

CONCEPTION, MODÉLISATION ET COMMANDE DES ROBOTS À TUBES CONCENTRIQUES : VERS DES APPLICATIONS MÉDICALES

M. N. BOUSHAKI¹, M. T. CHIKHAOUI², K. RABENOROSOA², C. LIU¹, N. ANDREFF², P. POIGNET¹

RÉSUMÉ. Les robots continus, particulièrement les Robots à Tubes Concentriques (RTC), ont montré leur capacité à atteindre des zones d'accès difficile grâce à leur miniaturisation et leur flexibilité, en vue d'applications chirurgicales minimalement invasives. Ils combinent l'avantage d'avoir les dimensions d'un cathéter avec la mobilité et la contrôlabilité d'un robot rigide et ouvrent ainsi un champ d'applications considérable. Ce travail présente les avancées en termes de conception des différents prototypes développés, de modélisation des RTC en considérant les phénomènes physiques, de planification de trajectoire et de commande. Les contributions apportées par les deux équipes de recherche françaises travaillant dans ce domaine sont également présentées.

ABSTRACT - Continuum robots, particularly concentric tube robots (CTR), have shown their capabilities to reach confined zones due to their miniaturization and flexibility for the applications of minimally invasive surgery. Possessing the dimensions of a catheter and the mobility and controllability of rigid robots, the scope of their potential applications is enlarged. This work presents major advances on design, evolution of modeling considering physical phenomena, path planning, and several control laws for CTR. The contributions of the two research teams working on this topic in France are presented as well.

TABLEAU 1. Mots clefs - keywords

	français	anglais
Technologies impliquées	Robots continus	Continuum robots
Domaines d'application	Robotique médicale	Medical robotics
Type d'article	Applications	Practical applications
Concepts principaux	Robots à tubes concentriques	Concentric tube robots

¹ LIRMM, Université Montpellier 2 – UMR 5506
161 Rue Ada, 34090 Montpellier, France.

² Institut FEMTO-ST – UBFC / UFC / CNRS UMR 6174 / ENSMM / UTBM
24 Rue Savary, 25000 Besançon, France.

TABLE DES MATIÈRES

1. Introduction	3
2. Présentation et modélisation des RTC	4
2.1. Présentation des RTC	4
2.2. Modèle géométrique à flexion	5
2.3. Modèle cinématique	9
2.3.1. Cinématique indépendante de l'actionnement	9
2.3.2. Cinématique spécifique à l'actionnement	10
2.4. Modèle à flexion et à torsion	11
2.5. Instabilité en torsion	14
2.6. Espace de travail et indices de performance	15
2.6.1. Espace de travail	15
2.6.2. Indices de performance	16
3. Conception	18
3.1. Unité d'actionnement (UA)	19
3.1.1. Prototypes à unité d'actionnement sérielle	19
3.1.2. Prototypes à unité d'actionnement parallèle	21
3.2. Conception des tubes	24
4. Commande des robots à tubes concentriques	29
4.1. Commande par cinématique inverse	30
4.2. Commande avancée	31
5. Planification de trajectoire	32
6. Les applications des robots à tubes concentriques	35
6.1. Chirurgie cardiaque	36
6.2. Neurochirurgie	36
6.2.1. Chirurgie transnasale de la base du crâne	36
6.2.2. Enlèvement d'hémorragie intracérébrale	36
6.3. Chirurgie de la prostate par laser	37
6.4. Intervention dans le poumon	38
7. Prototypes de RTC en France	38
7.1. Institut FEMTO-ST, Besançon	39
7.2. LIRMM, Montpellier	39
8. Conclusion et perspectives	40
Remerciements	42
Références	42

1. INTRODUCTION

L'ultime but des sciences, des technologies et de l'innovation est d'être au service de l'humanité. La médecine se démarque alors comme étant celle qui se propose, de façon plus concrète que les autres sciences, d'aider l'être humain.

« *Guérir parfois, soulager souvent, écouter toujours.* » disait Louis Pasteur.

Mais derrière la médecine pure, un arsenal technologique s'est peu à peu créé, essentiellement pendant les dernières décennies : équipements et imagerie médicaux, Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO), etc. De toutes ces avancées, notre intérêt se porte sur les technologies d'intervention minimalement invasive. L'une d'entre elles est l'endoscopie, qui peut être utilisée soit pour le diagnostic (imagerie médicale, prélèvement), soit pour traiter une maladie (endoscopie opératoire). Les besoins en endoscopie ont été suivis par un développement sans précédent de la robotique, et plus particulièrement une miniaturisation des systèmes robotiques. L'intérêt se porte alors sur les robots de petites dimensions (moins de 10mm de diamètre). En effet, les outils pédiatriques peuvent atteindre 6 mm de diamètre [1]¹. Ces robots sont prévus pour avoir un très haut niveau d'intégration ce qui pourrait faciliter les GMCAO.

La nature a été souvent une source d'inspiration pour l'innovation technologique. Ainsi, serpents, trompes d'éléphant, langues, tentacules d'encornet ont servi de modèles d'inspiration pour fournir des robots à la fois flexibles et qui se déforment continuellement. En particulier, dans le cadre médical, la continuité de forme est souhaitée pour suivre des voies naturelles. De même, des robots non rigides ("*soft robots*") permettent des interactions moins agressives et plus sûres avec le corps humain.

Selon [2], les robots se répartissent suivant la classification suivante :

- La première classe de robots, la plus répandue de toutes, est celle des robots rigides à structure discrète. En effet, ces robots sont constitués d'une série de segments rigides reliés entre eux par des articulations discrètes. Le mouvement peut alors être généré par l'actionnement de chaque articulation et la connaissance des éléments intermédiaires, considérés comme infiniment rigides (modèle à raideur infinie). Pour les robots-manipulateurs à structure arborescente, notamment, cela permet de retrouver la position de chaque articulation par rapport à la précédente.
- La deuxième classe est celle des robots hyper-redondants, qui se distinguent de la précédente par des segments rigides très courts et un nombre d'articulations très important. Cela conduit à avoir des mouvements plus fluides sur des trajectoires de formes complexes. Enfin, une sous-classe des robots

1. Fujifilm : <http://www.fujifilmusa.com/products/medical/endoscopy/endoscopes/>, Olympus : <http://medical.olympusamerica.com/specialty/gastroenterology> et Storz : https://www.karlstorz.com/cps/rde/xbcr/karlstorz_assets/ASSETS/3291428.pdf.

hyper-redondants est celle des robots à structure continue. Leur particularité est l'absence d'articulation discrète et la flexibilité des segments qui constituent le robot.

L'actionnement ou le fléchissement des segments peut être obtenu par différentes manières comme mentionné dans [3] : actionnement à tendon [4] ou à câble [5], chambres pneumatiques [6], alliages à mémoire de forme [7, 8] ou actionnement par fléchissement continu obtenu par des tiges flexibles [9, 10]. L'étude de ce dernier mode a fait apparaître dans les années 2000 un nouveau concept obtenu par combinaison de plusieurs tubes flexibles [11, 12]. En particulier, un assemblage télescopique s'est imposé sous le nom de "*active cannulas*" [13], puis de "*concentric tube robots*" [14, 15].

Dans le paragraphe 2, les RTC sont présentés et les méthodes de modélisation de ce type de robot sont introduites. Le paragraphe 3 se concentrera sur les différentes conceptions de l'unité d'actionnement et des tubes utilisés dans les RTC. Le paragraphe 4 s'intéressera à la commande des RTC et sera suivie par les techniques de planification de trajectoires au paragraphe 5. Un sommaire des applications des RTC est proposée au paragraphe 6. Les prototypes disponibles en France sont décrits au paragraphe 7. Enfin le paragraphe 8 conclut l'article et propose des perspectives.

2. PRÉSENTATION ET MODÉLISATION DES RTC

Dans ce paragraphe, une présentation des RTC est proposée et sera suivie par la modélisation. Nous y détaillerons les différents modèles développés, en tenant compte des caractéristiques mécaniques, géométriques et cinématiques propres aux RTC.

2.1. Présentation des RTC. Un Robot à Tubes Concentriques (RTC) est une architecture robotique de type continu, possédant une Unité d'Actionnement (UA) à la base du robot (dite *déportée*) et une structure mécanique constituée de tubes flexibles pouvant avoir chacun une partie droite (L_i , i est le i ème tube, $i \in \{1..n\}$) et une partie courbée (C_i) et qui sont assemblés de manière télescopique (cf. figure 1).

Pour un RTC à n tubes, l'UA est généralement composée de n translations et n rotations assurant le déplacement relatif entre chaque tube. La conception de l'UA nécessite une attention particulière et sera détaillée dans le paragraphe 3. Les parties courbées des tubes constituent la clé de voûte du mouvement de l'extrémité du robot. Elles sont obtenues par traitement thermomécanique des tubes, généralement faits en Nitinol². Ainsi, les courbures ne doivent pas excéder $\kappa = \frac{2\varepsilon}{D}$,

². Parmi les fabricants de tubes en Nitinol, on peut citer : Minitubes (<http://www.minitubes.com>), Euroflex GmbH (<http://www.euroflex.de>), Memry (<http://memry.com>), etc.

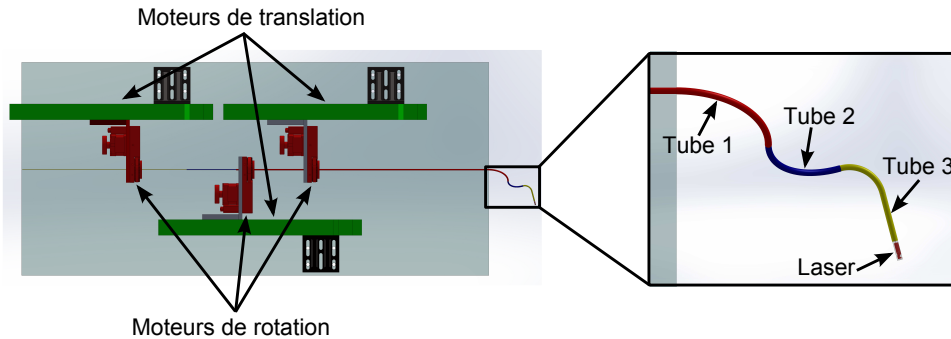


FIGURE 1. Structure d'un robot à tubes concentriques avec une vue agrandie à droite qui met en exergue la partie effective du robot. Les diamètres des tubes présentés sont croissants et l'organe terminal est capable de porter un outil (ici un laser, par exemple).

avec D le diamètre du tube et ε la déformation limite du matériau (8 à 11% pour le Nitinol [16]).

2.2. Modèle géométrique à flexion. L'approche standard de modélisation des RTC repose sur quelques hypothèses essentielles. L'hypothèse structurelle consiste en un déploiement télescopique des tubes. Ainsi, outre l'évidence d'avoir des tubes de diamètres D_i croissants, l'insertion linéaire de ces tubes ρ_i est considérée strictement décroissante. Ainsi, le nombre de tubes en interaction dans chaque portion du robot reste constant, comme schématisé sur la figure 2. D'autre part, l'hypothèse géométrique est celle de courbures constantes. En effet, cette approche permet d'approximer la forme d'un robot dit "continu" à une multitude de segments toriques, comme détaillée dans [3]. La première étape de modélisation est de définir le nombre m de segments présents dans le robot ($j \in \{1..m\}$) en partant d'un nombre de tubes déterminé. Ces segments sont spécifiés par (a) le nombre de tubes en interaction et (b) la forme de chaque tube (droit ou courbé). Prenons un exemple simple d'un premier tube courbé (C_1) contenant un second tube de même longueur. Ce dernier est constitué d'une partie droite (L_2) et d'une partie courbée (C_2). L'ensemble constitue alors deux segments : le premier pour L_2 à l'intérieur de C_1 et le second pour C_2 à l'intérieur de C_1 . Similairement, pour $n = 3$ tubes constitués chacun d'une partie proximale droite L_i et d'une partie distale courbée C_i , $m = 6$ segments sont définis tels que décrits sur la figure 2.

Dans le cas où trois tubes ($n = 3$) totalement courbés (C_1 , C_2 et C_3) sont en interaction, trois segments sont définis également ($m = 3$). Cette configuration est décrite schématiquement sur la figure 3.

Selon l'hypothèse de courbures constantes, chaque segment j peut être représenté par un arc de cercle, et paramétré en 3D. Ainsi, les *paramètres d'arc* sont : sa courbure κ_j , l'angle d'équilibre "hors-plan" dans lequel il se trouve ϕ_j et

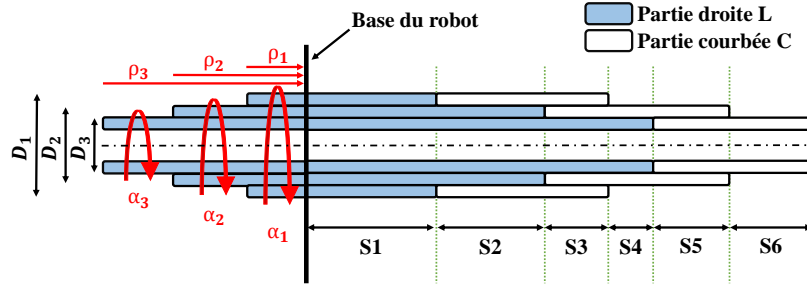


FIGURE 2. Distribution des $m = 6$ segments pour $n = 3$ tubes de diamètres D_i constitués chacun d'une partie droite L_i et d'une partie courbée C_i et ayant une translation ρ_i et une rotation α_i . Les tubes ont été redressés pour la clarté de l'explication.

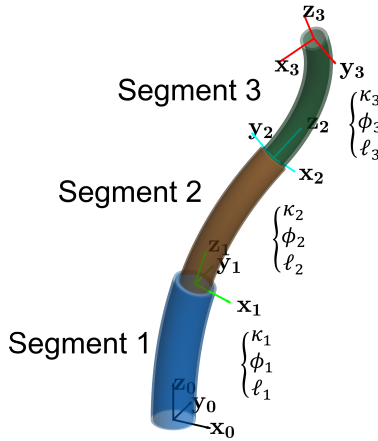


FIGURE 3. Distribution des trois segments pour trois tubes totalement courbés. Le repère de référence $\{x_0, y_0, z_0\}$ est fixé à la base du premier segment et donc du robot.

sa longueur ℓ_j . L'angle de courbure θ_j peut aussi être défini tel que $\theta_j = \kappa_j \ell_j$. Ces paramètres d'arc sont décrits schématiquement sur la figure 4.

