisation post-opératoires. Cependant, la fibroscopie ne permet pas d'obtenir une image nette et satisfaisante car la quantité de lumière récoltée par les fibres est souvent insuffisante. Les équipes de Seibel et al. ont ainsi développé un projet de Scanning Fiber Endoscope (SFE) décris dans [85], [111], [36] et [64]. Cet outil consiste à aller scanner avec un laser, chaque pixel l'un après l'autre par le biais d'une fibre unique qui est articulée en spirale par un petit moteur piézoélectrique (figure 2.15a). Les pixels sont ensuite assemblés en image par un algorithme de reconstruction (figure 2.15b). Le

prototype développé a un diamètre de 1.2 millimètres, ce qui en fait un outil de vision très intéressant en terme de dimension du capteur versus la qualité de l'image. Malheureusement il n'est pas encore commercialisé.



(a) *(b)*

FIGURE 2.15 – *a) Schéma du SFE et b) image broncosopique issue du SFE. Les deux images sont tirées de l'article de Lee et al. [64]*

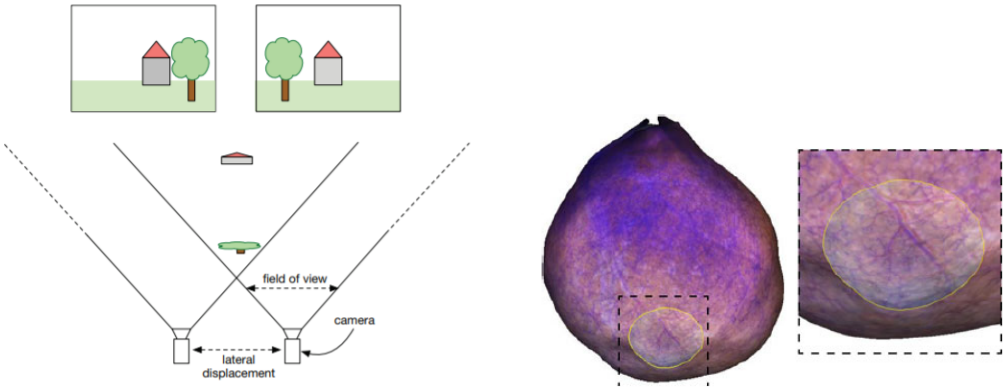
Les caméras traditionnelles utilisées sur les endoscopes sont quant à elle de diamètre entre 3 et 6 millimètres et sont composées d'un diffuseur de lumière blanche et d'un capteur photographique. Les images sont souvent post-traitées pour en améliorer la qualité, qui elle même varie suivant les modèles et leur prix.

2.6.2 Les capteurs de perception de profondeur

2.6.2.1 La perception de profondeur par caméra

A l'heure actuelle les endoscopes sont équipés de caméra comme unique capteur et d'outils chirurgicaux. Dans le cadre d'une robotisation des outils, il est primordial d'ajouter une information de profondeur au système. A la fois pour permettre une navigation efficace et sécurisée mais aussi pour rendre possible la reconstruction 3D des organes visités. Parmi les méthodes utilisées, la stéréo-vision est la plus simple à mettre en place dans le cas où l'on dispose d'une caméra performante et d'un robot à commande robuste. La stéréo-vision présentée en figure 2.16a consiste à utiliser le capteur de vision du robot pour comparer la position d'un point d'intérêt sur deux images, prises l'une après l'autre lorsque la camera est en mouvement. La connaissance du déplacement latéral de la partie distale du robot et le différentiel de position du point d'intérêt observé sur les deux images, permettent la déduction de la distance à l'objet.

Cette méthode est utilisée par Soper et al. [88] pour reconstruire un modèle de paroi vésicale à partir d'un SFE, présenté sur la figure 2.16b.



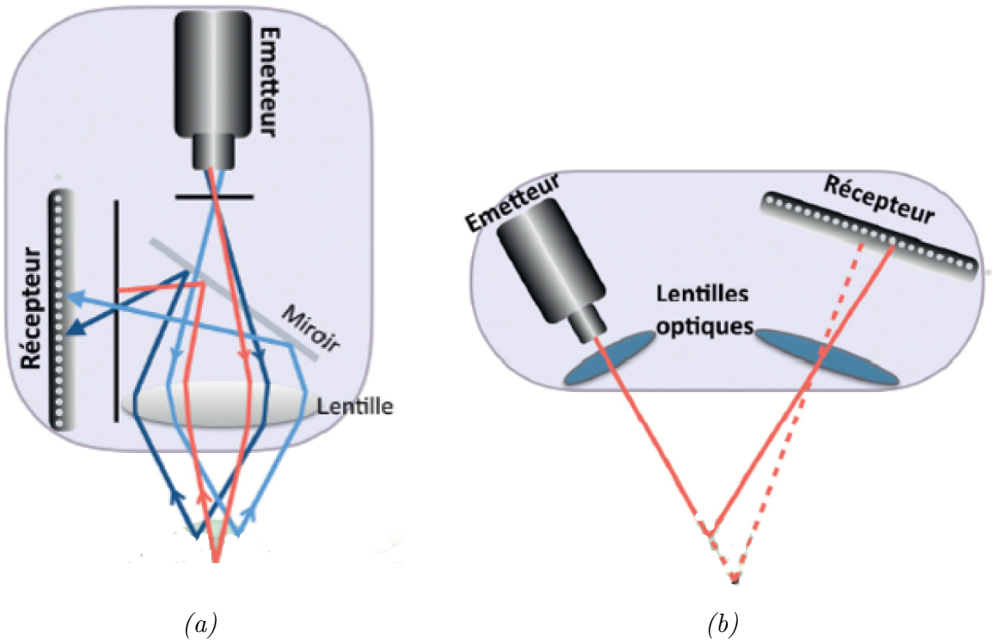
(a) *(b)*

FIGURE 2.16 – *a) Schématisation de la méthode de stéréo-vision à deux caméras [48] et b) reconstruction par stéréo-vision de la paroi vésicale à partir d'un SFE de Soper et al. [88]*

Parmi les méthodes de perception de la profondeur il existe également l'imagerie confocale, qui consiste à faire varier la distance focale de la caméra pour scanner les couches successives de matière observée. Ainsi la variation de cette distance procure l'information de profondeur nécessaire à la reconstruction 3D (figure 2.17) [90], [80], et [26]. Il est à noter que cette méthode nécessite de se trouver à proximité directe de l'objet à étudier. Elle est déjà utilisée en urologie pour analyser localement les reliefs d'une tumeur située sur la paroi vésicale[107].

2.6.2.2 La perception de profondeur par laser

Les mesurent de temps de vol par laser sont les plus classiques dans les applications de robotique. Il est cependant très difficile d'obtenir la précision suffisante pour mesurer des distances dans le domaine de la micro-chirurgie. Une autre méthode de calcul des distances est la triangulation laser. Elle consiste à placer un laser à coté d'un récepteur, comme une caméra, et suivant la position du point laser sur l'image la distance peut être retrouvée par triangulation cf figure 2.17. Kolenovic et al. [59] utilisent, quant à eux, un modèle miniaturisé de capteur holographique pour reconstituer le modèle 3D des surfaces étudiées.



(a) *(b)*

FIGURE 2.17 – *Schémas de principe des méthodes de stéréo-vision a) et de triangulation b)*

2.6.2.3 La perception de profondeur par ultrason

L'échographie transoesophagienne se fait depuis de nombreuses années par le biais de systèmes à ultrasons positionnés sur des outils endoscopiques spécifiques [105],[74] et [57]. L'imagerie accoustique endoscopique est similaire aux échographies transthoraciques classiques hormis le fait que les technologies utilisées sont des Micro-systèmes Electro-Mécaniques (MEMS) et plus particulièrement des transducteurs capacitifs. Si ces systèmes par balayage ultrasonique permettent de distinguer des anomalies sur les parois des organes ils sont, dans l'état actuel du marché, difficilement miniaturisables à l'échelle de la partie distale d'un cystoscope.

2.7 Notre concept du robot endoscopique souple à actionneur en polymère électroactif

2.7.1 Les choix technologiques

En plus des contraintes techniques qui cloisonnent le choix de l'approche technologique retenue, nous avons tenu compte des contraintes économiques mais aussi du potentiel d'évolution

du système. La sophistication des outils allant au rythme des innovations technologiques, il est primordial de prévoir un robot basé sur une technologie évolutive. En effet, la réponse stricto sensu aux objectifs techniques posés risquerait de se faire remplacer prématurément par un système plus performant. Nous sommes donc bien dans le cadre d'un problème d'innovation.

Définition *On entend par* ***innovation technologique de produit****, la commercialisation d'un produit plus performant dans le but de fournir au consommateur des services objectivement nouveaux ou améliorés.*

2.7.1.1 Le choix de l'actionneur

Nous avons synthétisé dans le tableau 2.2 les technologies d'actionnement de l'état de l'art et leurs limites. La plupart des actionneurs sont trop encombrants pour la cystoscopie ou trop coûteux pour répondre à notre objectif de robot à usage unique. L'actionneur pneumatique présente de belles performances en terme de déformation et de coût, cependant il est encore difficilement miniaturisable et il manque de précision. C'est pourquoi ce sont les actionneurs en matériaux intelligents qui ont retenu notre attention ; d'une part pour leur facilité d'intégration, et d'autre part pour leur potentiel de déformation et leur coût souvent très attractif. En réponse à des champs de température ou à des champs électriques, ils sont capables d'opérer une transformation mécanique tout en étant directement intégrés dans la structure du robot, laissant place aux outils ou autres matériels embarqués. Leur intégration microscopique et leur forte adaptabilité géométrique laissent envisager un potentiel d'évolution futur des outils vers des micro-robots multi-actionnés et capables de surmonter des obstacles, aujourd'hui infranchissables. Parmi ces matériaux, les polymères électroactifs ayant une importante capacité de déformation ont suscité un vif intérêt et notamment le **terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE)**, polymère électrostrictif, de la famille des PEA électroniques. Il est le plus souvent intégré sous forme de couches dans des matériaux composites qui forment la structure du système à actionner. Ce matériau est capable de fournir une déformation de près de 5% ce qui sous entend une capacité d'amplitude de l'actionnement qui correspond aux attentes de notre application. Cette déformation électrostrictive est a priori réversible et répétable. L'étude menée sur ce matériau consistera désormais à quantifier et qualifier ces présomptions tout en étudiant d'autres pré-

requis à notre système, comme la force induite, le temps de réponse et la précision du contrôle.

2.7.1.2 Le choix des capteurs

Les différents systèmes de perceptions sont répertoriés ci-après dans les tableaux 2.3 et 2.4. Nous avons finalement fait le choix d'utiliser un capteur photographique dont la distance focale sera réglable au travers d'une translation de la partie distale du robot. Cette translation permet de s'affranchir d'un capteur trop coûteux puisque la distance focale sera réglée à chaque prise de vue par le biais de ce mécanisme. Ensuite, un capteur émetteur piézoélectrique sera disposé sur la tête du robot, afin d'émettre et recevoir des ultrasons et d'en déduire la distance à l'obstacle. Les transducteurs piézoélectriques peuvent en effet émettre des ultrasons à haute fréquence et sur une très faible durée de pulsation afin d'en faire des capteurs de distance à échelle millimétrique. La difficulté de ce système réside dans la précision de mesure qui est fonction de la durée d'émission et de la vitesse du son dans l'eau. Le choix des capteurs participe à la cohérence globale du projet et justifie le système de commande qui sera présenté plus tard. Néanmoins les technologies de capteurs retenues ne font pas partie de ce travail de thèse. Les premières avancées sur ces outils et plus particulièrement sur le transducteur piézoélectrique sont cependant présentées en annexe B de ce document.

2.7.2 Le concept retenu

L'actionneur de notre projet est un PEA de la famille des polymères électroniques. Ce matériau intelligent permet de réaliser des actionneurs continus en matériaux composites multicouches. Les actionneurs continus sont intégrés directement dans la structure de l'endoscope et permettent la réalisation de la flexion de l'actionneur comme présenté sur la figure 2.18e. Cette flexion de 180 degrés cumulée avec une rotation de la base du robot et commandée par un actionneur extérieur, va permettre l'observation de la totalité de la paroi vésicale. Ensuite, la partie distale du robot sera constituée d'un capteur photographique, qui pourra s'approcher de la paroi vésicale par translation pour prendre les images (figure 2.18f). Cette translation sera guidée par un piezo-transducteur ayant pour but la mesure de la distance entre la tête du robot et la paroi vésicale. Si l'objectif de la cystoscopie robotisée est d'éviter le recours au chirurgien, un personnel hospitalier sera présent pour introduire ce qui s'apparente à une sonde urinaire dans l'urètre et qui servira de guide au robot (figure 2.18a). Après cela un dispositif autonome

SYSTÈMES D'ACTIONNEMENT
Actionneurs par câbles bio-inspirés avec colonne vertébrale polyarticulée - Contrôle en position imprécis du fait de la multitude d'articulations emboitées - Actionneur encombrant (difficile à miniaturiser) - L'ajout d'actionneurs engendre un élargissement global pour insérer les câbles supplémentaires
Actionneurs par câbles ponctuels commandés individuellement - Actionneur encombrant (difficile à miniaturiser) - L'ajout d'actionneurs engendre un élargissement global pour insérer les câbles supplémentaires - Système coûteux
Actionneurs pneumatiques - L'ajout d'actionneurs engendre un élargissement global du système du fait des canaux d'alimentation supplémentaires - Difficulté de miniaturisation - Commande complexe d'un système mou à degrés de liberté infinis
Actionneurs à micro-moteurs embarqués - Réduction de la taille du système plafonné par la miniaturisation des moteurs - Système très coûteux
Capsules endoscopiques passives - Visualisation partielle et non garantie de la vessie - Opération chronophage - Difficulté d'introduction et d'expulsion
Capsules endoscopiques actives - Navigation sans amers difficile avec risques de contact avec la paroi vésicale - Requiert une salle équipée d'une IRM pour l'actionnement - Difficulté d'introduction et d'expulsion - Système coûteux complexe à commander
Actionneurs en matériaux intelligents - Difficulté de réalisation

TABLE 2.2 – *Tableau récapitulatif des systèmes d'actionnement de la littérature et leurs limites*

SYSTÈMES DE VISION
Vision par fibroscopie - Faible qualité d'image - Le système est sensible à la flexion de l'endoscope au travers de la flexion de la fibre optique
Camera embarquée avec capteur photographique - La qualité de l'image obtenue est fonction du coût du système
Scanning Fiber Endoscope (SFE) - Système coûteux - Technologie non commercialisée à l'heure actuelle

TABLE 2.3 – *Tableau récapitulatif des systèmes de vision de la littérature et leurs limites*

SYSTÈMES DE PERCEPTION DE LA PROFONDEUR
Stéréo-vision par déplacement de caméra - Requiert une connaissance robuste du déplacement de la partie distale du robot - Nécessite d'être en capacité de détecter des points d'intérêt sur les images de la paroi vésicale
Imagerie confocale - Effective sur des zones macroscopiques : permet la caractérisation des CIS mais n'est pas robuste pour la navigation autonome - Système très coûteux
Système par triangulation laser - Difficulté d'intégration miniature - Système coûteux
Système de temps de vol par ultrason - Difficulté de réalisation

TABLE 2.4 – *Tableau récapitulatif des systèmes de perception de la profondeur de la littérature et leurs limites*

constitué de générateurs et du dispositif de commande prendra le relais sur le contrôle des phases ultérieures de l'acte chirurgical (2.18b). La vessie devra être remplie de sérum physiologique afin de tendre la paroi vésicale pour en favoriser l'observation (figure 2.18c).

2.8 Conclusion

Ce projet technologique du domaine de la santé aura été présenté à travers ses contraintes et ses objectifs. Si certains d'entres eux sont inhérents à la chirurgie endoscopique, notre robot devra s'adapter aux exigences très spécifiques de la cystoscopie. L'étude des robots devient très vite l'étude des systèmes d'actionnement et de perceptions qui les incarnent et c'est ainsi que nous avons exposé les principales technologies de l'état de l'art dans ces domaines. Nous nous sommes alors tournés vers les matériaux intelligents et plus particulièrement le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE), de la famille des matériaux électrostrictifs, utilisé ici comme composant d'actionneur continu. Ses capacités de déformation et sa commandabilité en font un candidat intéressant pour accomplir les objectifs du projet. Les matériaux intelligents ouvrent pour la robotique des perspectives d'évolution considérables par leurs capacités d'adaptation et d'intégration microscopiques aux systèmes les plus complexes. La fabrication des ces actionneurs, relativement nouvelle et assujettie à une variabilité importante de paramètres doit maintenant être étudiée dans cette thèse. Le robot sera également constitué d'autres actionneurs plus traditionnels, d'un système de capteur photographique et d'un capteur ultrasonique de mesure des distances par temps de vol. La modélisation de ce robot endoscopique continu polyarticulé à actionneurs en PEA sera étudié dans un deuxième temps.

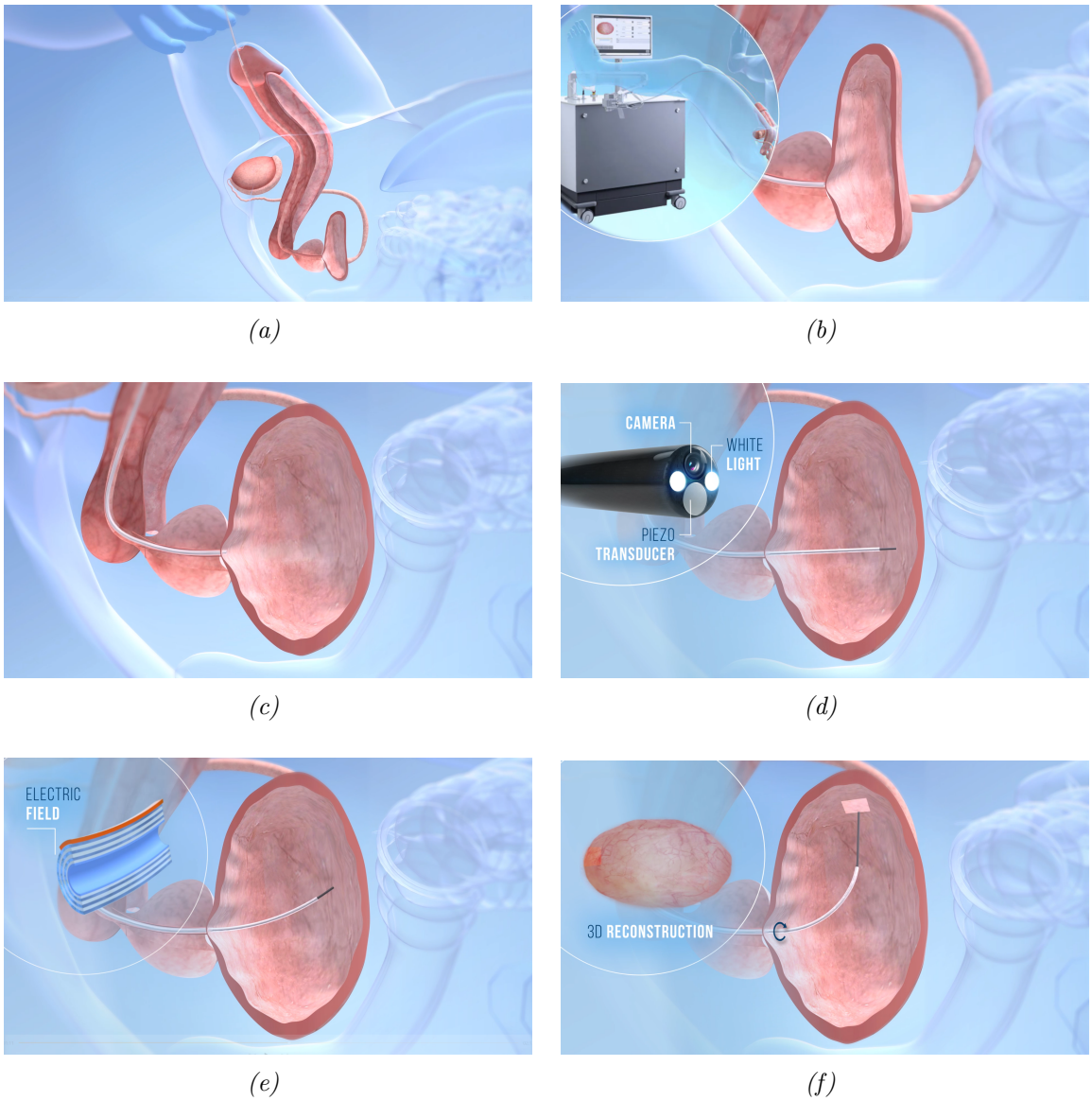


FIGURE 2.18 – *Schéma de principe du robot cystoscopique avec a) La phase d'introduction d'un guide dans la vessie, b) La représentation du robot avec partie interne et externe au patient, c) Le gonflement de la vessie à l'aide de sérum physiologique d) La partie distale du robot avec les capteurs embarqués e) L'actionneur continu en polymère électroactif et f) La reconstruction virtuelle en 3D simultanément avec la localisation du robot dans la vessie*

Chapitre 3

Actionneur en polymère electroactif, étude théorique, numérique et expérimentale

Contenu

3.1 Introduction 53

3.2 Présentation des polymères électroactifs et du terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) 53

3.2.1 Les polymères électroactifs 54

3.2.2 Les polymères électrostrictifs et le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) . 55

3.2.3 Equation et principe de fonctionnement 56

3.2.4 Les différents procédés de fabrication des matériaux composites à base de PEA 57

3.3 Étude analytique et numérique de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) 60

3.3.1 Modèle analytique de l'actionneur en PEA 60

3.3.2 Analyse numérique de l'actionneur en PEA 68

3.3.3 Conclusion 76

3.4 Étude expérimental de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) 76

3.4.1 Prototype expérimental avec des électrodes en aluminium 78

3.4.2 Prototype expérimental avec des électrodes en PEDOT :PSS 81

3.5 Conclusion 85

RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Dans ce chapitre nous présentons les polymères électroactifs comme matériaux intelligents à usage de capteurs ou d'actionneurs. C'est plus particulièrement le ter polymère P(VDF-TrFE-CTFE) qui retient notre attention et qui est intégré à un matériau composite fait de substrat et d'électrodes pour faire de ce système un actionneur continu pour notre robot endoscopique. Un modèle théorique suivi d'un modèle numérique aux éléments finis ont permis par la suite de mettre en place une étude paramétrique destinée à guider la réalisation expérimentale de l'actionneur. C'est par le biais de différentes méthodes d'impression que cet actionneur intelligent est enfin étudié expérimentalement jusqu'à l'obtention d'un prototype multicouche qui présente de belles perspectives pour le futur de ce matériau.

3.1 Introduction

Les matériaux électroactifs ont en commun de coupler les grandeurs électriques aux grandeurs mécaniques. Ils peuvent être utilisés comme actionneurs, capteurs ou encore récupérateurs d'énergie. Hormis ces caractéristiques communes, chacun d'entres eux s'anime selon des mécanismes physiques différents. Ces attributs en font des matériaux prisés par l'industrie de l'électronique comme par les laboratoires de recherches. Cependant, si certains d'entre eux, comme les matériaux piézoélectriques, sont étudiés depuis des dizaines d'années, d'autres, comme les matériaux électrostrictifs, ne sont pas encore parvenus à maturité et de nombreuses études sur leur comportement et leur fabrication restent à produire. En effet, la conception des actionneurs en polymères électrostrictifs est assujettie à la variation de nombreux paramètres mécaniques ainsi qu'à des problématiques liées à leur fabrication. L'optimisation de ces paramètres sous la contrainte des limites de réalisation fait l'objet de ce chapitre. L'une des principales contraintes à surmonter dans cette étude sera liée aux valeurs de champs électriques fournies à l'actionneur qui sont de l'ordre de $200V/\mu m$. Ces valeurs de champs peuvent être réduites par la configuration et la composition de l'actionneur et cette diminution fait tout l'enjeu de cette étude. En plus de ces capacités de déformation et de flexion, nous étudierons la force induite par cet actionneur, sa précision ainsi que la réversibilité et la répétabilité de son action. Autant de critères indispensables à la réalisation d'un outil efficace pour des activités de robotique chirurgicale.

3.2 Présentation des polymères électroactifs et du terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE)

Depuis les années 1990 un certain nombre de polymères électroactifs (PEA) ont suscité un réel intérêt dans le domaine des actionneurs pour leur importante capacité de déformation électromécanique. Les experts en biomimétisme les qualifient rapidement de muscles artificiels du fait de leur fonctionnement similaire avec les muscles biologiques [6], [66]. Leur facilité d'intégration, de par leur forme modulaire et leur petite taille va leur permettre de trouver des applications notamment dans le domaine de la micro-électronique.

3.2.1 Les polymères électroactifs

Ces matériaux sont classés en deux principales catégories, la première est constituée des PEA ioniques, qui se caractérisent par un déplacement d'ions d'une électrode à l'autre sous l'effet d'une tension électrique, ce qui produit une flexion par rupture de l'homogénéité de la répartition des molécules au sein du matériau comme le montre la figure 3.1a. L'autre catégorie est constituée des polymères électroniques. Ces derniers sont gouvernés par les champs électriques où les forces de coulombs vont modifier la structure moléculaire du matériau et ainsi, en changer la forme générale comme le montre la figure 3.1b. Ce dernier est ensuite associé à un matériau passif pour générer un mouvement de flexion.

3.2.1.1 Les polymères électroactifs ioniques

Les PEA ioniques ont pour avantage de produire d'importantes déformations sous la stimulation de tensions relativement faibles. Leur mouvement est bi-directionnel et dépend de la polarité de la tension d'actionnement. Pour certains d'entres eux, la déformation ne se maintient pas sous l'effet du champ électrique, et le matériau reprend sa forme initiale presque instantanément, ce qui, dans ce cas de figure en fait un mauvais candidat pour la réalisation d'un actionneur. Ceux des PEA ioniques qui maintiennent leur déformation, à savoir les CP (Conductives Polymers) et les nanotubes, sont limités par la faiblesse de leurs forces induites.

3.2.1.2 Les polymères électroactifs électroniques

Les PEA de type électroniques quant à eux, sont réputés pour produire des forces d'actionnement plus importantes avec des temps de réponse très faibles ($\approx 1ms$). Seulement, leurs tensions d'activation sont de l'ordre de la centaine de méga-volts par mètre d'épaisseur de matériau ce qui pose rapidement des problèmes énergétiques pour des systèmes embarqués ou de sécurité du patient dans le cas de la robotique médicale. De plus, l'actionnement est unidirectionnel et ne dépend pas de la polarité du champ électrique. Parmi les PEA électroniques on retrouve notamment les polymères diélectriques, les polymères ferroélectriques et les polymères électrostrictifs.

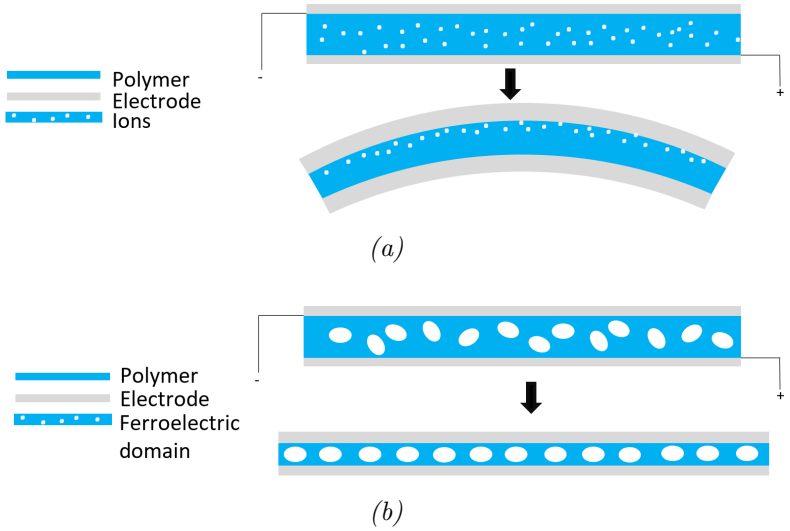


FIGURE 3.1 – *Schéma de fonctionnement d'un PEA ionique a) et d'un PEA électronique de type ferroélectrique b)*

3.2.2 Les polymères électrostrictifs et le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE)

L'électrostriction, longtemps considérée comme un phénomène non linéaire ayant recours à des champs électriques très supérieurs à ceux que l'on retrouve dans les matériaux piézoélectriques, est revenue sur le devant de la scène avec l'émergence des relaxeurs ferroélectriques qui présentent des propriétés électrostrictives importantes. Ces matériaux ont supplanté les piézoélectriques pour des applications ayant recours à des déformations importantes. En plus de sa capacité de déformation, un des avantages de ce matériau ferroélectrique relaxeur électrostrictif réside dans sa polarisation réversible et reproductible sans hystérésis. Différents relaxeurs ferroélectriques en polymères à base de PVDF éxistent. Les plus courants étant les terpolymères P(VDF-TrFE-CTFE) ou P(VDF-TrFE-CFE). Dans le cas du P(VDF-ter-TrFE-ter-CTFE) c'est l'ajout du troisième monomère (CTFE) qui vient désorganiser la structure de la chaine cristalline pour créer des nano-domaines ferroélectriques et transformer le matériau en relaxeur [8],[9]. Le tableau 3.1 compare les performances des matériaux électroactifs. Il permet de mettre en évidence l'apport du CTFE dans le copolymère P(VDF-co-TrFE) avec comme référence le polyuréthane, matériau plus classique. Le terpolymère P(VDF-ter-TrFE-ter-CTFE) présente une constante diélectrique élevée (50), une importante capacité de déformation électrostrictive (5%), une bonne densité d'énergie élastique et un actionnement réversible de l'ordre de la milliseconde.

Ces caractéristiques en font un matériau très prometteur comme actionneur intelligent. D'autant que dans un contexte chirurgical où les outils chirurgicaux à usage unique sont préférés, ces matériaux sont peu couteux et potentiellement recyclables en tant que matière première.

TABLE 3.1 – *Tableau comparatif des propriétés mécaniques de quelques matériaux polymères*

Polymère	Permitivité (relative)	Module de Young (MPa)	Champ de claquage (V/μm)	Déformation axiale max.
Polyuréthane	4-7	12-80	160	500%
P(VDF-TrFE)	40-60	400	150	4%
P(VDF-TrFE-CTFE)	50	200	180	5%

3.2.3 Equation et principe de fonctionnement

Le phénomène d'électrostriction est décrit par les équations électromécaniques suivantes :

$$\begin{cases} S = s^E T + E^t M E \\ D = \epsilon^T E + 2T^t M E \end{cases} \tag{3.1}$$

Avec S le tenseur déformation du matériau et T le tenseur de contrainte. s^E et ϵ^T sont respectivement le coefficient élastique à champ constant et la permittivité électrique à contrainte constante tandis que E représente le champ électrique. M est la matrice des coefficients électrostrictifs et D symbolise le déplacement des charges avec $Q = \int_S D dS$ où Q représente la quantité de charge électrique contenue dans un volume délimité par la surface S. L'équation 3.1 décrit le fonctionnement électromécanique des matériaux électrostrictifs et on observe que la déformation est fonction d'une forme quadratique du champ électrique. Les dimensions du matériau sont modifiées dans les directions perpendiculaires au champ électrique. Ce n'est que lorsque le PEA est associé à un matériau passif appelé substrat que le phénomène d'élongation est contraint et se traduit donc par une déformation asymétrique de type flexion comme présenté sur la figure 3.2. Sur cette même figure nous observons que le matériau actif est par ailleurs entouré d'électrodes de part et d'autre et $r = 1/k$ représente le rayon de courbure. La composition et l'épaisseur des couches de substrat et d'électrodes jouent un rôle primordial dans les performances de l'actionneur. Afin d'augmenter la flexion et la force induite par le système il est alors possible de multiplier le nombre de couches de matériau actif, ici le PEA. On appelle ce type d'actionneur un multicouche (figure 3.3). Si les études théoriques sur les multicouches

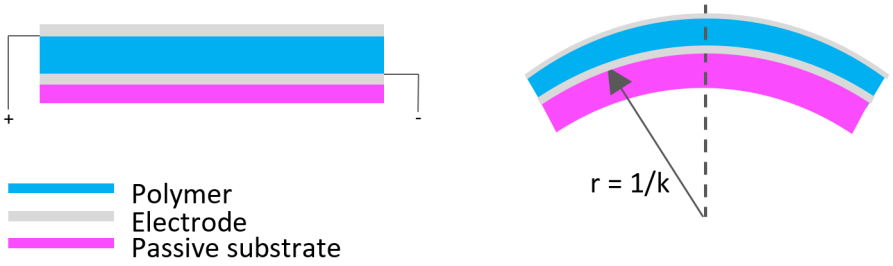


FIGURE 3.2 – *Schématisation du matériau composite avec ces différents matériaux et sa courbure*

ont démontré leur intérêt, la réalisation expérimentale est très complexe, d'autant plus que les couches de matériau sont très fines (de l'ordre de quelques μ m).

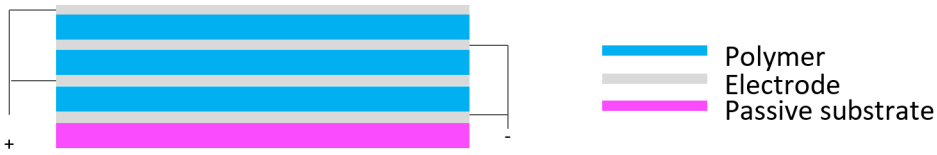


FIGURE 3.3 – *Schématisation du matériau composite multicouche*

3.2.4 Les différents procédés de fabrication des matériaux composites à base de PEA

Le matériaux composite est constitué de plusieurs strates de matériaux différents disposées les unes sur les autres. Ces strates sont d'épaisseurs très faibles allant de la centaine de nanomètre à la dizaine de micron. Afin de garantir le fonctionnement de l'actionneur, les strates doivent être régulières et dénuées d'impuretés qui seraient à l'origine de dysfonctionnement du système. Il convient alors de maitriser le processus de fabrication de ces matériaux composites au travers de différentes méthodes que nous allons maintenant recenser.