Afin de déterminer les paramètres d'arcs mentionnés ci-dessus, l'approche se base essentiellement sur la théorie des poutres (Euler-Bernoulli). Plusieurs tubes de courbures et de rigidités différentes s'équilibrent à l'instar de plusieurs ressorts attachés à leurs deux extrémités. Un segment j peut ainsi être décrit par sa courbure et son angle d'équilibre respectivement :

$$(1) \quad \kappa_j = \sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \quad \text{et} \quad \phi_j = \arctan 2(\kappa_{y_j}, \kappa_{x_j})$$

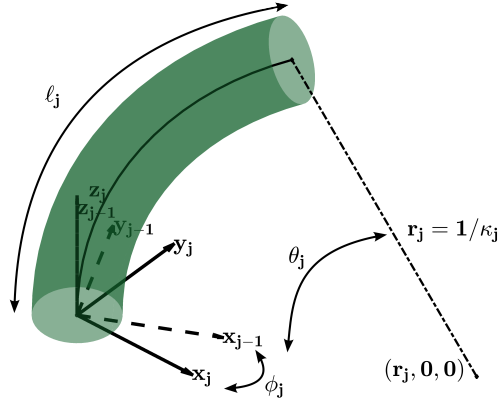


FIGURE 4. Description schématique des paramètres d'arc. L'axe z_j est l'axe principal du segment j et ϕ_j est l'angle d'équilibre du plan $x_j - z_j$ dans lequel se trouve cet arc par rapport à celui précédent $x_{j-1} - z_{j-1}$. r_j désigne le rayon de l'arc (où $\kappa_j = 1/r_j$) et θ_j est l'angle de courbure défini à partir de la longueur d'arc ℓ_j .

en tenant compte des deux composantes des courbures suivant les directions x et y respectivement :

$$(2) \quad \kappa_{x_j} = \frac{\sum_{i=1}^n E_i I_i \kappa_{i,j} \cos \alpha_i}{\sum_{i=1}^n E_i I_i} \quad \text{et} \quad \kappa_{y_j} = \frac{\sum_{i=1}^n E_i I_i \kappa_{i,j} \sin \alpha_i}{\sum_{i=1}^n E_i I_i}$$

où E_i désigne le module d'élasticité du tube i , I_i son moment d'inertie, $\kappa_{i,j}$ la courbure initiale de sa portion se trouvant à l'intérieur dudit segment j , et α_i son angle initial d'insertion autour de l'axe z_j . Finalement, la longueur ℓ_j du segment j peut être définie comme suit. La pose initiale du robot est définie comme celle où tous les tubes sont rétractés $\ell_{j|t=0} = 0$, pour $j \in \{1..m\}$. Les longueurs des segments peuvent être retrouvées par la suite (dès que $t > 0$) par la simple soustraction des longueurs des tubes en interaction en tenant compte de leur forme (courbée ou droite). En revenant à l'exemple de la figure 3, les longueurs des trois segments peuvent être définis comme suit :

$$(3) \quad \ell_1 = \rho_1, \quad \ell_2 = \rho_2 - \rho_1 \quad \text{et} \quad \ell_3 = \rho_3 - \rho_2$$

avec ρ_i ($i \in \{1..n\}$) la translation linéaire du tube i par rapport à la base du robot.

Jusqu'à présent, seul l'espace des actionneurs $\mathbf{q} = [\alpha_1 \dots \alpha_n \rho_1 \dots \rho_n]^T \in \mathbb{R}^{2n}$ et celui des paramètres d'arc $\chi \in \mathbb{R}^{2m}$ ont été définis, sachant que $\chi = [\chi_1 \dots \chi_m]^T$ tel que $\chi_j = [\kappa_j \phi_j \ell_j]^T$, $j \in \{1..m\}$. L'espace de travail (ou espace cartésien), qui contient la pose du robot, est défini par \mathbf{X} .

Deux fonctions, telles que schématisées sur la figure 5, sont définies pour décrire le passage entre les trois espaces précédemment présentés :

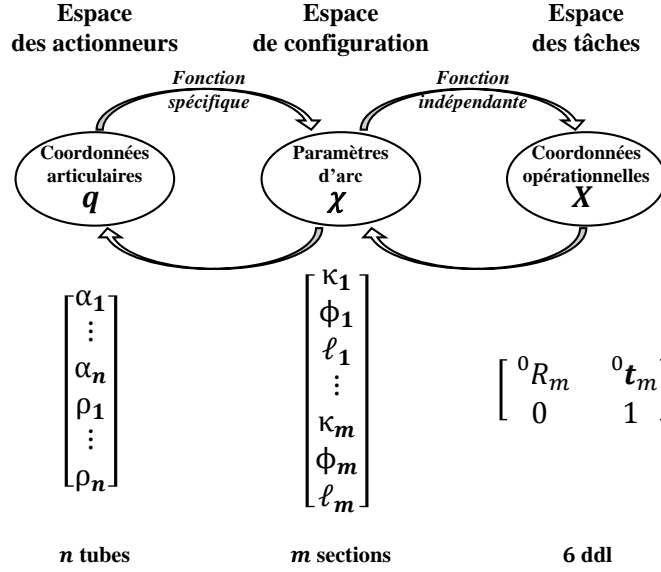


FIGURE 5. Définition des fonctions de passage entre les espaces d'actionneurs, de configuration et des tâches.

- une fonction *spécifique* (à l'actionnement) qui dépend uniquement des actionneurs utilisés (moteurs de translation et de rotation dans le cas exposé ici). Cette fonction permet le passage des paramètres actionneurs \mathbf{q} aux paramètres d'arc χ . Les équations 1, 2 et 3 sont suffisantes pour définir cette fonction.
- une fonction *indépendante* (de l'actionnement) qui est tributaire de la géométrie du robot et peut être développée de manière générique tant que l'hypothèse de courbure constante est satisfaite. Elle permet alors le passage des paramètres d'arc χ à la pose du robot \mathbf{X} .

Afin de définir la fonction indépendante, une matrice de transformation est détaillée dans ce qui suit. Cette transformation, notée ${}^{j-1}T_j$, permet le passage de la base du segment $j-1$ vers celle du segment j . Elle contient la translation $\mathbf{p}_j = [r_j(1 - \cos \theta_j) \ 0 \ r_j \sin \theta_j]^T$ (exprimée dans le repère $\{X_j, Y_j, Z_j\}$), la rotation de centre $\mathbf{r}_j = [1/\kappa_j \ 0 \ 0]^T$ (exprimé dans ce même repère) et d'angle $\theta_j = \kappa_j \ell_j$ (angle de courbure) autour de l'axe y_j et celle "hors-plan" d'angle ϕ_j autour de l'axe z_j (cf. Figure 4). Ainsi, la matrice de passage est obtenue par l'équation 4.

$$(4) \quad {}^{j-1}T_j = \begin{bmatrix} R_z(\phi_j) & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_y(\theta_j) & \mathbf{p}_j \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_z(\phi_j)R_y(\theta_j) & R_z(\phi_j)\mathbf{p}_j \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Dans le cas général, le passage de la base d'un robot à m segments vers son organe terminal se met sous la forme :

$$(5) \quad {}^0T_m = \prod_{j=1}^m {}^{j-1}T_j = \begin{bmatrix} {}^0R_m & {}^0t_m \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Pour le cas présenté sur la figure 3, la matrice de passage totale pour les $m = 3$ segments s'écrit donc : ${}^0T_3 = {}^0T_1 {}^1T_2 {}^2T_3$.

2.3. Modèle cinématique.

2.3.1. *Cinématique indépendante de l'actionnement.* La cinématique indépendante de l'actionnement est obtenue par dérivation temporelle de la fonction indépendante et décrit la vitesse spatiale d'un segment. Cette dernière est définie comme étant la vitesse de l'extrémité distale dudit segment par rapport à sa base (et donc par rapport à l'extrémité du segment précédent). Ainsi, nous obtenons :

$$(6) \quad [{}^{j-1}\mathbf{V}_j]_{\wedge} = {}^{j-1}\dot{g}_j \quad {}^{j-1}g_j^{-1}$$

où l'opérateur \wedge convertit de \mathbb{R}^3 vers $so(3)$ (l'algèbre de Lie de $SO(3)$) et également de \mathbb{R}^6 vers $se(3)$ (l'algèbre de Lie de $SE(3)$) tel que défini dans [17], ${}^{j-1}g_j$ est la notation exponentielle de ${}^{j-1}T_j$ (cf. équation 4), telle que définie dans l'équation 31 de [3]. Ainsi, $[{}^{j-1}\mathbf{V}_j]_{\wedge} \in se(3)$. Par ailleurs, l'opérateur \dot{g} signifie la dérivée par rapport au temps dg/dt de la fonction g .

En convertissant l'équation 6 de $se(3)$ vers \mathbb{R}^6 (en utilisant l'inverse de l'opérateur \wedge précédemment défini), la vitesse du segment j devient :

$$(7) \quad {}^{j-1}\mathbf{V}_j = \begin{bmatrix} \cos\Delta\phi_j(\cos(\kappa_j\ell_j) - 1)/\kappa_j^2 & 0 & 0 \\ \sin\Delta\phi_j(\cos(\kappa_j\ell_j) - 1)/\kappa_j^2 & 0 & 0 \\ -(\sin(\kappa_j\ell_j) - \kappa_j\ell_j)/\kappa_j^2 & 0 & 1 \\ -\ell_j \sin\Delta\phi_j & 0 & -\kappa_j \sin\Delta\phi_j \\ \ell_j \cos\Delta\phi_j & 0 & \kappa_j \cos\Delta\phi_j \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \Delta\dot{\phi}_j \\ \dot{\ell}_j \end{bmatrix} = {}^{j-1}J_j^{indep} \dot{\chi}_j$$

où $\Delta\phi_j = \phi_j - \phi_{j-1}$. La matrice cinématique indépendante d'un segment ${}^{j-1}J_j^{indep}$ est ainsi définie dans le repère local du segment et permet la description de la vitesse moyennant l'utilisation des vitesses des paramètres d'arc équivalents (cf. fonction indépendante). Afin d'exprimer cette vitesse de segment dans le repère du robot, la transformation *adjointe*, introduite notamment dans [17] et notée Ad , est utilisée, telle que $Ad({}^0T_j) = \begin{bmatrix} {}^0R_j & {}^0R_j[{}^0\mathbf{p}_j]_{\times} \\ 0 & {}^0R_j \end{bmatrix}$ où 0R_j et ${}^0\mathbf{p}_j$ désignent les composantes de rotation et de translation de la matrice 0T_j respectivement, et $[{}^0\mathbf{p}_j]_{\times}$ est la matrice du pré-produit vectoriel par ${}^0\mathbf{p}_j$. Ainsi, on obtient ${}^0J_j^{indep} = Ad({}^0T_j){}^{j-1}J_j^{indep}$.

La vitesse 0V_m de l'organe terminal, exprimée dans le repère de base du robot, est la somme des vitesses 0V_j de chaque segment :

$$(8) \quad {}^0V_m = \sum_j {}^0V_j = \sum_j {}^0J_j^{indep} \dot{\chi}$$

L'équation 8 peut s'écrire matriciellement :

$$(9) \quad V = {}^0V_m = J^{indep} \dot{\chi}$$

avec $\dot{\chi} = [\dot{\chi}_1 \dots \dot{\chi}_m]^T$ et $J^{indep} = \begin{bmatrix} {}^0J_1^{indep} & Ad({}^0T_1) {}^1J_2^{indep} & Ad({}^0T_{1(m-1)}) {}^{m-1}J_m^{indep} \end{bmatrix}$ la matrice cinématique indépendante complète telle que $J^{indep} \in \mathbb{R}^{6 \times 2m}$.

Ainsi, dans le cas présenté sur la figure 3, la matrice cinématique indépendante complète s'écrit :

$$(10) \quad {}^0J^{indep} = \begin{bmatrix} {}^0J_1^{indep} & Ad({}^0T_1) {}^1J_2^{indep} & Ad({}^0T_2) {}^2J_3^{indep} \end{bmatrix}$$

avec ${}^0J^{indep} \in \mathbb{R}^{6 \times 6}$ car $m = 3$.

2.3.2. Cinématique spécifique à l'actionnement. La dérivation de la fonction spécifique par rapport au temps permet l'établissement du modèle cinématique spécifique à l'actionnement. Ceci permet de relier les vitesses des paramètres d'arc à celles des actionneurs utilisés.

Les variations des longueurs d'arc – en tenant compte de la dérivation de l'équation 3 et en prenant la configuration de la figure 3 comme référence – s'écrivent :

$$(11) \quad \dot{\ell}_1 = \dot{\rho}_1, \quad \dot{\ell}_2 = \dot{\rho}_2 - \dot{\rho}_1 \quad \text{et} \quad \dot{\ell}_3 = \dot{\rho}_3 - \dot{\rho}_2$$

D'autre part, en dérivant l'équation 1 par rapport au temps, les variations de la courbure et de l'angle d'équilibre pour un segment j s'écrivent comme suit :

$$(12) \quad \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \dot{\phi}_j \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sqrt{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2}} \begin{bmatrix} \kappa_{x_j} & \kappa_{y_j} \end{bmatrix} \\ \frac{1}{\kappa_{x_j}^2 + \kappa_{y_j}^2} \begin{bmatrix} -\kappa_{y_j} & \kappa_{x_j} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} = \mathbf{B}_j \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix}$$

La notation matricielle est préférée, notamment, pour la clarté des développements et pour la conformité avec le modèle géométrique précédemment développé. De manière similaire, pour n_{secj} tubes concentriques présents dans le segment j , la dérivation de l'équation 2 donne :

$$(13) \quad \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_{x_j} \\ \dot{\kappa}_{y_j} \end{bmatrix} = \mathbf{C}_j \begin{bmatrix} \dot{\alpha}_1 & \dots & \dot{\alpha}_{n_{secj}} \end{bmatrix}^T$$

avec $\mathbf{C}_j = \frac{1}{\sum_{k=1}^{n_{secj}} E_k I_k} \begin{bmatrix} -E_1 I_1 \kappa_{1,j} \sin \alpha_1 & \dots & -E_{n_{secj}} I_{n_{secj}} \kappa_{n_{secj},j} \sin \alpha_{n_{secj}} \\ E_1 I_1 \kappa_{1,j} \cos \alpha_1 & \dots & E_{n_{secj}} I_{n_{secj}} \kappa_{n_{secj},j} \cos \alpha_{n_{secj}} \end{bmatrix}$. Remarquons que la dimension et le contenu de la matrice \mathbf{C}_j sont fonction du nombre de tubes en interaction dans le segment j .

Par conséquent, les dérivées de la courbure et de l'angle d'équilibre du segment j par rapport au temps s'expriment en fonction des variations des actionneurs comme suit :

$$(14) \quad \begin{bmatrix} \dot{\kappa}_j \\ \dot{\phi}_j \end{bmatrix} = \mathbf{B}_j \mathbf{C}_j \left[\dot{\alpha}_1 \quad \dots \quad \dot{\alpha}_{n_{secj}} \right]^T$$

Ainsi, l'expression de la vitesse des paramètres d'arc en fonction de celle des actionneurs, pour la configuration de la figure 3, s'écrit :

$$(15) \quad \dot{\chi} = \begin{bmatrix} \mathbf{B}_1 \mathbf{C}_1 & & 0_{2 \times 3} \\ 0_{2 \times 1} & \mathbf{B}_2 \mathbf{C}_2 & 0_{2 \times 3} \\ 0_{2 \times 2} & \mathbf{B}_3 \mathbf{C}_3 & 0_{2 \times 3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \dot{\mathbf{q}} = J^{spec} \dot{\mathbf{q}}$$

où $\chi = \left[\kappa_1 \quad \phi_1 \quad \kappa_2 \quad \phi_2 \quad \kappa_3 \quad \phi_3 \quad \ell_1 \quad \ell_2 \quad \ell_3 \right]^T$, $\dot{\mathbf{q}} = \left[\dot{\alpha}_1 \quad \dot{\alpha}_2 \quad \dot{\alpha}_3 \quad \dot{\rho}_1 \quad \dot{\rho}_2 \quad \dot{\rho}_3 \right]^T$ et $J^{spec} \in \mathbb{R}^{9 \times 6}$ est la matrice jacobienne cinématique spécifique.