3.2.4.1 Procédé de fabrication par la méthode de sérigraphie (screen printing)

La sérigraphie aussi appelée screen-printing est un procédé de conception des matériaux composites qui consiste à venir incruster la matière à imprimer sous forme d'encre sur un film de substrat en y intercalant un pochoir. Ce procédé d'impression millénaire peut être utilisé

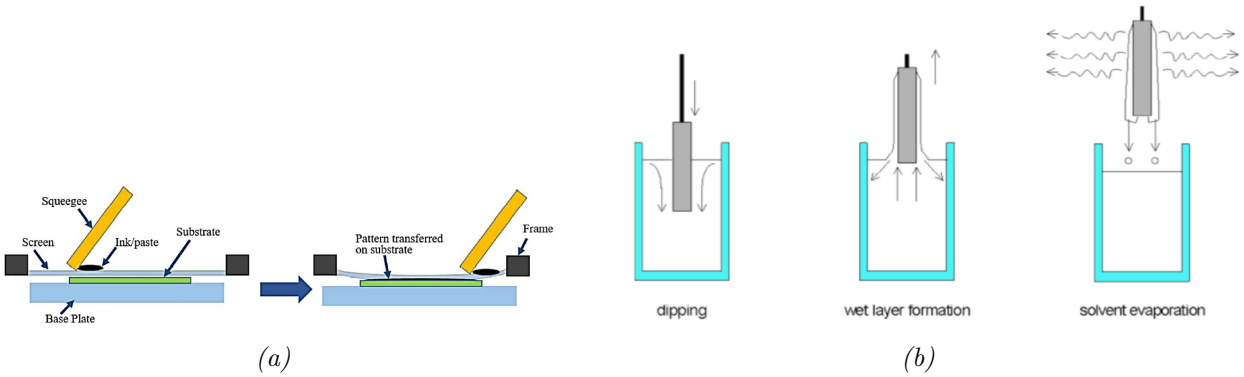


FIGURE 3.4 – *Schéma de présentation de la méthode du screen-printing [52] a) et de la méthode du dip-coating [79] b)*

pour l'impression de couches d'encres nanométriques au travers de pochoirs en fibre synthétique ou en acier. L'épaisseur d'impression est définie par l'épaisseur du pochoir : un racloir va permettre de disposer l'encre sur celui-ci (figure 3.4a). Dans le cas de la fabrication additive de matériaux composites de quelques micromètres, cette machine est totalement automatisée et elle est disposée dans une salle blanche afin d'éviter toute contamination du processus par des poussières. Cette méthode, bien que complexe et coûteuse, permet d'obtenir une bonne qualité de rendu. Par ailleurs le temps d'impression est particulièrement long puisque les couches imprimées doivent être recuites dans un four après chaque passage de racloir afin de permettre l'évaporation du solvant ; le pochoir doit aussi être nettoyé régulièrement pour éviter la contamination du substrat durant les étapes successives [30], [29].

3.2.4.2 Procédé de fabrication par la méthode d'enduction par trempage (dip-coating)

Un autre procédé de fabrication pour ce type de matériau composite est l'enduction par trempage, plus communément appelée dip-coating. Cette méthode consiste à immerger un substrat dans une solution composée du matériau à imprimer dissout dans un solvant. L'épaisseur de la couche ainsi créée est alors contrôlée par la vitesse de sortie du système de la solution. Cette vitesse est maintenue constante afin d'éviter les pertes importantes de matière. Ensuite, le solvant s'évapore de la couche finale après le processus d'immersion (figure 3.4b). De nombreux paramètres permettent de contrôler la qualité des couches, comme le temps et la vitesse d'immersion, la texture du substrat, la température ou encore la viscosité de la solution [51], [11]. Si cette méthode est également simple et rapide, elle n'est pas exempt d'inconvénients,

comme par exemple la difficulté d'obtention d'une épaisseur uniforme, ou la grande sensibilité à la viscosité de la solution.

3.2.4.3 Procédé de fabrication par la méthode d'enduction centrifuge (spin-coating)

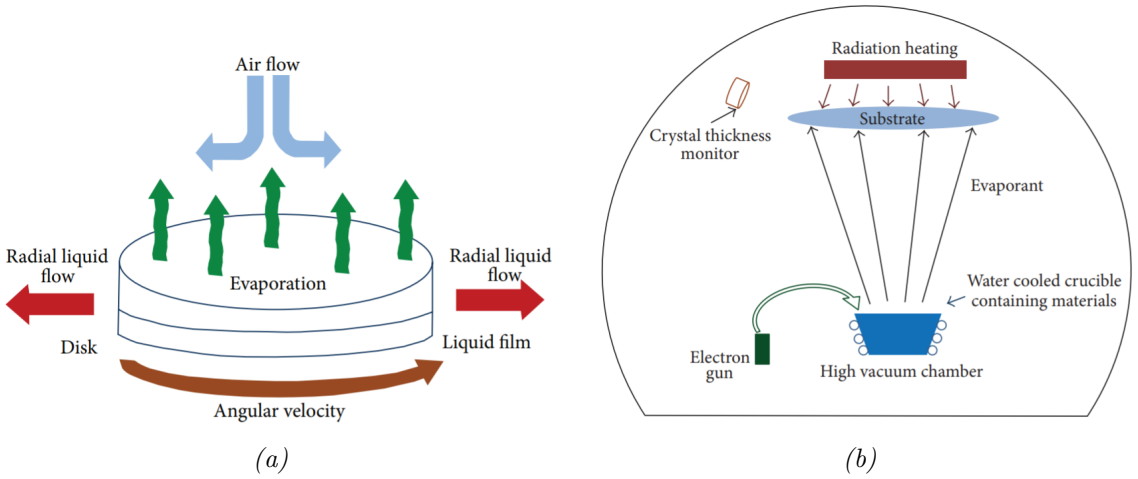


FIGURE 3.5 – *Schéma de présentation de la méthode du spin-coating [60] a) et de la méthode de l'EB-PVD [3] b)*

Un procédé de fabrication classique pour ce type de matériaux composite est l'enduction centrifuge, plus communément appelée spin-coating. Ce procédé consiste à venir déposer une solution de matériau dissout sur un film de substrat (figure 3.5a). L'épaisseur du matériau ainsi imprimé est alors contrôlée par la force centrifuge qui dépendra elle-même des paramètres de vitesse et d'accélération du plateau tournant utilisé par ce procédé [73]. Le solvant qui a permis la dissolution du matériau s'évapore pendant l'opération, parfois à l'aide d'un système de chauffage. Le dépôt se fait instantanément ou au fur et à mesure de la rotation du plateau contenant le substrat, on parle alors de dépôt dynamique. Cette méthode permet l'impression d'un matériau d'épaisseur contrôlée de quelques nanomètres à quelques micromètres. Si ce procédé est relativement simple à utiliser, rapide et efficace, il a tout de même l'inconvénient de générer des pertes importantes de matière puisque près de 95% de la solution est évacuée du plateau par la centrifugation [84].

3.2.4.4 Procédé de fabrication par la méthode d'EB-PVD (Electron Beam Physical Vapor Deposition)

Pour l'aluminium et les autres métaux, il existe une méthode de fabrication appelée EB-PVD (Electron Beam Physical Vapor Deposition). Si elle n'est pas adéquat pour l'impression des couches de PEA, cette méthode pourra être utilisée, le cas échéant, pour réaliser des couches d'électrodes en aluminium. Le principe de fonctionnement consiste à utiliser un faisceau d'électrons pour faire passer un matériau cible en phase gazeuse afin qu'il se dépose physiquement sur le substrat comme le montre la figure 3.5b [87], [100]. Cette opération se déroule sous vide et le matériau cible est positionné sur une anode. Ce procédé permet de réaliser des couches très fines de l'ordre du nanomètre tout en garantissant un niveau de perfection élevé de la couche produite. La vitesse de production peut aller jusqu'à quelques microns par minute ce qui en fait un outil susceptible d'être utilisé lors de l'industrialisation d'une étape de la fabrication.

3.3 Étude analytique et numérique de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE)

La conception de cet actionneur continu en matériau composite multicouche est soumise à une multitude de paramètres interdépendants. Cette conception va donc passer par une phase de modélisation analytique au travers des équations électromécaniques afin de mettre en lumière l'influence des différents paramètres dans la déformation du système. Cette analyse sera prolongée par un modèle aux éléments finis pour établir une étude paramétrique qui qualifiera les performances de l'actionneur en flexion et en force induite.

3.3.1 Modèle analytique de l'actionneur en PEA

3.3.1.1 Équations électromécaniques d'un matériau composite en multicouche à base de polymère électrostrictif

La déformation dans un matériau composite peut s'écrire comme la somme des déformations dans les différentes couches, écrite à partir de la convention ϵ_0 aussi appelée fibre neutre. Cette déformation ϵ_0 est une inconnue qu'il convient de déterminer. La déformation dans les autres couches est établie à partir de cette déformation comme le montre la figure 3.6. La fibre neutre est traditionnellement choisie entre le substrat et les autres couches et elle désigne le zéro

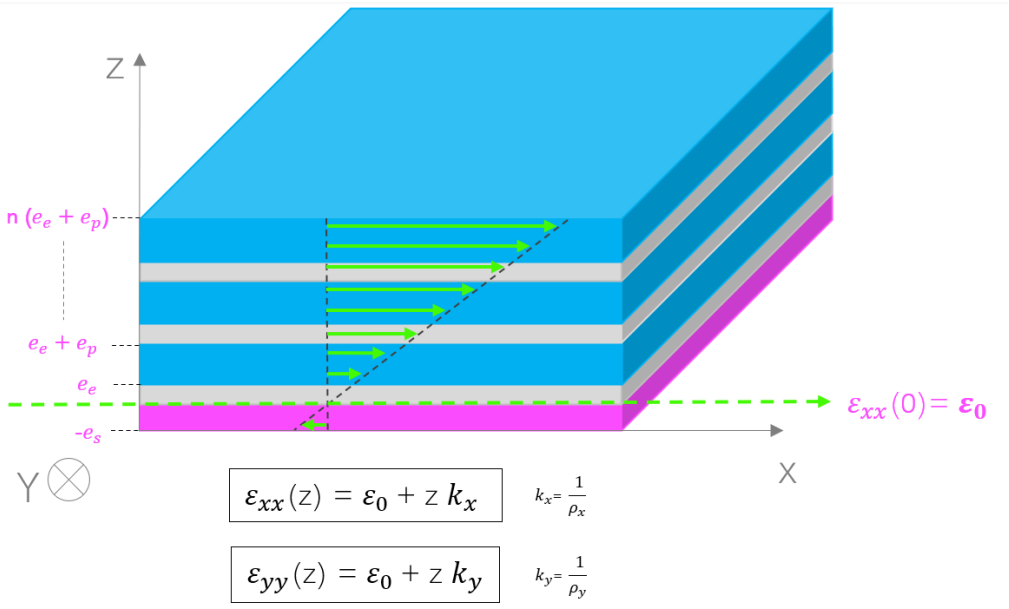


FIGURE 3.6 – *Présentation schématique du modèle multicouche avec la répartition des déformations dans les différentes couches suivant la déformation de la fibre neutre* ϵ_0

conventionnel des hauteurs. La déformation dans le substrat apparaitra alors négative dans le calcul puisque sa hauteur est en dessous de la fibre neutre. Les épaisseurs des couches, e_s, e_e et e_p correspondent respectivement aux épaisseurs du substrat, des électrodes et du polymère. Le paramètre n est le nombre de couches de polymères dans le système. C'est ainsi que pour un actionneur de n couches, nous avons un substrat, n couches de polymère et $n+1$ couches d'électrodes. Un actionneur composite à monocouche de polymère électroactif ($n = 1$) possède alors un substrat, une couche de polymère et deux couches d'électrodes. Les couches étant disposées selon l'axe Z comme le montre la figure 3.6 et en considérant les matériaux élastiques orthotropes on peut décrire la déformation totale sur l'axe Z par le système d'équation 3.2.

$$\begin{cases} \varepsilon_x^i(z) = \varepsilon_{0x} + \frac{z}{\rho_x} = \varepsilon_{0x} + zk_x & -e_s \leq z \leq e_e + n(e_e + e_p) \\ \varepsilon_y^i(z) = \varepsilon_{0y} + \frac{z}{\rho_y} = \varepsilon_{0y} + zk_y & -e_s \leq z \leq e_e + n(e_e + e_p) \end{cases} \tag{3.2}$$

ε_{0x} est la déformation en $z = 0$ et $k_x = \frac{1}{\rho_x}$ est la courbure de l'actionneur avec ρ le rayon. Hsueh et al. [50] décrit la déformation élastique dans le matériau comme la différence entre la déformation totale et la déformation thermique qui s'écrit $\epsilon_{thermique} = \alpha Temp^2$ avec α un coefficient et $Temp$ la température soumise au système. Ahmed et Frecker, [4] [31] reprendront ce formalisme pour une analogie avec l'électrostriction. On a donc $\varepsilon_{elastique} = \varepsilon_{total} - \varepsilon_{electrostrictif}$ avec $\varepsilon_{electrostrictif} = M_i T^2$ avec M_i le coefficient d'électrostriction. Nous avons noté T la valeur

de champ électrique et non pas E pour éviter toute confusion avec les modules de Young. Cette déformation élastique peut alors être décrite ainsi pour chaque couche i de matériau. Dans le cas où le matériau n'est pas électrostrictif, le coefficient M_i est alors égale à zéro, annulant ainsi le terme d'électrostriction.

$$\begin{cases} {}^{el}\varepsilon_x^i(z) = \varepsilon_{0x} + zk_x - M_i T^2; & -e_s \leq z \leq n(e_e + e_p) \\ {}^{el}\varepsilon_y^i(z) = \varepsilon_{0y} + zk_y - M_i T^2; & -e_s \leq z \leq n(e_e + e_p) \end{cases} \tag{3.3}$$

La contrainte dans un matériau composite est exprimée, comme dans les travaux de Daniel et al. [20], en tenant compte des effets de couplage entre les deux dimensions X et Y. En effet, l'électrostriction est un phénomène qui se traduit par une déformation dans les deux directions perpendiculaires au champ électrique perpétré dans le matériau au travers des électrodes. Ici le champ électrique se propage selon l'axe Z (figure 3.6) donc la déformation est induite selon les axes X et Y.

$$\begin{pmatrix} \sigma_x^i \\ \sigma_y^i \\ \tau_{xy}^i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Q_{11}^i & Q_{12}^i & Q_{13}^i \\ Q_{12}^i & Q_{22}^i & Q_{23}^i \\ Q_{13}^i & Q_{23}^i & Q_{33}^i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^{el}\varepsilon_x^i \\ {}^{el}\varepsilon_y^i \\ \gamma_{xy}^i \end{pmatrix} = \frac{E_i}{1-\nu_i^2} \begin{pmatrix} 1 & \nu_i & 0 \\ \nu_i & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu_i}{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} {}^{el}\varepsilon_x^i \\ {}^{el}\varepsilon_y^i \\ \gamma_{xy}^i \end{pmatrix} \tag{3.4}$$

Dans l'expression 3.4 de la contrainte, les Q_{ij} sont les coefficients des contraintes réduites élastiques selon les axes X et Y. E_i et ν_i sont respectivement le module de Young et le coefficient de poisson du matériau de la couche i. Si aucune autre force ne vient s'exercer sur le système, la force résultante peut alors s'écrire uniquement à partir de la contrainte élastique, c'est à dire : $N = \int_z \sigma dz$. Pour un matériau composite, la force résultante va donc s'écrire comme la somme sur les différentes couches des forces élastiques tout en tenant compte encore une fois du couplage sur les deux dimensions X et Y. L'équation 3.5 présente cette force résultante dans le matériau composite avec $h(i)$ la hauteur de chaque couche i.

$$\begin{pmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{pmatrix} = \sum_i \frac{E_i}{1-\nu_i^2} \begin{pmatrix} 1 & \nu_i & 0 \\ \nu_i & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu_i}{2} \end{pmatrix} \int_{h(i)} \begin{pmatrix} {}^{el}\varepsilon_x^i \\ {}^{el}\varepsilon_y^i \\ \gamma_{xy}^i \end{pmatrix} dz \tag{3.5}$$

On obtient alors, par exemple pour la direction x :

$$N_x = \sum_i \left(\frac{E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)}^{el} \varepsilon_x^i dz + \frac{\nu_i . E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)}^{el} \varepsilon_y^i dz \right)$$

De la même manière, si aucune force extérieure n'est appliquée sur le système, le moment peut s'écrire comme le moment de la contrainte élastique sur le matériau et l'on a alors $M = \int_z \sigma z dz$.

Encore une fois on peut écrire le moment résultant du matériau composite comme la somme des moments résultants appliqués au système. On a donc l'équation 3.6

$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{pmatrix} = \sum_{i=0}^{n+1} \frac{E_i}{1-\nu_i^2} \begin{pmatrix} 1 & \nu_i & 0 \\ \nu_i & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu_i}{2} \end{pmatrix} \int_{h(i)} \begin{pmatrix} {}^{el}\varepsilon_x^i \\ {}^{el}\varepsilon_y^i \\ \gamma_{xy}^i \end{pmatrix} z dz \tag{3.6}$$

On a alors :

$$M_x = \sum_{i=0}^{n+1} \left(\frac{E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)}^{el} \varepsilon_x^i z dz + \frac{\nu_i . E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)}^{el} \varepsilon_y^i z dz \right)$$

Développement sur un exemple Afin d'obtenir une expression de la courbure k_x nous allons donc développer les grandeurs 3.5 et 3.6 pour un modèle d'actionneur comprenant $n = 1$ couche de polymère, soit $n + 1 = 2$ couches d'électrodes.

$$\begin{aligned} N_x = & \frac{E_s e_s}{1-\nu_s^2} \left[\varepsilon_{0x} - \frac{k_x e_s}{2} + \nu_s [\varepsilon_{0y} - \frac{k_y e_s}{2}] \right] \\ & + \frac{2E_e e_e}{1-\nu_e^2} \left[\varepsilon_{0x} + \frac{k_x}{2}(2e_e + e_p) + \nu_e [\varepsilon_{0y} + \frac{k_y}{2}(2e_e + e_p)] \right] \\ & + \frac{E_p e_p}{1-\nu_p^2} \left[\varepsilon_{0x} + \frac{k_x}{2}(2e_e + e_p) - M_p T^2 + \nu_p [\varepsilon_{0y} + \frac{k_y}{2}(2e_e + e_p) - M_p T^2] \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} N_y = & \frac{E_s e_s}{1-\nu_s^2} \left[\varepsilon_{0y} - \frac{k_y e_s}{2} + \nu_s [\varepsilon_{0x} - \frac{k_x e_s}{2}] \right] \\ & + \frac{2E_e e_e}{1-\nu_e^2} \left[\varepsilon_{0y} + \frac{k_y}{2}(2e_e + e_p) + \nu_e [\varepsilon_{0x} + \frac{k_x}{2}(2e_e + e_p)] \right] \\ & + \frac{E_p e_p}{1-\nu_p^2} \left[\varepsilon_{0y} + \frac{k_y}{2}(2e_e + e_p) - M_p T^2 + \nu_p [\varepsilon_{0x} + \frac{k_x}{2}(2e_e + e_p) - M_p T^2] \right] \end{aligned}$$

$$
\begin{aligned}
M_x = {} & \frac{E_s e_s}{1-\nu_s^2}\left[-\varepsilon_{0x}\frac{e_s}{2} + k_x\frac{e_s^2}{3} + \nu_s[-\varepsilon_{0y}\frac{e_s}{2} + k_y\frac{e_s^2}{3}]\right] \\
& + \frac{E_e e_e}{1-\nu_e^2}\left[\varepsilon_{0x}(2e_e+e_p) + \frac{k_x}{3}(8e_e^2+9e_e e_p+3e_p^2) + \nu_e[\varepsilon_{0y}(2e_e+e_p) + \frac{k_y}{3}(8e_e^2+9e_e e_p+3e_p^2)]\right] \\
& + \frac{E_p e_p}{1-\nu_p^2}\left[\varepsilon_{0x}(\frac{e_p}{2}+e_e) + \frac{k_x}{3}(e_p^2+3e_e^2+3e_e e_p) - \frac{M_p}{2}T^2(e_p+2e_e)\right. \\
& \left. +\nu_p[\varepsilon_{0y}(\frac{e_p}{2}+e_e) + \frac{k_y}{3}(e_p^2+3e_e^2+3e_e e_p) - \frac{M_p}{2}T^2(e_p+2e_e)]\right]
\end{aligned}
$$

$$
\begin{aligned}
M_y = {} & \frac{E_s e_s}{1-\nu_s^2}\left[-\varepsilon_{0y}\frac{e_s}{2} + k_y\frac{e_s^2}{3} + \nu_s[-\varepsilon_{0x}\frac{e_s}{2} + k_x\frac{e_s^2}{3}]\right] \\
& + \frac{E_e e_e}{1-\nu_e^2}\left[\varepsilon_{0y}(2e_e+e_p) + \frac{k_y}{3}(8e_e^2+9e_e e_p+3e_p^2) + \nu_e[\varepsilon_{0x}(2e_e+e_p) + \frac{k_x}{3}(8e_e^2+9e_e e_p+3e_p^2)]\right] \\
& + \frac{E_p e_p}{1-\nu_p^2}\left[\varepsilon_{0y}(\frac{e_p}{2}+e_e) + \frac{k_y}{3}(e_p^2+3e_e^2+3e_e e_p) - \frac{M_p}{2}T^2(e_p+2e_e)\right. \\
& \left. +\nu_p[\varepsilon_{0x}(\frac{e_p}{2}+e_e) + \frac{k_x}{3}(e_p^2+3e_e^2+3e_e e_p) - \frac{M_p}{2}T^2(e_p+2e_e)]\right]
\end{aligned}
$$

Dans la mesure ou aucun effort extérieur n'est appliqué au système on peut écrire $N_x = N_y = M_x = M_y = 0$. Ainsi au travers de ces quatre équations on peut retrouver l'expression de k_x avec pour inconnues $\varepsilon_{0x}, \varepsilon_{0y}$ et k_y . Nous allons donc simplifier le système en considérant que la courbure dans la tranche Y est négligeable compte tenu de la courbure en X. Cette hypothèse est étayée par le rapport de grandeur des deux dimensions de $\frac{1}{10}$ entre la longueur et la largeur de l'actionneur rectangulaire. En effet, l'angle de courbure est proportionnel à la longueur du matériau s avec $\theta = \frac{ks}{2}$. On obtient donc les relations suivantes :

$$
\frac{\boldsymbol{k_x}}{2}\left[-E_s e_s^2 + E_e(4e_e^2+2e_e e_p) + E_p(e_p^2+2e_e e_p)\right] + \boldsymbol{\varepsilon_{0x}}\left[E_s e_s + 2E_e e_e + E_p e_p\right] - E_p e_p M_p T^2 = 0
$$

$$
\begin{aligned}
& \frac{\boldsymbol{k_x}}{3}\left[E_s e_s^3 + E_e(8e_e^3+9e_e^2 e_p+3e_e e_p^2) + E_p(e_p^3+3e_e^2 e_p+3e_p^2 e_e)\right] \\
& + \boldsymbol{\varepsilon_{0x}}\left[-E_s\frac{e_s^2}{2} + E_e(2e_e^2+e_e e_p) + E_p(\frac{e_p^2}{2}+e_e e_p)\right] - E_p e_p M_p T^2(\frac{e_p^2}{2}+e_e e_p) = 0
\end{aligned}
$$

Nous pouvons alors résoudre le système en considérant le système d'équation 3.7 :

$$
\left\{\begin{array}{l} a\boldsymbol{k_x} + b\boldsymbol{\varepsilon_0} + c = 0 \\ a'\boldsymbol{k_x} + b'\boldsymbol{\varepsilon_0} + c' = 0 \end{array}\right. => \boldsymbol{k_x} = \frac{c'b - cb'}{ab' - a'b} \tag{3.7}
$$

Ainsi, nous obtenons l'expression 3.8 de la courbure avec K une constante qui dépend des caractéristiques des matériaux, à savoir les épaisseurs de couches et les valeurs de module de Young.

$$\boxed{\boldsymbol{k_x} = K M_p \boldsymbol{T^2}} \tag{3.8}$$

On remarque que $\boldsymbol{k_x}$ évolue toujours avec une fonction quadratique du champ électrique T, comme pour un matériau PEA simple. De plus, la courbure ne dépend pas des paramètres x et y et elle est donc constante le long de la flexion. Lorsque aucun autre phénomène ne s'applique au système, la flexion observe un rayon de courbure constant. En revanche le facteur constant K, quotient des paramètres de l'actionneur, ne permet pas de déterminer instinctivement l'influence de chaque grandeur sur cet exemple simplifié. Une étude paramétrique sur un logiciel de calcul permettant de faire varier chaque paramètre mérite ainsi d'être réalisée.

3.3.1.2 Étude paramétrique

A partir du modèle analytique du matériau composite, c'est à dire à partir des équations 3.5 et 3.6 et de l'expression 3.3, nous avons réalisé une étude paramétrique pour évaluer l'influence des différents termes sur la capacité de flexion de l'actionneur. C'est à l'aide d'un outil numérique, Matlab de Mathworks® et en tenant compte cette fois-ci des effets de couplage bidirectionnel X et Y que nous avons produit ces résultats. L'étude paramétrique est réalisée à partir des paramètres présentés dans le tableau 3.2. Nous avons ensuite fait varier le champ électrique T, le nombre de couches n de PEA, le module de Young E_s et l'épaisseur e_s du substrat ainsi que l'épaisseur e_p du matériau PEA. La grandeur observée est l'angle de flexion θ de l'actionneur avec pour rappel $\theta = \frac{ks}{2}$ où k est la courbure et s la longueur de l'actionneur. Le coefficient d'électrostriction est choisi $M_p = 3.0e^{-18}m^2/V^2$ et le champ électrique T est exprimé en volt par mètre d'épaisseur de PEA. Le matériau fait $50mm$ de long et $4mm$ de large.
Les résultats sont présentés sur les figures 3.7 pour lesquelles l'angle θ est affiché en degrés. Nous retrouvons tout d'abord sur la figure 3.7a l'évolution quadratique de l'angle en fonction de la valeur du champ électrique. Ensuite, cette figure présente l'influence des différentes épaisseurs de PEA. Nous remarquons que cette grandeur n'évolue pas linéairement avec les capacités de flexion du composite puisque nous pouvons observer un sommet de performance autour de $e_p = 10\mu m$. Cette tendance vaut également pour le nombre de couches n présenté sur la figure 3.7b puisque, dans les conditions de l'expérience, c'est à partir de $n = 3$ que les performances de l'actionneur se réduisent. La figure 3.7c traduit l'interdépendance entre le nombre de couches n

et l'épaisseur de PEA e_p. En effet, suivant la valeur de e_p, le nombre de couches idéal n'est pas le même, avec une préférence pour un nombre de couches élevé lorsque e_p est faible. Cette interdépendance apparait à nouveau sur la figure 3.7 entre le module de Young E_s du substrat et le nombre de couches n. En revanche un nombre de couches élevé coïncide plutôt avec un module de Young élevé pour le substrat avec une inversion de tendance autour de $E_s \approx 100MPa$. Sur la figure 3.7e nous observons l'influence de la valeur du module de Young E_s du substrat sur la performance suivant la valeur du champ électrique. Nous constatons encore une fois que cette dépendance n'est pas linéaire puisque le module idéal dans ces conditions est de $E_s = 10MPa$. Cependant ce décalage dans la performance est moins flagrant pour des valeurs de champ autour de $10^6 V/m$. Enfin la figure 3.7f présente la relation d'interdépendance entre l'épaisseur e_p du PEA et l'épaisseur e_s du substrat. Les deux paramètres suivent la même tendance puisque pour de faibles épaisseurs de substrat, les performances sont meilleures avec de faibles épaisseurs de PEA. De même, pour des e_s plus importants, les e_p élevés engendrent plus de capacités.

TABLE 3.2 – *Tableau des paramètres de l'actionneur*

Composants	Modules d'Young	Coeff Poisson	Épaisseur
Substrat	1 GPa	0.3	25 μm
Électrode	1 GPa	0.3	400 nm
PEA	0.2 GPa	0.3	6 μm
Électrode	1 GPa	0.3	400 nm

3.3.1.3 Discussion

Ainsi, cette étude paramétrique a été menée suivant le modèle analytique d'un matériau composite multicouche en flexion sous l'effet d'une contrainte électromécanique liée à un phénomène d'électrostriction. Elle aura mis en évidence l'influence des paramètres de ce matériau sur la capacité de flexion de l'actionneur. Il en ressort notamment que ces paramètres n'évoluent pas linéairement les uns par rapport aux autres. L'actionneur optimal peut être obtenu à partir de la minimisation d'une fonction d'optimisation multi-paramétrique et en tenant compte des contraintes de faisabilité expérimentale. Il apparait également qu'une épaisseur totale du système trop importante, que ce soit au travers de l'épaisseur du PEA, du substrat ou par la multiplication du nombre de couches, est contradictoire avec les performances de flexion de

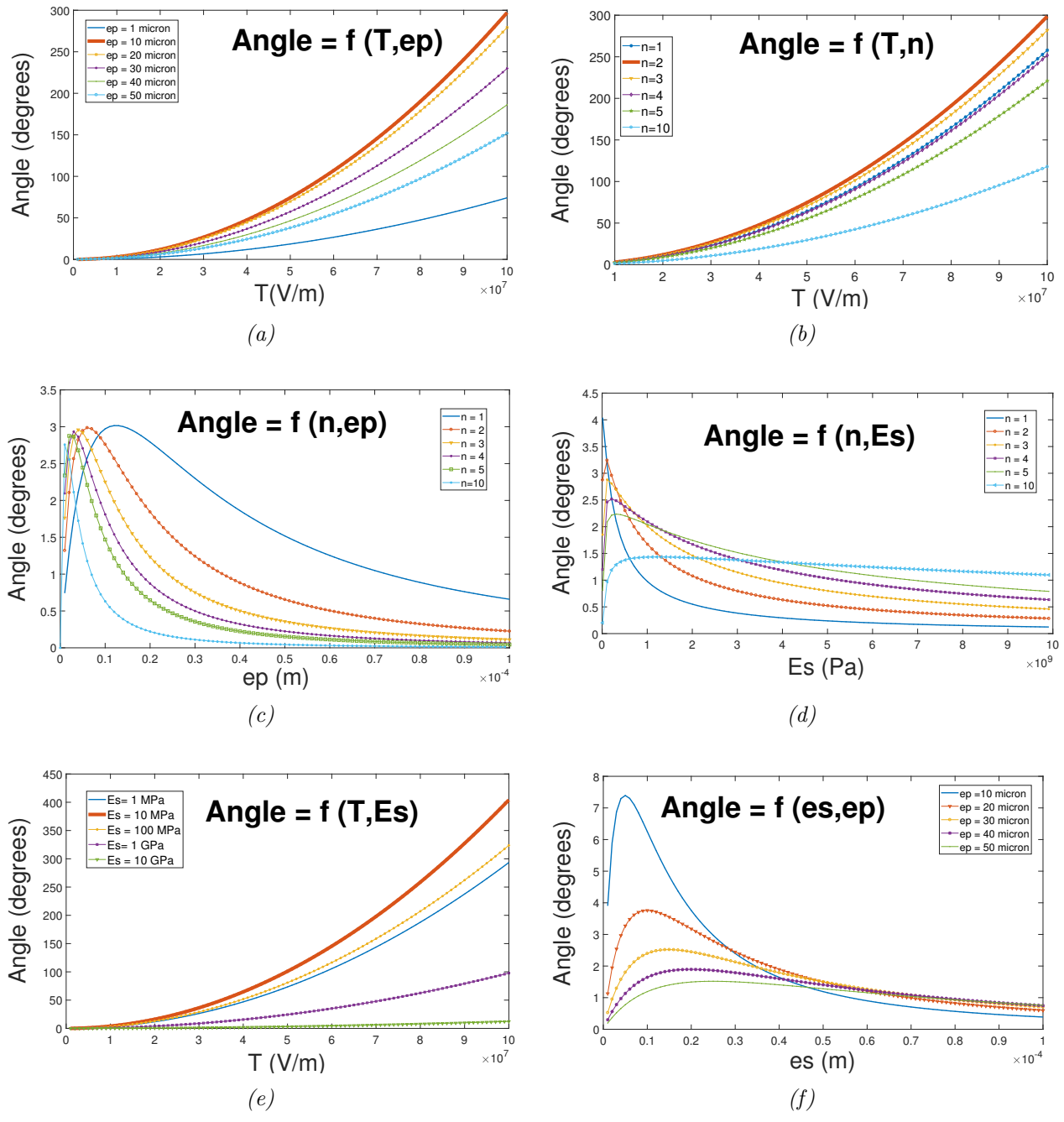


FIGURE 3.7 – *Étude de la capacité de flexion de l'actionneur en fonction de a) le champ électrique avec plusieurs épaisseurs de PEA b) le champ électrique avec plusieurs valeurs de nombre de couches n c) l'épaisseur de polymère avec plusieurs valeurs de nombre de couches n d) le module de Young du substrat avec plusieurs valeurs de nombre de couches n e) le champ électrique avec différentes valeurs de module de Young du substrat f) l'épaisseur du substrat avec plusieurs valeurs d'épaisseur de PEA.*

l'actionneur.
Ces résultats sont issus de l'expression de la déformation élastique dans un matériau orthotropes pour un élément poutre et elle n'est valable que pour de petites déformations. La viabilité des résultats obtenus pour de grands déplacements en flexion mérite donc d'être confirmée. De plus, pour de petits angles de flexion, le rayon de courbure tend vers l'infini et les résultats obtenus sur cette plage peuvent là aussi être altérés. Ainsi, dans le but d'affirmer ou d'infirmer ces hypothèses, d'aller plus loin dans l'analyse paramétrique et d'intégrer la qualification des performances en force de l'actionneur dans notre étude, nous allons concevoir un modèle numérique par la méthode des éléments finis.

3.3.2 Analyse numérique de l'actionneur en PEA

La description analytique du modèle d'actionneur en matériau composite peut être modélisée sur un logiciel numérique au travers de la méthode des éléments finis. Cette méthode consiste à résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles qui représentent le comportement physique d'un système statique ou dynamique complexe. Dans notre cas nous allons réaliser une analyse quasi-statique d'un système de poutre composite encastrée en flexion. Nous étudierons ensuite la force résistante de cette poutre face à un obstacle qui nous mènera à l'expression de la force induite par l'actionneur. Cette force est tout aussi primordiale que la capacité de flexion du système, dans l'objectif d'en faire un candidat performant pour un actionneur de robotique endoscopique.
C'est ainsi que le modèle éléments finis de l'actionneur a été développé sur le logiciel Abaqus de Dassault Systèmes® et contrairement au comportement des matériaux piézoélectriques, le comportement des matériaux électrostrictifs n'est pas directement implémenté dans ce logiciel. Nous avons donc simulé la propagation d'un champ électrique non linéaire dans le matériau électrostrictif au travers d'une analogie thermique. En effet, le comportement thermique d'un matériau se fait sous la forme d'un champ thermique quadratique qui est compatible avec l'évolution du phénomène d'électrostriction. Zhang et al. [112] ont également développé une analyse aux éléments finis sur un matériau électrostrictif ayant une géométrie différente. Ils ont utilisé le logiciel COMSOL® qui possède une section relative aux matériaux électrostrictifs directement implémentée.

Grandeur	SI (m)	Facteur de conversion	SI (mm)
Longueur	m	10^3	mm
Masse	Kg	10^{-3}	Tonne
Temps	s	1	s
Intensité du courant électrique	A	1	A
Force (N)	$Kg.m.s^{-2}$	1	$Tonne.mm.s^{-2}$
Pression (Pa)	$Kg.m^{-1}.s^{-2}$	10^{-6}	$Tonne.mm^{-1}.s^{-2}$
Densité ($Kg.m^{-3}$)	$Kg.m^{-3}$	10^{-12}	$Tonne.mm^{-3}$
Tension (V)	$Kg.m^2.A^{-1}.s^{-3}$	10^3	$Tonne.mm^2.A^{-1}.s^{-3}$
Champ électrique (V/m)	$Kg.m.A^{-1}.s^{-3}$	1	$Tonne.mm.A^{-1}.s^{-3}$
Énergie (J)	$Kg.m^2.s^{-2}$	10^3	$Tonne.mm^2.s^{-2}$

TABLE 3.3 – *Tableau de conversion de SI à SI millimètre*

3.3.2.1 Validation du modèle aux éléments fini de l'actionneur

Le modèle est constitué d'éléments coques dans le but de contrevenir au déséquilibre entre l'épaisseur et la longueur de l'actionneur puisque le rapport entre les deux est de $r \approx \frac{1}{1000}$. Il est non-linéaire géométrique et configuré pour des grands déplacements et de petites déformations. Certaines dimensions caractéristiques du système étant de l'ordre de la centaine de nanomètres, une conversion en SI(mm) est implémentée sur le modèle suivant la table de conversion 3.3 pour éviter d'être confronté au zéro du logiciel de calcul numérique. L'étude numérique va évaluer l'influence des paramètres sur le pouvoir de flexion et sur la force induite de l'actionneur. 3.8refdefmax présente la flexion de l'actionneur avec $\theta = 90°$. On y observe également que la déformation maximum perçue dans le matériau est inférieure à 0.2% dans le cas le plus défavorable. Nous sommes effectivement dans le cadre de petites déformations et de grands déplacements. Nous avons par ailleurs étudié l'influence de la taille des éléments et de leur type sur les résultats de la simulation en faisant varier la taille de maille de $6.10^{-3}m$ à $2.10^{-4}m$ pour des éléments coques de type quadratique S8R5 (figure 3.9a) et linaires S4R (figure 3.9b) adaptés à notre étude. Il apparait alors que hormis un résultat divergent pour une valeur de maille de $2.10^{-4}m$ où l'on semble observer du flambement, les éléments linéaires sont plus satisfaisants en terme de convergence. Ainsi les éléments linéaires S4R seront privilégiés et la taille de maille ne descendra pas en dessous de $5.10^{-4}m$. La figure 3.10 présente le modèle de simulation qui va être utilisé pour étudier la force de contact entre l'actionneur et un plan fixe,

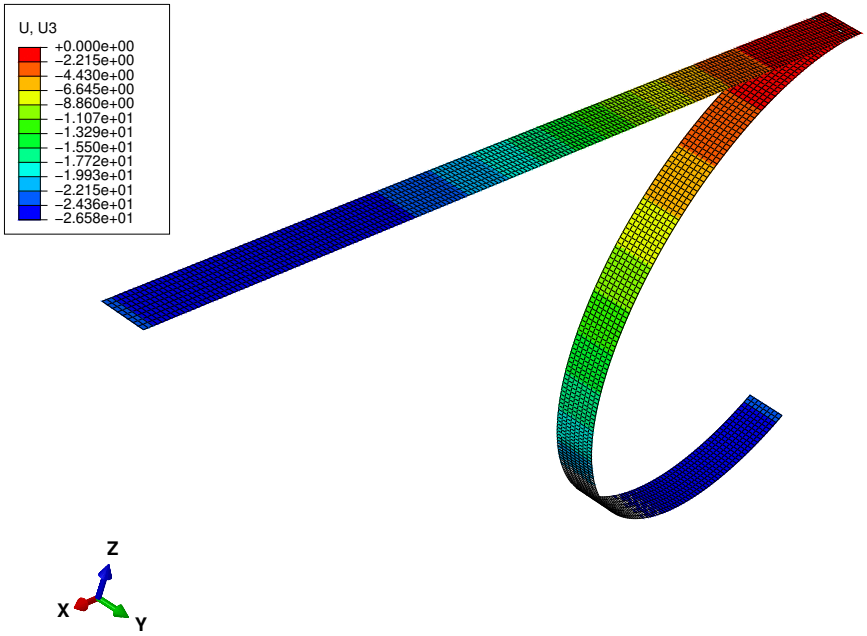
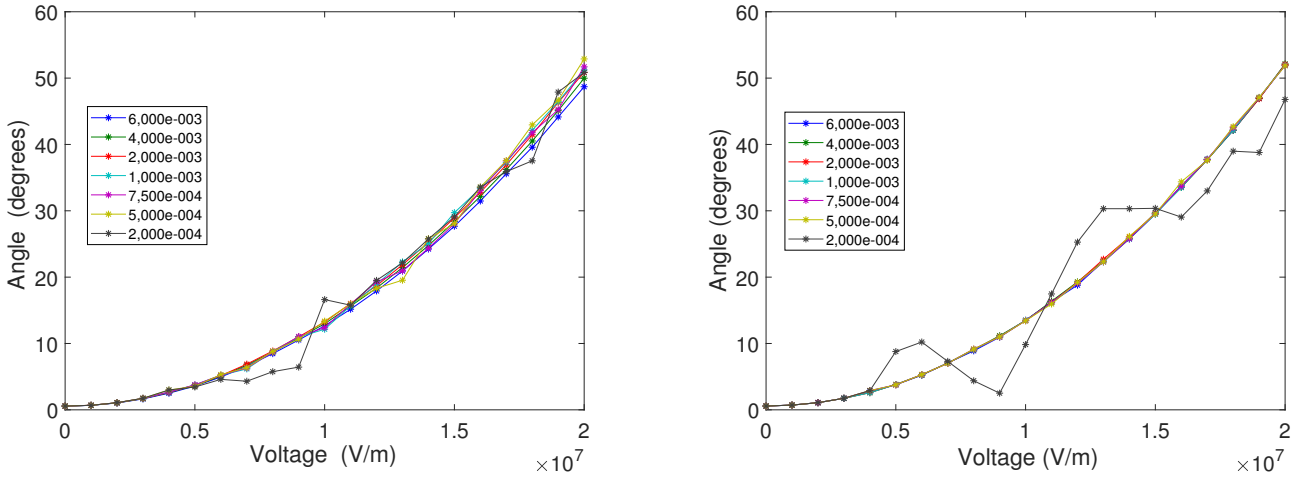


FIGURE 3.8 – *Flexion de l'actionneur en matériau composite soumis à un champ électrostrictif*



(a) *(b)*

FIGURE 3.9 – *Influence de la taille des éléments* $(6.10^{-3} - 2.10^{-4}m)$ *sur l'angle de flexion de l'actionneur avec d'une part des éléments quadratiques S8R5 a) et d'autre part des éléments linéaires S4R b).*

perpendiculaire à la direction de flexion. Cette force de contact permet l'évaluation de la force induite de l'actionneur.

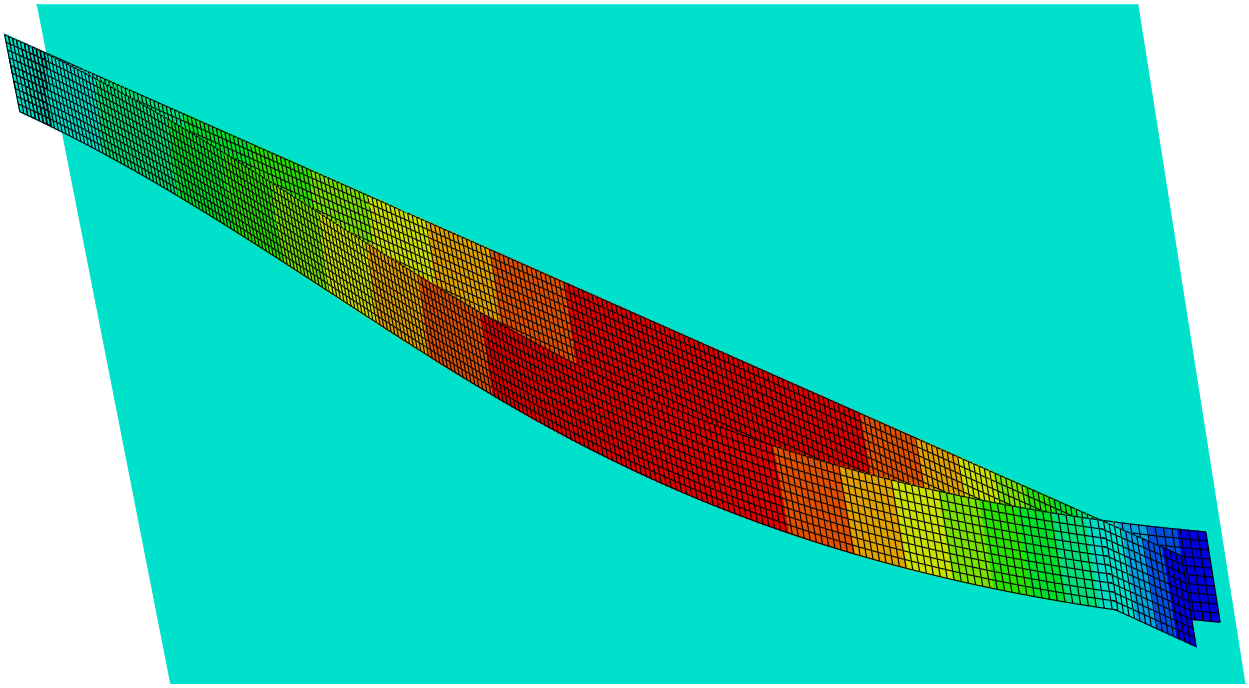


FIGURE 3.10 – *Modèle numérique sur le logiciel Abaqus de l'actionneur en contact avec un plan fixe*

3.3.2.2 Résultats de la simulation

Nous avons donc étudié les grandeurs de flexion et de force de cet actionneur avec pour la flexion, la mesure de l'angle de courbure θ en degrés. Les paramètres des simulations sont renseignés dans la table 3.4. Les plages de données parcourues sont contraintes parfois par des problématiques de convergence, ce qui explique leur taille réduite. Ces expériences numériques consistent à faire varier chacun des paramètres pour observer la réponse du matériau composite et obtenir ainsi les tendances comportementales qui guideront ensuite la réalisation d'un modèle expérimental.

Nous pouvons donc observer sur la figure 3.11 les capacités de flexion de l'actionneur sous l'effet d'un champ électrique de $50V/\mu m$. L'étude porte alors sur l'influence des modules de Young, des épaisseurs et du nombre de couches des matériaux qui le compose. Ainsi la figure 3.11a met en lumière l'influence du nombre de couches et de l'épaisseur du PEA. On y observe que c'est pour des épaisseurs faibles et peu de couches que le système réalise les meilleures performances. Ceci tend à confirmer les résultats obtenus par le développement du modèle analytique présenté précédemment, à savoir que les performances de flexion sont apparentées à un système peu

épais. La figure 3.11b nous montre que le module de Young des électrodes doit être choisi le plus faible possible, ce qui est confirmé par la figure 3.11d ceci étant également valable pour l'épaisseur des électrodes. Le substrat passif, peut quant à lui avoir un module de Young allant jusqu'à quelques giga pascals, à condition de rester sur des épaisseurs faibles, soit en dessous de $30\mu m$ comme l'indique la figure 3.11c. Cette caractéristique est contraignante puisque c'est le matériau substrat, de plusieurs dizaines de microns qui donne à l'actionneur sa rigidité et sa tenue à vide. D'ailleurs, sur la figure 3.12c, nous observons qu'en ce qui concerne la force induite par l'actionneur, c'est à $23\mu m$ que le système est le plus performant et ceci quel que soit les valeurs de module de Young observées, à condition qu'elles ne soient pas trop faibles comme le montre la figure 3.12b. Il s'agit donc de trouver un compromis entre force et flexion en fixant l'épaisseur du substrat autour de cette valeur de $20\mu m$ tout en lui attribuant un matériau au module de Young élevé puisque ce paramètre semble être favorable à la flexion comme à la force, même si la figure 3.11c montre que des modules trop élevés finissent par contraindre le système. La figure 3.12a présente l'interdépendance croisée entre le nombre de couches et l'épaisseur du PEA dans la génération de la force induite. Cette fois-ci, le système tend vers une épaisseur plus importante pour générer de la force, que ce soit au travers du nombre de couches ou de l'épaisseur du PEA. Malgré tout, passé certaines valeurs, un PEA épais ne coïncide plus avec un nombre trop élevé de couches. Le substrat comme le PEA sont compatibles avec des modules de Young élevés pour générer de la force induite comme le montre la figure 3.12b et enfin, comme c'était déjà le cas pour la flexion, les électrodes doivent être choisies peu épaisses et avec de faibles modules de Young.

Figure	Substrat		Electrodes		PEA		Nombre de couches (n)	Champ électrique (V/μm)	Grandeur étudiée
	Module de Young (GPa)	Épaisseur (μm)	Module de Young(GPa)	Épaisseur (μm)	Module de Young (GPa)	Épaisseur (μm)			
3.11a	1	25	1	0.4	0.2	1-60	1-30	50	flexion
3.12a	1	25	1	0.4	0.2	1-40	1-20	20	force
3.11b	0.005-3	25	0.005-3	0.4	0.2	6	1	50	flexion
3.12b	0.005-3	25	0.005-2	0.4	0.2	6	1	20	force
3.11c	0.005-7	1-60	1	0.4	0.2	6	1	50	flexion
3.12c	4-7	1-50	1	0.4	0.2	6	1	20	force
3.11d	1	25	0.005-3	0.1-5	0.2	6	1	50	flexion
3.12d	1	25	0.005-2	0.1-3	0.2	6	1	20	force

TABLE 3.4 – *Tableau récapitulatif des expériences de simulation*

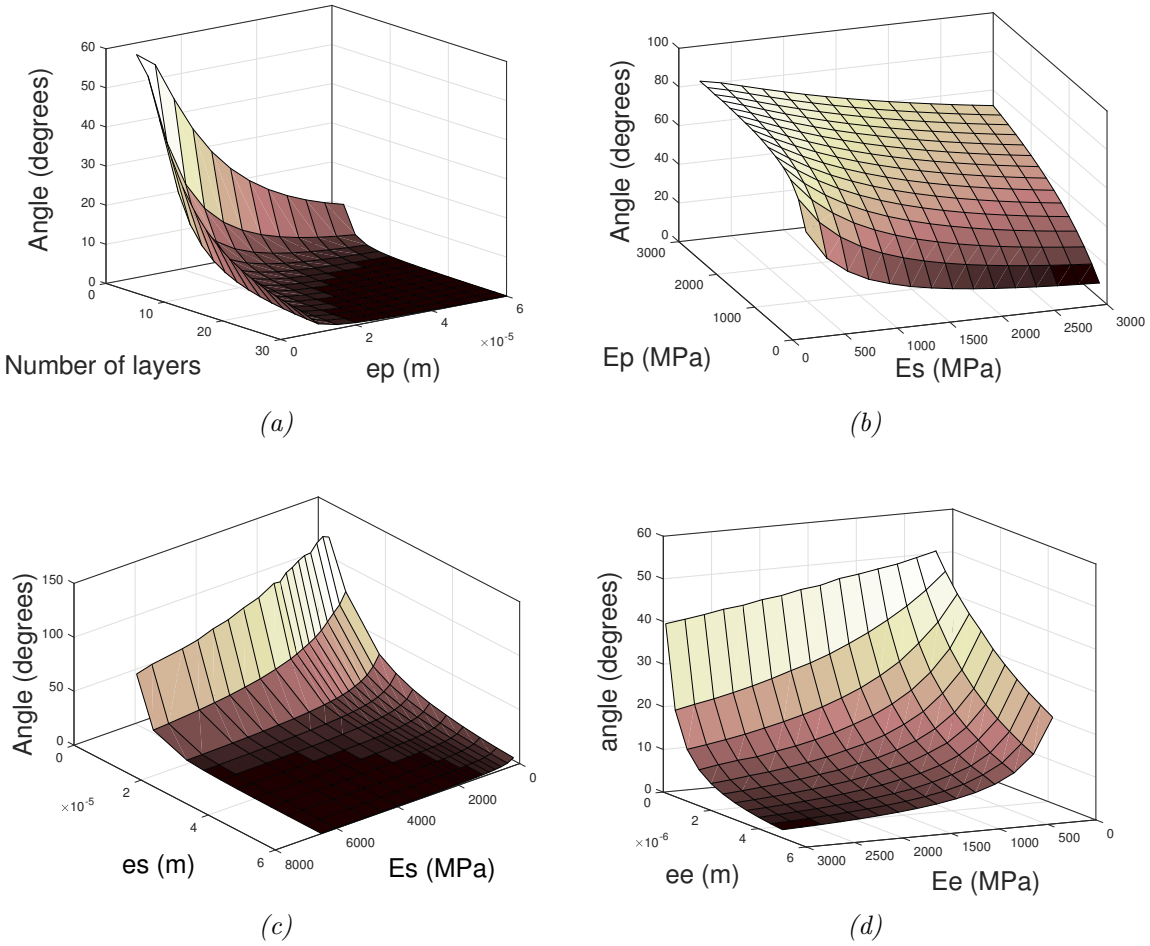


FIGURE 3.11 – *Résultat de la simulation qui souligne les capacités de flexion de l'actionneur en fonction des paramètres suivants : a) le nombre de couches actives n et l'épaisseur des couches de PEA e_p b) le module de Young du substrat passif E_s et le module de Young du matériau des électrodes E_e c) le module de Young du substrat passif E_s et son épaisseur e_s d) le module de Young du matériau des électrodes E_e et son épaisseur e_e.*

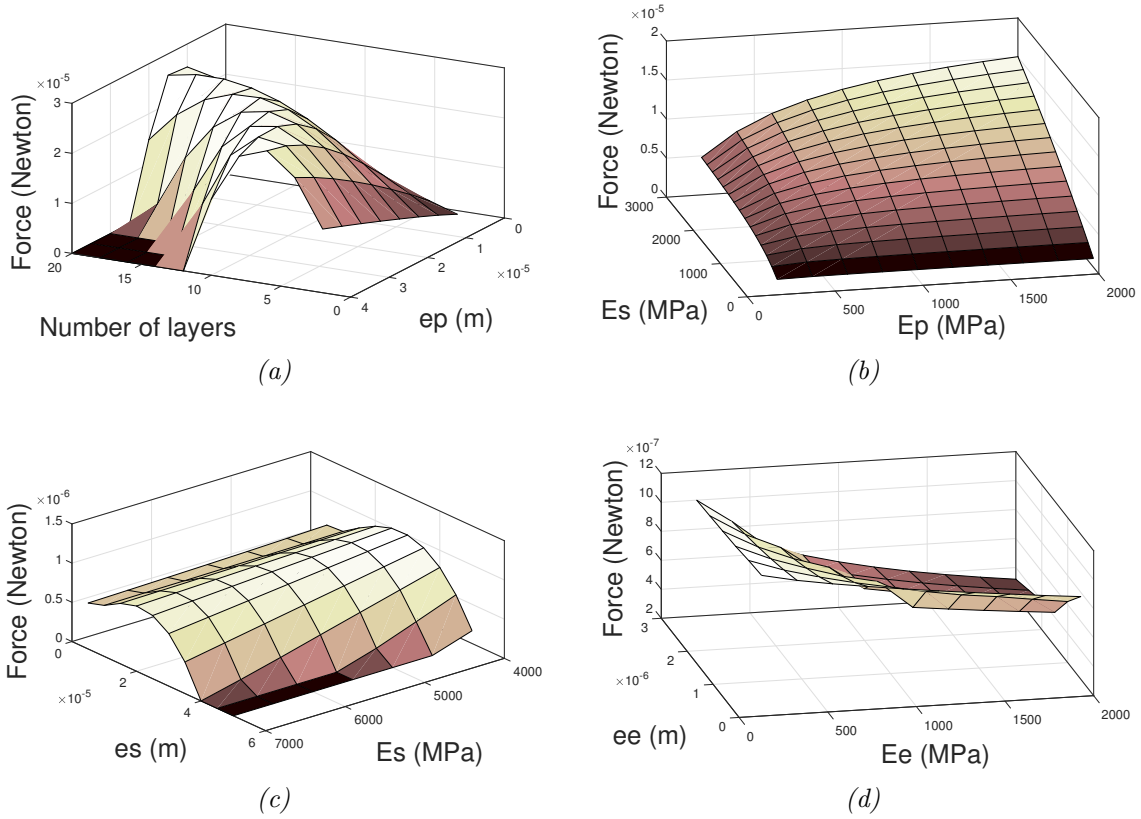


FIGURE 3.12 – *Résultat de la simulation qui souligne les capacités de force induite de l'actionneur en fonction des paramètres suivants : a) le nombre de couches actives n et l'épaisseur des couches de PEA e_p b) le module de Young du substrat passif E_s et le module de Young du matériau des électrodes E_e c) le module de Young du substrat passif E_s et son épaisseur e_s d) le module de Young du matériau des électrodes E_e et son épaisseur e_e.*

3.3.2.3 Discussion

Nous pouvons tout d'abord observer dans cette simulation que les capacités de l'actionneur en terme de flexion sont compatibles avec les objectifs puisque le système atteint des angles de courbure de plus de 120°. En revanche pour la force induite, si les tendances paramétriques qui la favorise sont clairement identifiables, les valeurs obtenues sont insuffisantes. Sans qu'il soit possible d'estimer précisément l'objectif de force pour cet actionneur, il est indispensable d'atteindre quelques dixièmes de Newton. Cette performance pourrait être obtenue en augmentant le nombre de couches et en augmentant le module de Young du substrat. On observe ensuite que l'épaississement du PEA va rapidement contraindre l'actionneur et que c'est avec un nombre élevé de couches très fines que la flexion pourra être maintenue et que l'actionneur génèrera la

force escomptée. Par ailleurs, l'établissement dans le futur d'un méta modèle à partir de ces expériences permettrait de prolonger les données de simulation sur des plages de paramètres plus importantes et de confirmer ces suppositions. L'établissement d'abaques permettrait également de faire correspondre les paramètres et s'avérerait utile pour guider la conception expérimentale.

3.3.3 Conclusion

Dans cette section, nous avons abordé l'actionneur en matériau composite à base de PEA électrostrictif de façon théorique afin d'en comprendre le fonctionnement. Nous avons ainsi mis en évidence les principales tendances paramétriques qui conditionnent l'efficacité de cet actionneur. D'abord au travers d'une étude analytique pour appréhender l'évolution du système, sa dépendance au champ électrique et la constance de sa courbure, puis par le biais d'un modèle numérique aux éléments finis. Ce modèle numérique développé sur Abaqus a permis de souligner les tendances paramétriques à respecter pour faire de ce matériau composite un actionneur efficace pour la robotique endoscopique. Il apparait notamment qu'un matériau multicouche avec des couches de PEA de quelques microns favoriserait ces prérequis.

3.4 Étude expérimental de l'actionneur en matériau composite à base de terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE)

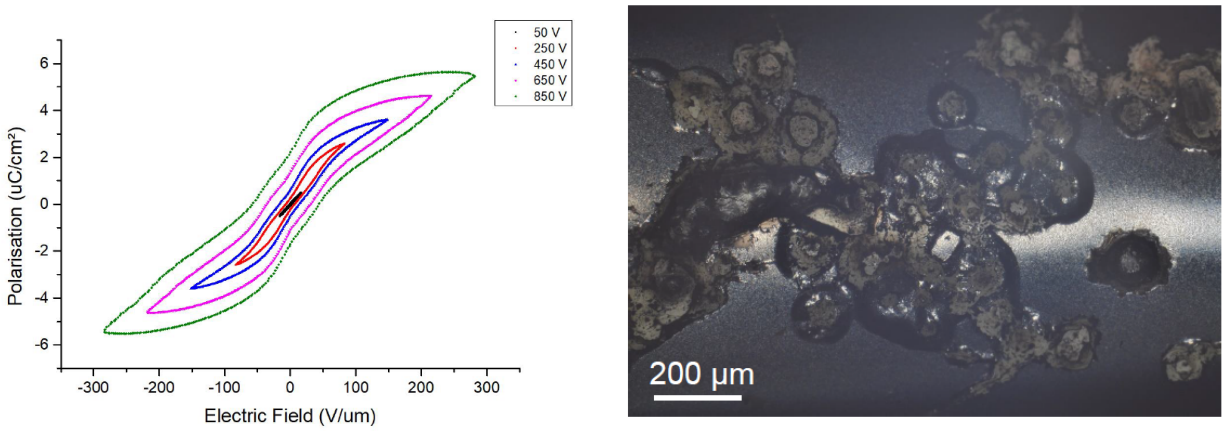
FIGURE 3.13 – *Schéma du modèle d'actionneur*

Cette étude théorique nous aura permis de mettre en valeur des tendances à respecter pour favoriser le fonctionnement de cet actionneur. Cependant, le modèle aux éléments finis ne tient pas compte de l'interaction des différentes couches qui dépendra de la méthode de conception,

l'effet de bord ou de l'imperfection des matériaux. Il est donc nécessaire de comparer ce modèle avec les résultats d'une étude expérimentale réalisée en partenariat avec le laboratoire IMS (laboratoire d'Intégration du Matériau au Système) de Bordeaux que nous allons présenter maintenant.

Les figures 3.13a et b présentent la configuration de l'actionneur et notamment sa mise en contact avec un générateur de tension par le biais des électrodes qui sont conçues pour permettre la dissociation des contacts. Cette géométrie particulière devra être prise en compte par les procédés de fabrication.

Par ailleurs, le matériau PEA utilisé pour ces expériences est, quant à lui, le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE), à 8.5% de mol de CTFE, fourni par Piezotech S.A.S (Arkema groupe, France). Il est présenté en poudre ou en solution avec un solvant sous forme d'encre. La viscosité de ces encres est variable, elle est adaptée aux différentes techniques d'impression et à l'épaisseur des couches. La figure 3.14a décrit la courbe de polarisation, P en fonction du champ électrique, T de ce matériau (P-T loop). C'est à partir de cette étude que nous obtiendrons le champ de claquage situé autour de $280V/\mu m$. Ce phénomène survient quand le PEA sature en tension ce qui provoque un passage du courant électrique entre les deux électrodes et la détérioration du matériau. Il faut donc maintenir le champ électrique sous cette valeur de claquage. Expérimentalement ce champ de claquage varie suivant la qualité des couches imprimées et il est lié aux bulles d'air ou aux impuretés qui vont s'y infiltrer durant la phase de fabrication. La figure 3.14b montre les conséquences du claquage dans un actionneur sollicité à $150V/\mu m$.



(a) *(b)*

FIGURE 3.14 – *a) Boucle de polarisation (P) en fonction du champ électrique (T) du terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE) et b) observation d'un actionneur après claquage sollicité à* $150V/\mu m$

3.4.1 Prototype expérimental avec des électrodes en aluminium

Les premières expériences ont été réalisées à partir d'électrodes en aluminium qui, bien que très rigides ont pour avantage d'être très conductrices. Leur module de Young est de $69GPa$ et il sera donc compensé par une épaisseur de couche très faible, c'est à dire de $80nm$. Ce premier prototype est destiné à observer le phénomène d'électrostriction, les épaisseurs utilisées garantissent le bon fonctionnement de l'actionneur mais empêche d'atteindre des flexions importantes. Il est alors indispensable d'utiliser des matériaux très conducteurs. De plus, l'utilisation de l'aluminium permet de recourir à la méthode de l'EB-PVD pour imprimer les électrodes et obtenir ainsi des couches de quelques centaines de nanomètres de très bonne qualité comparativement à d'autres procédés.

3.4.1.1 Matériel et méthode

Les électrodes en aluminium sont déposées sur un substrat en PEN par le biais de la méthode de l'EB-PVC. Les masques qui vont permettre de contrôler la géométrie des couches d'électrodes sont découpés sur des feuilles de PEN de $125\mu m$ comme le montre la figure 3.15. Le substrat PEN a un module de Young supérieur à celui du PEA, il est environ égal à $5.5GPa$. Son épaisseur est de 25 μm. Après la première couche d'électrode, une solution de PEA en poudre dissoute dans du cyclopentanone à 8% de concentration massique est déposée par la méthode du spin-coating pour aboutir à une couche de $10\mu m$. Ensuite, un recuit à $110°C$ pendant une heure est réalisé pour évaporer le solvant puis il est suivi par un refroidissement de quinze minutes pour permettre la cristallisation du terpolymère. Enfin, le procédé par EB-PVD est à nouveau utilisé pour déposer la deuxième électrode. Les paramètres de l'expérience sont rappelés dans le tableau 3.5. Après cette phase de conception d'un lot d'actionneurs sur une feuille de PEN, chaque prototype est découpé au ciseau. Cette étape est potentiellement à l'origine de dégradation des couches et éventuellement de création de courts-circuits par entrainement de la matière d'une couche à l'autre pendant la découpe.

3.4.1.2 Résultats expérimentaux

L'actionneur est d'abord sollicité par une tension de $90V/\mu m$. Il réalise une flexion d'environ quinze degrés présentée sur la figure 3.16. Il aura un champ de claquage autour d'un champ électrique de $90V/\mu m$ probablement dû à un défaut de qualité durant la phase de spin-coating.

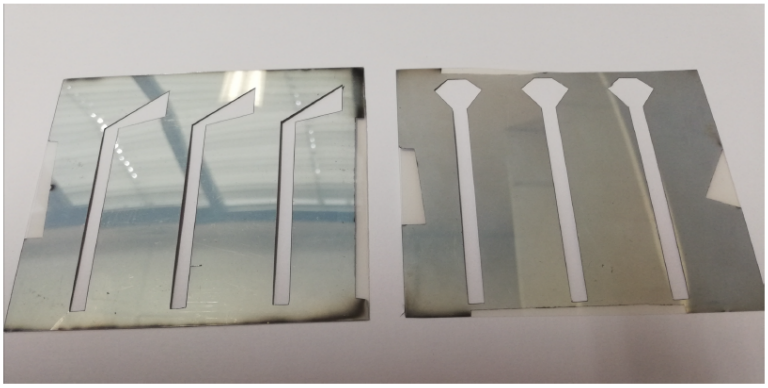


FIGURE 3.15 – *Masques en PEN utilisés pour contrôler la géométrie des électrodes durant le procédé de l'EB-PVD*

TABLE 3.5 – *Tableau des paramètres de l'actionneur*

Composants	Matériau	Modules d'Young	Épaisseur
Substrat	PEN	5.5 GPa	25 μm
Électrode	Aluminium	69 GPa	80-400 nm
PEA	P(VDF-TrFE-CTFE)	0.2 GPa	10 μm
Électrode	Aluminium	69 GPa	80-400 nm

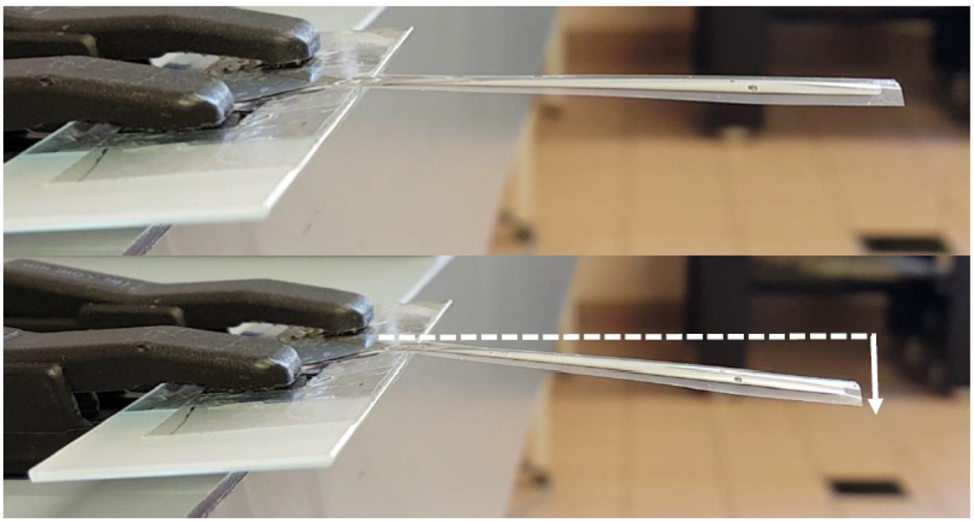
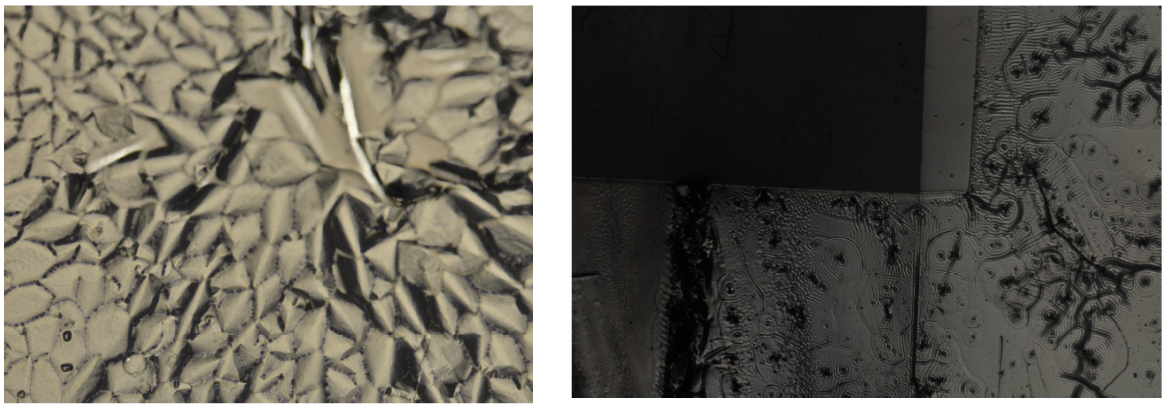


FIGURE 3.16 – *Résultats d'expérience pour un actionneur avec des électrodes en aluminium*

Un autre prototype a été réalisé par la suite en multicouche, avec deux couches de PEA. Il n'a pas pu être mis sous tension car il présentait un court-circuit. La figure 3.17a montre une vue de l'électrode en aluminium endommagée par la conception de la deuxième couche de PEA en spin-coating. Afin de palier cette difficulté, un autre lot a été réalisé avec des électrodes de $400nm$ cette fois-ci et une couche de $10nm$ de PVT a été ajoutée entre l'électrode et la couche active pour éviter la dégradation de l'aluminium par le PEA. Un autre lot a été développé avec du THF pour solvant, moins corrosif pour l'aluminium. Ces deux solutions ne se sont pas montrées fructueuses et la figure 3.17b présente une vue au microscope de l'électrode supérieure, endommagée par la conception de la deuxième couche de PEA en spin-coating.