Finalement, le modèle cinématique total peut être établi par :

$$(16) \quad \mathbf{V} = J^{indep} J^{spec} \dot{\mathbf{q}} = J \dot{\mathbf{q}}$$

avec J la matrice jacobienne cinématique totale du robot.

2.4. Modèle à flexion et à torsion. Le modèle présenté ci-dessus prend en compte les interactions élastiques entre les tubes, mais celles dues à la flexion uniquement. Les caractéristiques mécaniques en flexion et en cisaillement des tubes en Nitinol impliquent une forte torsion, qui affecte la précision du modèle géométrique préalablement présenté. Des travaux ont été menés pour améliorer la précision du modèle géométrique des RTC en considérant les efforts et forces de torsion dans le modèle statique, dans un premier temps dans les parties droites des tubes uniquement [18], puis dans toutes les parties droites et courbées [14]. Nous présentons ici brièvement le principe du modèle géométrique introduit par Dupont et al. [14], qui se base sur la théorie de Cosserat [19].

La première étape consiste à calculer les composantes des vecteurs courbures $[u_{ix}(s) \quad u_{iy}(s) \quad u_{iz}(s)]$ et les angles d'orientation de chaque tube à chaque point $s \in [0, l]$ du robot. Le calcul de ces variables nécessite la résolution d'un système d'équations différentielles non-linéaires avec conditions aux limites.

Nous nous restreignons ici au cas de deux tubes, pour lequel le système différentiel s'écrit (voir équation 42 dans [14]) :

$$(17) \quad \begin{cases} \beta'(s) = u_{2z}(s) - u_{1z}(s) \\ u_{1z}(s) = -\frac{\gamma_z}{\gamma_1} u_{2z}(s) \\ u'_{2z}(s) = \frac{\gamma_{2xy}}{\gamma_z} (u_{2x}(s)\bar{u}_{2y} - u_{2y}(s)\bar{u}_{2x}) \\ u_2(s)|_{xy} = (\gamma_1 + \gamma_2)^{-1} R_z(\beta(s)) (\gamma_1 \bar{u}_1 + R_z(\beta(s)) \gamma_2 \bar{u}_2) \end{cases}$$

où $(\bar{u}_{ix}, \bar{u}_{iy})$ sont les composantes de la pré-courbure qui correspondent à la flexion, \bar{u}_{iz} est la composante de la pré-courbure qui correspond à la torsion.

Les dérivées sont calculées par rapport à l'abscisse curviligne s du robot. Les matrices γ_i sont des tenseurs de raideur associés aux deux tubes définis dans [14] et qui ont la forme :

$$(18) \quad \gamma_i = \begin{bmatrix} \gamma_{ix} & 0 & 0 \\ 0 & \gamma_{iy} & 0 \\ 0 & 0 & \gamma_{iz} \end{bmatrix}$$

Les variables d'intégration de ce système sont la différence d'angle entre les deux tubes $\beta(s) = \alpha_2(s) - \alpha_1(s)$ et la troisième composante du vecteur courbure $u_{2z}(s)$ du tube interne, qui est due à la torsion.

Cette troisième composante est nulle à l'extrémité de chaque tube ($u_{iz}|_{s=l} = 0$) mais elle est inconnue à la base du robot où l'angle $\beta|_{s=0} = \alpha_2(0) - \alpha_1(0)$ est connu, ce qui constitue des conditions aux limites au système différentiel.

Après la résolution numérique de ce système en utilisant un solveur Matlab (fonction *bvp4c* par exemple), les courbures $u_i(s)$ obtenues sont intégrées numériquement pour définir la forme du robot [14]. Les trois composantes d'un vecteur courbure $[u_{ix}, u_{iy}, u_{iz}]$ varient de la même façon que les vitesses angulaires $\omega_i(s)$ regroupées dans le torseur cinématique $V \in \mathbb{R}^6$. Nous pouvons donc définir un torseur de déformation matérielle ξ .

Si l'on considère que le robot est constitué d'un ensemble de petits segments à courbure constante et que l'élongation et le cisaillement sont négligés, le torseur ξ d'un segment à courbure constante peut s'exprimer par :

$$(19) \quad \xi = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & [u_i(s)]^T \end{bmatrix}^T$$

Il est clair qu'à l'équilibre, les vecteurs $u_i(s)$ à un point s donné sont égaux. Connaissant un vecteur $u_i(s)$ en chaque point s , en le remplaçant dans l'équation précédente et en remplaçant V par ξ dans l'équation 6, cette dernière peut donc être intégrée géométriquement en appliquant les méthodes présentes dans [20]. En supposant que le robot est composé d'un ensemble de petits segments à courbure

constante, la forme du robot peut être obtenue en intégrant l'équation 6 par la formule exponentielle de Rodrigues et cela pour chaque petit segment. On obtient :

$$(20) \quad T_i(s) = T_i(s - \Delta s) \expm([\xi(s)]_{\wedge} \Delta s)$$

Avec Δs la distance d'échantillonnage et \expm la fonction calculant l'exponentiel en utilisant la formule de Rodrigues. La transformation \wedge permet de convertir $\xi(s) \in \mathbb{R}^6$ à $[\xi(s)]_{\wedge} \in se(3)$.

Après l'obtention de ces matrices de passage à chaque point s du robot, une simple multiplication définira la forme de l'ensemble du bras du robot de la base à l'organe terminal.

La figure 6 illustre la forme d'un RTC à trois tubes calculée en utilisant les deux modèles géométriques présentés. La différence des positions de l'organe terminal calculées par les deux modèles est de l'ordre de 30 mm. Cette différence est fortement dépendante des paramètres des tubes (longueurs, courbures, ...). Ce dernier modèle présenté est plus précis, mais présente des complexités nécessitant un temps de calcul beaucoup plus élevé que le modèle sans torsion.

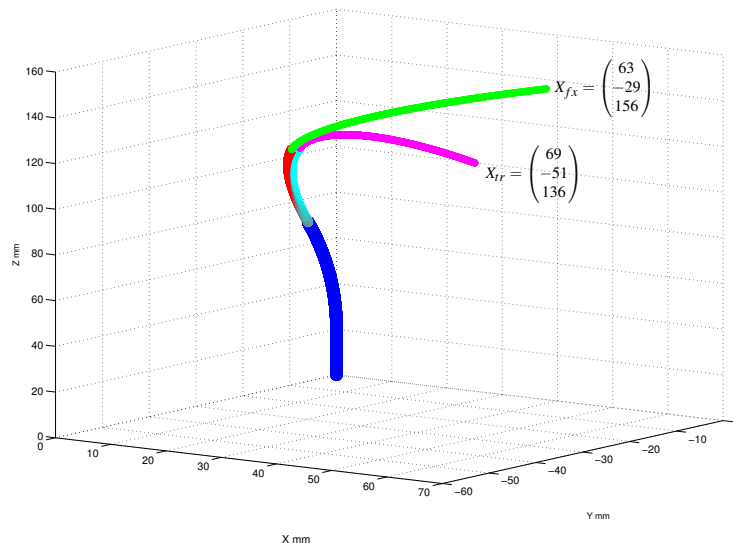


FIGURE 6. Comparaison de la forme du robot calculée par le modèle géométrique de flexion indiquée avec la position de l'organe terminal X_{fx} et celle calculée par le modèle géométrique à flexion et torsion dont la position de l'organe terminal est indiquée par X_{tr} .

Par ailleurs, l'utilisation de tubes flexibles (cf. le Nitinol) permet une interaction élastique, qui induit le contrôle des courbures des différents segments du robot

(cf. équation 2). Néanmoins, cette flexibilité doit être prise en compte pour des applications nécessitant un contact avec l'environnement (de l'organe terminal ou du corps du robot). Ainsi, plusieurs recherches ont été menées afin de modéliser les RTC sous des contraintes externes comme des charges ponctuelles sur l'organe terminal [21, 22] ou réparties sur un ou plusieurs tubes sous forme de moment et de force [23].

2.5. Instabilité en torsion. Une détente (en anglais, "*snapping*") peut apparaître lors de l'actionnement en rotation d'un ou de plusieurs tubes. En effet, un tube peut emmagasiner de l'énergie sous l'effet de la torsion et de la friction provoquées par les autres tubes en contact direct avec lui. Cela se traduit par une différence assez importante entre l'angle appliqué par le moteur de rotation et l'angle observé à l'extrémité du tube en question. Arrivée à un seuil critique (maximum d'énergie emmagasinable), l'énergie emmagasinée est subitement relâchée par le tube générant ainsi une rotation brutale (détente) de celui-ci. La rotation du tube présente alors une détente d'autant plus importante que la longueur des tubes et leurs courbures augmentent.

Un exemple de ce phénomène est représenté sur la figure 7 obtenu expérimentalement sur le prototype de l'institut FEMTO-ST (présenté au paragraphe 7). Le moteur de rotation lié au tube 3 effectue une rotation d'un tour complet $\alpha_3 \in [0; 2\pi[$ pour la figure 7a où une seule détente est détectée. La même rotation est effectuée alors que le moteur lié au tube 2 tourne simultanément dans le sens contraire $\alpha_2 \in [0; 2\pi[$ pour la figure 7b, deux détentes sont alors détectées.

Ce phénomène a été étudié en détail, notamment dans [24], où Rucker et al. analysent les fonctions énergétiques liées à la torsion et exposent les différentes configurations susceptibles de créer une détente. Kim et al. [25] ont proposé une solution pouvant pallier ce problème dans le cas de deux tubes concentriques. Celle-ci est basée essentiellement sur la conception des tubes en question. Ils ont proposé une inégalité à respecter afin d'obtenir un système stable vis-à-vis de ces passages aux travers des minima de la fonction énergie et donc évitant la détente :

$$(21) \quad L_{com} \sqrt{\kappa_1 \kappa_2 \frac{\frac{E_2 I_2}{G_2 H_2} + \frac{E_2 I_2}{E_1 I_1} \frac{E_1 I_1}{G_1 H_1}}{1 + \frac{E_2 I_2}{E_1 I_1}}} < \pi/2$$

où L_{com} désigne la partie commune aux deux tubes en interaction, κ , E et I sont tels que définis dans le paragraphe 2.2, G est le module de cisaillement et H est le moment polaire d'inertie du tube i .

Somme toute, ce phénomène peut être évité en utilisant des tubes de très faibles courbures et en limitant leurs longueurs. Néanmoins, cette contrainte limiterait fortement l'espace de travail couvert par le robot (cf. paragraphe 2.6). Un

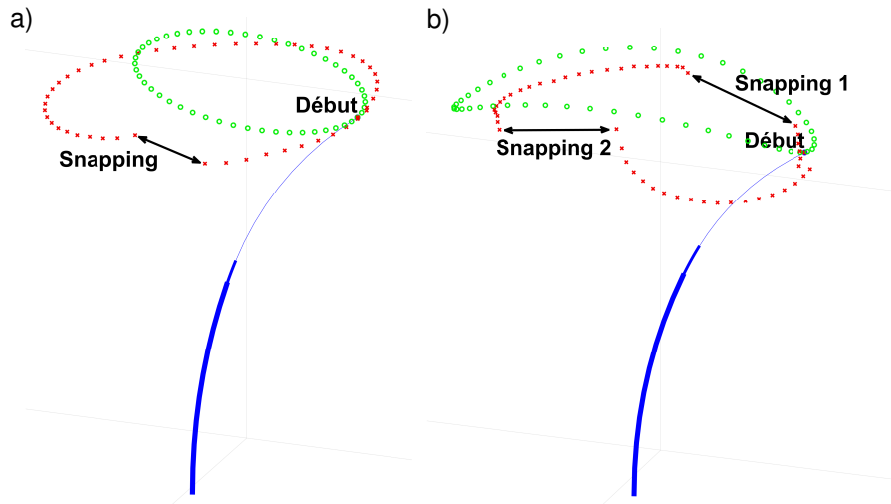


FIGURE 7. Les cercles verts désignent les positions de l'organe terminal prédites par le modèle ne prenant pas en considération la torsion et donc le phénomène de détente. Les positions détectées par le capteur de position sont représentées par des croix rouges et présentent ainsi deux discontinuités. Le robot est représenté en bleu et les épaisseurs des lignes sont proportionnelles aux diamètres des tubes.

compromis doit ainsi être trouvé entre l'accessibilité et la contrainte de l'environnement dans lequel évolue le robot.

2.6. Espace de travail et indices de performance. A partir des équations des différents modèles développés auparavant, des simulations numériques sont présentées. Elles concernent les descriptions qualitative et quantitative de l'espace de travail du robot ainsi que les indices de performance connus en robotique et appliqués sur les RTC.

2.6.1. Espace de travail. L'espace de travail d'un robot est défini comme étant l'ensemble des points accessibles par son organe terminal. La géométrie particulière des robots à structure continue conduit à des espaces de travail assez complexes, en contraste avec les robots "classiques" à articulations non-compliantes et à segments rigides et rectilignes. Un exemple de cet espace de travail pour un robots à trois tubes concentriques est présenté sur la figure 8. Il est obtenu grâce au modèle géométrique direct, à partir d'un incrément constant des longueurs de tubes déployées (ρ_i) suivie par des tours complets et successifs α_i de chacun de ces tubes. Les paramètres des tubes utilisés pour cette simulation sont détaillés dans le tableau 2. Cet espace, en plus de sa forme intéressante pour atteindre des points éloignés voire confinés, est d'autant plus avantageux que la forme décrite

par les tubes est complexe, augmentant ainsi la possibilité de navigation à travers des chemins sinueux.