(a) *(b)*

FIGURE 3.17 – *Vue au microscope de l'endommagement des électrodes suite au spin-coating du PEA, avec des électrodes d'épaisseur de a)* $80nm$ *et b)* $400nm$.

3.4.1.3 Discussion

Nous remarquerons durant ces expériences que si le phénomène de flexion du matériaux composite sous l'effet d'un champ électrique est apparut, les performances de cette combinaison de paramètres mêlée aux aléas expérimentaux ne permet pas de conclure quant aux performances de cet échantillon. Ces résultats témoignent de l'importance de guider les essais par un modèle théorique qui va permettre d'anticiper les erreurs de combinaisons de matériaux et d'épaisseurs. De plus, les méthodes de conception, comme le choix des solvants ou l'ajout de couches neutres sont le témoignage de la valeur d'acquisition d'une expérience de terrain pour appréhender les phénomènes indirects de combinaisons de méthodes et de matières. Un nouvel essai va donc être proposé à partir de matériaux différents et suivant un autre procédé de fabrication.

3.4.2 Prototype expérimental avec des électrodes en PEDOT :PSS

N'ayant pas obtenu de résultat satisfaisant avec les électrodes en aluminium, une nouvelle expérimentation a donc été mise en place à partir d'électrodes en PEDOT :PSS. Ce matériau au module de Young environ égal à $0.9GPa$ se conforme aux prescriptions faites lors de l'étude théorique de la section précédente. Sa résistance électrique ($7k\Omega$). Le substrat quant à lui est toujours constitué du matériau PEN de $25\mu m$ pour cette expérience. Le PEA sera cette fois-ci obtenu du fournisseur directement sous forme d'encre.

3.4.2.1 Matériel et méthode

Cette fois-ci, les électrodes et le PEA sont conçus à partir de la méthode du screen-printing. Ainsi, des masques sont créés à partir de feuilles de PET imprimées par une émulsion sous UV. Le motif alors créé, est en fait un ensemble de mailles creuses qui laisseront passer l'encre d'impression. Les électrodes sont imprimées avec une épaisseur de $200nm$ et le PEA avec une épaisseur de $2\mu m$ à $8\mu m$. La profondeur de maille correspondant à une épaisseur de $2\mu m$, les couches d'épaisseur supérieure se feront en plusieurs impressions/recuits successifs. Ensuite, pour des couches imprimées de plus de $8\mu m$, la méthode d'impression se fera au travers d'un masque en inox de $10\mu m$ d'épaisseur et qui permettra encore une fois par multiplication des passages de réaliser des couches de $10\mu m$ à $30\mu m$. On parle alors de stencil-printing. Les méthodes de screen-printing et stencil-printing se font en salle blanche pour éviter la contamination des solutions. La machine à impression est présentée en figure 3.18. Après chaque passage un recuit de dix minutes est réalisé à $110°C$. Le tableau 3.6 récapitule les caractéristiques des matériaux du système. Cette méthode d'impression est performante, mais elle est très chronophage et nécessite de l'expérience de la part de l'opérateur, qui doit connaitre les limites de la machine. Il doit aussi faire face à d'autres problématiques, comme par exemple le nettoyage régulier des masques pour éviter la pollution d'une couche par les résidus de la couche précédente, la vitesse du racloir ou le temps de conservation d'une encre laissée à l'air libre.

3.4.2.2 Résultats expérimentaux

Une première expérimentation a consisté à comparer le comportement de l'actionneur avec un modèle paramétrique similaire issu de l'expérience numérique par la méthode des éléments finis. La figure 3.19 présente les résultats de cet essai. On y observe notamment que la ten-

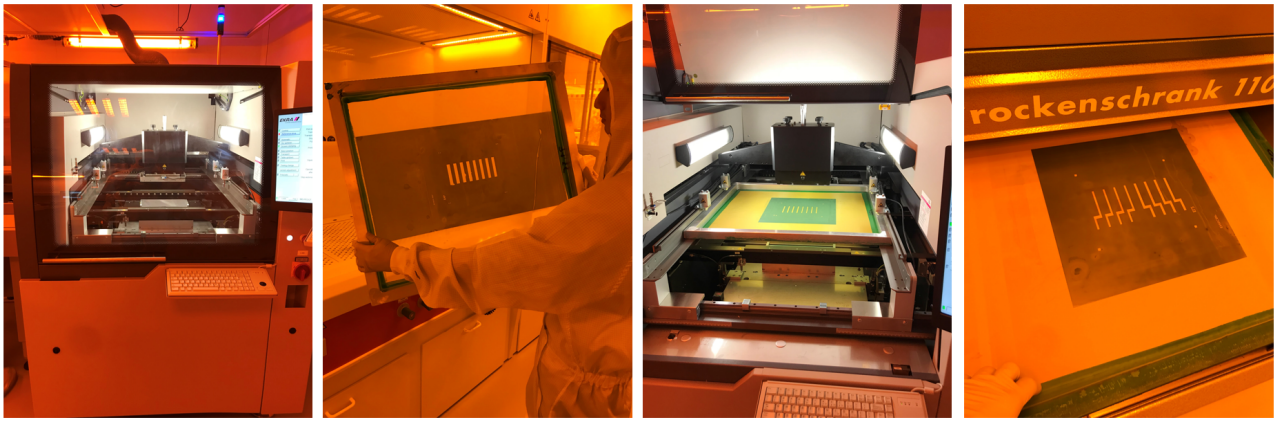


FIGURE 3.18 – *Outil de screen-printing utilisé en salle blanche pour l'impression de nos actionneurs multicouches*

TABLE 3.6 – *Tableau des paramètres de l'actionneur*

Composants	Matériau	Modules d'Young	Épaisseur
Substrat	PEN	5.5 GPa	25 μm
Électrode	PEDOT-PSS	0.9 GPa	200 nm
PEA	P(VDF-TrFE-CTFE)	0.2 GPa	2-30 μm
Électrode	PEDOT-PSS	0.9 GPa	200 nm

dance de l'angle de flexion est similaire sur les deux modèles. Cependant le rayon de courbure de l'actionneur expérimental n'est pas parfaitement constant comme l'exigerait la théorie et cela provient vraisemblablement des imperfections de structure et de l'effet de bord puisque, encore une fois, les actionneurs sont découpés à la main depuis le support d'impression. Nous remarquons également la réversibilité et la répétabilité de l'actionnement puisque le matériau reprend sa forme initiale à l'arrêt de la transmission du champ électrique et qu'il est également en capacité de reproduire plusieurs fois la même trajectoire sous des tensions similaires. La répétabilité est limitée ensuite par la détérioration du matériau puisque les petites imperfections se transforment en pont de courant entre les couches et finissent par entrainer une dégradation partielle puis totale de l'actionneur après une dizaine de cycles de manipulation. Par ailleurs, la précision semble concluante à première vue et peut être quantifiée à quelques degrés d'angles bien que sa mesure soit bruitée par les imperfections des prototypes et par la dynamique du

système. La force induite sera quant à elle mesurée autour de $300\mu N$ pour un champ allant jusqu'à $125V/\mu m$. La mesure de la force se faisant en pression sur un capteur capacitif, manque de précision dans les conditions de l'expérience.

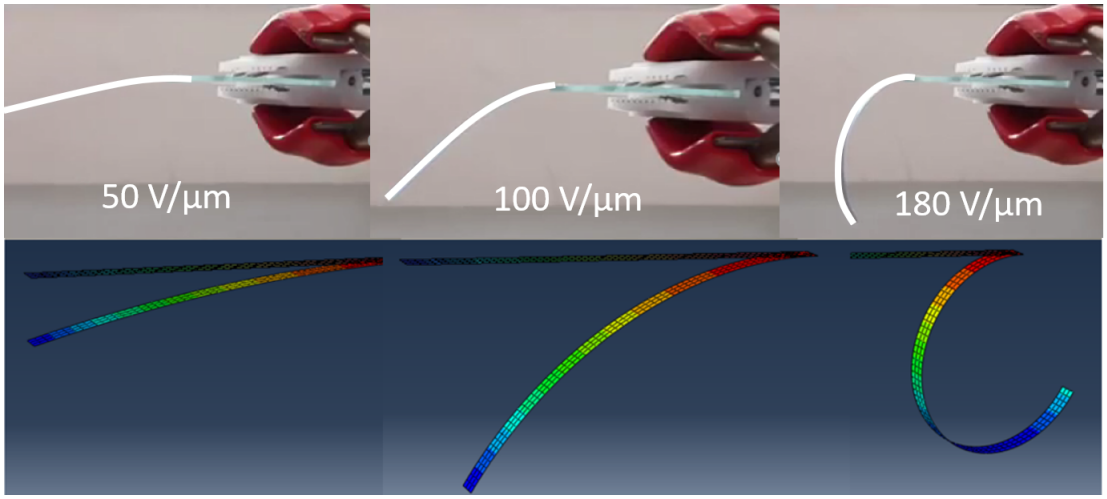
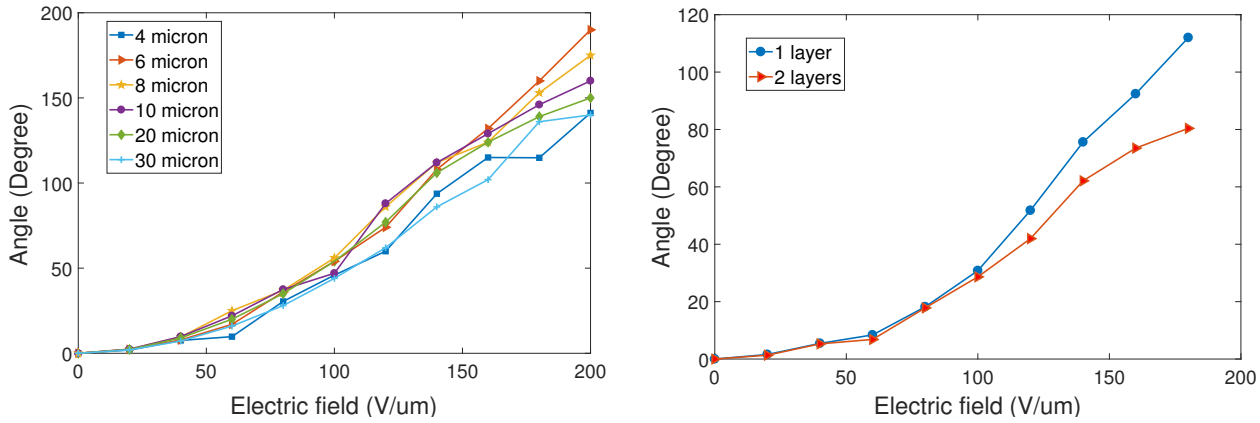


FIGURE 3.19 – *Résultats comparatifs entre l'expérimentation et l'étude théorique issue du calcul numérique par la méthode des éléments finis*

De nouveaux essais ont étés réalisés ensuite en évaluant la variation de l'épaisseur de la couche de PEA (figure 3.20a). Nous observons alors que globalement, l'augmentation de l'épaisseur des matériaux est contradictoire avec l'obtention d'une flexion élevée. Ce résultat coïncide avec les prédictions du modèle aux éléments finis. Pour autant, cette tendance n'est flagrante qu'à partir de champs électriques de $180V/\mu m$ dans les conditions de l'expérience. Étant donné les éventuelles répercussions positives sur la force induite et une meilleure résistance aux courts circuits d'une couche épaisse, la réalisation de couches de PEA de quelques dizaines de microns est envisageable.

Ensuite un prototype multicouche d'actionneur a été réalisé avec succès par ce procédé. Ainsi, deux actionneurs, un monocouche et un multicouche d'épaisseur de PEA de $20\mu m$ ont été réalisés et comparés sur la figure 3.20b. On y observe que le matériau multicouche constitué de deux couches de PEA est moins performant en terme de flexion bien qu'il se maintienne en position. De plus, il faut tenir compte du fait que le multicouche, ayant subit plus de recuits et de contact avec des solvants durant les phases d'impression se dégrade plus rapidement que le matériau monocouche.



(a) *(b)*

FIGURE 3.20 – *Résultats expérimentaux pour différentes épaisseurs de couches de PEA a) et pour des couches différentes b)*

3.4.2.3 Discussion

Cette seconde étape d'expérimentation aura mis en lumière le fonctionnement de l'actionneur et ses capacités. Certains prototypes auront notamment atteint des niveaux de flexion très intéressants en vue de leur application comme actionneur de robotique avec des angles de 180°. De plus, ils ont montré leur capacité à fonctionner de façon répétable et réversible. Ces caractéristiques ajoutées à une sensibilité d'actionnement de quelques degrés d'angle en font des actionneurs ouvrant la voie à de nouveaux paradigmes en robotique et plus précisément pour les robots flexibles continus. De plus, les études auront montré une similitude entre les tendances du modèle théorique et les tendances du modèle expérimental quant à l'influence des paramètres. Un matériau multicouche aura également été réalisé ouvrant la voie à la réalisation d'actionneurs plus performants notamment en terme de force induite. Il est cependant à noter qu'il existe une grande variabilité des résultats expérimentaux, d'un prototype à l'autre et d'un cycle à l'autre, liée à la non normalisation de la fabrication manuelle. La maitrise de l'outil de production et des procédés est primordiale dans l'accession à des actionneurs performants. De plus, l'ouverture des recherches vers d'autres procédés de conception comme le dip-coating ou le recours à d'autres géométries pourrait faire l'objet d'un travail futur.

3.5 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre l'étude d'un actionneur en matériau composite à base de PEA, le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE). Après voir présenté les PEA et leur fonctionnement, nous avons justifié le choix de ce terpolymère pour ensuite présenter son fonctionnement électromécanique. A l'issue de ces travaux nous avons élaboré un modèle théorique de ce système pour en comprendre le fonctionnement. Un modèle numérique aux éléments finis développé sur le logiciel Abaqus aura par ailleurs permis de réaliser une étude paramétrique de l'actionneur. Après avoir mis en lumière la capacité des différents paramètres à générer de la flexion et de la force induite, nous avons pu guider le processus expérimental vers la conception d'un actionneur performant pour notre application et pour la micro robotique en général. Cette étude expérimentale a ainsi confirmé une partie des hypothèses soulevées par le modèle théorique tout en soulignant la difficulté de réalisation d'un actionneur sans défaut de fabrication. Ainsi, ces résultats ont démontré les capacités de flexion de cette articulation continue en matériau intelligent puisque un angle de plus de 180 ° aura été atteint tout en faisant preuve d'une capacité de répétabilité, de réversibilité et de précision. Pour autant, les valeurs de force obtenues n'étant pas encore à la hauteur des attentes d'un tel actionneur, de nouvelles techniques de fabrication allant vers la réalisation de matériaux multicouche doivent être explorées. De plus il serait opportun de réaliser une étude plus approfondie sur l'influence des techniques de recuit sur l'organisation de la maille cristalline des PEA. La composition du terpolymère et notamment le changement du pourcentage de CTFE ou son interversion avec un autre monomère sont également des pistes à prendre en compte pour faire évoluer les performances de cet actionneur continu. D'autres procédés de fabrication peuvent aussi être étudiés comme le dip-coating, qui aurait par exemple recours à une géométrie tubulaire. Enfin, le jumeau numérique développé par la méthode des éléments finis doit évoluer vers une prise en compte de l'interaction des différentes couches et ainsi aller plus loin dans la compréhension du phénomène électromécanique à l'origine de la déformation.

Chapitre 4

Stratégie de modélisation et de commande d'un robot endoscopique souple à actionneur en polymère électroactif

Contenu

4.1 Introduction 89
4.2 Modélisation des robots continus 89
4.2.1 Modélisation des robots continus à rayon de courbure variable 91
4.2.2 Modélisation des robots continus à rayon de courbure constant 92
4.3 Modélisation de notre système poly-articulé avec des actionneurs continus et ponctuels 96
4.3.1 Modèle géométrique 96
4.3.2 Modèle cinématique 102
4.3.3 Modélisation dynamique du système 102
4.3.4 Discussions 108
4.4 Expérimentation de la commande sur un modèle virtuel en cosimulation sur Matlab, Simulink et Abaqus 108
4.4.1 Présentation du modèle de cosimulation 108
4.4.2 Schéma de commande par correcteur PID 114
4.4.3 Schéma de commande par correcteur PID avec anticipation dynamique 117
4.5 Conclusion 118

RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Nous avons étudié dans ce chapitre l'intégration des actionneurs en matériau PEA abordés au chapitre précédent dans un modèle de robot endoscopique. Nous nous sommes intéressés à la modélisation des robots continus et plus spécifiquement à la modélisation de notre robot fait d'actionneurs en polymères électrostrictifs. En effet, cette approche nouvelle d'actionnement de robots souples en matériau intelligent, nécessite le recours à des formes nouvelles de modélisation. Cette modélisation géométrique puis cinématique et dynamique est ensuite validée par une étude sur un prototype virtuel développé en cosimulation sur Matlab et Abaqus.

4.1 Introduction

Après avoir étudié le matériau composite à base de PEA et ses capacités comme actionneur de système robotisé, nous allons nous pencher sur son intégration dans le robot endoscopique destiné à notre application de cystoscopie. Pour ce faire, nous allons modéliser cette structure à quatre actionneurs : deux actionneurs continus en PEA permettent de réaliser la flexion, un actionneur à la base permet la rotation du système et enfin un dernier actionneur permet la translation de la partie distale.
Les robots continus se sont récemment démocratisés avec l'arrivée des nouveaux matériaux et ils font appel à des théories de modélisations spécifiques dans la mesure où les théories traditionnelles, adaptées aux robots rigides aux articulations ponctuelles, n'en tenaient pas compte. La nouveauté tient au fait que pour les robots continus, les articulations se confondent aux liaisons et les phénomènes physiques mis en jeu vont de la thermique à l'électromécanique chacun nécessitant une modélisation adaptée. Les robots articulés à structures traditionnelles, pour leur part, sont assez identiques en terme de modélisation puisqu'ils sont tous assimilables à des systèmes de liaisons et d'articulations ponctuelles.
Le modèle théorique une fois établi, sera testé sur un modèle virtuel du robot en cosimulation entre Abaqus, Matlab et Simulink afin d'en évaluer la pertinence, et de mettre éventuellement en lumière l'influence des différents termes. A partir de cette modélisation géométrique, cinématique et dynamique, nous implémenterons une loi de commande qui nous permettra d'évaluer notre capacité à maitriser le robot à partir des paramètres physiques dont nous disposons.

4.2 Modélisation des robots continus

Les robots continus sont constitués d'articulations étendues sur leur structure. Les robots classiques, quant à eux, sont constitués d'articulations ponctuelles reliées entre elles par des liaisons rigides. Nous retrouvons ainsi parmi ces derniers les bras articulés très prisés par l'industrie (4.1 a) ou encore les robots humanoïdes, souvent inspirés du fonctionnement du squelette humain. Les robots continus sont eux plutôt apparentés au fonctionnement des muscles, qui s'allongent et se contractent par modification de leur structure intrinsèque. Le robot Octobot 4.1 b est un exemple de robot continu, inspiré de l'animal, où des bras tentaculaires et mous sont actionnés par des micro actionneurs fluidiques. La figure 4.2 relate la classification des robots suivant leur redondance et leur degré de liberté, la redondance consistant à posséder plus de

degrés de liberté que nécessaire. On retrouve parmi les robots rigides hyper-redondants les robots serpents qui possèdent une multitude d'articulations discrètes. De la même façon, dans la catégorie des robots continus rigides on retrouve les systèmes actionnés par des alliages à mémoire de forme comme les alliages de nickel-titane. Ces robots possèdent également une infinité de degrés de liberté [96]. Les avantages majeurs des robots continus sont la dextérité et l'adaptabilité. En contrepartie ils nécessitent des théories de modélisations spécifiques adaptées et sont souvent complexes à commander. Les robots continus peuvent être classifiés en catégories : les extrinsèques, les intrinsèques et les hybrides suivant leurs méthodes d'actionnement [81]. Les robots continus extrinsèques utilisent des moyens d'actionnement à distance tandis que les robots intrinsèques possèdent un système d'actionnement interne. La solution hybride est un combiné des deux solutions précédentes. Parmi les robots continus extrinsèques on retrouve notamment les robots avec des structures en colonne vertébrale actionnées par câbles. Parmi les robots continus intrinsèques, il y a notamment les systèmes constitués de matériaux intelligents comme les PEA qui sont des actionneurs directement intégrés dans le système continu puisqu'ils en sont également le matériau.

(a) *(b)*

FIGURE 4.1 – *Bras robotisé UR3 de Universal Robot a) et un robot Octobot tiré de [81] b)*

Robinson et al. [81] font un récapitulatif des méthodes de modélisation des robots. Plus tard, Hirose et al. [47] vont décrire dans leur article une approche d'un robot continu hyper-redondant en forme de serpent qui a la faculté de se mouvoir à la manière de l'animal. Les robots continus peuvent être abordés de deux manières, soit avec l'hypothèse d'un rayon de courbure variable, soit avec l'hypothèse d'un rayon de courbure constant. Il s'agit bien évidemment de la variation du rayon de courbure dans l'espace pour un actionneur et non d'une variation de courbure dans

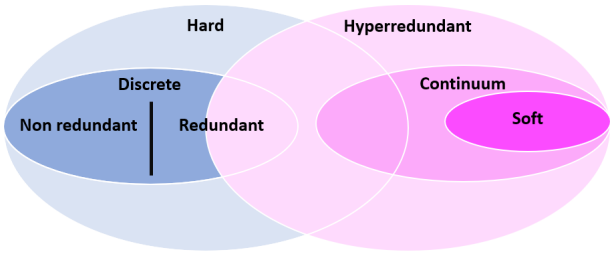


FIGURE 4.2 – *Présentation des classes de robots suivant les matériaux et les degrés de liberté d'après [16]*

.

le temps qui quant à elle correspond aux effets de la commande. Les robots continus avec un rayon de courbure constant ont ainsi des actionneurs qui décrivent des arcs de cercle. Nous allons maintenant présenter les théories de modélisation pour les robots à rayon de courbure variable puis pour ceux ayant un rayon de courbure constant.

4.2.1 Modélisation des robots continus à rayon de courbure variable

L'hypothèse d'un rayon de courbure variable se retrouve souvent pour les robots mous. Une méthode de modélisation peut alors consister à réduire la section variable à des multiples sous-sections à rayon de courbure constant comme dans [67]. D'autres fois, la méthode d'Euler avec rayon de courbure variable est utilisée pour des robots agrippants qui réalisent des spirales et pour lesquels la courbure constante engendre des erreurs trop importantes comme le montre la figure 4.3. Cette méthode est d'autant plus intéressante que chez les préhenseurs qui agissent souvent comme les phalanges d'une main ou la trompe d'un éléphant, la courbure tend à s'intensifier lorsque l'on s'approche de la partie distale du robot. La méthode des courbures d'Euler tient compte de cette variation. Ainsi, dans un plan 2D, en écrivant $k = s/r$ avec k la courbure du matériau, s la longueur de l'arc et r le rayon de courbure, on peut décrire la courbure d'Euler par l'équation suivante : $x = (r/s)cos(s^2/r)$ et $x = -(r/s)sin(s^2/r)$. D'autres méthodes consistent à se baser non plus sur la cinématique mais sur les phénomènes mécaniques qui interviennent dans le matériau. Ainsi, la modélisation d'un robot de type colonne vertébrale actionné par câbles extrinsèques, sera réalisée à partir du comportement des câbles en extension d'un côté et en traction de l'autre comme décrit chez Hsiao et al. [49]. Cette fois, on ne s'intéresse qu'à la position de la tête suivant les paramètres mécaniques évoqués.
Nous allons maintenant nous intéresser aux robots dont le rayon de courbure est constant.

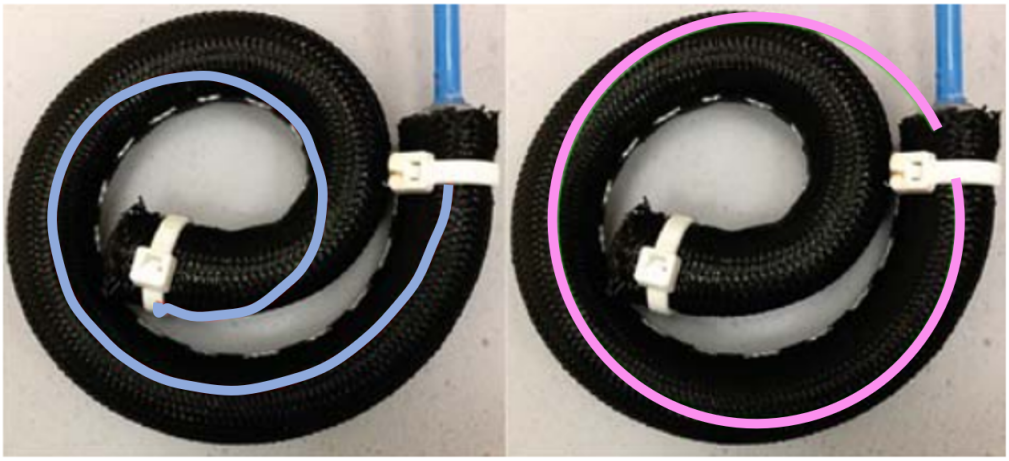


FIGURE 4.3 – *Schématisation de la méthode d'Euler à gauche et les méthodes basées sur un rayon de courbure constant à droite, image tirée de [38]*

.

4.2.2 Modélisation des robots continus à rayon de courbure constant

A l'instar des robots hyper-redondants ou des exemples spécifiques présentés dans la section précédente, beaucoup de robots continus ont des comportements qui peuvent être assimilés à des flexions de rayon constant. Ainsi, à partir de cette hypothèse, plusieurs méthodes ont été développées et recensées dans [106]. On y retrouve tout d'abord la méthode de modélisation de Denavit-Hartenberg (ou Denavit Hartenberg modifié) puis la méthode de Frenet-Serret et la méthode de représentation intégrale. Ces méthodes vont maintenant être présentées brièvement.

4.2.2.1 Modélisation par la méthode de Denavit-Hartenberg

La méthode de Denavit-Hartenberg (D-H) consiste à écrire les matrices de passage d'une articulation à une autre en suivant une convention. Ensuite, au travers de la multiplication de ces matrices nous obtenons la matrice finale qui permet d'exprimer la position cartésienne de la tête du robot en fonction des positions articulaires. Un robot continu à simple flexion est alors assimilé à une triple articulation qui consiste en deux rotations et une translation. Cette triple articulation au sens des paramètres de D-H modifié peut alors être exprimée en fonction d'un seul paramètre articulaire qui est la courbure k. La figure 4.4 présente un schéma d'actionneur continu et le tableau 4.1 présente les paramètres de D-H modifié correspondants. Dans ce cas simple on peut exprimer directement les paramètres D-H en fonction du paramètre de courbure

k.

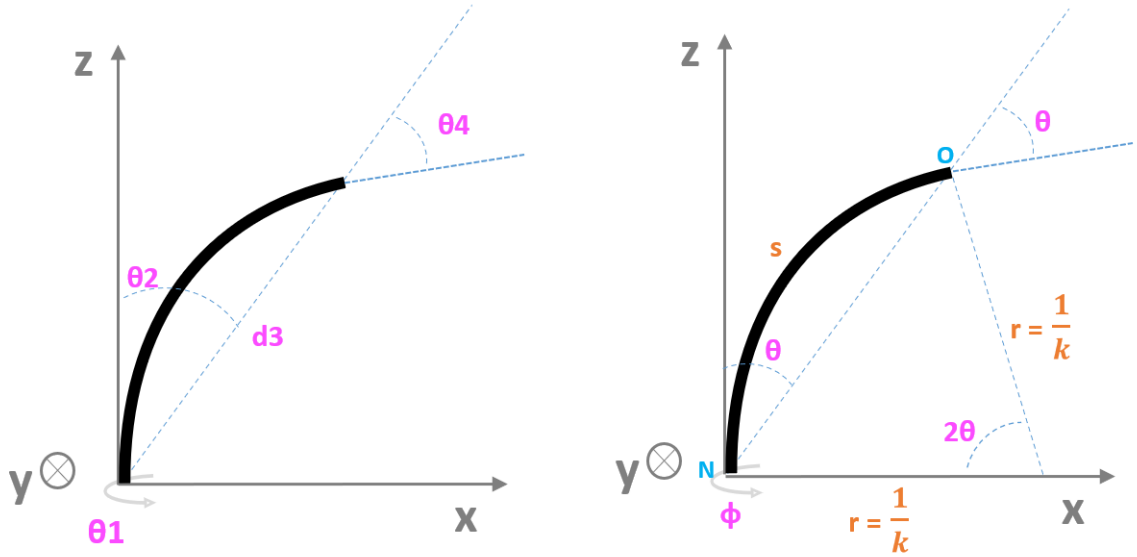


FIGURE 4.4 – *Schéma d'un actionneur continu tiré de [106]*

.

Liaisons virtuelles	θ	d	a	α
1	$\theta_1 = \phi$	0	0	$-\pi/2$
2	$\theta_2 = ks/2$	0	0	$\pi/2$
3	$\theta_3 = 0$	$d_3 = (2/k)\sin(ks/2)$	0	$-\pi/2$
4	$\theta_4 = ks/2$	0	0	$\pi/2$

TABLE 4.1 – *Tableau des paramètres D-H modifié*

4.2.2.2 Modélisation par la méthode de Frenet-Serret

La méthode de Frenet-Serret [43] est également basée sur l'hypothèse d'un rayon de courbure constant. Elle consiste à définir des coordonnées locales qui se déplacent sur la courbure par le biais de vecteurs tangents et normaux à la structure. Vecteur tangent : $t(s)$, vecteur normal : $n(s)$ et vecteur binormal : $b(s) = t(s) \times n(s)$. $k(s)$ est la fonction qui définit la courbure et $\tau(s)$

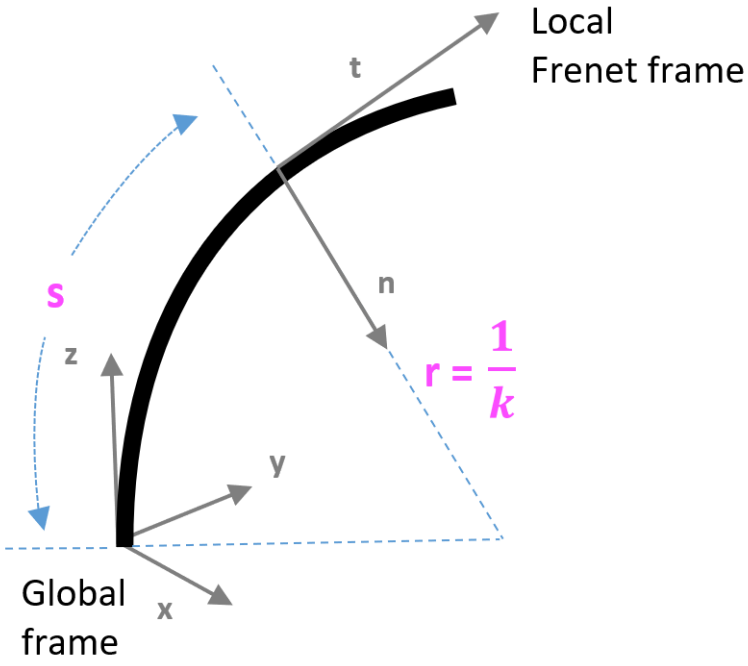


FIGURE 4.5 – *Paramètres de la méthode de Frenet-Serret.*

définit la torsion. On a :

$$\begin{aligned} t'(s) &= k(s)n(s) \\ n'(s) &= -k(s)t(s) + \tau(s)b(s) \\ b'(s) &= -\tau(s)n(s) \end{aligned} \tag{4.1}$$

On peut alors noter $t''(s) + k^2 t(s) = 0$ soit $t(s) = t_0 \cos ks + n_0 \sin ks$.
Soit $p(l)$ les coordonnées des points de la courbure,

$$p(l) = \int_0^l t(s)ds = t_0 k^{-1} \sin kl + n_0 k^{-1}(1 - \cos kl) \tag{4.2}$$

En prenant comme condition initiale $n_0 = \begin{bmatrix} \cos\phi & \sin\phi & 0 \end{bmatrix}^T$ et $t_0 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T$ et en intégrant p on obtient la position de la tête dans le repère cartésien en fonction des coordonnées articulaires.