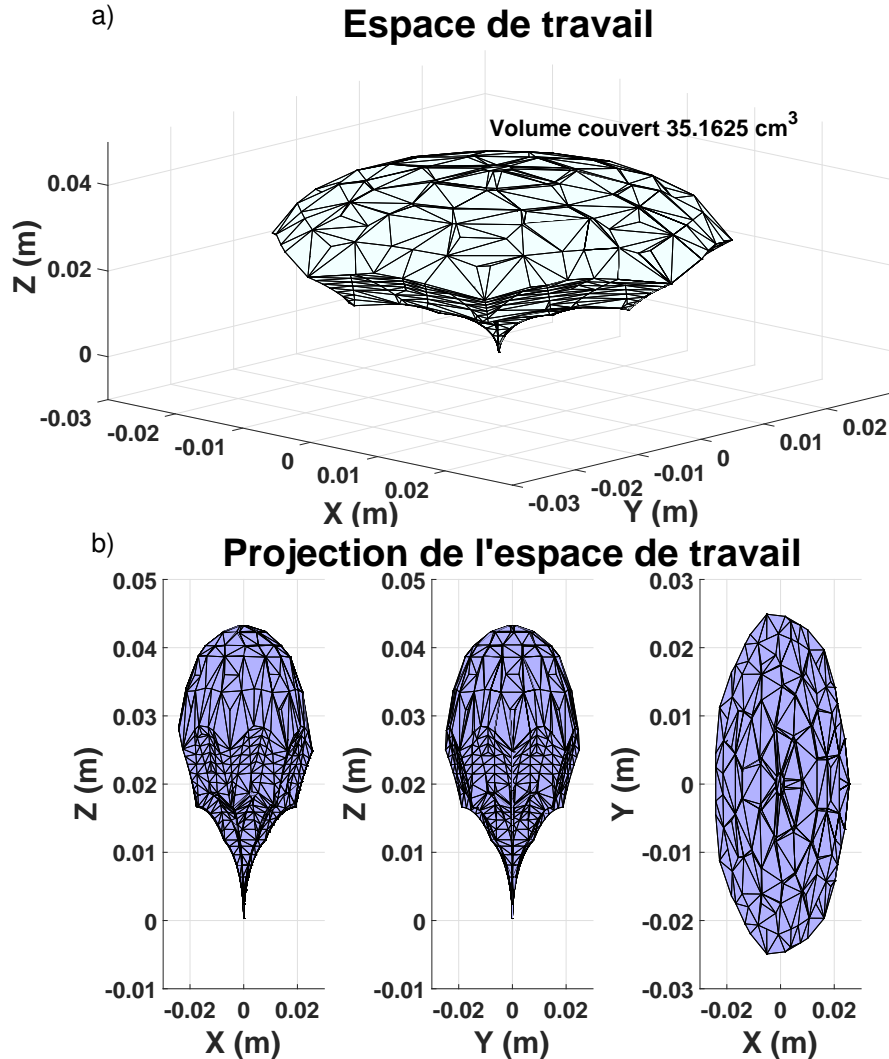


FIGURE 8. Espace de travail couvert avec des longueurs de tubes $\rho_i \in [0; 15\text{mm}]$ et des angles d'insertion $\theta_i \in [0; 3\pi/2]$. a) Vue isométrique, b) Projection sur les trois plans.

2.6.2. *Indices de performance.* Une fois l'espace de travail quantifié, il est important d'analyser la qualité (la manière) avec laquelle le robot est capable de décrire cet espace. Pour cela, nous reprenons des indices de performances couramment utilisés en robotique, notamment, dans [26, 27, 28, 29] : (i) la manipulabilité M , (ii) l'isotropie Iso et (iii) l'inverse du nombre de conditionnement INC (pour plus de

TABLEAU 2. Paramètres des tubes

Numéro de tube	1 (extérieur)	2 (intermédiaire)	3 (intérieur)
Diamètre extérieur (<i>mm</i>)	5	1.8	0.6
Diamètre intérieur (<i>mm</i>)	2	1.5	0.4
Longueur totale (<i>mm</i>)	15	30	45
Courbure (m^{-1})	20	50	80
Moment d'inertie (m^4)	$\simeq 2.99 \times 10^{-11}$	$\simeq 2.67 \times 10^{-13}$	$\simeq 5.11 \times 10^{-15}$
Forme	Totalemment courbé		
Modules d'Young (<i>GPa</i>)	0.7		

clarté dans la représentation) :

$$(22) \quad M = \sqrt{\det[JJ^T]} = \sqrt{\prod_i \sigma_i}, \quad Iso = \frac{\prod_i \sigma_i}{\sum_i \sigma_i}, \quad \text{et } INC = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$$

tels que σ_i ($i \in \{1..dim(J)\}$) représentent les valeurs singulières de la matrice cinématique J du robot.

- La manipulabilité M quantifie la capacité du robot à engendrer des vitesses dans différentes directions. Plus explicitement, M représente le volume de l'ellipsoïde de vitesse.
- L'isotropie Iso mesure l'uniformité de l'ellipsoïde de vitesse. Un manipulateur isotrope est celui dont l'organe terminal se déplace avec la même "aisance" dans toutes les directions. En d'autres termes, il possède la même précision de suivi de consigne en vitesse dans toutes les directions.
- Le nombre de conditionnement NC caractérise la qualité numérique de l'inversion de la matrice J , par le rapport entre ses valeurs singulières minimale et maximale. Cinématiquement, ces valeurs sont équivalentes à la plus faible et à la plus importante dimension de l'ellipsoïde de vitesse, respectivement.

Pour les mêmes simulations effectuées pour l'espace de travail (figure 8), nous présentons dans la figure 9 l'ordre de grandeur des indices de performances étudiés. Le numéro de pose correspond à l'incrément en longueur d'insertion ρ_i et en rotation à la base des tubes α_i . La pose initiale (numéro de pose = 0) est identifiée quand $\rho_i = 0$ et $\alpha_i = 0$, tandis que la pose finale (numéro de pose = $4^3 \times 4^3 = 262144$) correspond à $\rho_i = 15 \text{ mm}$ et $\alpha_i = 0$.

Les performances du manipulateur augmentent clairement lors de son déploiement. Un RTC a donc plus d'aisance à engendrer des vitesses, qui de plus sont homogènes dans toutes les directions, lorsque ses tubes sont totalement déployés. Néanmoins, des longueurs de tubes importantes risquent de provoquer des déformations, comme décrit dans l'équation 21. Par ailleurs, l'utilisation de ces indices reste tributaire de l'homogénéisation des dimensions de J . En effet, la matrice cinématique induit aussi bien des vitesses de translation que des vitesses de rotation (respectivement en m/s et en rad/s , par exemple). Ainsi, ces vitesses ne

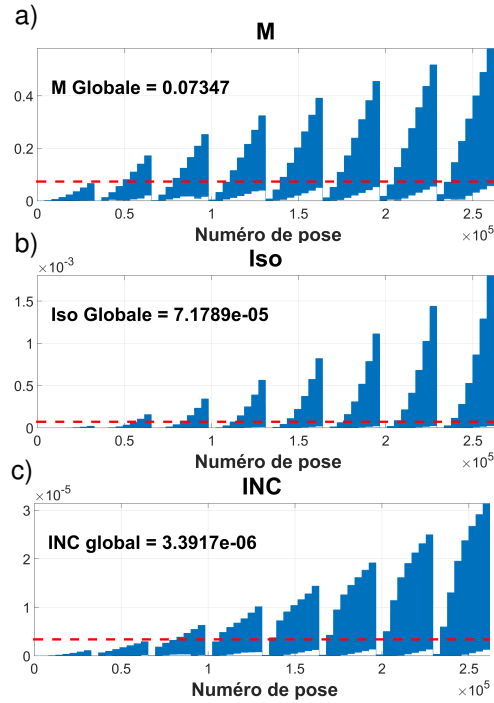


FIGURE 9. Évolution des indices de performance dans tout l'espace de travail simulé et leur valeur globale : a) la manipulabilité, b) l'isotropie et c) l'inverse du nombre de conditionnement. Les lignes horizontales pointillées désignent les moyennes des indices.

sont pas du même ordre de grandeur et provoquent une distorsion, parfois très significative, sur les valeurs singulières. Dès lors, une décomposition de J en deux matrices cinématiques relatives aux mouvements de translation J_{tr} et de rotation J_{rot} respectivement peut être envisagée. Les indices pourront alors être appliqués et les performances du robot évaluées séparément selon le mouvement désiré. D'autre part, [30] ont proposé la normalisation de la matrice cinématique en divisant ses éléments par la "longueur caractéristique" du robot. Cette longueur, introduite par [29], est exprimée en fonction de la géométrie du robot et de ses limites d'actionneurs.

3. CONCEPTION

Un RTC est composé principalement de deux parties : une Unité d'Actionnement (UA) déportée qui assure la rotation et/ou la translation des tubes, et une deuxième partie manipulatrice de l'organe terminal composée de tubes flexibles (bras du robot). Afin d'accomplir une tâche, l'intégration d'autres instruments et capteurs pourrait être nécessaire pour la manipulation et la saisie.

Ce paragraphe présente les prototypes de RTC les plus représentatifs parmi tous ceux existants à ce jour (voir Tableau 3) en termes de structure de l'UA ainsi que de l'optimisation et de la sélection des dimensions des tubes.

3.1. Unité d'actionnement (UA). Depuis que le concept des RTC a été créé, plusieurs mécanismes d'actionnement des tubes ont été proposés. Ces mécanismes sont présentés selon la structure de l'UA qui peut être *sérielle* ou *parallèle*. Les figures 10 et 14 montrent la différence de principe d'actionnement sériel où les blocs se translatent en série et parallèle où les blocs se translatent en parallèle. Suivant le type des actionneurs utilisés, l'UA peut être compatible IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) ou non. Il est communément connu que les actionneurs piézoélectriques et pneumatiques le sont contrairement aux Moteurs à Courant Continu (MCC) et autres machines électromagnétiques tournantes.

Les critères importants pour la conception des RTC, tels que le nombre de bras, le nombre de tubes à actionner, le nombre de DDLs et le couplage des rotations et des translations seront ensuite discutés.

3.1.1. Prototypes à unité d'actionnement sérielle. Une UA sérielle est constituée d'un ensemble de blocs assurant la rotation et la translation (qui peuvent être couplées ou non) de chaque tube. Ces blocs sont *disposés les uns à la suite des autres* (voir figure 10). Différents prototypes ont été conçus, nous exposons ici les mécanismes de translation sérielle.

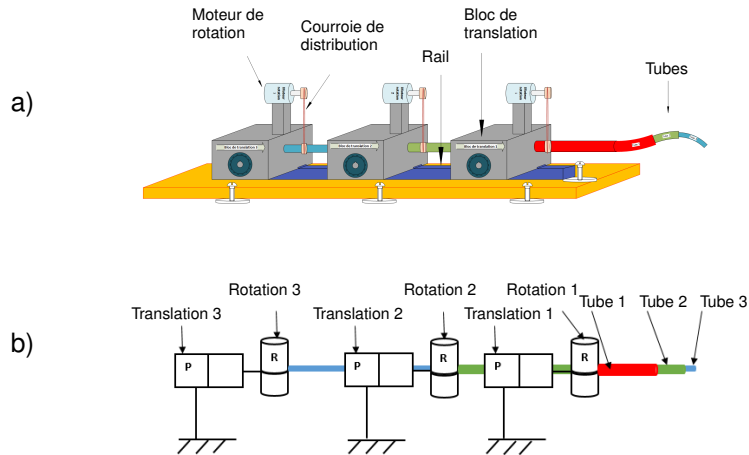


FIGURE 10. Unité d'actionnement avec blocs de translation sériels : a) structure, b) graphe cinématique.

Dans [31], l'unité est composée de trois blocs actionnant trois tubes (figure 11). Chaque bloc est en charge de la translation et de la rotation d'un tube. Le mécanisme d'actionnement est une vis sans fin qui est montée sur une partie mobile

guidée par un rail. L'écrou est attaché à une pièce fixée sur la base du robot. L'écrou et la vis sont entraînés indépendamment par deux moteurs via des courroies de transmission. Chaque tube est fixé sur l'extrémité de la vis appropriée, ce qui nécessite des trous percés aux centres des vis pour permettre l'insertion concentrique des tubes. L'actionnement d'un écrou crée une translation, tandis que l'actionnement d'une vis provoque une rotation et une translation. Afin d'obtenir une rotation pure, l'actionnement simultané de la vis et de l'écrou est donc nécessaire. Les mouvements de rotation et de translation pour ce système d'actionnement sont couplés.

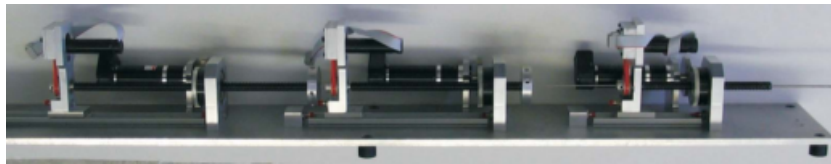


FIGURE 11. RTC à trois tubes avec une unité d'actionnement sérielle et un couplage de la rotation/translation [31].

La translation et la rotation de chaque tube sont calculées arithmétiquement à partir des angles de rotation des moteurs et d'autres paramètres (rapport des réducteurs, diamètres des poulies, pas des vis). Pour ce prototype, le placement série des blocs nécessite des longueurs de tubes importantes, ce qui amplifie l'effet de torsion et provoque des imprécisions lors du contrôle. Pour ce prototype, les actionneurs utilisés sont des MCC.

Le prototype conçu par Burgner et al. [32] est le premier RTC à deux bras manipulateurs. Les bras sont actionnés par deux unités d'actionnement parallèles (figure 12). Chaque unité est composée d'une vis sans fin supportant trois blocs sériels qui glissent sur un rail de guidage. Quand les blocs sont déplacés à leurs extrémités maximales en translation, l'espace entre eux est réduit car ils sont perpendiculaires à l'axe de translation, contrairement au prototype précédent où les blocs sont co-axiaux avec le sens de mouvement. La réduction de ces espaces permet de réduire les longueurs des tubes utilisées pour la transmission des mouvements vers les parties des tubes formant le bras manipulateur. Les écrous sont montés sur les blocs et entraînés par des moteurs de translation. Les rotations des tubes sont assurées par des moteurs fixés sur les blocs. Les actionneurs de ce prototype sont des MCC, chacun étant utilisé pour contrôler un et un seul Degré De Liberté DDL.

Des actionneurs pneumatiques dans [33] (voir figure 13a) et piézoélectriques dans [34] (voir figure 13b) ont été utilisés afin d'assurer la compatibilité IRM. Dans les travaux de Cardona et al. [33], les mouvements sont produits par des vérins pneumatiques contrôlés par des valves. Un système pignon-crémaillère assure la conversion du mouvement de translation en rotation. Les encodeurs utilisés

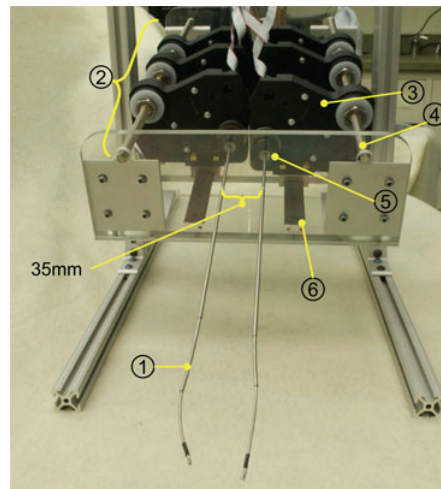


FIGURE 12. RTC équipé de deux bras à trois tubes et d'une unité d'actionnement sérielle sans couplage [32].

sont de type optique.

L'autre version [34] possède la spécificité d'avoir une base qui n'est pas fixe, manipulée par un module d'orientation et de positionnement à 3 DDLs. La structure mécanique du RTC est identique à celle du prototype précédent à part la nature des actionneurs qui est piézoélectrique. Ces moteurs sont contrôlés depuis une station externe et les mouvements de rotation sont transmis par une courroie.