4.2.2.3 Modélisation par la méthode de représentation intégrale

La méthode de modélisation des actionneurs continus par la représentation intégrale consiste à utiliser un vecteur tangentiel 4.6 à la courbure que l'on va ensuite intégrer sur la longueur de

l'arc. Cependant, contrairement aux méthodes précédentes, celle-ci a pour intérêt d'éviter les difficultés lorsque $k = 0$. $T(s)$ représente l'angle entre $t(s)$ et le plan $x - y$ et $K(s)$ représente

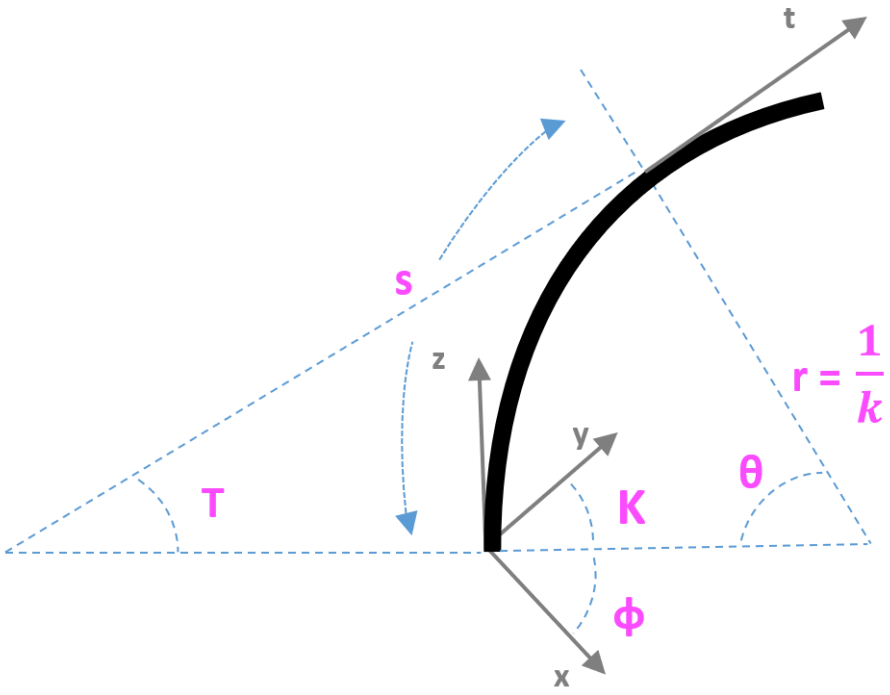


FIGURE 4.6 – *Paramètres de la méthode de représentation intégrale*

l'orientation de $t(s)$ dans le plan x-y avec :

$$t(s) = \begin{bmatrix} l(s) \sin K(s) \cos T(s) \\ l(s) \cos K(s) \cos T(s) \\ l(s) \sin T(s) ds \end{bmatrix} \tag{4.3}$$

et

$$p(l) = \int_0^l t(s) ds \tag{4.4}$$

avec $K(s) = \pi/2 - \phi$ et $T(s) = \pi/2 - ks$ la courbure peut alors suivre un modèle particulier comme par exemple pour les courbures d'Euler ou alors s'il est constant sur la totalité de l'arc, le modèle articulaire du système sera alors équivalent aux résultats obtenus pour les méthodes précédentes.

4.3 Modélisation de notre système poly-articulé avec des actionneurs continus et ponctuels

Notre système est composé de quatre actionneurs comme présenté sur la figure 4.7a. Le robot est d'abord constitué d'une rotation ϕ à la base du système suivant l'axe Z. Ensuite, une flexion k_1 et une déflexion k_2 en PEA sont ajoutées en série pour finir par une translation rectiligne h. Si la première flexion permet au robot de se positionner dans la vessie, la seconde va permettre de contrôler l'orientation de la partie distale et de la positionner perpendiculairement à la paroi vésicale afin d'en améliorer l'observation (figure 4.7b). Le dernier actionneur est utilisé pour positionner la caméra à une distance mesurée de la paroi vésicale, correspondant à sa distance focale afin d'améliorer la qualité de l'image obtenue. Les articulations en PEA sont donc des actionneurs continus. Dans le cadre de la plage d'utilisation de ce matériau, à savoir une flexion de 0 à 180 degrés, et en vue de l'observation expérimentale du comportement de cet actionneur, nous faisons le choix d'approximer son comportement à une courbure de rayon constant dans l'espace. Dans le cas où il aurait une courbure non constante, elle serait liée à un défaut de fabrication ou alors à une contrainte extrinsèque comme par exemple un obstacle lié à l'environnement du robot et serait quoiqu'il arrive non qualifiable géométriquement. Dans le cas où cela se produirait, il revient alors à la commande d'être suffisamment robuste pour rejeter cette perturbation.
La méthode de Denavit-Hartenberg modifié, par son formalisme, permet de systématiser la modélisation de structures polyarticulées complexes. Cela convient donc à notre robot et nous avons décidé de l'utiliser pour développer le modèle géométrique que nous allons développer à présent.

4.3.1 Modèle géométrique

4.3.1.1 Modèle direct

Le modèle géométrique direct permet d'exprimer le passage de l'espace opérationnel à l'espace articulaire du robot. Il est notamment utilisé pour formuler la position cartésienne de la tête du robot en fonction des variables d'articulation. *Hypothèse 1 : Le rayon de courbure est constant sur les articulations continues en PEA.*

Les paramètres du robot lorsqu'il est constitué d'une double flexion d'une rotation de la

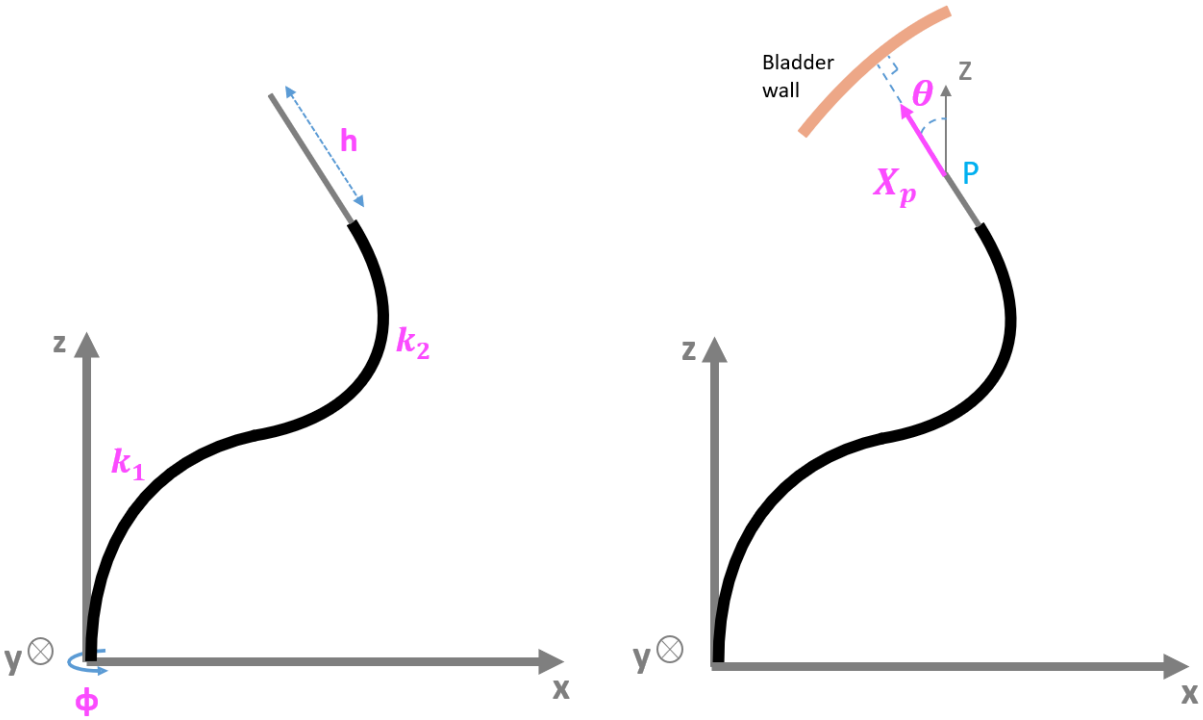


FIGURE 4.7 – *Présentation des actionneurs du robot a) et schéma de positionnement de la partie distale b)*

base et d'une translation de la partie distale sont détaillés sur la figure 4.8. Avec $k_1 = \frac{1}{r_1}$, la courbure du premier actionneur en PEA du robot. On a également $\theta_1 = \frac{k_1 S_1}{2}$ avec S_1 la longueur de l'arc NO_1. Cette articulation est unidirectionnelle donc $\theta_1 \in [0; \frac{\pi}{2}]$. En suivant la même logique, on peut paramétrer la déflexion du robot soit le deuxième actionneur continu en PEA avec $\theta_2 = \frac{k_2 S_2}{2}$, S_2 étant la longueur de l'arc O_1O_2 ; on a $\theta_2 \in [0; \frac{\pi}{2}]$. Ces deux articulations possèdent trois degrés de liberté. Le système est donc constitué de huit degrés de liberté puisque chaque articulation continue est équivalente à trois articulations au sens de D-H 4.2. Les relations géométriques des actionneurs continus en PEA permettent ensuite le passage à un système constitué de quatre degrés de liberté dans l'espace articulaire(figure 4.8).

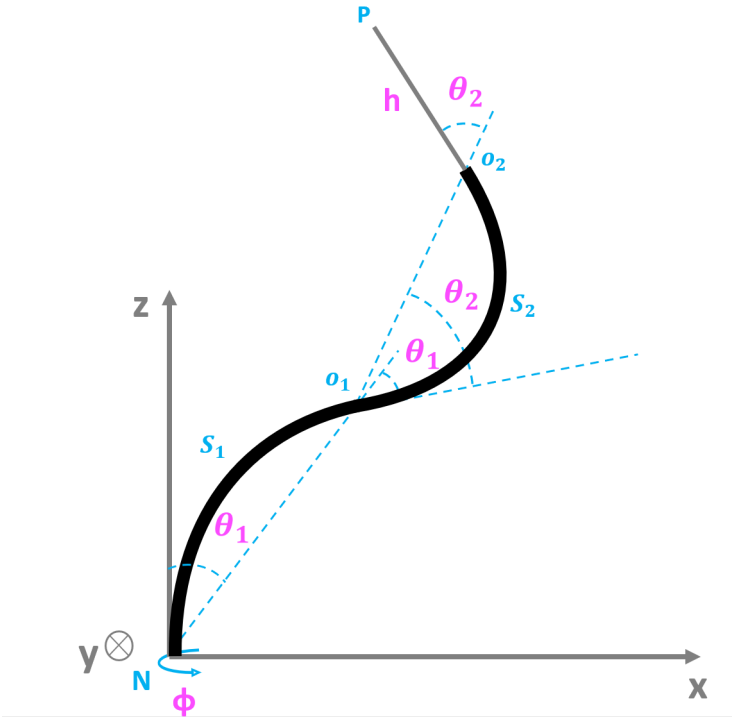


FIGURE 4.8 – *Paramètres du robot à double courbure en PEA.*

Liaisons virtuelles	θ	d	a	α
1	$\theta_1 = \phi$	0	0	0
2	$\theta_2 = \pi/2 - k_1 s_1/2$	0	0	$\pi/2$
3	$\theta_3 = 0$	$d_3 = \frac{2}{k_1}\sin(k_1 s_1/2)$	0	0
4	$\theta_4 = k_1 s_1/2$	0	0	π
5	$\theta_5 = k_2 s_2/2$	0	0	π
6	$\theta_6 = 0$	$d_6 = \frac{2}{k_2}\sin(k_2 s_2/2)$	0	0
7	$\theta_5 = k_2 s_2/2$	0	0	0
8	$\theta_5 = 0$	$d_4 = h$	0	0

TABLE 4.2 – *Tableau des paramètres de Denavit-Hartenberg modifié*

La matrice de transformation homogène qui permet de passer du repère R_{i-1} au repère R_i s'écrit alors sous la forme suivante :

$$ {}^{i-1}T_i = \begin{pmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 & d_i \\ \cos(\alpha_i)\sin(\theta_i) & \cos(\alpha_i)\cos(\theta_i) & -\sin(\alpha_i) & -r_i\sin(\alpha_i) \\ \sin(\alpha_i)\sin(\theta_i) & \sin(\alpha_i)\cos(\theta_i) & \cos(\alpha_i) & r_i\cos(\alpha_i) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \tag{4.5} $$

Pour un robot à n liaisons, l'espace paramétrique est qualifié par la matrice ${}^0T_n = \prod_{i=1}^{n} {}^{i-1}T_i =$

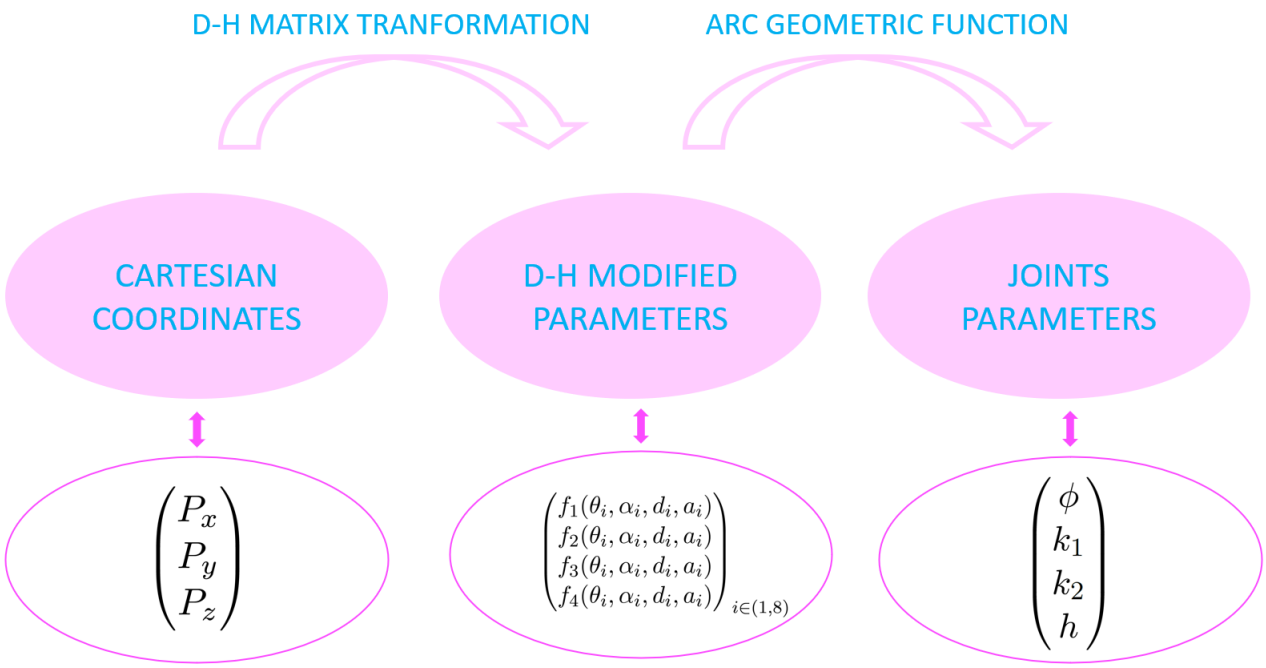


FIGURE 4.9 – *Schéma de passage des coordonnées cartésiennes aux coordonnées articulaires*

U_0 avec $U_0 = \begin{pmatrix} S_x & N_x & A_x & P_x \\ S_y & N_y & A_y & P_y \\ S_z & N_z & A_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$ avec S_i, N_i et A_i, $i = x, y, z$ les coordonnées des axes du repère distal dans le repère de la base du robot et P_i, $i = x, y, z$ les coordonnées du point distal dans le repère de la base.

Ici le robot possède huit liaisons, soit $n = 8$ et $U_0 = {}^0T_8$ On obtient ainsi la formule suivante :

$$P_x = \frac{\cos(\varphi)\ (k_2 + k_1\ \cos(k_1\, s_1 - k_2\, s_2) - k_1\ \cos(k_1\, s_1) - k_2\ \cos(k_1\, s_1) + h\, k_1\, k_2\ \sin(k_1\, s_1 - k_2\, s_2))}{k_1\, k_2}$$

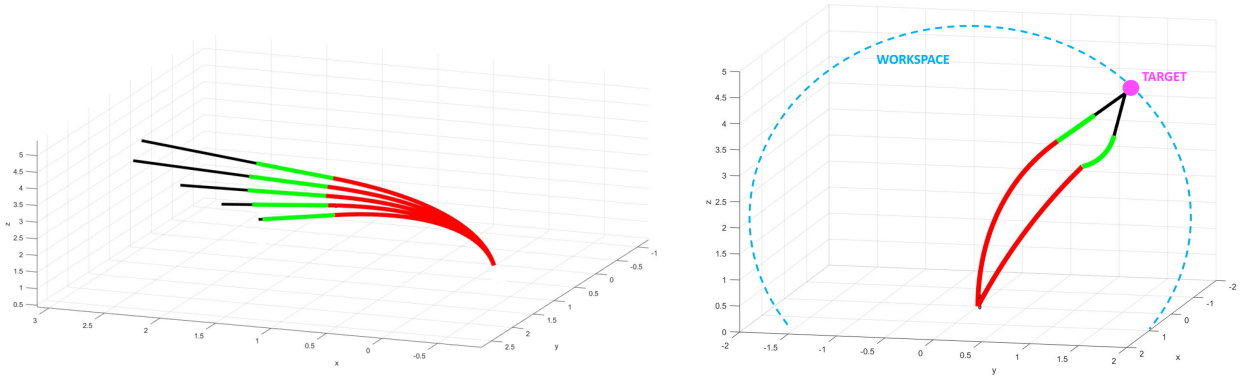
$$P_y = \frac{\sin(\varphi)\ (k_2 + k_1\ \cos(k_1\, s_1 - k_2\, s_2) - k_1\ \cos(k_1\, s_1) - k_2\ \cos(k_1\, s_1) + h\, k_1\, k_2\ \sin(k_1\, s_1 - k_2\, s_2))}{k_1\, k_2}$$

$$P_z = \frac{k_1\ \sin(k_1\, s_1) - k_1\ \sin(k_1\, s_1 - k_2\, s_2) + k_2\ \sin(k_1\, s_1) + h\, k_1\, k_2\ \cos(k_1\, s_1 - k_2\, s_2)}{k_1\, k_2}$$

et

$$S_z = \cos(k_1\, s_1 - k_2\, s_2)$$

La figure 4.10a présente le résultat de la modélisation au travers du modèle géométrique direct. Le contrôle des trois paramètres articulaires, c'est à dire des huit articulations au sens de D-H modifié permet de contrôler la tête du robot.



(a) *(b)*

FIGURE 4.10 – *Représentation du modèle géométrique direct sur matlab avec une consigne linéaire sur chaque actionneur a) et observation de la redondance de la position de la partie distale du robot b)*

4.3.1.2 Modèle inverse et espace de travail

Le modèle géométrique inverse est représenté par la fonction $q = g(P)$. La méthode la plus courante pour l'obtenir consiste à résoudre le système d'équation 4.6 pour en isoler les paramètres articulaires.

$$\begin{aligned} {}^{1}T_0U_0 &= \prod_{i=2,n} {}^{i-1}T_i \\ {}^{2}T_1^1T_0U_0 &= \prod_{i=3,n} {}^{i-1}T_i \\ {}^{3}T_2^2T_1^1T_0U_0 &= \prod_{i=4,n} {}^{i-1}T_i \\ &\dots \end{aligned} \tag{4.6}$$

En multipliant l'équation 4.6 par ${}^{0}T_1^{-1}$ on obtient la relation suivante :

$$\varphi = \arctan(\frac{\mathrm{Py}}{\mathrm{Px}})$$

L'équation suivante permet de séparer les articulations dépendantes de k_1 et ϕ de celles dépendantes des autres paramètres articulaires.

$$T_{40}.\begin{pmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \\ 1 \end{pmatrix} = T_{48}.\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \tag{4.7}$$

On obtient alors :

$$k_1 = \frac{2}{s_1} \arctan\left(\frac{-P_z}{2 * (P_x \cos\phi + P_y \sin\phi)}\right)$$

Connaissant $k1$ on peut alors obtenir $k2$ au travers de l'équation :

$$S_z = \cos(k_1 s_1 - k_2 s_2) => k_2 = -\frac{k_1 s_1}{s_2} \arccos(S_z)$$

Enfin, l'équation 4.7 nous permet de définir l'équation : $h^2 + b.h + c = 0$ avec

$$\begin{cases} b = \frac{2\sin(k_2 s_2)}{k_2} \\ c = (P_x \cos\phi + P_y \sin\phi)^2 + P_z^2 + \frac{2}{k_2^2}(\cos(k_2 s_2) - 1) \end{cases}$$

Ces équations permettent d'obtenir la position articulaire du robot à partir de la position cartésienne de la partie distale $q = g(P)$. Il existe plusieurs solutions à cette équation et elles sont identifiables au travers des conditions limites de chaque articulation. L'application réciproque $g = f^{-1}$ n'est pas définissable analytiquement mais l'inversion de la jacobienne du système permet de résoudre le modèle inverse. L'espace de travail est l'ensemble de points accessibles par le robot dans l'espace. Il est représenté sur la figure 4.11b.

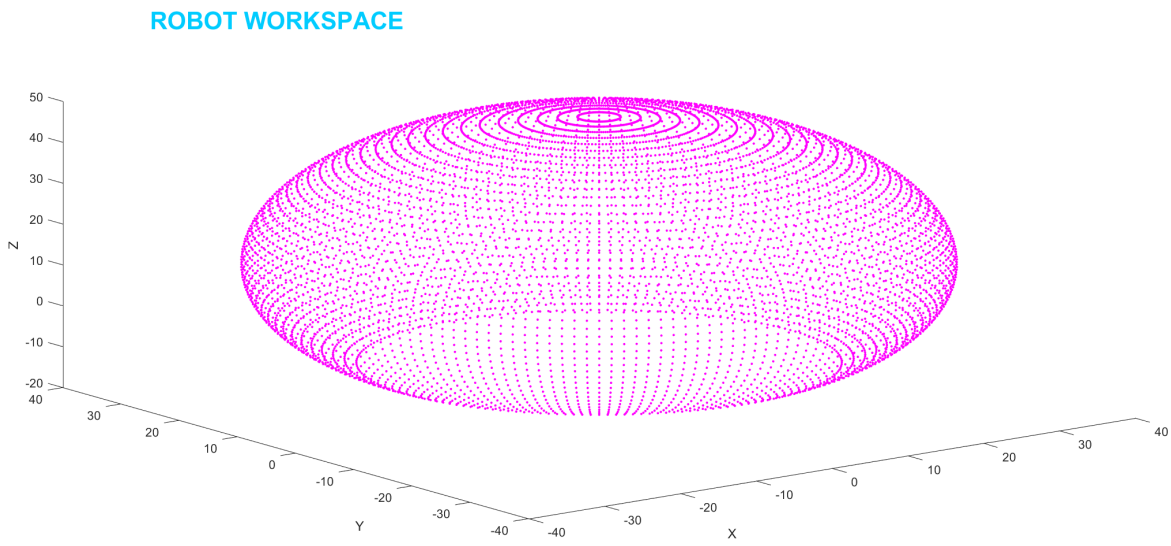


FIGURE 4.11 – *Espace de travail du robot*

4.3.2 Modèle cinématique

Nous allons maintenant déterminer la matrice jacobienne du système. En dérivant le modèle géométrique par rapport au temps on obtient une relation entre les vitesses cartésiennes et les vitesses articulaires. Comme $P = f(q)$ on peut écrire en dérivant, $\dot{P} = J\dot{q}$ avec $J = \frac{\partial f(q)}{\partial q}$. La jacobienne est définie comme suit :

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial P_x}{\partial \phi} & \frac{\partial P_x}{\partial k_1} & \frac{\partial P_x}{\partial k_2} & \frac{\partial P_x}{\partial h} \\ \frac{\partial P_y}{\partial \phi} & \frac{\partial P_y}{\partial k_1} & \frac{\partial P_y}{\partial k_2} & \frac{\partial P_y}{\partial h} \\ \frac{\partial P_z}{\partial \phi} & \frac{\partial P_z}{\partial k_1} & \frac{\partial P_z}{\partial k_2} & \frac{\partial P_z}{\partial h} \\ \frac{\partial S_z}{\partial \phi} & \frac{\partial S_z}{\partial k_1} & \frac{\partial S_z}{\partial k_2} & \frac{\partial S_z}{\partial h} \end{pmatrix} \tag{4.8}$$

4.3.2.1 Redondance du robot

Un robot est redondant lorsqu'il possède plus de degrés de liberté que nécessaire à l'accomplissement d'une tâche. Le robot possède huit articulations parmi lesquelles six sont liées aux articulations en PEA et sont dépendantes de deux paramètres d'arc. Le robot possède donc réellement quatre degrés de liberté. La position de la tête du robot dans l'espace peut être atteinte de plusieurs manières, le robot est alors redondant (exemple figure 4.10b). Cette redondance se traduit également lorsque la matrice jacobienne 4.8 du système possède plus de colonnes que de lignes. Le contrôle de S_z, la composante en Z du repère local distal du robot permet d'éviter la redondance du système tout en maitrisant l'angle de capture d'image de la paroi vésicale. La matrice jacobienne 4.8 est désormais carrée et inversible.

4.3.2.2 Contrôle en position du système

Dans le cas où le système n'est pas redondant, le modèle cinématique inverse peut s'écrire de la façon suivante, $\delta q = J^{-1}(q) \quad \delta P$, avec J^{-1} l'inverse de la matrice jacobienne du système. Cette solution permet de contrôler le système en position relative, c'est à dire à partir de la position précédente, ou en position absolue par le biais d'une fonction de minimisation. Dans le cas d'un système redondant, $\delta q = (J^t J)^{-1} J^t \quad \delta P$ avec $(J^t J)^{-1} J^t$ la pseudo-inverse de la matrice jacobienne qui n'est alors plus une matrice carrée.

4.3.3 Modélisation dynamique du système

Ce système robotique est destiné à évoluer dans le cadre d'opérations chirurgicales, avec du matériel embarqué et un certain nombre de perturbateurs environnementaux. Sa géométrie et

sa cinématique ne peuvent suffire à anticiper son comportement dans un contexte où fiabilité et précision sont de mise. C'est pourquoi une compréhension aboutie de la physique du système permet de favoriser la maitrise du robot au travers d'une commande robuste aux perturbations comme par exemple le couplage inertiel ou la perturbation induite par le fluide sur la structure. Le système va à présent être étudié au travers de ses trois premiers actionneurs, à savoir $\phi, k_1 et k_2$ respectivement la rotation de la base et les deux articulations continues en PEA. En effet la translation de la tête du système est vouée à être décorrélée du reste de la structure lors de la stratégie de commande. Cette articulation est destinée au réglage de la distance entre la partie distale du robot et la paroi vésicale. Cette décorrélation volontaire permet également d'éviter les couplages inertiels de cette articulation avec le reste de la structure et de simplifier ainsi la commande en position de l'outil.

4.3.3.1 Expression des couples électrostrictifs

Les actionneurs en PEA sont soumis à un champ de contraintes et opèrent de grands déplacements à faible fréquence. A notre connaissance la modélisation dynamique du phénomène d'électrostriction dans ce contexte n'a jamais été abordé dans la littérature. En revanche, de nombreux articles décrivent l'évolution de la dynamique d'un matériau composite soumis à une sollicitation thermique. Le champ thermique évoluant dans un matériau composite de façon quadratique, comme pour le champ électrique dans le cas de l'électrostriction, nous pouvons utiliser cette analogie pour modéliser notre système d'actionneur PEA.
Ainsi, Eldberg et al. et Murozono et al. [27] [69] présentent les équations de contrôle de poutres encastrées flexibles au travers de champs thermiques. Il y est présenté notamment le moment de flexion thermo-induit distribué sur la poutre. Ce moment thermique peut être décrit dans l'équation 4.9 suivante :

$$M_x(t) = \int \int_A E\alpha Temp(t) z dA \tag{4.9}$$

Ou A désigne la surface de la poutre, z la hauteur et α et $Temp$, respectivement le coefficient de dilatation thermique et la température imposée au matériau. Pour autant ils ne tiennent pas compte de la déformation élastique dans l'expression de la déformation. Tuzcu et al. [97] étudieront plus tard une poutre en flexion sous l'effet de sollicitations thermiques en exprimant le moment de flexion à partir des effets élastiques et thermiques du matériau. En se basant sur ces travaux nous avons élaboré une procédure permettant de construire un modèle des couples électrostrictifs d'une structure à base de matériau composite multicouche. Le moment de flexion peut alors s'écrire comme dans l'équation 4.10 considérant le repère local de l'actionneur avec

les couches disposées suivant l'axe z (cf figure 3.6).

$$\begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{pmatrix} = \sum_{i=0}^{n+1} \frac{E_i}{1-\nu_i^2} \begin{pmatrix} 1 & \nu_i & 0 \\ \nu_i & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu_i}{2} \end{pmatrix} \int_{h(i)} \begin{pmatrix} {}^{el}\varepsilon_x^i \\ {}^{el}\varepsilon_y^i \\ \gamma_{xy}^i \end{pmatrix} z dz \tag{4.10}$$

Le couple électrostrictif est relatif à la flexion du matériau dans le sens de sa longueur, soit ici $\tau_{electrostrictif} = M_x$. On peut alors l'écrire de la façon suivante :

$$\tau_{electrostrictif} = \sum_{i=0}^{n+1} \left(\frac{E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)} {}^{el}\varepsilon_x^i dz + \frac{\nu_i E_i}{1-\nu_i^2} \int_{h(i)} {}^{el}\varepsilon_y^i dz \right) \tag{4.11}$$

avec pour rappel la déformation élastique qui est décrite dans le système d'équation 4.12 avec le champ électrique T à la place de la température et le coefficient d'électrostriction Mp qui vient remplacer le coefficient de dilatation thermique α.

$$\begin{cases} {}^{el}\varepsilon_x^i(z) = \varepsilon_{0x} + zk_x - M_i T^2; & -e_s \leq z \leq n(e_e + e_p) \\ {}^{el}\varepsilon_y^i(z) = \varepsilon_{0y} + zk_y - M_i T^2; & -e_s \leq z \leq n(e_e + e_p) \end{cases} \tag{4.12}$$

L'équation 4.12 est écrite dans le repère local de l'actionneur avec z dans le sens de la hauteur des épaisseurs successives du matériau composite. On néglige la partie en y, considérant que compte tenu de la largeur des actionneurs, la courbure k_y est négligeable. Ainsi pour chacun des deux actionneurs électrostrictifs i on obtient 4.13 :

$$\boxed{\tau_i = C_{i1} k_i + C_{i2} T^2 + C_{i3} \quad i = 2, 3} \tag{4.13}$$

La figure 4.12 présente l'évolution de la courbure en fonction du champ électrostrictif pour chacun des actionneurs en PEA lorsque aucun autre effort que l'effet électromécanique n'est appliqué au système. Ces actionneurs sont constitués chacun d'un matériau composite multi-couche avec une seule couche active. L'actionneur 1 mesure quarante millimètres quand le 2 mesure dix millimètres, la courbure est donc plus importante pour le premier puisqu'elle est fonction de la longueur du composite.

4.3.3.2 Équations de Lagrange

Tuzcu et al. [97] utilisent les équations de Bernoulli-Euler pour décrire la dynamique d'une poutre encastrée sollicitée en flexion par un champ thermique. Pour autant, notre système possédant d'autres actionneurs et d'éventuels chargements, nous utiliserons plutôt les équations de Lagrange qui permettent de décrire l'influence des différents organes du système au travers

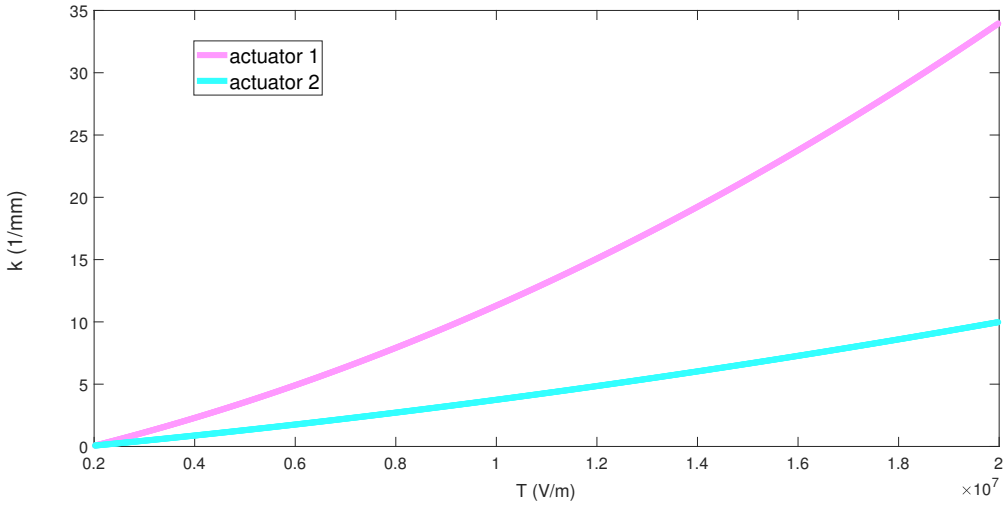


FIGURE 4.12 – *Courbure des actionneurs multicouche en PEA en fonction du champ électrique*

de leurs énergies à l'instar de Kane et al. [53]. Ce dernier article décrit encore une fois la dynamique d'une poutre sous l'action d'un champ thermique mais en y ajoutant toutefois les effets d'une base mobile.