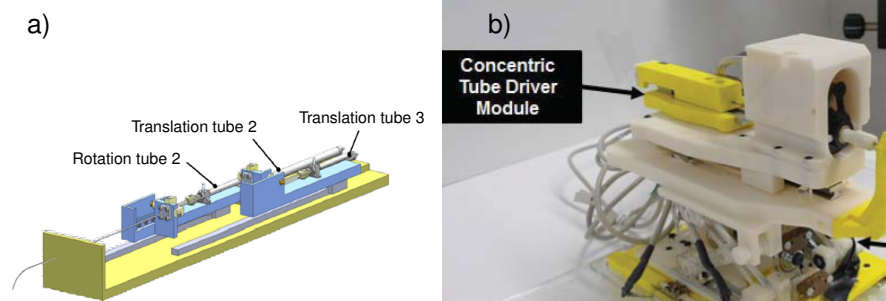


FIGURE 13. RTC à deux tubes avec une unité d'actionnement a) pneumatique [33] b) piézoélectrique [34] sérielle sans couplage et compatible IRM.

À noter que l'actionnement sériel est plus utilisé que l'actionnement parallèle car ce dernier est plus complexe en conception.

3.1.2. *Prototypes à unité d'actionnement parallèle.* Une UA parallèle est constituée d'une base supportant des blocs d'actionnement, qui sont montés et qui

translatent en parallèle les uns par rapport aux autres (voir figure 14). Ce type de disposition assure généralement un découplage total de chaque DDL.

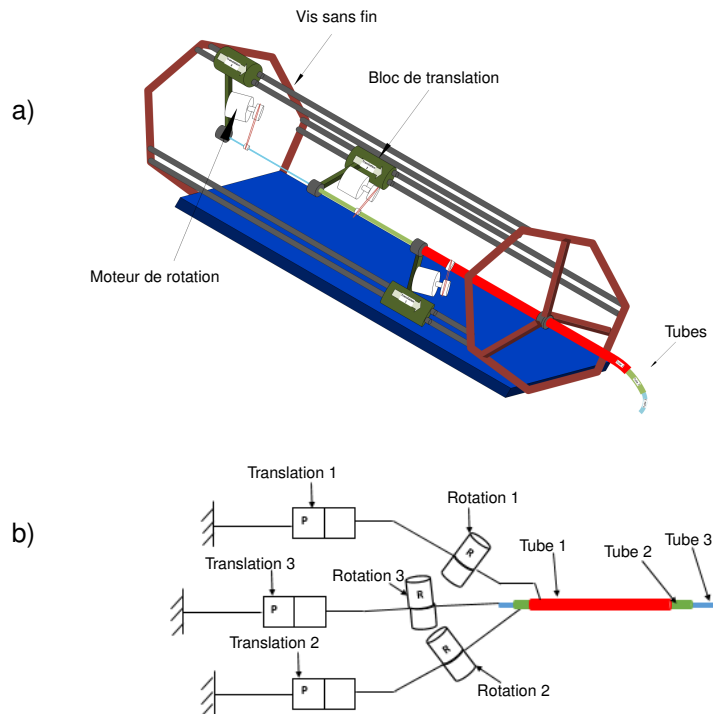


FIGURE 14. Unité d'actionnement avec blocs de translation parallèles : a) structure b) graphe cinématique.

Dupont et al. [14] ont conçu la première UA à disposition parallèle des blocs. Trois axes à vis sans fin sont connectés à leurs extrémités aux moteurs et qui sont utilisés pour les translations. Chaque axe assure la translation d'un bloc et le moteur monté sur chaque bloc est responsable de la rotation via une courroie [35] (voir figure 15b) ou un engrenage [14] (voir figure 15.). Les mouvements de rotation et de translation sont complètement découplés. Les longueurs nécessaires des tubes sont réduites, ce qui diminue considérablement l'effet de torsion. Les moteurs utilisés sont des MCC.

Le robot présenté par Xu et al. [36] consiste en un bras à deux tubes (figure 16) avec deux glissières linéaires (indiquées sur la figure 16 par *linear stage*) à rail motorisées, placées perpendiculairement sur la base, ce qui permet de réduire l'espace entre les blocs en fin de course et donc de réduire les longueurs des tubes. Les glissières linéaires assurent les translations de deux plateaux rotatifs

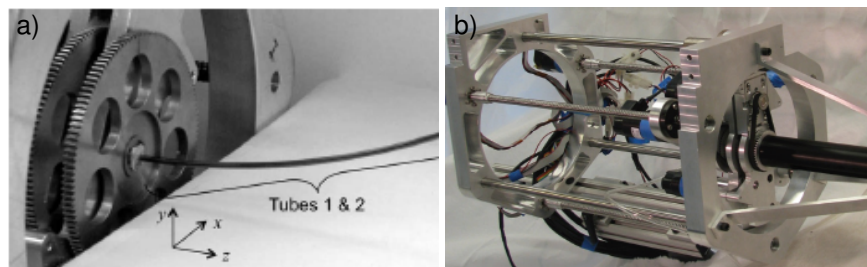


FIGURE 15. RTC à a) deux tubes [14] et à b) trois tubes [35] avec une unité d'actionnement parallèle sans couplage.

sériels. Les tubes sont fixés sur les axes des plateaux rotatifs (indiqués sur la figure 16 par *rotary stage*), les mouvements des rotations et des translations étant complètement découplés.

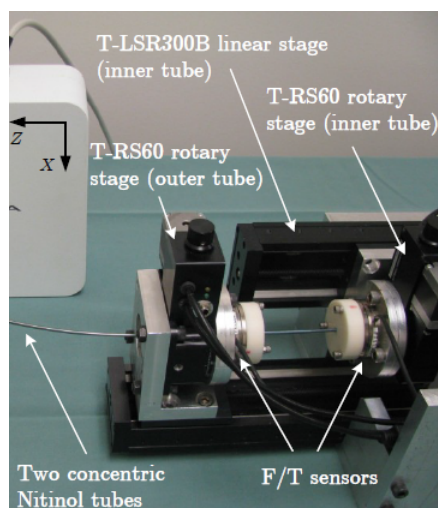


FIGURE 16. RTC à deux tubes avec une unité d'actionnement parallèle sans couplage [36].

La stérilisation des robots médicaux est un critère important, pour cela, Hendrick et al. [37] ont isolé les actionneurs de la partie transmission par une barrière stérile. La partie transmission est conçue pour être biocompatible et résistante à l'autoclave (voir figure 17). Une autre spécificité de ce robot est qu'il est portable. Le robot est à deux bras, dont l'un est composé de deux tubes concentriques et l'autre comporte trois tubes. Cette différence de nombre de tubes (est donc de DDL) des deux bras est justifiée par la différence des instruments à manipuler : le bras à trois tubes supporte à son extrémité un manipulateur de tissus et le bras à deux tubes supporte un manipulateur laser, ce qui nécessite moins de DDL. Les

tubes sont fixés sur des blocs qui se déplacent linéairement, les mouvements de rotation étant transmis par un arbre rotatif de forme carrée.

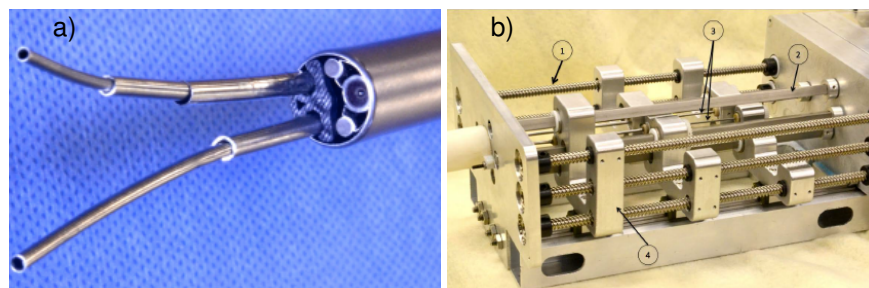


FIGURE 17. RTC à : a) deux bras avec b) une unité d'actionnement parallèle sans couplage [37].

L'ensemble des prototypes des RTC est synthétisé dans le tableau 3.

TABLEAU 3. Ensemble des prototypes des RTC.

Prototype	Nombre de bras	Nombre de tubes motorisés	Nombre de DDL	Couplage en actionnement	Type d'actionneur
Webster [31]	1	3	6	Rot/Trans	Moteur CC
Dupont et al. [14]	1	3	6	Non	Moteur CC
Gosline et al. [35]					Moteur CC
Burgner et al. [32]	2	3x2	6x2	Non	Moteur CC
Burgner et al. [38]					Moteur CC
Xu et al. [36]	1	2	4	Non	Moteur CC
Xu et al. [39]					Moteur CC
Cardona [33]	1	2	3	Non	Pneumatique
Su et al. [34]	1	2	3	Non	Piézoélectrique
Comber et al. [40]	1	3	6	Trans/Trans	Pneumatique
Hendrick et al. [37]	2	3+2	6+3	Non	Moteur CC
Burgner et al. [38]	1	2	3	Non	Moteur CC
Swaney et al. [41]	4	4x3	4x6	Non	Moteur CC
Burgner et al. [42]	1	0	-	Non	Manuel
Butler et al. [43]	1	2	3	Non	Moteur CC
Swaney et al. [44]	1	2 + 1 fil	4+2	Non	Moteur CC

3.2. Conception des tubes. Le bras d'un RTC est un ensemble de tubes super-élastiques possédant généralement une partie droite dont l'extrémité est fixée à l'UA, et une autre partie distale pré-courbée. En vue d'une tâche clinique (ou autre), la forme du robot et ses dimensions doivent être bien spécifiques. Elles dépendent directement des dimensions des tubes : longueur, courbure (qui est égale à l'inverse du rayon), diamètres interne et externe. Tout cela a motivé les travaux d'optimisation présentés dans cette partie. L'objectif est de définir la forme

et les dimensions optimales des tubes (longueurs et courbures) pour une tâche donnée.

Avant d'appliquer les techniques d'optimisation sur les dimensions et les formes des tubes, une première idée a été proposée par Dupont et al. [14]. Ce sont des règles générales dont l'objectif était de choisir les dimensions des tubes en satisfaisant deux critères : la capacité à manipuler les segments distal et proximal indépendamment et l'aptitude à naviguer à travers des trajectoires 3D complexes et courbées. Ces règles se résument en quatre points :

- la dominance télescopique des raideurs : le tube de plus grand diamètre est le moins flexible ;
- la variabilité ou non des courbures des segments ;
- la constance des courbures initiales par morceaux ;
- la croissance de la courbure en partant de la base vers la partie distale, c'est-à-dire que le tube distal possède la plus grande courbure.

Suite à ce travail [14], plusieurs approches d'optimisation ont été réalisées dans le but de définir les dimensions des tubes assurant l'optimisation d'un ensemble de critères liés à la tâche souhaitée. Généralement, l'optimisation se base sur l'utilisation de données anatomiques, par exemple, l'accès au cœur [45], le cerveau [46], la base du crâne [32] et l'accès aux bronches du poumon [47]. Ensuite, l'évaluation des critères nécessite le calcul du modèle géométrique direct se basant essentiellement sur la flexion ou prenant en compte à la fois la flexion et la torsion des tubes [48]. Du fait de la complexité des modèles, le nombre de variables d'optimisation considérées est souvent limité. Les seules dimensions des tubes considérées pour l'optimisation sont ainsi les courbures et les longueurs avec une présélection du nombre de tubes et de leurs diamètres.

La spécificité de chaque méthode repose sur la manière de poser le problème d'optimisation et l'algorithme utilisé comme décrit ci dessous :

- Dans Bedell et al. [49], le problème d'optimisation est décomposé en deux sous-problèmes : optimisation de la partie navigation et optimisation de la partie manipulation. La partie navigation du robot assure le déploiement et le positionnement de la partie manipulation face à la cible chirurgicale. Une fois la cible chirurgicale atteinte par la partie manipulation qui assure également la tâche (suture, injection, ...), la partie navigation est fixée. La méthode utilisée est la Recherche Généralisée par Motif (RGM) [50], avec comme variables d'optimisation les longueurs et les courbures des segments. La fonction coût du problème d'optimisation est définie de telle sorte que la position de l'organe terminal reste à l'intérieur de l'espace de travail délimité par les obstacles anatomiques qui l'entourent et que les longueurs et les courbures des tubes soient minimales.

- Anor et al. [46] considèrent un ensemble discret de points représentant une trajectoire désirée. Connaissant les contraintes anatomiques, l'algorithme permet de trouver la structure du robot la moins compliquée avec un nombre minimum de segments nécessaires. Tous ces critères sont formulés avec une fonction "objectif" composée de plusieurs sous-fonctions pondérées. La fonction "objectif" est minimisée grâce à l'algorithme RGM.
- Burgner et al. [32] utilisent un espace de travail (à trois dimensions) discrétisé afin de permettre l'évaluation de sa couverture par l'organe terminal. Le taux d'accessibilité de l'espace de travail désiré est évalué par l'enveloppe convexe de l'ensemble des positions de l'organe terminal ayant atteint cet espace. Ce taux est considéré comme la fonction objectif du problème d'optimisation. Les variables sont les longueurs et les courbures des tubes et l'algorithme utilise la méthode du Simplexe Nonlinéaire.
- Torres et al. [47] ont utilisé un modèle géométrique incluant la flexion et la torsion introduit dans [48]. La détermination des paramètres des tubes s'appuie sur un algorithme de planification de trajectoire Rapidly-Exploring Random Tree (RRT) [51] afin de trouver une conception et une tâche réalisable répondant aux critères de la tâche médicale en question et respectant les structures sensibles.
- Une approche basée volume proposée par Burgner et al. dans [52], utilise la méthode du Simplexe pour calculer les dimensions D_{tubes} optimales des tubes. La méthode assure plus de couverture du site chirurgical par rapport aux travaux précédents vue qu'elle considère le pourcentage des points atteints de l'espace désiré comme fonction objectif à maximiser. Pour plus de clarté, cette fonction est choisie comme exemple illustratif sur l'algorithme 1. Le modèle géométrique utilisé dans ce travail prend la torsion et la flexion en considération [22].
- Junhyoung et al. [53] ont proposé d'utiliser des tubes à pré-courbure variable en fonction de leur longueur. Ce travail montre qu'en faisant varier les pré-courbures des tubes, la stabilité élastique est améliorée. Le problème d'optimisation est formulé par une maximisation d'une fonction coût (stabilité élastique) en étudiant sa monotonie.

L'étude de la navigation en "*follow-the-leader*" [54, 55] des RTC, c'est-à-dire lorsque le corps du robot suit le trajet de l'organe terminal, a été introduit par Gilbert et al. [56, 57]. Ils ont montré que cette façon de déploiement n'est possible que dans des cas très spécifiques de pré-courbures (courbures dans le même plan et de forme hélicoïdale). Les conditions mathématiques du déploiement en "*follow-the-leader*" ont été formulées et des résultats expérimentaux ont été exposés.

Bergeles et al. [58] ont introduit un cadre d'optimisation basée sur les spécifications de la tâche et de la structure anatomique pour générer les paramètres des tubes optimaux. La stabilité élastique a été formulée dans le problème d'optimisation et la possibilité d'insertion en "follow-the-leader" a été étudiée. L'algorithme d'optimisation utilisant la méthode du Simplexe a été testé dans deux applications : la chirurgie intracardiaque et la neurochirurgie.

Algorithme 1 : Fonction objectif $f(D_{tubes})$ pour optimiser les paramètres de conception D_{tubes}

Entrées :

d : ensemble de paramètres à optimiser

e : ensemble de paramètres caractérisant l'espace de travail E_v

Sorties :

c : % de l'espace de travail non couvert

l'ensemble $L_v = \{\}$

Pour : toutes les positions articulaires q discrétisées

la position $p = MGD(D_{tubes}, q)$

Si : $p \in E_v$

l'ensemble des points accessibles du volume $E_v : L_v = L_v \cup \{p\}$

Fin Si

Fin Pour

$c = (1 - \text{Volume}(L_v) / \text{Volume}(E_v)) \times 100\%$

Tous ces travaux ne considèrent que le cas des tubes à pré-courbure constante par morceaux sauf [53], cependant, d'autres formes pourraient être étudiées. Les diamètres et la structuration des tubes comme dans [59], ont un impact important sur l'interaction des tubes en flexion (par E et I) et en torsion (par G et J). La structuration des tubes consiste en un enlèvement de matière, généralement transversalement, moyennant des motifs particuliers, afin de palier les instabilités élastiques et/ou simplifier la flexion pour définir la forme du robot (voir paragraphe 2). Ces paramètres influent également sur l'espace de travail du robot. Malgré cela, aucun travail d'optimisation ne les a pris en considération dans la formulation du problème. En effet, l'introduction de ces deux critères explose sa complexité (le modèle géométrique direct ou inverse est toujours inclus dans la fonction coût, ce qui augmente la complexité et le temps de calcul), c'est la raison pour laquelle ces derniers ne sont pas optimisés dans les travaux existants. L'utilisation d'autres techniques d'optimisation plus efficaces et rapides pourrait permettre d'introduire

TABLEAU 4. Algorithmes d'optimisation du bras des RTC.

Algorithme d'optimisation	Méthode utilisée	Fonction objectif	Variables d'optimisation	Modèle utilisé	Application médicale
Bedell et al. [49]	RGM	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Min</i>(longueurs et courbures des segments) • respect des obstacles 	Longueurs et courbures des segments	Modèle à flexion	Intracardiaque
Anor et al. [46]	RGM	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Min</i>(longueurs et courbures des segments) • Suivi de chemin 	Longueurs et courbures des segments	Modèle à raideur infinie	Neurologie
Burgner et al. [32]	Simplexe non linéaire	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Min</i>(points non atteignables) 	Longueurs et courbures des tubes	Modèle à flexion	Base du crâne
Torres et al. [47]	RRT	Design et chemin assurant l'accès à l'espace de travail	Longueurs et courbures des tubes	Modèle à flexion et à torsion	Poumons
Burgner et al. [52]	Nelder-Mead	<i>Max</i> (couverture de l'espace de travail)	Longueurs et courbures des tubes	Modèle à flexion et à torsion	Base du crâne
Ha et al. [53]	Étude de la monotonie	<i>Max</i> (stabilité élastique)	Courbures en fonction de la longueur	Modèle à flexion et à torsion	-
Bergeles et al. [58]	Nelder-Mead	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Min</i>(longueurs et courbures du robot) • Stabilité élastique 	Courbures et longueurs des tubes	Modèle à flexion et à torsion	-

les diamètres et la structuration des tubes dans l'ensemble des paramètres à optimiser. La stabilité élastique et l'accessibilité à l'espace chirurgical restent toutefois des critères insuffisants pour accomplir une tâche. L'évaluation des performances cinématiques (aptitude de l'organe terminal à générer des forces et des vitesses, voir paragraphe 2) dans la fonction coût pourrait aussi améliorer les résultats d'optimisation. Ceci a été démontré dans [60], où la variation de la courbure des RTC a amélioré les performances cinématiques et a augmenté l'espace de travail.

L'ensemble des travaux d'optimisation des tubes est résumé dans le tableau 4, avec un classement selon la méthode d'optimisation utilisée, les variables et la fonction "objectif" du problème d'optimisation, le modèle géométrique choisi et l'application médicale visée.

4. COMMANDE DES ROBOTS À TUBES CONCENTRIQUES

La complexité des modèles géométriques direct et inverse (temps de calcul élevé) rend la commande en temps-réel des RTC laborieuse. Les performances de la commande dépendent de la précision des modèles utilisés. La précision de la modélisation géométrique des RTC (directe et inverse) est au plus inversement proportionnelle à la longueur totale du robot.

Dans ce paragraphe, nous présentons les travaux de commande des RTC et nous les classifions dans le tableau 5 selon la technique de commande utilisée, la longueur L du robot (on considère la longueur du tube interne comme la longueur totale du robot), l'implémentation en Temps-Réel (T-R) et la fréquence du cycle F_{cycle} . Les performances de chaque architecture de commande proposée sont évaluées dans le tableau 5 par l'Erreur Quadratique Moyenne de suivi (EQM).

En 2009, Webster et al. ont proposé une méthode de contrôle de la position d'un RTC par asservissement visuel [61]. Dans ce travail, une articulation rotoïde a été fixée, réduisant la dimension de la matrice jacobienne et la rendant carrée (seulement trois actionneurs ont été utilisés : deux translations, et une rotation). L'inverse de la matrice jacobienne est utilisé pour passer de l'erreur cartésienne à l'erreur articulaire.

Dupont et al. [62] et [14] ont proposé une architecture de contrôle télé-opéré de la position et de l'angle d'orientation de l'organe terminal. La consigne cartésienne donnée au bras manipulateur est interprétée en consigne articulaire via le modèle géométrique inverse du robot. Vu la complexité du modèle géométrique direct et son temps de calcul élevé, ce dernier a été calculé hors ligne et puis approximé par un produit de séries de Fourier. Le modèle géométrique inverse devient donc un problème de recherche numérique de la racine de cette fonction approximant le modèle géométrique (l'algorithme de Gauss-Newton a été utilisé). Un contrôleur PID est utilisé pour assurer le contrôle dans l'espace articulaire, ce qui rend les performances sensibles aux erreurs dues à la modélisation. La précision (EQM) du modèle géométrique utilisé est de l'ordre de 4 mm. La fonction d'approximation dégrade encore la modélisation et, par conséquent, le modèle géométrique inverse est donc moins précis.

La commande par raideur a été appliquée sur les RTC par Mahvash et al. [63]. Le contrôleur de la partie maître calcule la force désirée (3 DDL) de l'organe terminal en utilisant la mesure de sa position et la consigne de position donnée par le bras manipulateur. Cette force désirée est ensuite interprétée en articulations désirées via un modèle de déflexion. La commande articulaire est ensuite assurée à la partie esclave par un contrôleur PD.

Les consignes en position cartésienne dans [32] et [38] sont une interprétation du bras manipulateur de la partie maître. Les positions articulaires, qui correspondent à la pose désirée, sont obtenues en utilisant le modèle cinématique

inverse. L'approche utilisée pour calculer le modèle cinématique inverse est la méthode des moindres carrés généralisés avec amortissement. Les vitesses articulaires sont déterminées de telle sorte que le suivi de la trajectoire désirée soit assuré et que les limites des actionneurs et les configurations singulières soient évitées.

La commande par mode glissant a été utilisée pour contrôler la position d'un RTC compatible IRM et actionné pneumatiquement [40]. Cette architecture de contrôle appliquée aux RTC a donné de très bonnes performances, mais ont uniquement été étudiées au niveau des articulations (rotations et translations). Les performances de contrôle de la position de l'organe terminal n'ont pas été évaluées.

Le modèle géométrique rapide proposé dans [64] a été développé pour calculer la matrice jacobienne, cette dernière étant utilisée pour la commande cinématique inverse d'un RTC [36]. Ce modèle a été amélioré afin de contrôler la position du RTC sous des charges externes [39].

Boushaki et al. [65] ont proposé un contrôleur permettant de compenser les incertitudes de modélisation. Il a été testé en simulation et il sera détaillé dans le sous-paragraphe 4.2.

Afin d'éviter l'instabilité élastique et les limites articulaires (translations des tubes), Azimian et al. [66] ont proposé une commande cinématique inverse sous contraintes d'inégalités.

Nous résumons ces travaux dans le tableau 5.

TABLEAU 5. Architectures de contrôle des RTC.

Référence	Loi de commande	Télé-Op	L(mm)	T-R	F_{cycle} (Hz)	EQM (mm)
Webster et al. [61]	Asservissement visuel	Non	128,6	Oui	15	0,674
Dupont et al. [62]	PID	Oui	200	Oui	1000	4,2
Mahvash et al. [63]	Commande par raideur, PD	Oui	150	Oui	1000	-
Burgner et al. [38]	Commande géométrique inverse(CGI)	Oui	275	Oui	400	1.5
Comber et al. [40]	Mode glissant	Non	-	-	-	-
Xu et al. [36]	Commande géométrique inverse	Non	400	Oui	-	3,86
Xu et al. [39]	Sous charges externes	Non	303	Oui	-	1,4
Boushaki et al. [65]	Commande en couple	Non	409	-	-	1
Azimian et al. [66]	CGI sous contraintes	Non	312	Oui	1000	-

4.1. Commande par cinématique inverse. La commande est implémentée selon le schéma bloc présenté à la figure 18. Le Modèle Cinématique Inverse (MCI) utilisé est basé sur l'inversion de la matrice cinématique totale du robot J développée au paragraphe 2. Les vitesses articulaires \dot{q} , approximées à des incréments de positions articulaires notées Δq en simulation, sont ainsi calculées à partir du MCI et envoyées au modèle géométrique direct du robot pour en définir la pose.

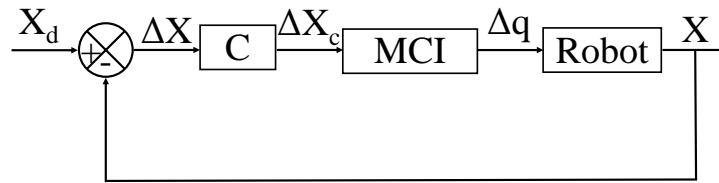


FIGURE 18. Schéma bloc de la commande en boucle fermée utilisant le modèle cinématique inverse.

Celle-ci est alors comparée à la pose désirée et l'erreur ΔX est compensée à travers le correcteur C . Les résultats de simulation, obtenus avec la même configuration de RTC du paragraphe 2.6, ont démontré un positionnement précis de l'organe terminal du robot. Différentes trajectoires ont été testées avec des tolérances d'erreur de l'ordre de 0.5 mm pour une longueur de robot déployée maximale de 350 mm . La figure 19 en montre deux exemples où le robot est parvenu à suivre la consigne avec une trajectoire discrétisée en plusieurs points.

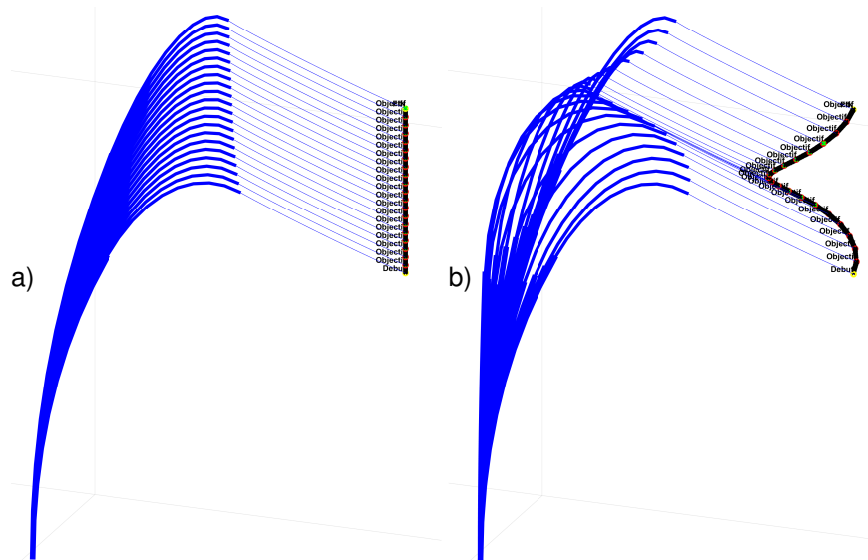


FIGURE 19. Deux exemples de la commande en boucle fermée avec une trajectoire a) rectiligne, et b) spirale. Le robot, ici en bleu, passe de la position la plus basse désignée par "Début" à la position la plus haute désignée par "Fin" en passant par les positions intermédiaires "Objectif".

4.2. Commande avancée. Le contrôleur proposé dans [65] assure la commande dans l'espace opérationnel et permet de compenser les incertitudes dues à la modélisation. Les performances de ce contrôleur ont été comparées à celles de la commande cinématique inverse en présence des incertitudes cinématiques pour

un RTC à deux tubes. Afin de créer ces incertitudes en simulation, deux modèles géométriques ont été considérés, le premier qui néglige la torsion (*MGD-A*) est utilisé pour estimer la matrice Jacobienne \hat{J} , et le deuxième (*MGD-B*) plus précis est utilisé pour simuler le comportement du robot réel face à des entrées articulaires q . La sortie τ du contrôleur proposé est un couple, qui est calculé en fonction de l'erreur cartésienne ΔX et de la transposée de la matrice jacobienne \hat{J}^T . Les deux schémas de contrôle à comparer sont présentés sur la figure 20.

Les résultats de simulation, présentés sur la figure 21, montrent que le contrôleur proposé dans [65] compense les incertitudes de modélisation, par contre la commande géométrique inverse est très sensible à ces incertitudes comme le montre la figure 21. Dans le cas étudié, la moyenne du carré de l'erreur est inférieure à 1 mm en utilisant le contrôleur proposé, contre 7 mm pour le cas de la commande géométrique inverse.

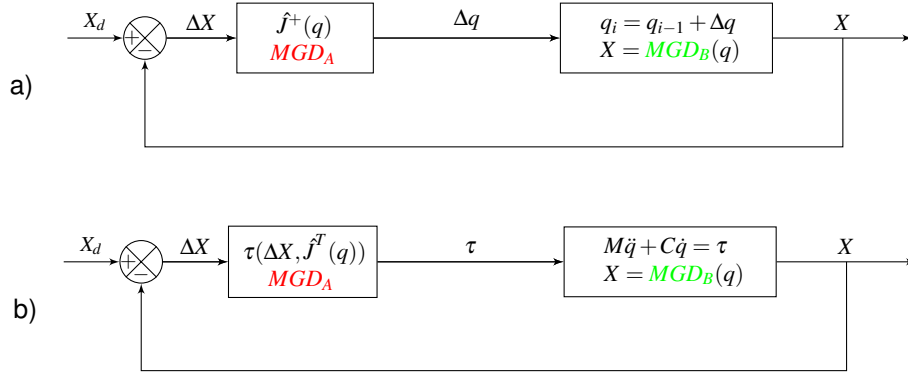


FIGURE 20. a) Schéma de commande par le modèle géométrique inverse, b) Schéma de commande en couple dans l'espace opérationnel.

5. PLANIFICATION DE TRAJECTOIRE

Afin de diriger le robot vers sa cible en présence de structures anatomiques sensibles, un planificateur de trajectoire basé sur l'anatomie du patient est primordial. Le planificateur de trajectoire calcule la séquence articulaire optimale qui permet à l'effecteur du robot d'atteindre la position désirée. Le calcul de la séquence d'actionnement optimale dépend fortement du modèle géométrique du robot. L'évolution des planificateurs de trajectoire destinés aux RTC a suivi l'évolution de leur modélisation géométrique.