La fonction de Lagrange $L(q, \dot{q}, t)$ est égale à la différence entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du système, $L(q, \dot{q}, t) = E_c(q, \dot{q}, t) - E_p(q, \dot{q}, t)$. Dans le cas où le système est soumis à des forces non conservatives et où il possède n degrés de liberté, l'équation d'Euler-Lagrange peut alors s'écrire de la façon suivante :

$$\frac{d}{dt}\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \qquad (i = 1, .., n) \tag{4.14}$$

avec Q_i la somme des forces généralisées appliquées au système.

4.3.3.3 Énergie cinétique du système

L'énergie cinétique s'écrit comme la somme des énergies cinétiques des différents tronçons du robot, comme présenté par Tatlicioglu et al. ainsi que He et al. [93], [94] et [45] pour des système possédant des articulations continues respectivement pneumatiques et à câbles. En s'inspirant de la méthode proposée par He et al. et en introduisant la contribution du modèle de Denavit-Hartenberg modifié, nous allons proposer une formulation de l'énergie cinétique.

L'espace articulaire est défini par :

$$\begin{cases} q_1 = \phi \\ q_2 = k_1 \\ q_3 = k_2 \end{cases} \tag{4.15}$$

Ainsi les différentes sections du robot sont définies par les points (cf figure 4.8) :

$$\begin{cases} a_1 = N \\ a_2 = O_1 \\ a_3 = O_2 \end{cases} \tag{4.16}$$

L'énergie cinétique du système située entre les points a et b s'écrit de la façon suivante :

$$E_c = 1/2 \sum_i \int_{a_i} \left[(\frac{\partial x}{\partial t})^2 + (\frac{\partial y}{\partial t})^2 + (\frac{\partial z}{\partial t})^2 \right] \rho A ds \tag{4.17}$$

avec ρ la masse volumique et A l'air de la section. Nous pouvons alors développer l'expression des coordonnées cartésiennes dans l'espace des coordonnées articulaires pour chaque partie du système par le biais des matrices de transformation homogène 4.5 de passage d'un repère à un autre développé dans la section 4.3.1.1. Les coordonnées articulaires pour les points de la première section définie entre N et O_1 sont présentées ci dessous :

$$\begin{cases} x = \dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right)^2 \cos(q_1)}{q_2} \\ y = \dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right)^2 \sin(q_1)}{q_2} \\ z = \dfrac{\sin(q_2\, s)}{q_2} \end{cases} \tag{4.18}$$

La vitesse du point O_1 peut alors s'écrire :

$$\begin{cases} \dfrac{\partial x}{\partial t} = -\dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right)^2 \sin(q_1)}{q_2} \boldsymbol{\frac{\partial q_1}{\partial t}} + \left[-\dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) \cos(q_1) \left(\sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) - q_2\, s \cos\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) \right)}{{q_2}^2} \right] \boldsymbol{\frac{\partial q_2}{\partial t}} \\ \dfrac{\partial y}{\partial t} = \dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right)^2 \cos(q_1)}{q_2} \boldsymbol{\frac{\partial q_1}{\partial t}} + \left[-\dfrac{2 \sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) \sin(q_1) \left(\sin\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) - q_2\, s \cos\left(\frac{q_2\, s}{2}\right) \right)}{{q_2}^2} \right] \boldsymbol{\frac{\partial q_2}{\partial t}} \\ \dfrac{\partial z}{\partial t} = \left[-\dfrac{\sin(q_2\, s) - q_2\, s \cos(q_2\, s)}{{q_2}^2} \right] \boldsymbol{\frac{\partial q_2}{\partial t}} \end{cases}$$

De la même manière on peut écrire l'énergie cinétique pour les systèmes O_1O_2, E_{k2} à partir des coordonnées articulaires de O_2 et du système O_2P, E_{k3} à partir des coordonnées du point P.

On obtient ainsi l'énergie cinétique totale du système sous la forme de l'équation 4.19.

$$\boxed{E_c = \sum_{n=1}^{3} E_{cn} = \sum_{i,j} K_{i,j}(q) \frac{\partial q_i}{\partial t} \frac{\partial q_j}{\partial t} \quad i,j \in 1,2,3} \tag{4.19}$$

4.3.3.4 Énergie Potentielle du système

He et al. [45] négligent l'énergie de pesanteur dans leurs travaux, comparativement à l'ordre de grandeur de l'énergie potentielle élastique issue de la tension des câbles actionneurs de leur système robotique. Dans notre situation l'énergie potentielle de pesanteur intègre la contribution de la poussée d'Archimède induite par le fluide présent dans l'environnement du robot. L'énergie potentielle de gravitation E_p peut, là encore, s'écrire comme la somme des contributions des différentes parties du robot localisées au centre de gravité des sections z_G^i.

$$\begin{cases} z_G^1 = \dfrac{\sin(q_2\, s)}{q_2} \quad with \quad s = \dfrac{s_1}{2} \\ z_G^2 = \dfrac{(q_2+q_3)\, \sin(q_2\, s_1) - q_2\, \sin(q_2\, s_1 - q_3\, s)}{q_2\, q_3} \quad with \quad s = \dfrac{s_2}{2} \end{cases}$$

Nous obtenons ainsi la forme de l'énergie potentielle suivante :

$$\boxed{E_p = \sum_i \rho_i^{tot} V_i g z_G^i \quad i = 1,2}$$

Avec $\rho_i^{tot} = \rho_i^{robot} - \rho_i^{fluide}$ qui intègre la contribution de la poussée d'Archimède à la force de gravité. V_i étant le volume des sections i du robot.

4.3.3.5 Équations dynamiques du système

A partir de l'expression de l'énergie cinétique 4.19 ainsi que de l'énergie potentielle 4.3.3.4, nous pouvons réécrire les équations de Lagrange 4.14 pour obtenir l'équation 4.20 sous forme matricielle.

$$\begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{q}_1^2 \\ \dot{q}_2^2 \\ \dot{q}_3^2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{21} & B_{22} & B_{23} \\ B_{31} & B_{32} & B_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{q}_1\dot{q}_2 \\ \dot{q}_1\dot{q}_3 \\ \dot{q}_2\dot{q}_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} G_1 \\ G_2 \\ G_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} \tag{4.20}$$

soit

$$\boxed{\boldsymbol{M}_{i,i}\ddot{\boldsymbol{q}}_i + \boldsymbol{C}_{i,i}\dot{\boldsymbol{q}}_i^2 + \boldsymbol{B}_{i,i}\dot{\boldsymbol{q}}_i\dot{\boldsymbol{q}}_j + \boldsymbol{G}_i = \tau_i} \tag{4.21}$$

On obtient un modèle dynamique 4.21 constitué de la matrice d'inertie M, de la matrice des effets de la force centrifuge $C(q)$, de la force de Coriolis $B(q)$ et des effets des forces conservatives (force de pesanteur et poussée d'Archimède) $G(q)$. Compte tenu de l'ordre de grandeur des vitesses utilisées pour ce robot ($\approx 10^{-3} m/s$) nous négligeons les termes liés aux effets de la force centrifuge et aux effets de la force de Coriolis i.e $C = 0_{i,i}$ et $B_{i,i} = 0$.

4.3.4 Discussions

Le modèle géométrique du robot basé sur la représentation de Denavit-Hartenberg permet de représenter la position du robot dans l'espace cartésien, à partir des coordonnées articulaires. A partir de cette modélisation, nous avons pu définir les équations dynamiques de ce système depuis l'espace articulaire. Ce modèle a pour objectif de décrire l'évolution du robot dans son environnement et va par la suite être testé et validé par un système virtuel en cosimulation. Il ne tient pas compte à l'heure actuelle d'une géométrie plus complexe, par exemple tubulaire, ni de l'influence de matériels embarqués. En effet, notre étude porte sur la compréhension du comportement d'un système poly-articulé avec des actionneurs continus en matériaux électrostrictifs naviguant dans un fluide.

4.4 Expérimentation de la commande sur un modèle virtuel en cosimulation sur Matlab, Simulink et Abaqus

Dans le but de valider la modélisation du robot et d'observer son comportement dynamique, nous avons développé un modèle virtuel multiphysique divisé sur trois environnements de programmation, Matlab, Simulink et Abaqus. Cette cosimulation va permettre, au travers d'une synchronisation des logiciels, d'observer la réponse du système à des couples distribués aux actionneurs. Un modèle de commande fondé sur les théories de modélisation précédemment étudiées, sera ensuite intégré à la cosimulation en vue de sa validation expérimentale.

4.4.1 Présentation du modèle de cosimulation

Le modèle multiphysique présenté sur la figure 4.13 sur Matlab, Simulink et Abaqus a été mis en place de façon à permettre la réalisation d'un modèle de robot virtuel. Matlab est un langage de script et un environnement de développement de MathWorks pour le calcul numérique. Ce logiciel va nous permettre de décrire les paramètres de notre système et de générer les couples

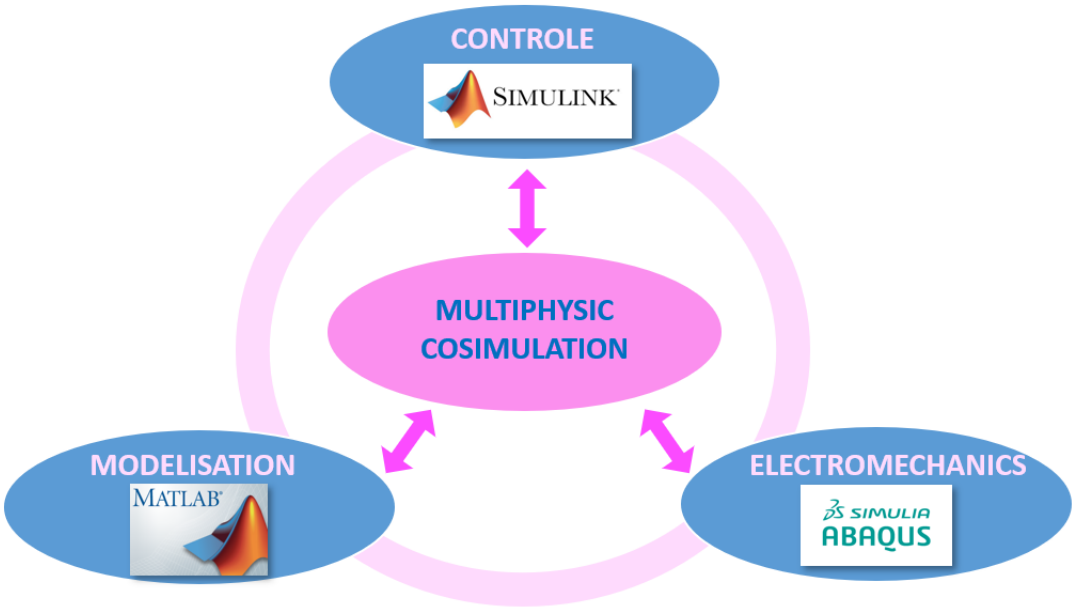


FIGURE 4.13 – *Schématisation de la structure de cosimulation multiphysique*

d'actionnement du robot. Ces couples vont être transmis à Simulink par une routine de Matlab. Simulink est un environnement de programmation développé par MathWorks pour la simulation de systèmes dynamiques au travers d'une interface d'outils graphiques en diagrammes de définition de bloc. C'est sur ce logiciel que nous avons implémenté la stratégie de contrôle du robot. C'est à partir de sous programmes de Simulink que les entrées et sorties vont transiter entre Simulink et Abaqus par le biais de fichiers textes et suivant une routine en fortran. Abaqus sera appelé par une S-fonction qui va représenter la fonction de transfert du système sur Simulink. Une fois le calcul Abaqus réalisé, ce dernier va produire les résultats de sa simulation pour les retransmettre à Simulink et en permettre l'observation. Pour une commande en boucles fermées, ces résultats seront utilisés pour alimenter le modèle dynamique du robot implémenté sur Matlab et générer de nouveaux couples actionneurs.

Le modèle Simulink est composé d'une S-fonction de niveau deux pour organiser la communication avec Abaqus. A sa sortie, c'est à dire en sortie du calcul aux éléments finis, nous obtenons la position cartésienne de la partie distale du robot (figure 4.14). En pratique, ce sont des capteurs embarqués, comme la caméra en stéréo-vision inversée, qui produiront des informations sur la position de la tête. Cependant, ici l'objet de notre étude porte sur la validation du modèle

analytique de la géométrie et de la dynamique du robot et par conséquent la position de la tête sera considérée comme étant connue. Celle-ci est fournie directement par le logiciel Abaqus à Simulink. A partir de cette position cartésienne, le modèle inverse précédemment étudié, permettra l'obtention de la position articulaire, indispensable au calcul des couples moteurs.

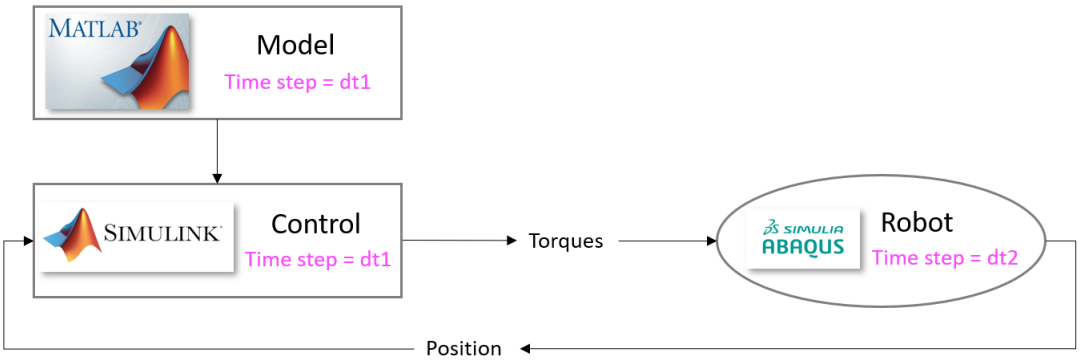


FIGURE 4.14 – *Schématisation de la structure de cosimulation multiphysique*

4.4.1.1 Gestion des pas de temps

La figure 4.14 présente le modèle de fonctionnement de la cosimulation. Le pas de temps $dt1$ de la cosimulation est décorrélé du pas de temps d'Abaqus $dt2$. Le modèle numérique va effectuer la totalité de la consigne imposée. La vitesse imposée au système est alors fonction de l'intégralité du déplacement généré par le couple de consigne et du pas de temps de la cosimulation dt.

4.4.1.2 Modèle numérique développé sur Abaqus

L'objectif de cette section est d'étudier la dynamique du système à plusieurs actionneurs, sa cinétique et son inertie au travers du logiciel Abaqus. Pour ce faire, nous avons intégré au modèle d'actionneur PEA étudié précédemment, un deuxième actionneur en série et une base tournante. De plus, les effets de la poussée d'Archimède et de la gravité sont désormais pris en compte. Le modèle Abaqus à trois actionneurs est présenté sur la figure 4.15, les actionneurs en PEA sont situés après la base tournante d'une part et du côté de la partie distale d'autre part. Ils mesurent respectivement $40mm$ et $10mm$ et sont soumis à un champ de température à l'image du champ électrique requis dans le cadre du phénomène d'électrostriction. Une séparation de $0.2mm$ de matière passive a été insérée entre les deux articulations continues afin de générer une isolation et d'éviter ainsi les effets de couplages thermiques. La partie distale du robot peut

désormais être contrôlée en flexion et en déflexion. La base tournante est réalisée à partir d'un cube en acier, pour lequel seule la rotation est possible. La taille de maille est réduite au niveau de la jonction encastrée entre le premier actionneur et le cube afin de ne pas contraindre la déformation des premiers éléments encastrés.
Enfin le modèle fonctionne en non linéaire géométrique, l'analyse est réalisée sous le mode implicite dynamique et les paramètres utilisés pour les actionneurs en PEA sont recensés dans la table 4.3. Chaque actionneur possède n couches actives en PEA.

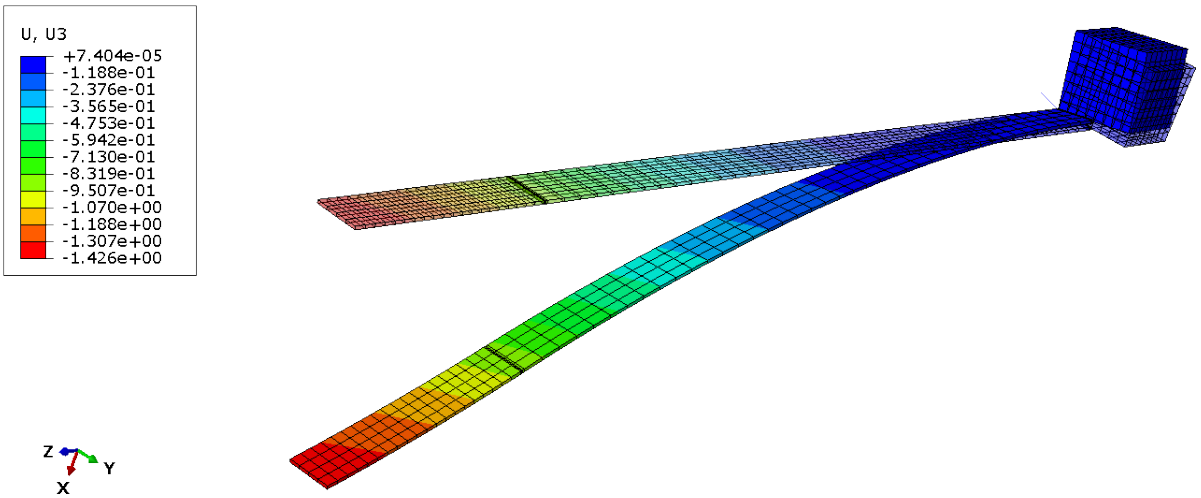


FIGURE 4.15 – *Modèle en éléments finis sur Abaqus du système à trois actionneurs*

TABLE 4.3 – *Tableau des paramètres de l'actionneur*

Parties	Matériaux	Module de Young	Épaisseur
Substrat	PEN	5.5 GPa	25 μm
Électrode	PEDOT :PSS	0.9 GPa	200 nm
PEA	P(VDF-TrFE-CTFE)	0.2 GPa	6μm
Électrode	PEDOT :PSS	0.9 GPa	200 nm

4.4.1.3 Analyse modale et amortissement

Afin d'attester du bon fonctionnement du modèle, nous avons réalisé une analyse fréquentielle mettant en évidence les principaux modes de fonctionnement du système. Nous pouvons observer sur la figure 4.16a le premier mode qui correspond à la rotation de la base du système. Les

trois modes suivants (figure 4.16b, 4.16c et 4.16d) sont des modes de flexion classiques d'une poutre encastrée, compatibles avec notre actionnement. Cependant les figures 4.16e et 4.16f présentent respectivement un mode de torsion et un mode de flexion hors plan à des fréquences relativement faibles. Il conviendra donc d'en tenir compte pour la commande et d'éviter éventuellement les fréquences qui pourraient intensifier ces phénomènes. Le facteur d'amortissement

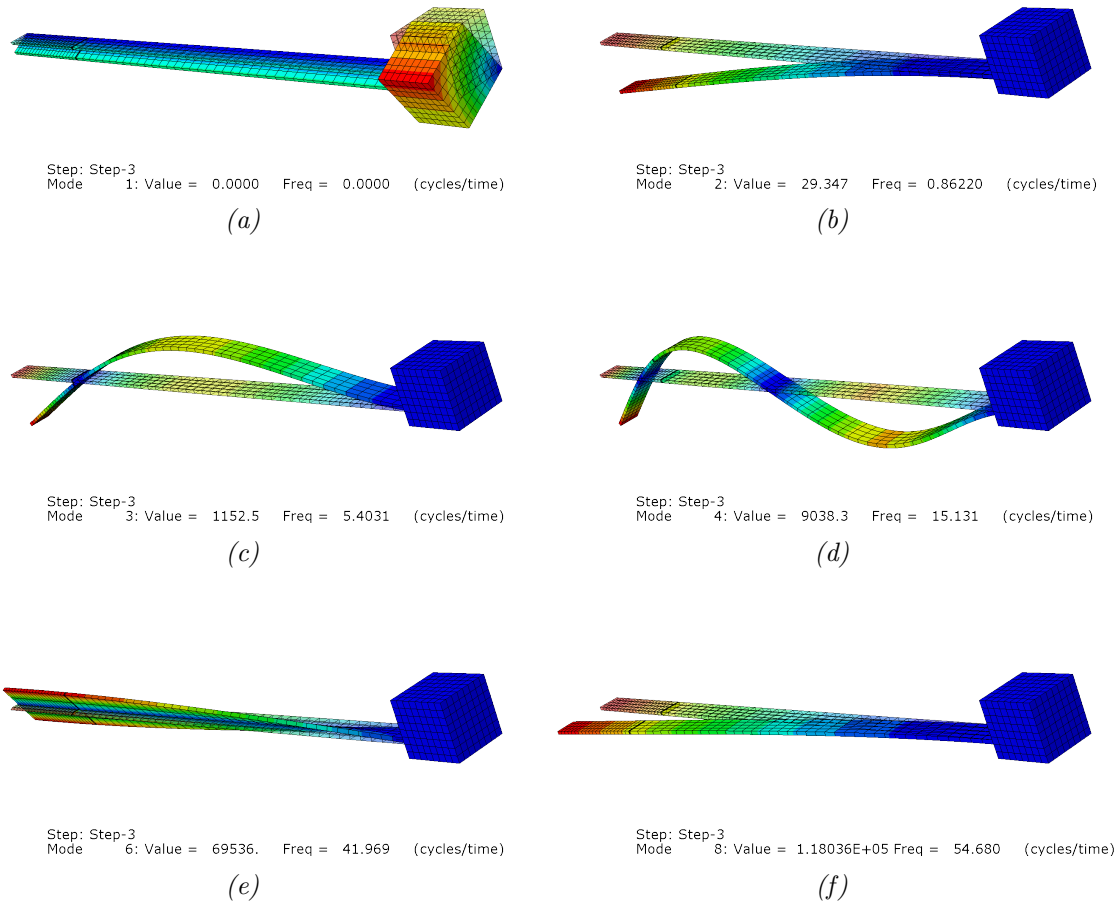
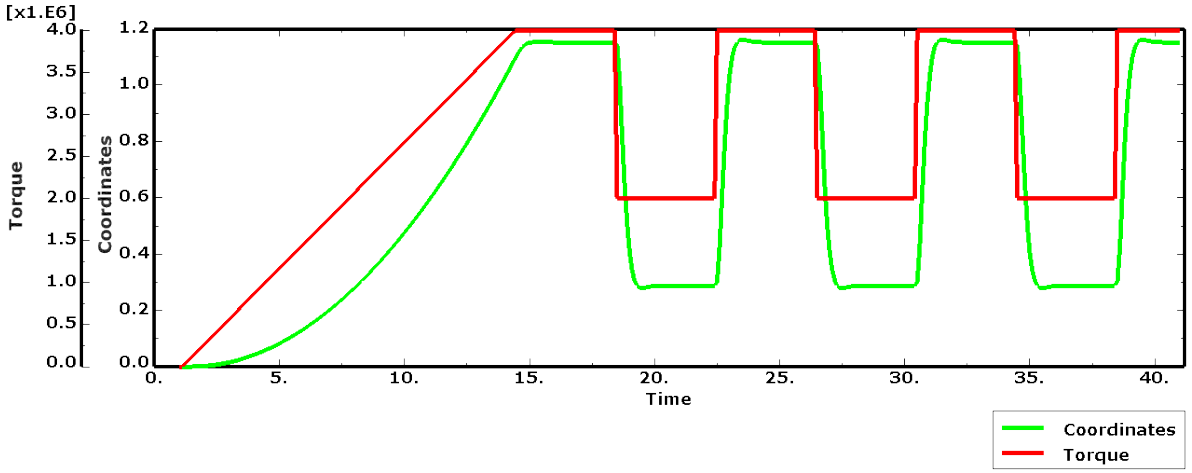


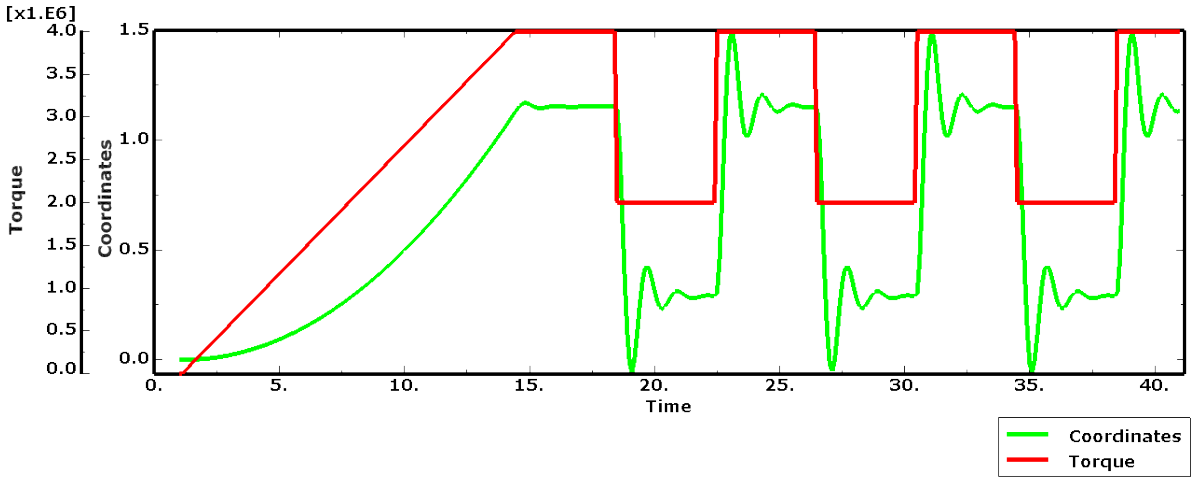
FIGURE 4.16 – *Représentation des principaux modes à basse fréquence du modèle numérique d'un robot polyarticulé avec a) le mode de rotation, b) le premier mode de flexion, c) le deuxième mode de flexion, d) le troisième mode de flexion, e) un mode de torsion et f) un mode de flexion hors plan.*

de chaque matériau s'écrit pour chaque mode i, $\xi_i = \frac{\alpha_R}{2\omega_i} + \frac{\beta_R \omega_i}{2}$ avec α_R l'amortissement de Rayleigh proportionnel à la masse qui amortit les basses fréquences et β_R l'amortissement de Rayleigh proportionnel à la raideur qui amortit plutôt les hautes fréquences. ω_i est la fréquence naturelle du mode i. La figure 4.17 présente la réponse en position projetée sur un axe d'un

actionneur PEA soumis à une consigne en créneau. La figure 4.17a représente un système très amorti quand la figure 4.17b correspond à un système disposant de facteurs d'amortissements classiques pour les matériaux utilisés.



(a)



(b)

FIGURE 4.17 – *Projection sur X de la position de la tête d'un actionneur en PEA ainsi que la consigne d'actionnement pour un système volontairement amorti a) et pour le système classique b)*

4.4.2 Schéma de commande par correcteur PID

4.4.2.1 Présentation du modèle

Le modèle de robot virtuel en cosimulation est contrôlé dans cette section par un correcteur PID (Proportionnel Intégral Dérivé) présenté sur la figure 4.18 avec un gain $G(s) = K_P + K_I.\frac{1}{s} + K_D.s$. Le terme proportionnel K_P fournit un contrôle proportionnel à l'erreur mesurée tandis que le terme intégrale K_I réduit l'erreur statique en compensant les basses fréquences par un intégrateur. Le terme dérivé K_D réduit l'erreur initiale, appelée aussi temps de montée. Pour autant, s'il stabilise le système, un terme dérivé trop important peut amplifier certaines perturbations.

La trajectoire de référence exprimée en coordonnées cartésiennes est ensuite obtenue en fonction des coordonnées articulaires par le biais du modèle inverse développé précédemment. Le correcteur PID multiplie ensuite l'erreur des coordonnées articulaires par des gains afin d'obtenir un couple d'actionnement pour chaque articulation. A la sortie du PID l'erreur est multipliée par la matrice $R = \begin{pmatrix} \frac{1}{C_{11}} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{C_{21}.q_2+C_{23}}{C_{22}}^{-1/2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{C_{31}.q_3+C_{33}}{C_{32}}^{-1/2} \end{pmatrix}$. Avec C_{11} le rapport de réduction pour l'articulation de la base et avec $C_{i,j}$, $i = 1, 2\,; j = 1, 2, 3$ les coefficients issus des équations des couples électrostrictifs de l'équation 4.13 développée à la section précédente.

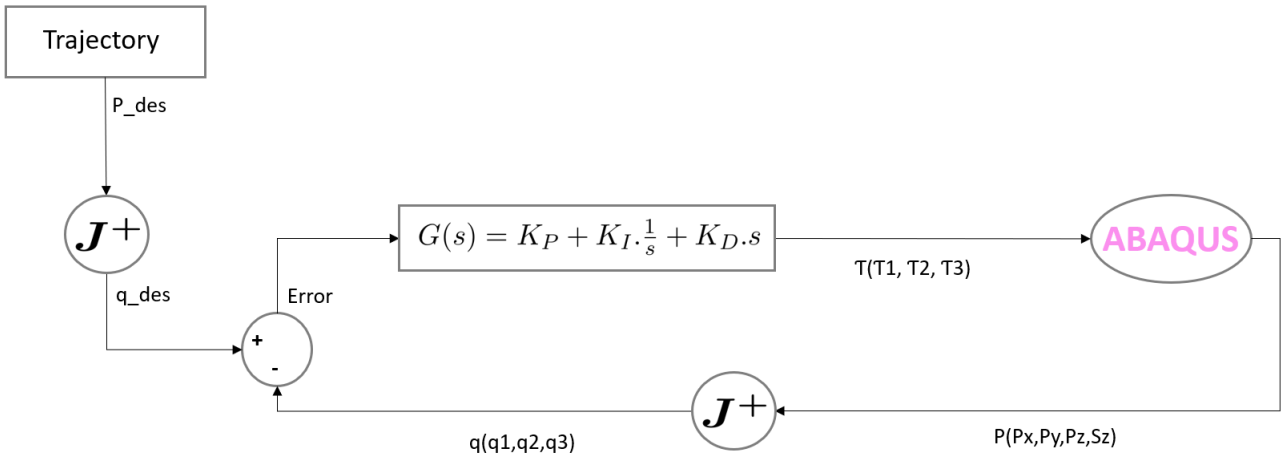
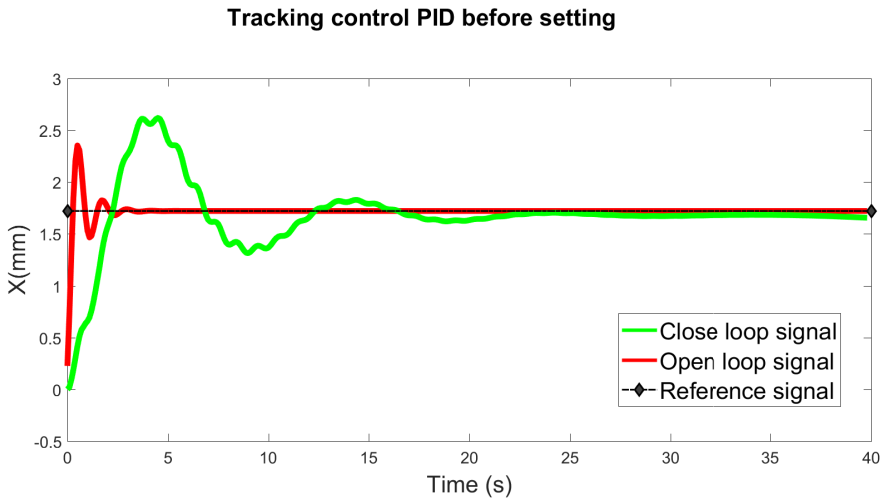
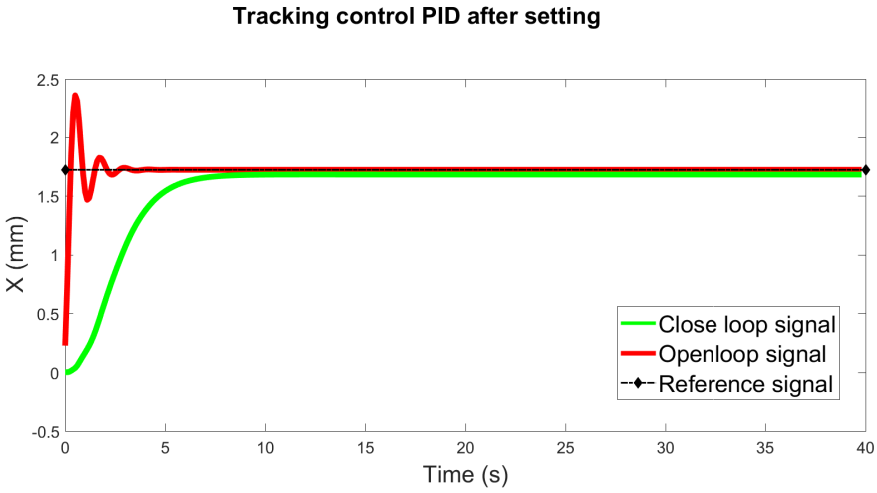


FIGURE 4.18 – *Schéma du correcteur PID*

4.4.2.2 Résultats et discussions



(a)



(b)

FIGURE 4.19 – *Consigne en saturation des actionneurs du robot pour une commande PID en boucle ouverte et en boucle fermée avec a) un réglage non optimal et b) un réglage optimal.*

La première expérience permet le réglage du correcteur. Elle consiste à observer le comportement de la partie distale du robot avec un contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée suivant une consigne en saturation. La figure 4.19a présente un correcteur PID dont les gains ne sont pas réglés et la figure 4.19b un correcteur PID avec un réglage optimal des gains. On observe que l'erreur statique et le dépassement initial sont très bien compensés. L'optimisation du temps de montée n'a pas été privilégié sur les autres paramètres dans la mesure où il n'influence pas la position finale du robot.
L'expérience suivante présente la variation de la tête du robot pour une consigne en créneau avec encore une fois un système en boucle ouverte et un système en boucle fermée (figure4.20).