Ces planificateurs ont été dédiés à plusieurs applications médicales différentes. Dans ce paragraphe, les planificateurs de trajectoires existants pour les RTC sont exposés avec une discussion sur la spécificité de chaque travail présenté.

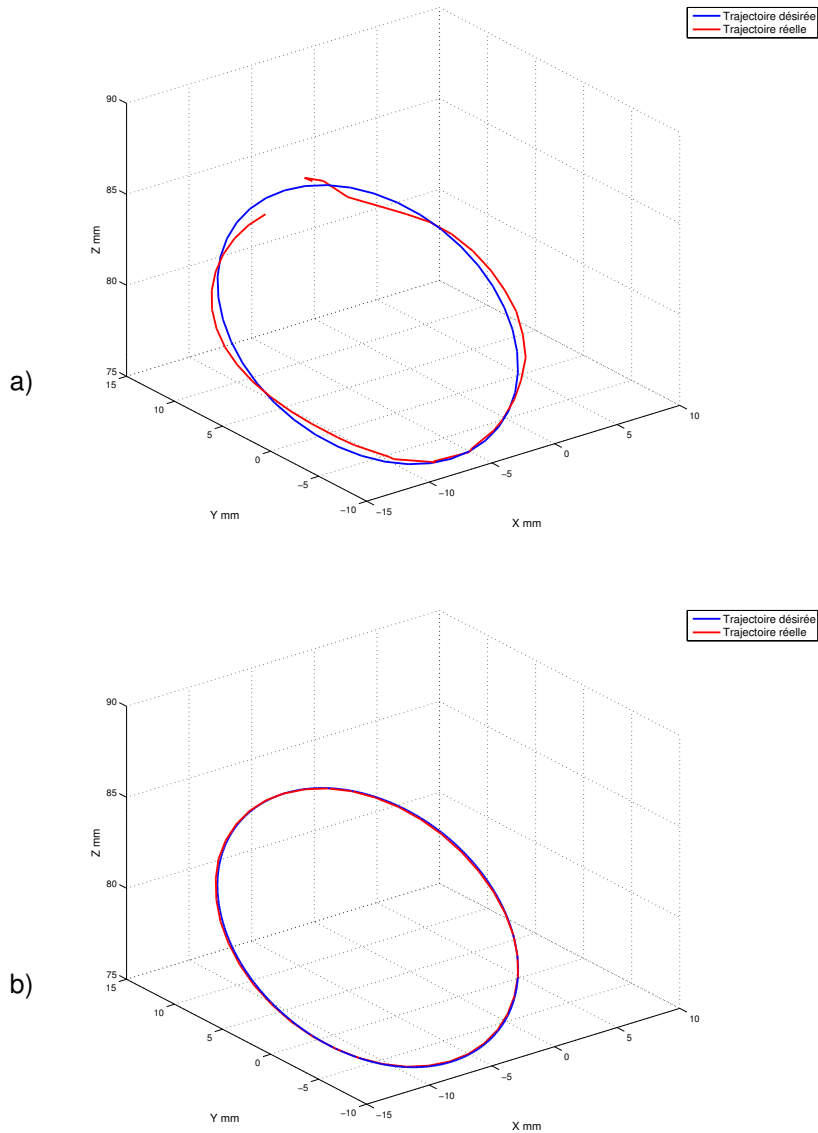


FIGURE 21. Suivi de trajectoire : a) Commande géométrique inverse, et b) Commande dans l'espace opérationnel.

Le premier travail en planification de trajectoires pour les RTC a été introduit par Lyons et al. [74]. Cet algorithme calcule les translations et les rotations des tubes qui guident le robot vers sa cible en évitant les obstacles anatomiques (des obstacles sphériques). Les translations et les rotations optimales sont calculées en se basant sur la position désirée, la pose initiale de l'organe terminal

et la représentation géométrique des obstacles. Le problème de planification de trajectoires est formulé mathématiquement par un problème d'optimisation non-linéaire avec contraintes transformé en une séquence de problèmes d'optimisation sans contraintes utilisant la méthode de pénalité. La fonction coût formule l'évitement d'obstacles et l'atteinte de la cible sous contraintes imposées sur les angles d'orientation des tubes et les longueurs des segments. La limitation de ce travail est l'utilisation d'un modèle géométrique très basique négligeant la flexion et la torsion d'interaction entre les tubes.

Un autre planificateur de trajectoires a été proposé dans [67]. Il calcule la configuration optimale du robot navigant à travers une structure tubulaire pour atteindre une cible. Ce travail est une extension du précédent avec un modèle géométrique plus précis et des contraintes tubulaires, qui est un scénario plus réaliste que les obstacles sphériques. Les entrées de l'algorithme sont similaires à celles du précédent, cependant, le modèle géométrique utilisé dans la formulation du problème est un modèle prenant en considération la flexion. L'algorithme est simulé en considérant la navigation à travers les bronchioles du poumon (extraites des coupes scannées d'un poumon humain).

Torres et al. ont utilisé l'algorithme Rapidly-Exploring Random (RRM) [68] pour calculer les commandes, qui guident le robot vers sa cible en minimisant la probabilité de collision [69]. Contrairement aux travaux précédents, ce planificateur de trajectoire utilise un modèle géométrique très précis qui considère la flexion et la torsion des tubes sur leurs parties droites et courbées. Dans ce travail, les méthodes RRT, RRM et RRG (Rapidly-Exploring Random Graph) [73] ont été comparées en terme de temps de calcul. Les méthodes RRM et RRG ont presque le même temps de calcul qui est plus court que celui de la méthode RRT malgré que l'RRM raffine la carte autour du chemin optimal une fois ce dernier est obtenu. L'application clinique considérée par ce travail est la neurochirurgie. Un autre travail réalisé par les mêmes auteurs [47] combine le problème d'optimisation de la conception avec la planification de trajectoire a été présenté dans le paragraphe 3.2.

Afin d'éviter l'instabilité élastique pouvant causer des problèmes de contrôle, un algorithme de planification de trajectoire spécifique a été développé par Bergeles et al. [70]. Celui-ci permet de trouver un chemin élastiquement stable en respectant les contraintes anatomiques en utilisant la méthode RRT* [71]. Cette dernière assure une optimalité asymptotique, ce qui n'est pas le cas pour la méthode RRT.

Le travail le plus récent en planification de trajectoire pour les RTC [72] utilise le modèle géométrique le plus précis, et permet une navigation sans collision de tout l'arbre du robot. L'approche proposée combine le calcul hors-ligne de la carte sans collision avec le contrôle en ligne de la position. La carte est construite en utilisant

l'algorithme RRG modifié. Le scénario médical de ce travail est la neurochirurgie endonasale.

Tous les travaux présentés ci-dessus sont regroupés dans le tableau 6.

TABLEAU 6. Planificateurs de trajectoire pour les RTC.

Planificateur	Méthode utilisée	Entrées de l'algorithme	Sorties de l'algorithme	Modèle utilisé	Application médicale
Lyons et al. [74]	Programmation non linéaire avec contraintes	<ul style="list-style-type: none"> • Position désirée • Pose initiale • Obstacles 	Translations et rotations des tubes	Modèle à raideur infinie	-
Lyons et al. [67]	Programmation non linéaire avec contraintes	<ul style="list-style-type: none"> • Position désirée • Pose initiale • Obstacles 	Translations et rotations des tubes	Modèle à flexion	Poumons
Torres et Alterovitz [69]	RRM	<ul style="list-style-type: none"> • Position désirée • Pose initiale • Obstacles 	Translations et rotations des tubes	Modèle à flexion et torsion	Base du crâne
Torres et al. [47]	RRT	<ul style="list-style-type: none"> • Conception des tubes • Configuration initiale • Nombre d'échantillons articulaires • Obstacles 	Arcs et sommets du graphe représentant la trajectoire	Modèle à flexion et à torsion	Poumons
Bergeles et Dupont [70]	RRT*	<ul style="list-style-type: none"> • Configuration initiale • Nombre d'échantillons • Obstacles 	Une séquence de configurations stables	Modèle à flexion et à torsion	Poumons
Torres et al. [72]	RRG	<ul style="list-style-type: none"> • Nouvelles positions désirée et actuelle à chaque itération • Obstacles 	Translations et rotations permettant l'évitement d'obstacle pour tout le robot	Modèle à flexion et à torsion	Poumons

6. LES APPLICATIONS DES ROBOTS À TUBES CONCENTRIQUES

Comme les RTC sont apparus récemment, les premières applications médicales commencent à peine à se développer. Les deux groupes de recherche les plus actifs sont ceux du Prof. Pierre Dupont à Boston Children Hospital et Harvard Medical School et du Dr. Robert J. Webster à Vanderbilt University (États-Unis). Ces applications médicales utilisent principalement les avantages des RTC,

à savoir dextérité, facilité de miniaturisation et biocompatibilité du matériau utilisé (Nitinol). Les applications connues, à ce jour, sont exposées dans ce qui suit et concernent essentiellement les travaux ayant abouti à un développement d'outils spécifiques et/ou à des tests sur cadavre.

6.1. Chirurgie cardiaque. La chirurgie à cœur battant en accédant par la veine jugulaire a été étudiée notamment dans [45] comme montré sur la figure 22. Un RTC à 3 tubes est proposé et un outil de découpe/aspiration ($\varnothing 1.9 \text{ mm}$) a été spécialement conçu pour permettre l'enlèvement et l'évacuation de tissu. L'outil utilisé est fabriqué par un procédé original qui s'appelle *EFAB*[®] (Electrochemical fabrication) proposé par la société Microfabrica³. Le système est contrôlé en mode téléopéré et validé sur un cœur porcine.

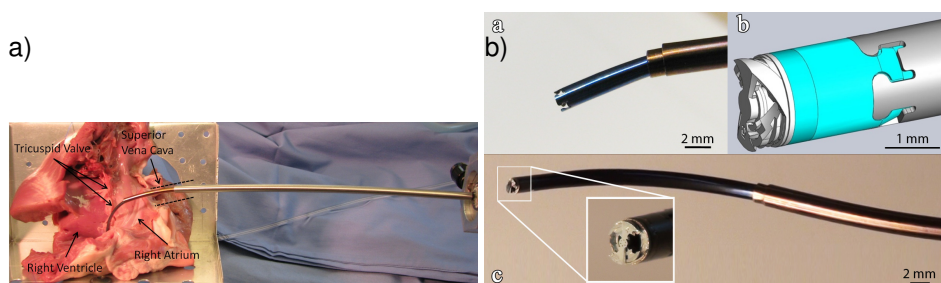


FIGURE 22. Système robotique pour la chirurgie cardiaque : a) test ex-vivo du robot et, b) son outil de découpe/aspiration tirées de [45].

6.2. Neurochirurgie.

6.2.1. Chirurgie transnasale de la base du crâne. L'utilisation des RTC pour la chirurgie de la base du crâne a été étudiée initialement dans [32, 75]. L'idée principale est d'accéder par les cavités nasales à la glande pituitaire ou à l'hypophyse pour enlever les tumeurs. Un système bimanuel, présenté sur la figure 23, équipé de forceps (Endo-Jaw, FB-211K, Olympus, Japan) et contrôlé en mode téléopéré a été proposé et validé par des tests sur cadavre.

6.2.2. Enlèvement d'hémorragie intracérébrale. L'évacuation des caillots lors d'une hémorragie cérébrale a été également étudiée comme champ d'application des RTC par [76]. Le système est présenté à la figure 24. Avec une connaissance a priori de l'espace de travail, une méthode d'optimisation des courbures des tubes a été développée afin d'accéder le plus efficacement possible à cette zone tout en maintenant un niveau opérationnel élevé. Le système est capable d'enlever 83 à 92% du volume des caillots.

³. <http://www.microfabrica.com>

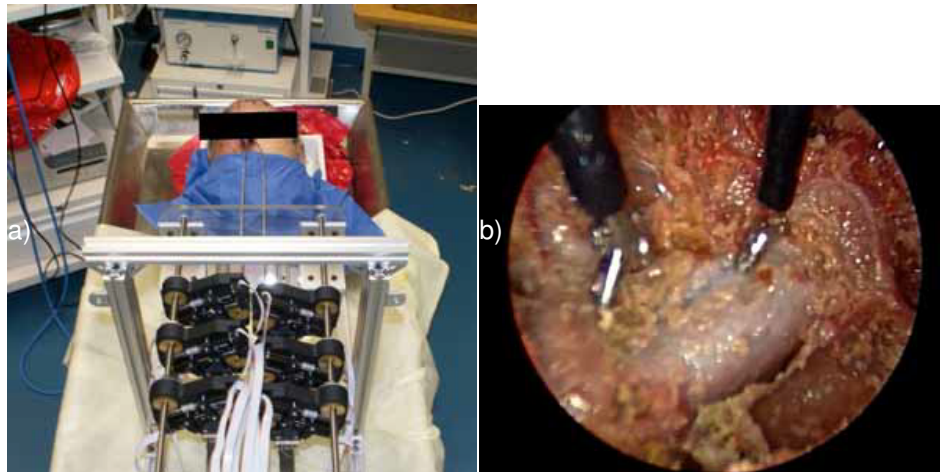


FIGURE 23. Système robotique pour l'accès par la base du nez : a) une vue globale du prototype ayant un \varnothing de 1.4 mm sur la partie distale, b) test sur cadavre [32].

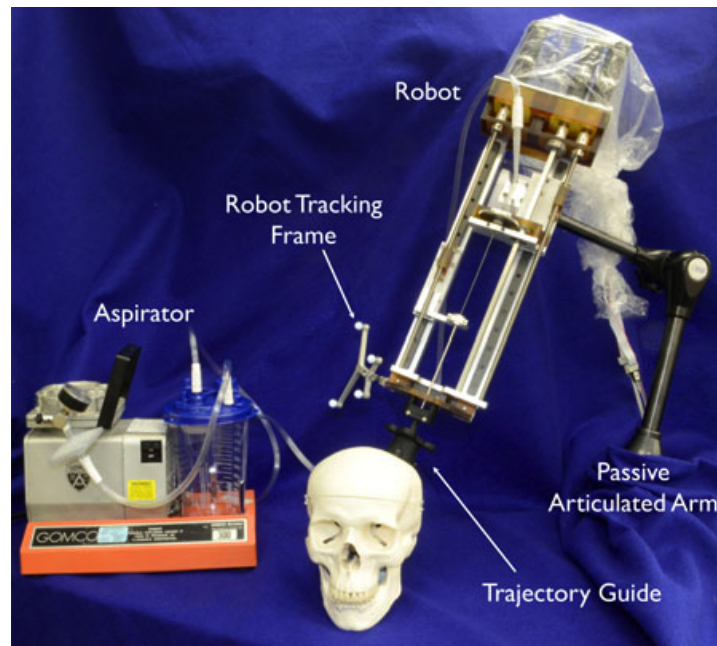


FIGURE 24. Système robotique d'évacuation des caillots dus à une hémorragie cérébrale [76].