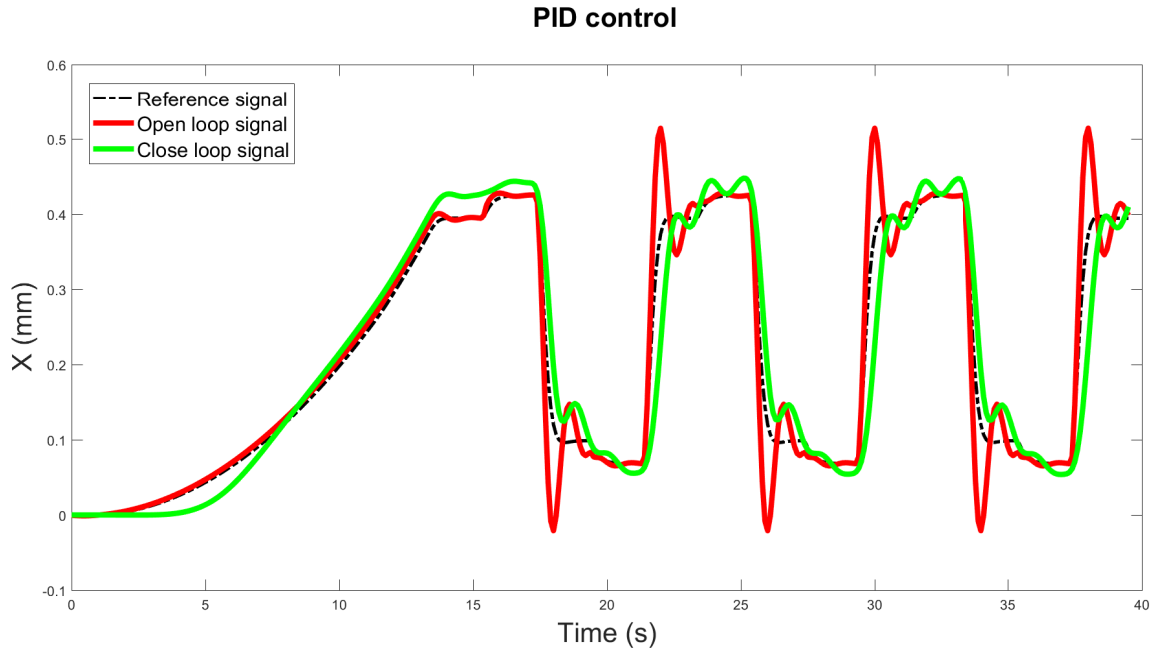


FIGURE 4.20 – *Consigne en créneau des actionneurs du robot pour une commande PID*

On peut de nouveau observer que le correcteur PID fonctionne correctement bien qu'un retard soit observable entre la consigne et le signal corrigé dû à la difficulté d'augmenter le gain K_D sans accentuer les effets dynamiques et déstabiliser ainsi le robot. Un correcteur PID doté d'un terme d'anticipation dynamique va compenser en partie ces effets. De plus la transformation inverse issue de la jacobienne pseudo inverse $\boldsymbol{J}^+$ du système permet de passer des variables cartésiennes aux variables articulaires du système en respectant la géométrie de la structure.

4.4.3 Schéma de commande par correcteur PID avec anticipation dynamique

4.4.3.1 Présentation du modèle

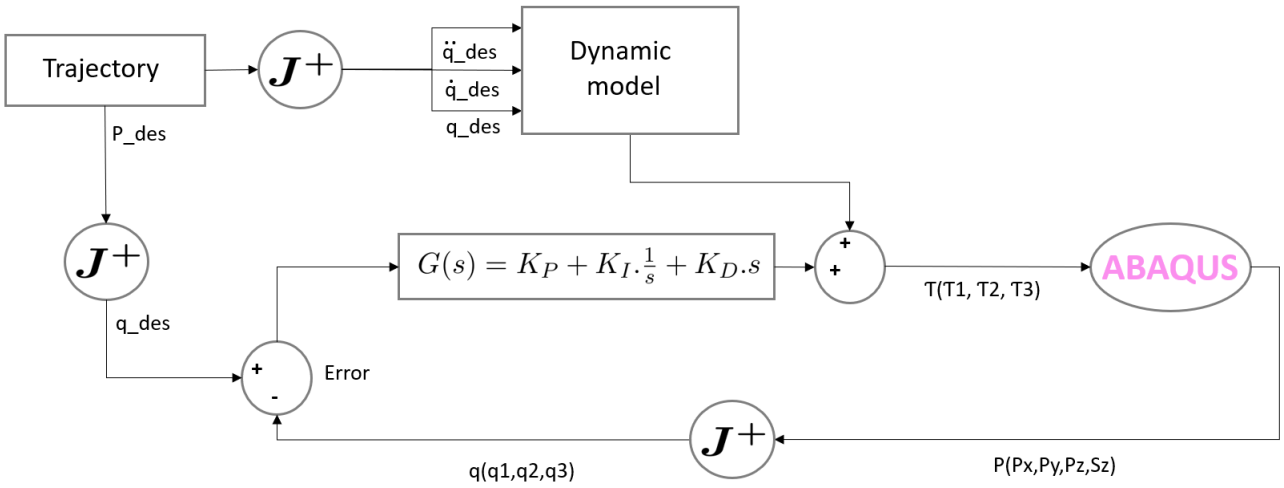


FIGURE 4.21 – *Schéma du correcteur PID avec anticipation dynamique*

Le modèle de correcteur avec anticipation dynamique est présenté sur la figure 4.21. Il utilise la formulation du modèle dynamique étudié dans ce chapitre pour intégrer au contrôleur PID un terme d'anticipation. La matrice des couples d'actionnement T se traduit par l'équation 4.22, avec q_d la position désirée et q la position courante. M et G sont respectivement la matrice de masse et la matrice des termes de gravité.

$$T = K_P.(q_d - q) + K_I.\int_0^t (q_d - q) + K_D.(\dot{q}_d - \dot{q}) + M(q_d).\ddot{q}_d + G(q_d) \tag{4.22}$$

4.4.3.2 Résultats et discussions

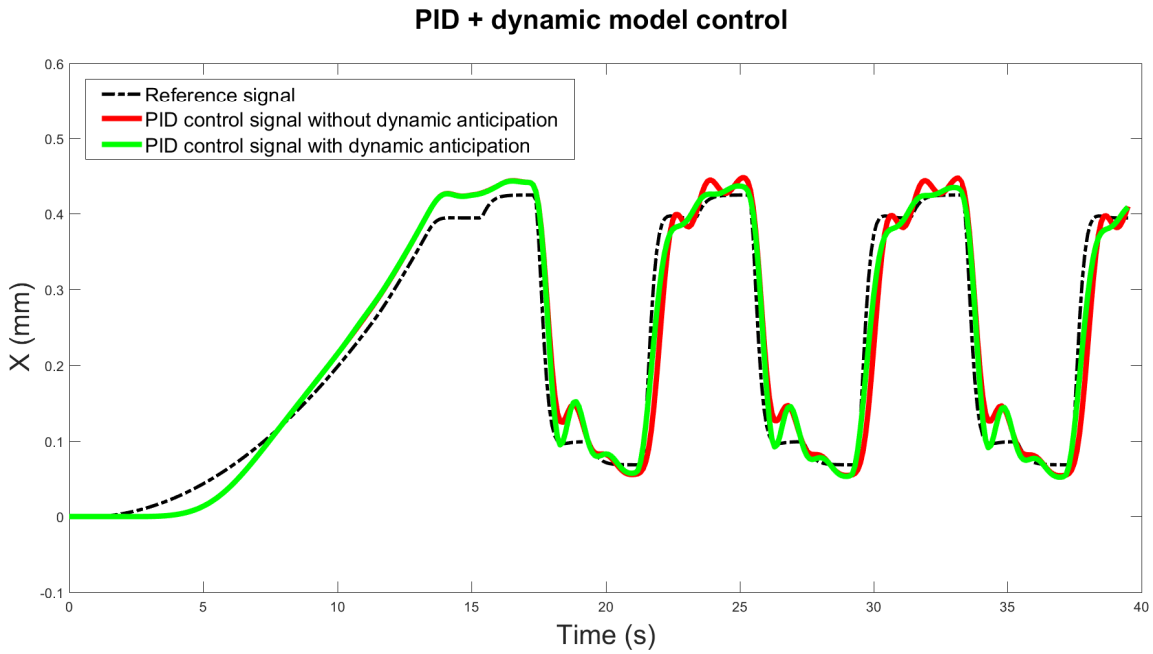


FIGURE 4.22 – *Consigne en créneau des actionneurs du robot pour une commande PID avec et sans le terme d'anticipation dynamique*

La figure 4.22 présente le résultat de cosimulation du modèle de robot à trois actionneurs pour le suivi d'une trajectoire de référence en créneau. Nous observons sur cette figure que le signal PID doté du terme d'anticipation dynamique permet de réduire l'erreur statique. Malgré cela, le temps de montée est toujours important et certains dépassements n'arrivent pas à être corrigés. Les effets de la raideur du matériau seraient à prendre en compte pour compenser totalement les irrégularités liées aux changements de palier de la consigne.

4.5 Conclusion

Le robot cystoscopique étudié dans ce chapitre a la particularité d'être constitué d'actionneurs continus en matériaux intelligents. A ce titre, la méthodologie utilisée pour sa modélisation diffère des théories traditionnelles développées pour les robots rigides aux articulations ponctuelles. Après avoir recensé différentes méthodes de modélisation, nous en avons identifié une

adéquate à notre robot à partir de laquelle nous avons établi les modèles géométriques, cinématiques et dynamiques. Ces derniers ont ensuite été testés sur un cas pratique développé virtuellement en cosimulation sur les logiciels Matlab, Simulink et Abaqus. Au travers d'un modèle de commande par correcteur PID, nous avons validé le modèle théorique proposé dans cette thèse. Cependant, la théorie de modélisation utilisée est fondée sur l'hypothèse d'un rayon de courbure constant ce qui implique que la commande soit robuste aux contraintes externes qui viendraient invalider cette hypothèse. De plus, une étude plus approfondie des facteurs d'amortissement de la structure composite permettrait d'améliorer la précision du modèle numérique. A l'avenir, la prise en compte d'autres éléments du réel, comme les interactions fluide-structure et la contrainte générée par le matériel embarqué, ouvrira la voie à la conception d'une loi de commande robuste à l'environnement de la cystoscopie. Cette commande consistera à recourir à des estimateurs pour compenser le manque de connaissance des perturbations par le système. L'utilisation d'un capteur de vision virtuel réalisé à partir d'images d'archives viendrait à son tour compléter le contrôle de ce robot.

Chapitre 5

Conclusion générale

5.1 Conclusion

Ce manuscrit, articulé en trois chapitres, nous a permis tout d'abord de présenter les objectifs et les contraintes du projet de robotisation d'un outil de cystoscopie. Nous avons notamment répertorié les différentes technologies d'actionneurs et de capteurs compatibles avec les prérogatives de ce robot au travers d'un état de l'art étendu. Cette étude nous a menés vers la découverte des matériaux intelligents comme actionneurs continus et plus précisément vers les polymères électroactifs. Ces matériaux innovants sont susceptibles de procurer aux endoscopes de demain une dextérité et une commandabilité jusqu'alors inégalée. De fait, par leur micro-intégration dans la structure même de l'endoscope, ces actionneurs peuvent être contrôlés avec précision et aisément dupliqués.

Les matériaux électroactifs sont divisés en sous-catégories suivant leurs comportements. Les polymères électrostrictifs, de la catégorie des polymères électroniques en opposition à la catégorie des polymères ioniques, montrent une capacité de flexion de près de 5%, ce qui en fait d'excellents candidats pour notre projet. De plus, ils sont biocompatibles avec le milieu médical et présentent un faible coût de production. La littérature recense quelques études très récentes sur la réalisation d'actionneurs en matériau composite à base de polymères électrostrictifs. Nous avons donc décidé de nous inspirer des méthodes proposées pour concevoir un prototype expérimental d'actionneur qui satisfasse les prérequis de notre robot. Ainsi, après une analyse théorique de la contrainte mécanique d'un matériau composite à multicouches soumis à une déformation électrostrictive, nous avons réalisé un modèle numérique de cet actionneur par la méthode des éléments finis. Ce modèle a servi à réaliser une étude paramétrique complète,

en flexion et en force, pour guider la réalisation expérimentale d'un prototype d'actionneur viable. De fait, ces expériences ont montré des résultats très satisfaisants tant en terme d'amplitude d'actionnement qu'en précision. La voie a également été ouverte à la réalisation d'actionneurs multicouches capables de permettre au robot de résister aux contraintes environnementales ; ceci au travers d'une stratégie de commande adaptée. La modélisation d'un système polyarticulé à base d'actionneurs continus en polymères électroactifs est indispensable à l'élaboration de cette commande et fait l'objet du prochain chapitre de cette thèse.

La modélisation de notre robot continu polyarticulé constitué d'actionneurs en polymères électroactifs a fait l'objet d'une étude particulière qui, à notre connaissance, n'existe pas dans la littérature. Les théories de modélisation invoquées, doivent être adaptées à notre système tant sur le plan de la modélisation géométrique, que cinématique et dynamique. Les modèles géométriques et cinématiques proposés dans ce manuscrit sont fondés sur l'hypothèse d'un rayon de courbure constant de l'actionneur dans l'espace ; ils relèvent d'une adaptation aux robots continus de la convention de Denavit-Hartenberg modifiée. Le modèle dynamique résulte des équations de Lagrange en y intégrant la notion de couple électrostrictif. C'est ensuite par le biais d'un robot virtuel que nous avons pu tester le modèle inverse et certaines composantes du modèle dynamique. Ce robot virtuel a été conçu en cosimulation sur les logiciels Matlab, Simulink et Abaqus. Cette cosimulation a permis de représenter le système dans son environnement et de mettre en place une loi de commande. Un correcteur PID avec un terme d'anticipation dynamique a notamment été testé sur la structure afin de mettre en évidence l'influence des matrices de masse et de raideur du système.

5.2 Discussions et perspectives

L'automatisation d'un outil, et en l'occurrence ici d'un outil chirurgical, ne peut être réduite à la résolution d'une problématique technique dans la mesure où de nombreux facteurs étrangers à la physique vont venir influencer son éventuelle commercialisation dans le futur. C'est en cela que nous avons choisi, à la suite d'un état de l'art volontairement étendu, les polymères électroactifs pour actionner notre robot. Plutôt que de réaliser l'automatisation d'un outil existant, nous avons fait le pari d'orienter nos travaux vers ce qui pourrait être le futur de l'endoscopie médicale. En effet, les matériaux intelligents par leur facilité d'intégration et leur dextérité, ouvrent le champ des possibles quant à la démultiplication des facultés des

endoscopes. Étant imprimables à des échelles de l'ordre du micromètre et duplicables à l'infini, ces matériaux pourraient être à l'origine de la réalisation de micro-robots non invasifs et capables de réaliser des tâches complexes de microchirurgie. En concurrence avec les matériaux intelligents, les actionneurs pneumatiques présentent eux aussi des performances intéressantes en terme de micro-intégration dans des outils chirurgicaux. Une étude comparative entre cette technologie et les actionneurs à base de polymères électroactifs pourrait judicieusement faire l'objet d'un travail futur.

Le polymère électrostrictif a montré de belles capacités de déformation durant les essais expérimentaux. Il transparait cependant que la maitrise du processus d'impression est indispensable à la réalisation d'actionneurs performants. De ce fait, une étude théorique de l'influence des différentes étapes de l'impression et notamment du recuit sur la réorganisation de la maille cristalline, aurait été pertinente et mériterait de faire l'objet de futures recherches. Par ailleurs, l'évaluation d'autres techniques comme le dip coating pourrait ouvrir la voie à la réalisation d'actionneurs de géométries différentes. Un actionneur cylindrique a notamment été étudié par Ganet et al. [35]. Ce nouvel actionneur serait encore une fois guidé par son jumeau numérique développé sur Abaqus. Une étude à l'échelle moléculaire de l'interaction des couches, dépendant du procédé d'impression, mérite également d'être menée puis intégrée dans le modèle numérique. En effet, le processus de flexion dépend précisément de la jonction entre le substrat passif et le bloc constitué par les électrodes et le polymère électroactif. De même, dans le cas des actionneurs multicouche, le rôle du substrat passif est amplifié par chacune des couches actives précédent la couche étudiée. Enfin, l'évolution du modèle numérique vers un métamodèle paramétrique constituerait un outil robuste pour guider une fois encore la réalisation expérimentale des actionneurs.

Le modèle numérique a ensuite évolué vers une prise en compte de la structure complète du robot. Ce modèle mérite d'être amélioré jusqu'à intégrer les interactions fluide-structure liées au sérum physiologique, les contraintes de torsion issues de la rotation de la base du robot ainsi que le chargement du matériel embarqué. Le comportement du robot virtuel face à un obstacle fixe est également un phénomène à étudier dans le futur. Le modèle dynamique développé dans cette thèse doit également évoluer dans le sens de la prise en compte des contraintes environnementales et permettre ainsi de développer des correcteurs adaptés aux défis de ce robot. En outre, la maitrise des capteurs de vision et de temps de vol est indispensable à la

conception d'une loi de commande robuste à la navigation sans amers dans un environnement contraint comme c'est le cas pour la cystoscopie.

Si ce travail est incomplet, il ouvre cependant la voie à la réalisation de nouveaux travaux plus spécifiques aux problématiques que nous avons pu soulever durant cette thèse. La prochaine étape de ce projet est de développer ainsi un algorithme de reconstruction 3D de la vessie au travers d'une loi de commande basée sur des théories de SLAM (Simultaneous Localization and Mapping) permettant au robot de se localiser tout en produisant les images nécessaires au diagnostic (figure 5.1). Cela ne sera rendu possible qu'au travers de la réalisation d'un capteur de vision performant et par le développement d'une solution de traitement d'image robuste à la détection du gradient de couleur de l'épithélium vésical. A l'avenir, il pourrait également être intéressant de développer une solution de traitement numérique des données du robot qui utiliserait le retour d'expérience des praticiens hospitaliers afin de permettre la détection des CIS, tumeurs à ce jour très complexes à diagnostiquer. De même, le transducteur à ultrasons utilisé pour guider le robot dans la vessie pourrait évoluer dans le futur vers un capteur échographique évaluant la profondeur d'infiltration des cellules cancéreuses dans les couches internes de la paroi vésicale.

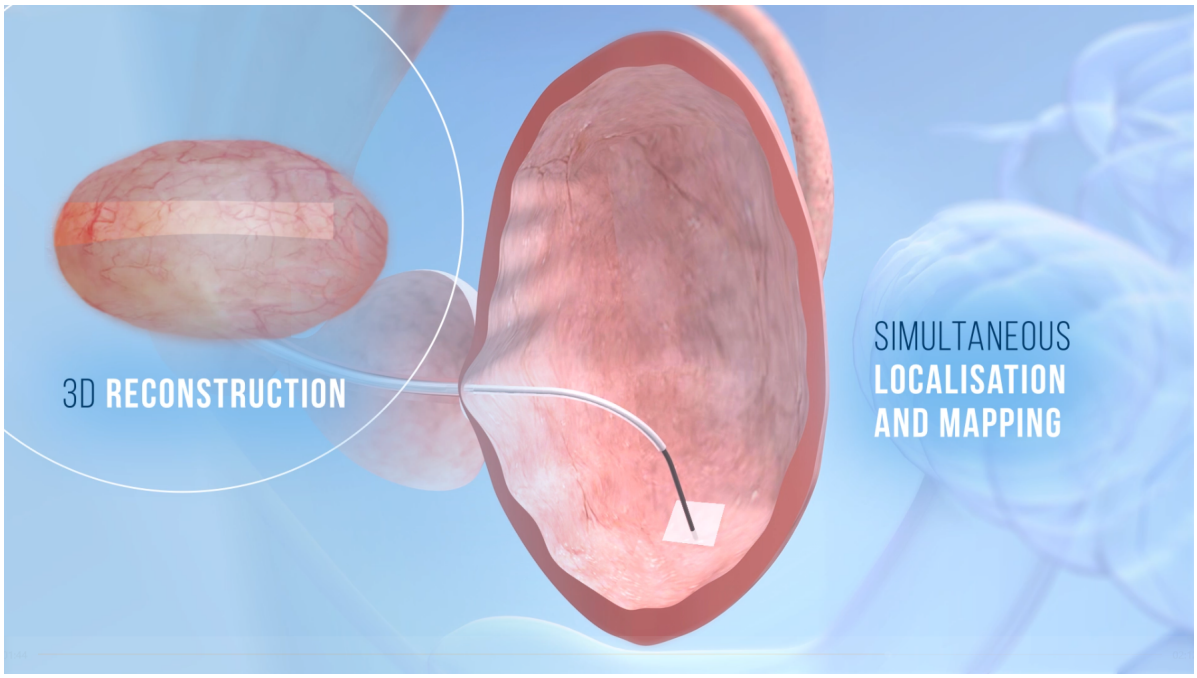


FIGURE 5.1 – *Schéma de la navigation du robot en SLAM*

Annexe A

Étude d'un environnement de réalité virtuelle et d'un support haptique pour simuler le geste de cystoscopie

FIGURE A.1 – *Présentation du système haptique et de l'environnement de RV*

En parallèle du projet, un environnement de réalité virtuelle (RV) a été développé au laboratoire LISPEN/Institut Image (Chalon-sur-Saône, France). La RV couplée à des bras manipulateurs à retour haptique est destinée à permettre aux jeunes internes en chirurgie de se familiariser

avec le geste cystoscopique, l'orientation de l'outil et sa position dans le patient. De plus, ce support peut aussi être utilisé pour intégrer de la réalité augmentée à la manipulation des outils endoscopiques. C'est au travers du logiciel de modélisation Unity 3D (Unity Technologies, Royaume-Uni) que nous avons développé l'environnement de réalité virtuelle d'une vessie et d'un endoscope. Ce logiciel reproduit la géométrie et la physique des objets. La figure A.1 présente le système haptique ainsi que l'environnement de RV développé sur Unity 3D.

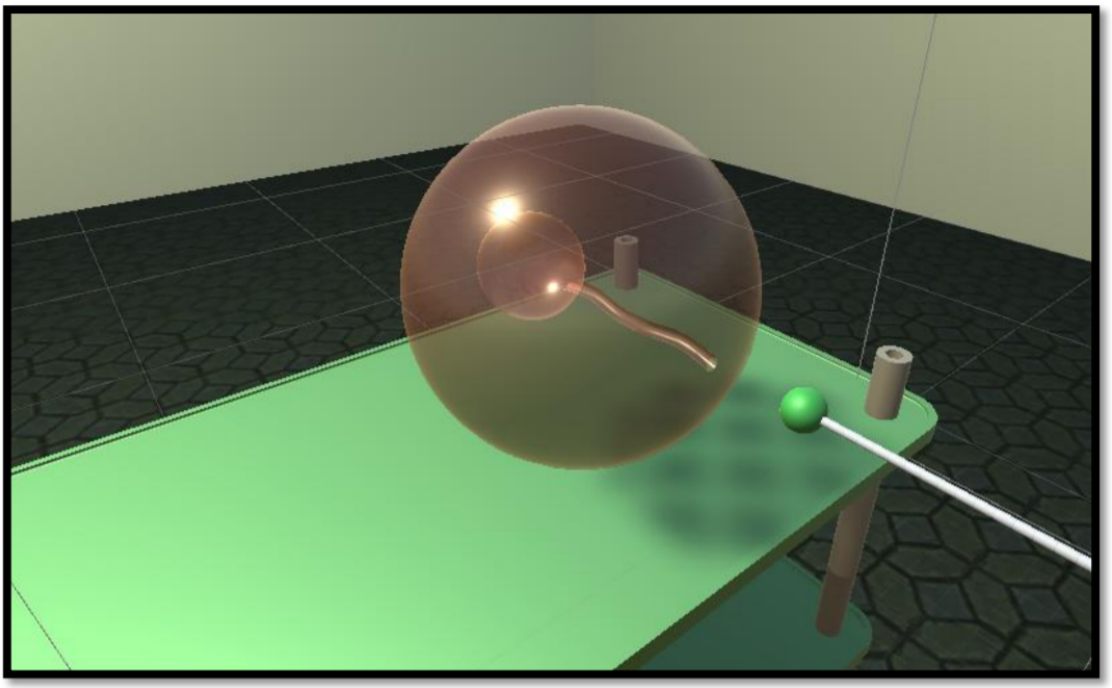


FIGURE A.2 – *Image tirée du modèle virtuel de la cystoscopie sur le logiciel Unity 3D*

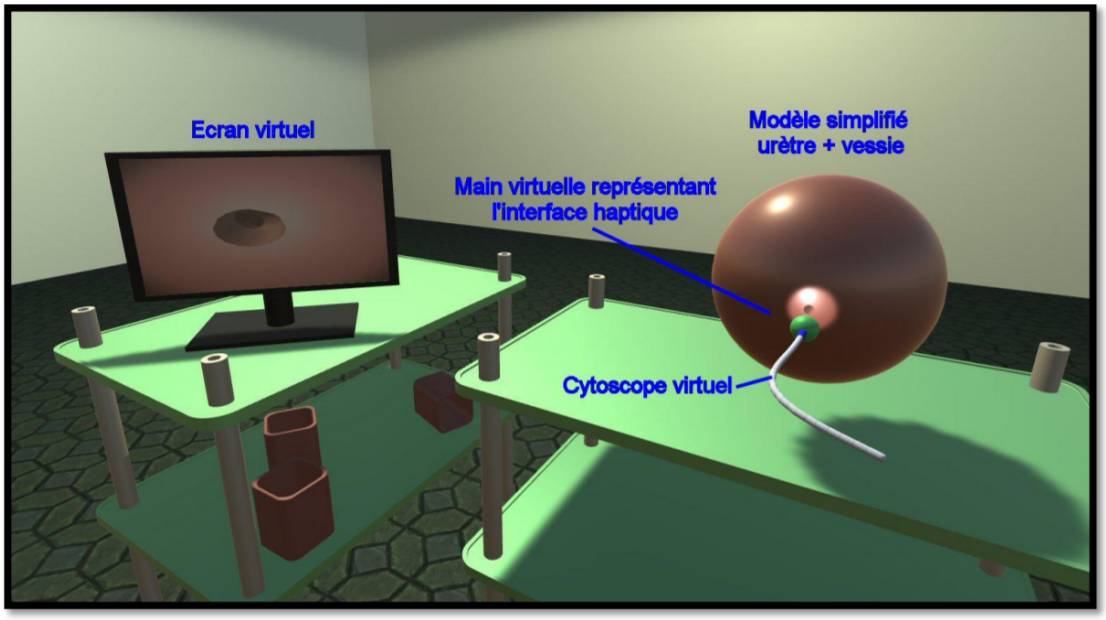


FIGURE A.3 – *Image tirée du modèle virtuel de la cystoscopie sur le logiciel Unity 3D*

Les deux bras manipulateurs à retour haptique vont être utilisés pour simuler la préhension du cystoscope, l'un pour la poignée de l'outil et l'autre pour la zone située à l'entrée de l'urètre et à partir de laquelle le praticien exerce un mouvement d'insertion longitudinal vers la vessie. La figure A.2 présente un modèle simplifié de l'urètre et de la vessie tandis que le corps humain est délimité par une sphère. La sphère verte quant à elle, représente la main du chirurgien située sur la partie distale de l'endoscope. La transparence de l'image permet au manipulateur de visualiser son cheminement dans le corps humain tandis qu'un écran virtuel, que l'on observe sur la figure A.3, retranscrit l'image issue de la caméra virtuellement placée en partie distale de l'endoscope. Le retour haptique est développé de façon à donner une sensation de résistance molle des tissus à l'introduction de l'endoscope dans l'urètre. Un modèle haptique plus proche de la réalité pourra être réalisé dans le futur à partir du retour d'expérience des praticiens.

Annexe B

Étude d'un micro-transducteur à ultrasons en matériau piézoélectrique

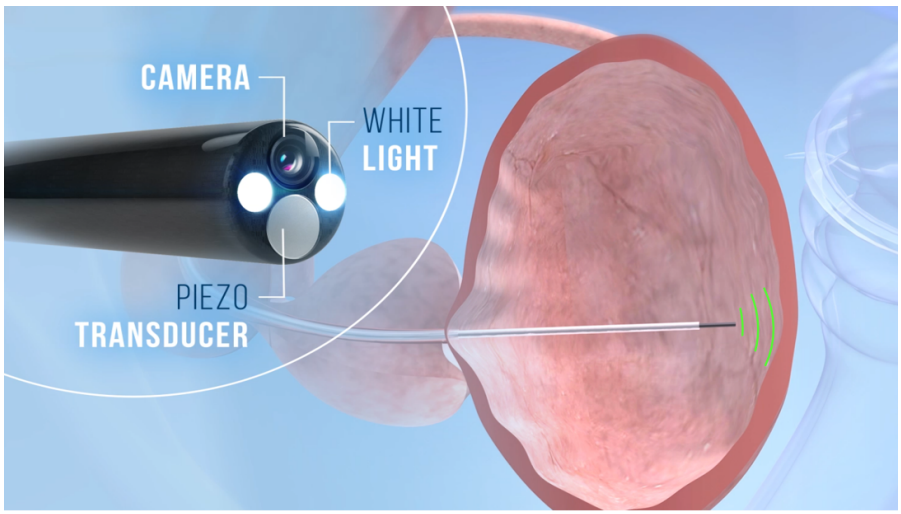


FIGURE B.1 – *Schéma d'intégration du transducteur à ultrasons dans la partie distale du robot cystoscopique*

Pour concevoir un capteur de distance en tête du robot nous avons utilisé des céramiques piézoélectriques pour leur capacité de miniaturisation. Au même titre qu'un sonar, nous allons utiliser ces matériaux pour émettre une onde sonore et la recevoir. La distance sera ensuite mesurée à partir du temps de vol. Le transducteur à ultrasons dont le diamètre est d'un millimètre sera intégré dans la partie distale du robot (figure B.1). Afin de canaliser les ondes émises comme les ondes reçues, un élément passif est ajouté au système et son étirement va créer le déplacement d'air unidirectionnel souhaité comme le montre la figure B.2. Afin de

pouvoir émettre et recevoir l'onde sur le même capteur, la durée de pulsation doit être réduite au maximum.

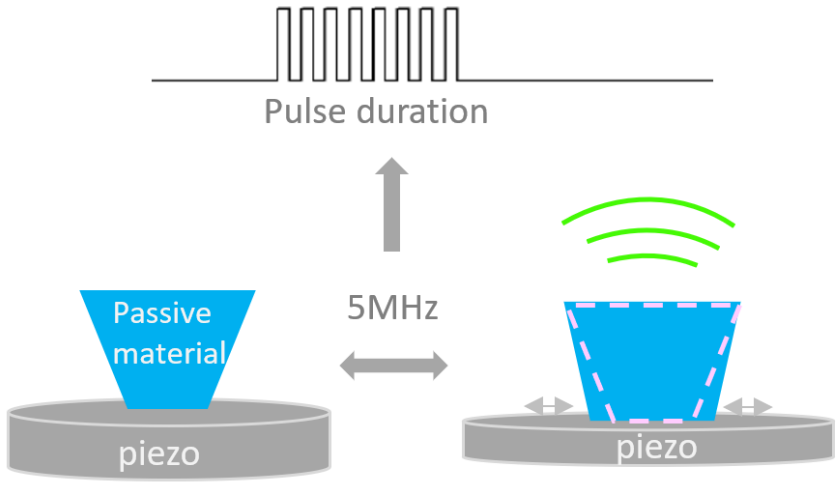


FIGURE B.2 – *Principe de fonctionnement du transducteur à ultrasons*

La figure B.3 présente le montage utilisé pour étudier la capacité de mesure des distances de ce système. Nous avons reproduit la géométrie du transducteur présentée précédemment avec la partie active en céramique piézoélectrique et la partie passive en aluminium. En guise de cible, une plaque de métal est positionnée à distance mesurable du transducteur. Un filtre passe-bande est ensuite utilisé pour ne garder que les fréquences qui nous intéressent dans la détection du retour de l'onde sonore.

FIGURE B.3 – *Photo du montage expérimental*

La figure B.4 présente les résultats de l'expérience pour une distance de $75mm$ (figure B.4a) et de $195mm$ (figure B.4b). Nous observons distinctement le spectre d'émission dissocié du spectre de réception. Cette expérience est réalisée pour une fréquence d'émission de $40kHz$ avec un signal amplifié à $5V$. La mesure du temps de vol se fait donc entre chaque pic d'émission et de réception. Nous pouvons observer que la géométrie utilisée a bien permis d'obtenir un signal mesurable et identifiable à l'aide du filtre de fréquence. De plus, la répétition de cette expérience nous permet d'obtenir les résultats de la figure B.5 aboutissant à une mesure de la célérité du son dans l'air. On obtient $302m/s$ avec une erreur à l'origine. Néanmoins, la linéarité des résultats laisse envisager une erreur systématique corrigeable et due au manque de précision de la méthode de lecture des résultats.

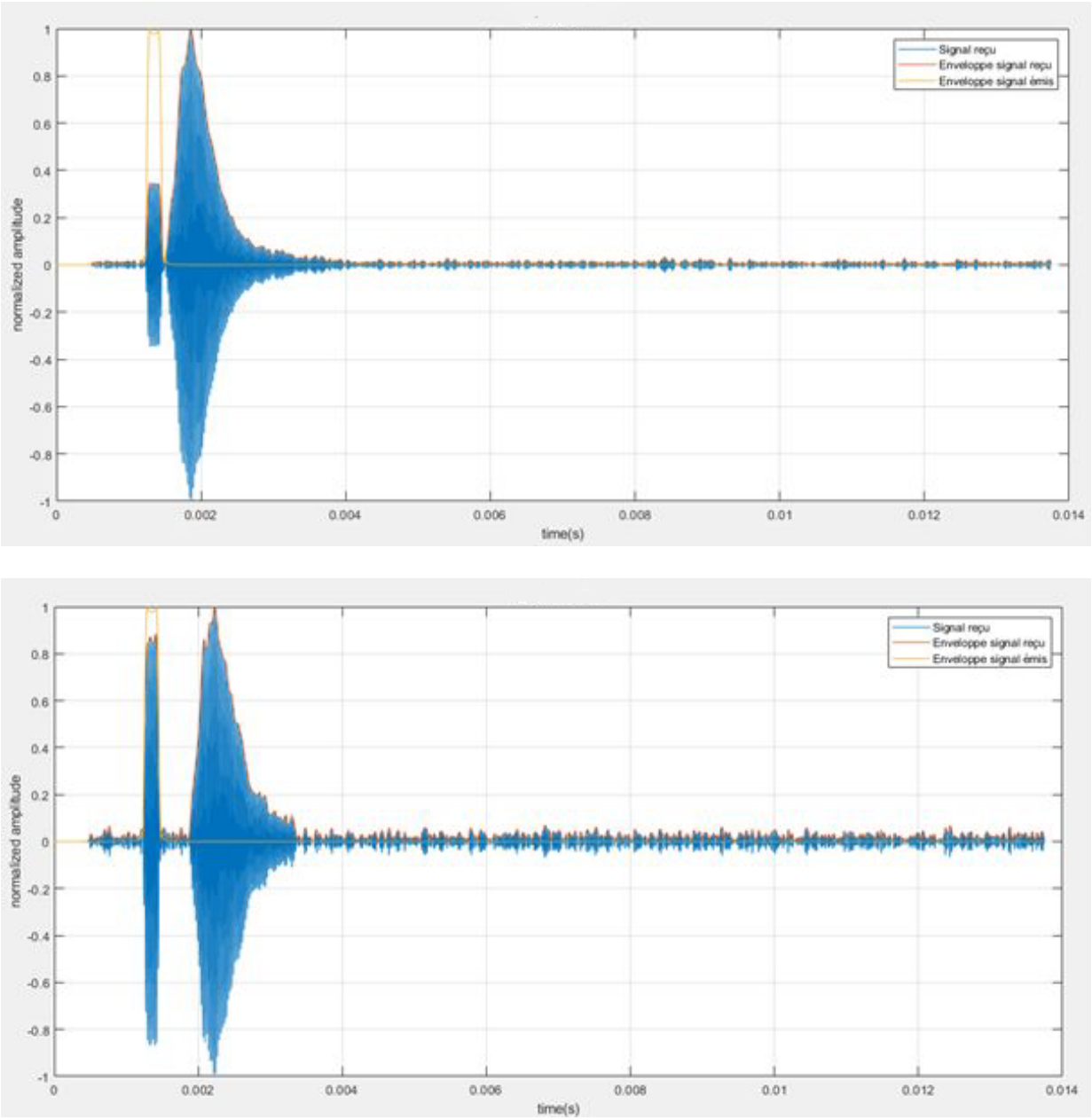


FIGURE B.4 – *Spectre d'émission et de réception de l'onde ultra-sonore émise par le transducteur à une distance de la cible de* 75mm *a) et* 195mm *b)*

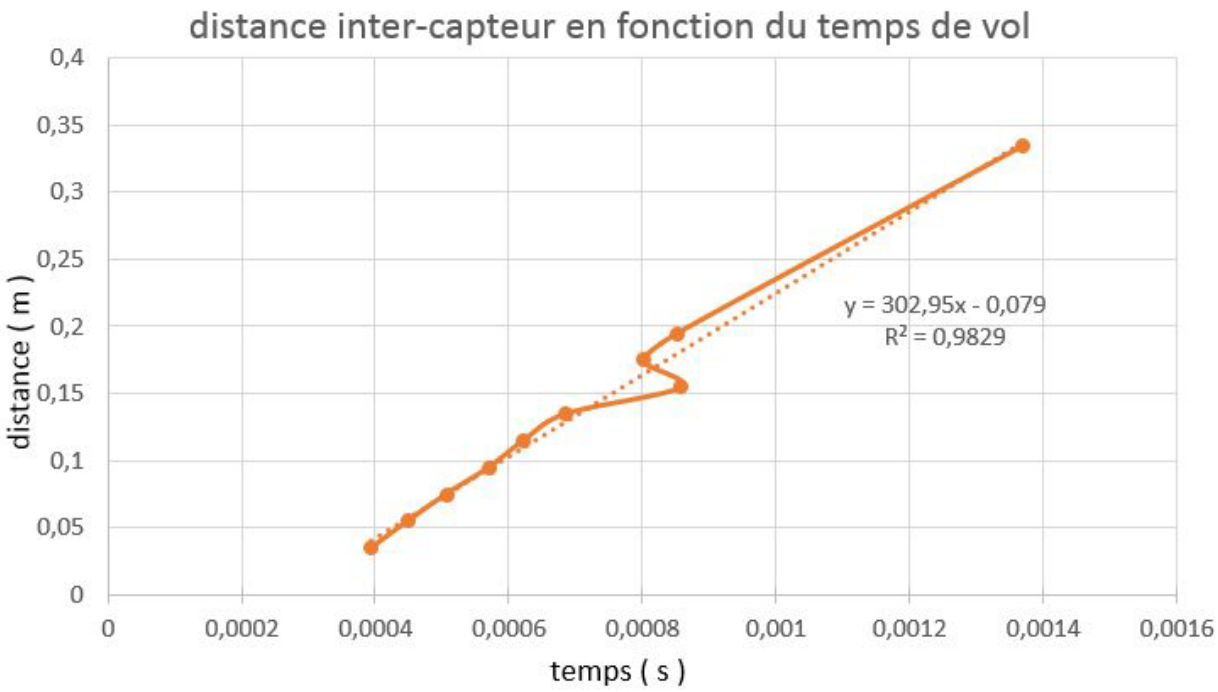


FIGURE B.5 – *Distance en fonction du temps de vol des résultats de mesure par ultrasons*

Aucun capteur de distance adaptable à notre projet (diamètre $2mm$) n'est présent sur le marché. Aussi, il nous a fallu le concevoir. C'est à partir de céramiques piézoélectriques fixées à un matériau passif que nous avons conçu un transducteur à ultrasons capable de mesurer les distances par temps de vol des ondes ultra-sonores. La géométrie utilisée pour ce transducteur a été performante puisque les ondes émises et reçues sont bien distinctes et que la capacité de réception est correcte sur des distances raisonnables. En revanche, le système conçu n'est pas robuste pour des distances de moins de 30mm. De plus, un étalonnage du système est nécessaire pour compenser les erreurs sur la mesure. Un modèle aux éléments finis pourra être développé par la suite afin d'étudier précisément l'impact de la géométrie du matériau passif sur la qualité d'émission et de réception de l'onde. Des outils de traitement du signal pourront également être utilisés dans le but d'améliorer la mesure du temps de vol.

Bibliographie

[1] InfoCancer - ARCAGY - GINECO - localisations - REIN ET VOIES URINAIRES - tumeurs de la vessie - maladie - l'épidémiologie.

[2] Muhammad Raihan Abdul Kadir, Dyah Ekashanti Octorina Dewi, Mohd Najeb Jamaludin, Marwan Nafea, and Mohamed Sultan Mohamed Ali. A multi-segmented shape memory alloy-based actuator system for endoscopic applications. 296 :92–100.

[3] Shideh Ahmadi, Nilofar Asim, M. A. Alghoul, F. Y. Hammadi, Kasra Saeedfar, N. A. Ludin, Saleem H. Zaidi, and K. Sopian. The role of physical techniques on the preparation of photoanodes for dye sensitized solar cells. 2014 :1–19.

[4] Mohiuddin Ahmed and Md. Masum Billah. Smart material-actuated flexible tendon-based snake robot. 13(3) :89.

[5] Alberto Arezzo, Arianna Menciassi, Pietro Valdastri, Gastone Ciuti, Gioia Lucarini, Marco Salerno, Christian Di Natali, Mauro Verra, Paolo Dario, and Mario Morino. Experimental assessment of a novel robotically-driven endoscopic capsule compared to traditional colonoscopy. 45(8) :657–662.

[6] Y. Bar-Cohen. Electroactive polymers (EAP) as actuators for potential future planetary mechanisms. In *Proceedings. 2004 NASA/DoD Conference on Evolvable Hardware, 2004.*, pages 309–317. IEEE.

[7] Yoseph Bar-Cohen. EAP as artificial muscles : progress and challenges. page 10.

[8] François Bargain, Damien Thuau, Pierre Panine, Georges Hadziioannou, Fabrice Domingues Dos Santos, and Sylvie Tencé-Girault. Thermal behavior of poly(VDF-ter-TrFE-ter-CTFE) copolymers : Influence of CTFE termonomer on the crystal-crystal transitions. 161 :64–77.

[9] F Bauer and E Fousson. Recent advances in highly electrostrictive p(VDF-TrFE-CFE) terpolymers. 13(5) :6.

[10] Philipp Bozzini. *Der Lichtleiter oder Beschreibung einer einfachen Vorrichtung und ihrer Anwendung zur Erleuchtung innerer Höhlen und Zwischenräume des lebenden animalischen Körpers*. Landes-Industrie-Comptoir. Google-Books-ID : NMlLAAAAcAAJ.

[11] C. Jeffrey Brinker. Dip coating. In Theodor Schneller, Rainer Waser, Marija Kosec, and David Payne, editors, *Chemical Solution Deposition of Functional Oxide Thin Films*, pages 233–261. Springer Vienna.

[12] W. J. Buehler, J. V. Gilfrich, and R. C. Wiley. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. 34(5) :1475–1477.

[13] Kun Cao, Rongjie Kang, David T. Branson, Shineng Geng, Zhibin Song, and Jian S. Dai. Workspace analysis of tendon-driven continuum robots based on mechanical interference identification. 139(6) :062303.

[14] Jean-Fabien Capsal, Jérémy Galineau, Mickaël Lallart, Pierre-Jean Cottinet, and Daniel Guyomar. Plasticized relaxor ferroelectric terpolymer : Toward giant electrostriction, high mechanical energy and low electric field actuators. 207 :25–31.

[15] R. Carta, G. Tortora, J. Thoné, B. Lenaerts, P. Valdastri, A. Menciassi, P. Dario, and R. Puers. Wireless powering for a self-propelled and steerable endoscopic capsule for stomach inspection. 25(4) :845–851.

[16] Mohamed Taha Chikhaoui. Nouveaux concepts de robots à tubes concentriques à micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs. page 270.

[17] Gastone Ciuti, Arianna Menciassi, and Paolo Dario. Capsule endoscopy : From current achievements to open challenges. 4 :59–72.

[18] Geoffrey M. Cooper. *La cellule : Une approche moléculaire*. De Boeck Supérieur. Google-Books-ID : yLrVPS2PxJAC.

[19] R. Cortez-Vega, I. Chairez, A. Luviano-Juarez, N. Lozada-Castillo, and V. Feliu-Batlle. Multi-link endoscopic manipulator robot actuated by shape memory alloys spring actuators controlled by a sliding mode. page S0019057820304560.

[20] Isaac M. Daniel and Ori Ishai. *Engineering mechanics of composite materials*. Oxford University Press, 2nd ed edition. OCLC : ocm57285865.

[21] Paolo Dario, Pasquale Ciarletta, Arianna Menciassi, and Byungkyu Kim. Modeling and experimental validation of the locomotion of endoscopic robots in the colon. 23(4) :549–556.

[22] B Davies. A review of robotics in surgery. 214(1) :129–140.

[23] Hossein Dehghani, C. Ross Welch, Abolfazl Pourghodrat, Carl A. Nelson, Dmitry Oleynikov, Prithviraj Dasgupta, and Benjamin S. Terry. Design and preliminary evaluation of a self-steering, pneumatically driven colonoscopy robot. 41(3) :223–236.

[24] Antonin Jean Desormeaux. *De l'endoscope et de ses applications au diagnostic et au traitement des affections de l'urèthre et de la vessie : Leçons faites a l'Hopital Necker*. J. B. Baillière et fils. Google-Books-ID : FzwSAAAAYAAJ.

[25] A. Devreker, B. Rosa, A. Desjardins, E.J. Alles, L.C. Garcia-Peraza, E. Maneas, D. Stoyanov, A.L. David, T. Vercauteren, J. Deprest, S. Ourselin, D. Reynaerts, and E. Vander Poorten. Fluidic actuation for intra-operative in situ imaging. In *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 1415–1421. IEEE.

[26] A. Dipanda, S. Woo, F. Marzani, and J.M. Bilbault. 3-d shape reconstruction in an active stereo vision system using genetic algorithms. 36(9) :2143–2159.

[27] Donald L. Edberg. Control of flexible structures by applied thermal gradients. 25(6) :877–883.

[28] Francesco Fanfani, Stefano Restaino, Cristiano Rossitto, Salvatore Gueli Alletti, Barbara Costantini, Giorgia Monterossi, Serena Cappuccio, Emanuele Perrone, and Giovanni Scambia. Total laparoscopic (s-LPS) versus TELELAP ALF-x robotic-assisted hysterectomy : A case-control study. 23(6) :933–938.

[29] Bettina Fasolt, Micah Hodgins, Gianluca Rizzello, and Stefan Seelecke. Effect of screen printing parameters on sensor and actuator performance of dielectric elastomer (DE) membranes. 265 :10–19.

[30] Bettina Fasolt, Micah Hodgins, and Stefan Seelecke. Characterization of screen-printed electrodes for dielectric elastomer (DE) membranes : influence of screen dimensions and electrode thickness on actuator performance. page 97983E.

[31] Mary I Frecker and William M Aguilera. Analytical modeling of a segmented unimorph actuator using electrostrictive p(VDF-TrFE) copolymer. 13(1) :82–91.

[32] Avi Friedman, Alex Liberzon, and Gabor Kósa. Propulsive force of a magnetic, MRI-based swimmer. In *Robotics and Automation (ICRA), 2015 IEEE International Conference on*, pages 4736–4741. IEEE.

[33] Yili Fu, Hao Liu, Wentai Huang, Shuguo Wang, and Zhaoguang Liang. Steerable catheters in minimally invasive vascular surgery. 5(4) :381–391.

[34] F. Ganet, M. Q. Le, J. F. Capsal, P. Lermusiaux, L. Petit, A. Millon, and P. J. Cottinet. Development of a smart guide wire using an electrostrictive polymer : option for steerable orientation and force feedback. 5(1).

[35] F. Ganet, M.-Q. Le, J.F. Capsal, J.F. Gérard, S. Pruvost, J. Duchet, S. Livi, P. Lermusiaux, A. Millon, and P.-J. Cottinet. Haptic feedback using an all-organic electroactive polymer composite. 220 :1120–1130.

[36] Yuanzheng Gong, Richard S. Johnston, C. David Melville, and Eric J. Seibel. Axial-stereo 3-d optical metrology for inner profile of pipes using a scanning laser endoscope. 9(3) :238–247.

[37] Zheyuan Gong, Jiahui Cheng, Xingyu Chen, Wenguang Sun, Xi Fang, Kainan Hu, Zhexin Xie, Tianmiao Wang, and Li Wen. A bio-inspired soft robotic arm : Kinematic modeling and hydrodynamic experiments. 15(2) :204–219.

[38] Phanideep S. Gonthina, Apoorva D. Kapadia, Isuru S. Godage, and Ian. D. Walker. Modeling variable curvature parallel continuum robots using euler curves. In *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1679–1685. IEEE.

[39] Benjamin Gorissen, Michael De Volder, and Dominiek Reynaerts. Chip-on-tip endoscope incorporating a soft robotic pneumatic bending microactuator. 20(3).

[40] Stefan Groth, Douglas K Rex, Thomas Rösch, and Nicolas Hoepffner. High cecal intubation rates with a new computer-assisted colonoscope : A feasibility study :. 106(6) :1075–1080.

[41] Ahmet Gudeloglu, Jamin V Brahmbhatt, and Sijo J Parekattil. Robotic microsurgery in male infertility and urology—taking robotics to the next level. 3(1) :11.

[42] Eric J. Hanly and Mark A. Talamini. Robotic abdominal surgery. 188(4) :19–26.

[43] M. Hannan and I. Walker. Vision based shape estimation for continuum robots. In *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*, volume 3, pages 3449–3454. IEEE.

[44] S J Harris, F Arambula-Cosio, Q Mei, R D Hibberd, B L Davies, J E A Wickham, M S Nathan, and B Kundu. The probot—an active robot for prostate resection. 211(4) :317–325.

[45] Bin He, Zhipeng Wang, Qiang Li, Hong Xie, and Runjie Shen. An analytic method for the kinematics and dynamics of a multiple-backbone continuum robot. 10(1) :84.

[46] P. R. Herz, Y. Chen, A. D. Aguirre, K. Schneider, P. Hsiung, J. G. Fujimoto, K. Madden, J. Schmitt, J. Goodnow, and C. Petersen. Micromotor endoscope catheter for in vivo, ultrahigh-resolution optical coherence tomography. 29(19) :2261.

[47] S. Hirose and M. Mori. Biologically inspired snake-like robots. In *2004 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pages 1–7. IEEE.

[48] Clemens Holzmann and Matthias Hochgatterer. Measuring distance with mobile phones using single-camera stereo vision. In *2012 32nd International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*, pages 88–93. IEEE.

[49] Kaiwen Hsiao and Hiromi Mochiyama. A wire-driven continuum manipulator model without assuming shape curvature constancy. In *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 436–443. IEEE.

[50] C.H. Hsueh. Thermal stresses in elastic multilayer systems. 418(2) :182–188.

[51] Ziyang Hu, Jianjun Zhang, Shaozhen Xiong, and Ying Zhao. Performance of polymer solar cells fabricated by dip coating process. 99 :221–225.

[52] Syeda Jilani, Oluyemi Falade, Tom Wildsmith, Paul Reip, and Akram Alomainy. A 60-GHz ultra-thin and flexible metasurface for frequency-selective wireless applications. 9(5) :945.

[53] T. R. Kane, R. R. Ryan, and A. K. Banerjeer. Dynamics of a cantilever beam attached to a moving base. 10(2) :139–151.

[54] Byungjeon Kang, Risto Kojcev, and Edoardo Sinibaldi. The first interlaced continuum robot, devised to intrinsically follow the leader. 11(2) :e0150278.

[55] M.E. Karagozler, E. Cheung, Jiwoon Kwon, and M. Sitti. Miniature endoscopic capsule robot using biomimetic micro-patterned adhesives. In *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006.*, pages 105–111. IEEE.

[56] Robert K. Katzschmann, Maxime Thieffry, Olivier Goury, Alexandre Kruszewski, Thierry-Marie Guerra, Christian Duriez, and Daniela Rus. Dynamically closed-loop controlled soft robotic arm using a reduced order finite element model with state observer. In *2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, pages 717–724. IEEE.

[57] Butrus T Khuri-Yakub and Ömer Oralkan. Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and therapy. 21(5) :054004.

[58] Margaret A. Knowles and Carolyn D. Hurst. Molecular biology of bladder cancer : new insights into pathogenesis and clinical diversity. 15(1) :25–41.

[59] Ervin Kolenovic, Wolfgang Osten, Reiner Klattenhoff, Songcan Lai, Christoph von Kopylow, and Werner Jüptner. Miniaturized digital holography sensor for distal three-dimensional endoscopy. 42(25) :5167–5172.

[60] Frederik C. Krebs. Fabrication and processing of polymer solar cells : A review of printing and coating techniques. 93(4) :394–412.

[61] Y.S. Kwoh, J. Hou, E.A. Jonckheere, and S. Hayati. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. 35(2) :153–160.

[62] C Laschi, B Mazzolai, V Mattoli, M Cianchetti, and P Dario. Design of a biomimetic robotic octopus arm. 4(1) :015006.

[63] Cecilia Laschi, Matteo Cianchetti, Barbara Mazzolai, Laura Margheri, Maurizio Follador, and Paolo Dario. Soft robot arm inspired by the octopus. 26(7) :709–727.

[64] Cameron M. Lee, Christoph J. Engelbrecht, Timothy D. Soper, Fritjof Helmchen, and Eric J. Seibel. Scanning fiber endoscopy with highly flexible, 1 mm catheterscopes for wide-field, full-color imaging. 3(5) :385–407.

[65] Zheng Li, Hongliang Ren, Philip Wai Yan Chiu, Ruxu Du, and Haoyong Yu. A novel constrained wire-driven flexible mechanism and its kinematic analysis. 95 :59–75.

[66] Chang Liu and Yoseph Bar-Cohen. Scaling laws of microactuators and potential applications of electroactive polymers in MEMS. pages 345–354.

[67] Tobias Mahl, Alexander Hildebrandt, and Oliver Sawodny. A variable curvature continuum kinematics for kinematic control of the bionic handling assistant. 30(4) :935–949.

[68] Alaeddin Malek, Hanif Heidari, and Maryam Vali. Artificial magnetic nano-swimmer in drug delivery. In *2015 22nd Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, pages 331–336. IEEE.

[69] Masahiko Murozono and Seinosuke Sumi. Active vibration control of a flexible cantilever beam by applying thermal bending moment. 5(1) :21–29.

[70] Shivani Nain and N.N. Sharma. Propulsion of an artificial nanoswimmer : a comprehensive review. 8(1) :2–17.

[71] J Peirs, D Reynaerts, and H Van Brussel. Design of miniature parallel manipulators for integration in a self-propelling endoscope. 85(1) :409–417.

[72] Brian S. Peters, Priscila R. Armijo, Crystal Krause, Songita A. Choudhury, and Dmitry Oleynikov. Review of emerging surgical robotic technology. 32(4) :1636–1655.

[73] D. F. S. Petri. Characterization of spin-coated polymer films. 13(5) :695–699.

[74] Zhen Qiu and Wibool Piyawattanamatha. New endoscopic imaging technology based on MEMS sensors and actuators. 8(7) :210.

[75] Tingyu Qu, Jie Chen, Shen Shen, Zhen Xiao, Zhe Yue, and Henry YK Lau. Motion control of a bio-inspired wire-driven multi-backbone continuum minimally invasive surgical manipulator. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2016 IEEE International Conference on*, pages 1989–1995. IEEE.

[76] Hedyeh Rafii-Tari, Christopher J. Payne, and Guang-Zhong Yang. Current and emerging robot-assisted endovascular catheterization technologies : A review. 42(4) :697–715.

[77] Jens Rassweiler, Marcel Fiedler, Nikos Charalampogiannis, Ahmet Sinan Kabakci, Remzi Saglam, and Jan-Thorsten Klein. Robot-assisted flexible ureteroscopy : an update. 46(1) :69–77.

[78] M. Remacle, V. M. N. Prasad, G. Lawson, L. Plisson, V. Bachy, and S. Van der Vorst. Transoral robotic surgery (TORS) with the medrobotics flex™ system : first surgical application on humans. 272(6) :1451–1455.

[79] Reserach & Development Department, Tata Steel Ltd., India, Tapan Rout, Saheli Bera, G. Udayabhanu, and Ramanuj Narayan. Methodologies of application of sol-gel based solution onto substrate : A review. 3(1) :9–22.

[80] S. Röhl, S. Bodenstedt, S. Suwelack, H. Kenngott, B. P. Mueller-Stich, R. Dillmann, and S. Speidel. Real-time surface reconstruction from stereo endoscopic images for intraoperative registration. page 796414.

[81] G. Robinson and J.B.C. Davies. Continuum robots - a state of the art. In *Proceedings 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.99CH36288C)*, volume 4, pages 2849–2854. IEEE.

[82] Ingrid A. Rousseau. Challenges of shape memory polymers : A review of the progress toward overcoming SMP's limitations. 48(11) :2075–2089.

[83] S. Russo, T. Ranzani, J. Gafford, C.J. Walsh, and R.J. Wood. Soft pop-up mechanisms for micro surgical tools : Design and characterization of compliant millimeter-scale articulated structures. In *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 750–757. IEEE.

[84] Niranjan Sahu, B. Parija, and S. Panigrahi. Fundamental understanding and modeling of spin coating process : A review. 83(4) :493–502.

[85] Eric J. Seibel, Richard S. Johnston, and C. David Melville. A full-color scanning fiber endoscope. In *Proc. SPIE*, volume 6083, page 608303.

[86] Jianzhong Shang, David P. Noonan, Christopher Payne, James Clark, Mikael Hans Sodergren, Ara Darzi, and G.-Z. Yang. An articulated universal joint based flexible access robot for minimally invasive surgery. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 1147–1152. IEEE.

[87] J Singh, F Quli, D Wolfe, J Schriemph, and J Singh. An overview : Electron beam-physical vapor deposition technology- present and future applications. page 16.

[88] T. D. Soper, M. P. Porter, and E. J. Seibel. Surface mosaics of the bladder reconstructed from endoscopic video for automated surveillance. 59(6) :1670–1680.

[89] M. Sreekumar, T. Nagarajan, M. Singaperumal, M. Zoppi, and R. Molfino. Critical review of current trends in shape memory alloy actuators for intelligent robots. 34(4) :285–294.

[90] Danail Stoyanov, Ara Darzi, and Guang ZHONG Yang. A practical approach towards accurate dense 3d depth recovery for robotic laparoscopic surgery. 10(4) :199–208.

[91] Hao Su, Gang Li, D. Caleb Rucker, Robert J. Webster III, and Gregory S. Fischer. A concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation for MRI-guided closed-loop targeting. 44(10) :2863–2873.

[92] P Swain. Wireless capsule endoscopy. 52(90004) :48iv–50.

[93] Enver Tatlicioglu, Ian Walker, and Darren Dawson. Dynamic modelling for planar extensible continuum robot manipulators. page 6.

[94] Enver Tatlicioglu, Ian D. Walker, and Darren M. Dawson. New dynamic models for planar extensible continuum robot manipulators. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1485–1490. IEEE.

[95] A.G. Timoney, W.S. Ng, B.L. Davies, R.D. Hibberd, and J.E.A. Wickham. Use of robots in surgery : Development of a frame for prostatectomy. 5(2) :165–168.

[96] Deepak Trivedi, Christopher D. Rahn, William M. Kier, and Ian D. Walker. Soft robotics : Biological inspiration, state of the art, and future research. 5(3) :99–117.

[97] Ilhan Tuzcu and Javier Gonzalez-Rocha. Modeling and control of a thermoelastic beam. In *Volume 1 : Aerial Vehicles ; Aerospace Control ; Alternative Energy ; Automotive Control Systems ; Battery Systems ; Beams and Flexible Structures ; Biologically-Inspired Control and its Applications ; Bio-Medical and Bio-Mechanical Systems ; Biomedical Robots and Rehab ; Bipeds and Locomotion ; Control Design Methods for Adv. Powertrain Systems and Components ; Control of Adv. Combustion Engines, Building Energy Systems, Mechanical Systems ; Control, Monitoring, and Energy Harvesting of Vibratory Systems*. American Society of Mechanical Engineers.

[98] H. S. Tzou, H.-J. Lee, and S. M. Arnold. Smart materials, precision sensors/actuators, smart structures, and structronic systems. 11(4) :367–393.

[99] Panagiotis Vartholomeos, Matthieu Fruchard, Antoine Ferreira, and Constantinos Mavroidis. MRI-guided nanorobotic systems for therapeutic and diagnostic applications. 13(1) :157–184.

[100] Bogdan Stefan Vasile, Alexandra Catalina Birca, Vasile Adrian Surdu, Ionela Andreea Neacsu, and Adrian Ionut Nicoară. Ceramic composite materials obtained by electron-beam physical vapor deposition used as thermal barriers in the aerospace industry. 10(2) :370.

[101] Ian D. Walker. Continuous backbone "continuum" robot manipulators. 2013 :1–19.

[102] Ian D. Walker, Darren M. Dawson, Tamar Flash, Frank W. Grasso, Roger T. Hanlon, Binyamin Hochner, William M. Kier, Christopher C. Pagano, Christopher D. Rahn, and Qiming M. Zhang. Continuum robot arms inspired by cephalopods. page 303.

[103] I.D. Walker and M.W. Hannan. A novel 'elephant's trunk' robot. pages 410–415. IEEE.

[104] Kundong Wang, Guozheng Yan, Pingping Jiang, and Dongdong Ye. A wireless robotic endoscope for gastrointestine. 24(1) :206–210.

[105] Shuangyi Wang, James Housden, Davinder Singh, Kaspar Althoefer, and Kawal Rhode. Design, testing and modelling of a novel robotic system for trans-oesophageal ultrasound : Novel robotic system for trans-oesophageal ultrasound. 12(3) :342–354.

[106] Robert J. Webster and Bryan A. Jones. Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots : A review. 29(13) :1661–1683.

[107] Christoph Wiesner, Wolfgang Jäger, Alice Salzer, Stefan Biesterfeld, Ralf Kiesslich, Christian Hampel, Joachim W. Thüroff, and Martin Goetz. Confocal laser endomicroscopy for the diagnosis of urothelial bladder neoplasia : a technology of the future : CONFOCAL LASER ENDOMICROSCOPY IN BLADDER CANCER. 107(3) :399–403.

[108] Guozheng Yan, Dongdong Ye, Peng Zan, Kundong Wang, and Guanying Ma. Microrobot for endoscope based on wireless power transfer. In *2007 International Conference on Mechatronics and Automation*, pages 3577–3581. IEEE.

[109] Hao Yang, Min Xu, Weihua Li, and Shiwu Zhang. Design and implementation of a soft robotic arm driven by SMA coils. 66(8) :6108–6116.

[110] Xianming Ye and W. Jong Yoon. Design of a bending mechanism for automated cystoscope. In *Automation Science and Engineering (CASE), 2012 IEEE International Conference on*, pages 261–266. IEEE.

[111] W. Jong Yoon, Per G. Reinhall, and Eric J. Seibel. Analysis of electro-active polymer bending : A component in a low cost ultrathin scanning endoscope. 133(2) :506–517.

[112] Wei Zhang, Saad Ahmed, Sarah Masters, Jonathan Hong, Zoubeida Ounaies, and Mary Frecker. Finite element analysis of electroactive and magnetoactive coupled behaviors in multi-field origami structures. 29(20) :3983–4000.

Quentin JACQUEMIN

Conception et commande d'un robot endoscopique continu à actionneurs en polymères électroactifs pour le diagnostic du cancer de la vessie

Résumé : La chirurgie mini-invasive (MIS) est une alternative connue à la traditionnelle chirurgie ouverte. La MIS est utilisée pour diagnostiquer et traiter le cancer de la vessie durant un examen cystoscopique. La cystoscopie consiste à insérer un instrument flexible dans l'urètre pour détecter d'éventuelles lésions en parcourant la paroi vésicale. Cependant, une observation complète de cet organe peut être compromise par les incertitudes liées au facteurs humains et environnementaux. Cette incertitude pourrait être compensée par une automatisation partielle ou totale du geste cystoscopique, ce qui n'est pas le cas à l'heure actuelle. De nos jours, les avancées technologiques concernant les matériaux ont ouvert une voie nouvelle et prometteuse pour concevoir des structures intelligentes et continues adaptées aux contraintes de dimension des outils chirurgicaux. Parmi les matériaux intelligents, les polymères électrostrictifs présentent une capacité de déformation très importante, une rapidité et une précision de contrôle et un mouvement répétable et réversible. Cependant, ce mouvement nécessite des champs électriques très élevés et incompatibles avec une application In Vivo. Afin de contrecarrer cette problématique, un actionneur en multicouches à base de matériau intelligent a été proposé. Dans cette thèse, le terpolymère P(VDF-TrFE-CTFE), un relaxeur ferroélectrique de la famille des polymères électrostrictifs a été choisi pour sa capacité de déformation de près de 5%. Le grand nombre de paramètres impliqués dans cet actionneur nous a mené vers le développement d'un modèle en éléments finis sur Abaqus afin de guider la réalisation d'un prototype expérimental. Enfin, le robot doit naviguer dans un environnement de dimension réduite, sans amer et sous l'effet de perturbations inconnues issues du mouvement de l'organe. Afin de garantir une navigation précise et en toute sécurité les modèles géométrique, cinématique et dynamique du robot ont été développés. Pour valider ces modèles, une analyse en cosimulation a été proposée, elle couple les logiciels Abaqus, Matlab et Simulink pour tester des algorithmes de commande.
Mots-clés : Robot cystoscopique, Robots mous, Actionneurs intelligents, Matériaux intelligents, Polymères électroactifs, Simulation numérique.

Abstract : Minimally Invasive Surgery (MIS) is a well-known alternative to traditional open surgery. MIS is used to diagnosis and treat bladder cancer during cystoscopic examination of the bladder. Cystoscopy consists of the insertion of a flexible instrument into the bladder through the urethra to detect any lesion by performing a mapping. However, a perfect mapping of the bladder may be compromised by uncertainties related to many human and environmental factors that could be overcome by partial or total automation which is not available at the present time. Nowadays, recent advances in materials have opened a new and promising way to fulfil the surgical requirements and size constraint for the development of smart continuum structures. Among samrt materials, electrostrictive polymer exhibit exceptionally large, fast, precisely controlled, repeatable, and reversible motion, however, at the expense of large, applied voltage incompatible with in vivo medical application. To overcome these issues, a multilayered concept has been proposed. In this work, the terpolymer P(VDF-TrFE-CTFE), a relaxor ferroelectric electrostrictive polymer is studied for his large electromechanical strain. A wide range of parameters involved in the active material has led us to the development of a finite element model on Abaqus to guide the experimental development. Then, the robot must navigate inside a micro-scale environment without any landmark and under unmeasured perturbations due to organ movement. For a safe and precise navigation, kinematic and dynamic models have been built. To test and validate these models a Co-simulation procedure has been developed. This procedure coupled Abaqus and Matlab-Simulink allowing testing proposed control algorithms.
Keywords : Cystoscopic robot, Soft robotic, Smart actuators, Smart materials, Electroactive polymers, Finite element model.