6.3. Chirurgie de la prostate par laser. L'utilisation des RTC pour la chirurgie laser a été étudiée dans [14] et [77]. Les RTC présentent l'avantage de posséder un canal opérateur libre pour y introduire une fibre laser. Un prototype a été développé pour la chirurgie de la prostate [78], comme présenté sur la figure 25.

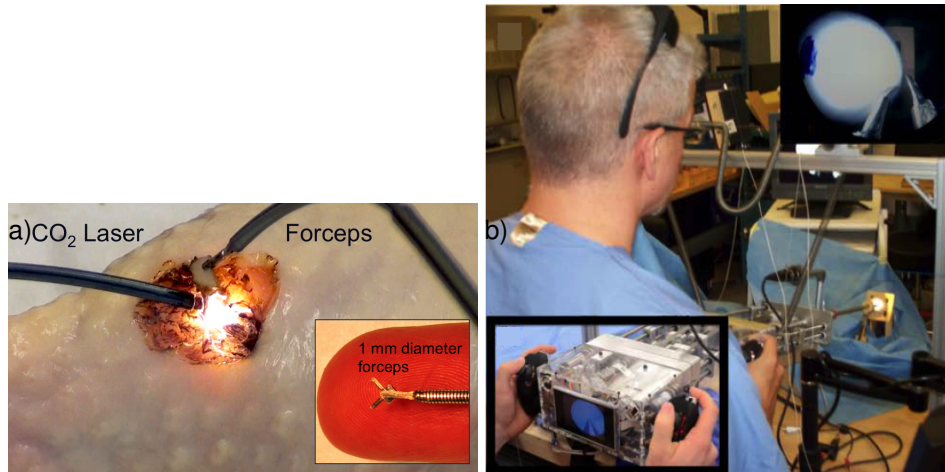


FIGURE 25. Systèmes robotiques pour la chirurgie laser : a) le prototype issu de [14], et b) le prototype pour la chirurgie de la prostate [78].

6.4. Intervention dans le poumon. Des interventions dans le poumon sont étudiées en intégrant deux tubes concentriques dans le canal opérateur d'un bronchoscope. La particularité du système robotique présenté dans la figure 26 est qu'il combine des tubes concentriques, une aiguille orientable ($\varnothing 0.78 \text{ mm}$) et actionnement par tendon du bronchoscope [79, 44] pour atteindre les bronches.

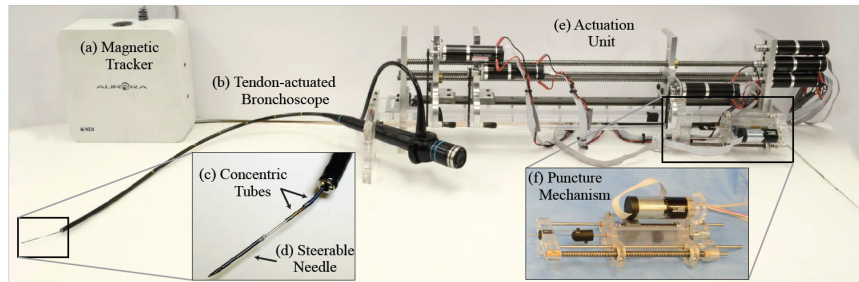


FIGURE 26. Les trois composants du système de ponction dans les bronches comprennent : (a) un capteur magnétique, (b) une partie actionnée par tendon du bronchoscope flexible, (c) un RTC, (d) une aiguille orientable, (e) une unité d'actionnement, et (f) un mécanisme de ponction [44].

7. PROTOTYPES DE RTC EN FRANCE

D'autres travaux sont en cours dans les laboratoires de recherche français et plus particulièrement l'équipe MiNaRoB (Micro-/Nano-Robotique Biomédicale) du département AS2M de l'institut FEMTO-ST, Besançon et l'équipe robotique médicale attachée à l'équipe DEXTER du LIRMM à Montpellier.

7.1. **Institut FEMTO-ST, Besançon.** Dans le cadre d'un projet financé par le Labex ACTION⁴ sur le volet Valorisation/Formation, un prototype de RTC a été fabriqué au département AS2M (Automatique et Systèmes Micro-Mécatroniques). Il est équipé d'une unité d'actionnement à trois translations et trois rotations (de marque OWIS, Allemagne) et dispose de systèmes de fixation modulaire des tubes. Généralement les tubes sont achetés non-courbés et leur mise en forme est réalisée au sein d'AS2M à travers l'utilisation de matrices et d'un four capable de monter jusqu'à 600°C pendant 30 minutes, suivi d'un trempage dans l'eau. La mesure de la position et de l'orientation de l'effecteur est assurée par un capteur magnétique AURORA (de marque Northern Digital Inc., Canada). Ce prototype (figure 27) est développé en vue du diagnostic par tomographie par cohérence optique (OCT) de cancers gastro-intestinaux et/ou de leur traitement par des lasers embarqués. Il a été conçu pour être ouvert et modifiable selon le besoin afin de permettre la validation des algorithmes de commande développés au sein du département.

Par ailleurs, le projet ANR NEMRO⁵ propose l'utilisation de RTC à actionnement hybride (des moteurs déportés et du micro-actionnement embarqué) pour inspecter le bulbe olfactif par une sonde OCT afin de vérifier le lien entre la perte de l'olfaction et les maladies neurodégénératives. Le but final est de pouvoir effectuer un diagnostic précoce.

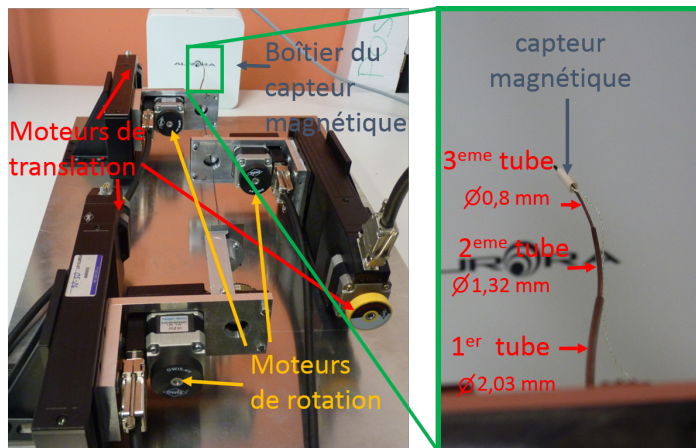


FIGURE 27. Prototype développé à l'institut FEMTO-ST équipé de 3 rotations et 3 translations.

7.2. **LIRMM, Montpellier.** Dans le cadre d'un projet financé par le LABEX CAMI⁶, un prototype a été conçu pour la neurochirurgie des tumeurs profondes. La procédure conventionnelle nécessite une large ouverture crânienne avec un éventuel

4. <http://www.labex-action.fr/>.

5. <http://projects.femto-st.fr/projet-nemro/>.

6. <http://cami-labex.fr/>.

soulèvement du cerveau, ce qui peut produire des effets postopératoires indésirables et parfois insupportables. Les tumeurs cérébrales, qui pourraient être atteintes via un accès par les cavités nasales, sont les tumeurs profondes au niveau du lobe frontal du cerveau.

Les limites articulaires, le nombre de tubes et leurs dimensions ont été sélectionnés ou calculés pour répondre aux besoins de cette procédure transnasale telle que l'accès à la cible sans dommage de la structure anatomique sensible, l'accessibilité de l'espace chirurgical et l'évitement des configurations instables du robot causant un risque pour le patient. Une partie de ce travail a été déjà présentée dans [80].

Le prototype est composé de trois blocs (deux apparaissent sur la figure 28) d'actionnement. Les mouvements de translations sont couplés (chaque bloc en translation tire/pousse le(s) bloc(s) qui lui succède(nt)) et ceux de rotations sont découplés. Les variateurs utilisés sont des cartes *EPOS3* connectées à l'ordinateur via *EtherCAT*. L'ordinateur tourne sous Linux avec un noyau patché *RTAI* (RealTime Application Interface) pour assurer le contrôle en temps réel. La validation du contrôleur proposé dans [65] sur cette plateforme est en cours.

8. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cet article couvre la littérature des robots à tubes concentriques (RTC) et aborde les avancées sur leurs axes principaux de recherche. Les travaux existants, à ce jour, en modélisation avec différentes prises en compte des phénomènes physiques mis en jeu (flexion et torsion) ont été développés. De plus, un panorama relativement exhaustif des travaux de conception des unités d'actionnement des RTC et d'optimisation des dimensions et des formes des tubes a été exposé. Par ailleurs, les avancées concernant la planification de trajectoire et la commande appliquées aux RTC ont été détaillées. D'autre part, un tour d'horizon des différentes applications médicales en cours de validation a été présenté et a démontré l'énorme potentiel des RTC. Finalement, des prototypes fonctionnels développés par les deux équipes de recherche françaises traitant de ce sujet ont été présentés avec une validation expérimentale de différentes approches.

Concernant les améliorations à apporter aux RTC, elles relèvent essentiellement des éventuelles instabilités élastiques, illustrées notamment par le phénomène de détente. Ces problèmes peuvent être inhibés en optimisant la géométrie des tubes (longueur, diamètre, courbure et structuration) et le matériau utilisé (Nitinol ou PTFE⁷ [59]). Ainsi, un compromis entre la stabilité/navigation et l'accessibilité reste encore un sujet d'investigation technologique ouvert et dépendant de l'application visée.

7. PolyTétraFluoroÉthylène ou Téflon.

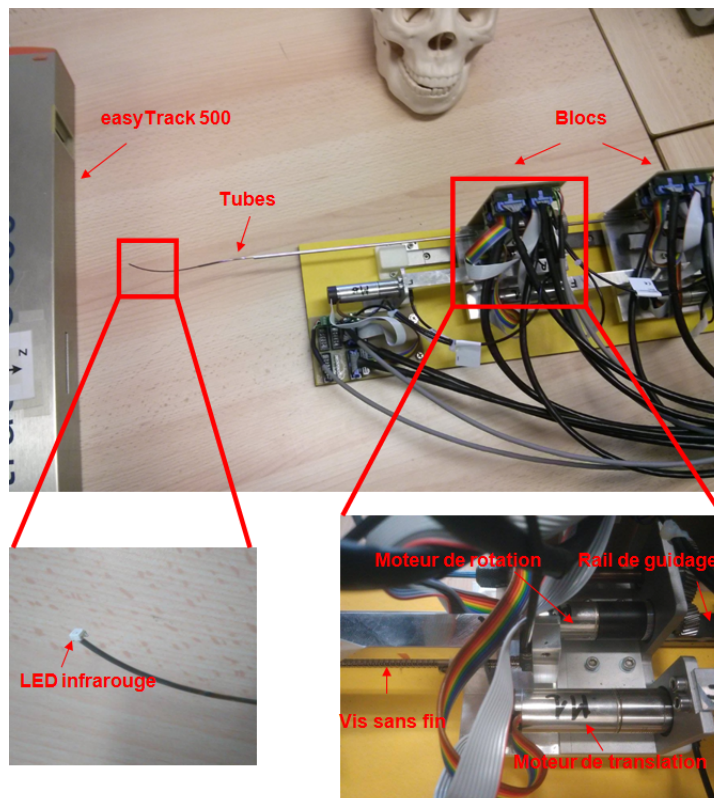


FIGURE 28. Prototype développé au LIRMM équipé de 3 rotations et 3 translations.

Il est aussi possible d'imaginer d'autres domaines d'applications des RTC tels que l'endoscopie industrielle et la robotique manufacturière dédiée aux objets millimétriques de forme complexe.

Pour les prototypes de RTC à deux ou à plusieurs bras, les algorithmes d'optimisation doivent considérer, en plus des espaces de travail, la collision entre les bras tout en améliorant la stabilité élastique et l'accessibilité. Beaucoup de travaux ont été menés sur la modélisation des RTC et ont donné lieu à des modèles avec un compromis précision/complexité et temps de calcul. Des techniques numériques pourraient améliorer simultanément le temps de calcul pour estimer la forme du robot.

Les travaux existants en commande des RTC se limitent au contrôle de la position de l'organe terminal. Cependant, des améliorations peuvent amener à la commande complète de toute la pose, voire la forme totale du robot.

Finalement, nous pouvons remarquer que peu de travaux se sont intéressés à l'intégration d'outils et de capteurs à l'extrémité du robot et à la complexité de la connectique de ces instruments comme abordé dans [81].

REMERCIEMENTS

Ce travail a bénéficié du support du Labex CAMI (ANR-11-LABX-0004-01), du Labex ACTION (ANR-11-LABX-0001-01) et du projet NEMRO (ANR-14-CE17-0013).

RÉFÉRENCES

- [1] S. Varadarajulu, S. Banerjee, B. A. Barth, D. J. Desilets, V. Kaul, S. R. Kethu, M. C. Pedrosa, P. R. Pfau, J. L. Tokar, A. Wang, L.-M. Wong Kee Song, and S. A. Rodriguez, "Gi endoscopes - report on emerging technology," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 74, no. 1, pp. 1–6, 2011.
- [2] D. Trivedi, C. D. Rahn, W. M. Kier, and I. D. Walker, "Soft robotics : Biological inspiration, state of the art, and future research," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 5, no. 3, pp. 99–117, 2008.
- [3] R. J. Webster III and B. A. Jones, "Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots : A review," *International Journal of Robotics Research*, vol. 29, no. 13, pp. 1661–1683, 2010.
- [4] D. B. Camarillo, C. F. Milne, C. R. Carlson, M. R. Zinn, and J. K. Salisbury, "Mechanics modeling of tendon-driven continuum manipulators," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 6, pp. 1262–1273, 2008.
- [5] B. Bardou, P. Zanne, F. Nageotte, and M. de Mathelin, "Control of a multiple sections flexible endoscopic system," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Taipei, Taiwan), pp. 2345–2350, Oct 2010.
- [6] M. Ikeuchi and K. Ikuta, "Development of pressure-driven micro active catheter using membrane micro emboss following excimer laser ablation (meme-x) process," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Kobe, Japan), pp. 4469–4472, 2009.
- [7] Y. Haga, T. Mineta, W. Makishi, T. Matsunaga, and M. Esashi, "Active bending catheter and endoscope using shape memory alloy actuators," in *IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, (Pisa, Italy), pp. 107–126, Feb 2006.
- [8] J. Szewczyk, E. Marchandise, P. Flaud, L. Royon, and R. Blanc, "Active catheters for neuroradiology," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 23, no. 1, p. 105, 2011.
- [9] R. J. Webster III, J. S. Kim, N. J. Cowan, G. S. Chirikjian, and A. M. Okamura, "Nonholonomic modeling of needle steering," *International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 509–525, 2006.
- [10] K. Xu and N. Simaan, "Analytic formulation for kinematics, statics, and shape restoration of multibackbone continuum robots via elliptic integrals," *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 2, pp. 1–13, 2010.
- [11] W. R. Daum, "Deflectable needle assembly," June 3 2003. US Patent 6,572,593.
- [12] J. Furusho, R. Murai, T. Fujimoto, T. Ono, Y. Chiba, and H. Horio, "A new medical mechatronics system for percutaneous umbilical blood sampling using curved multi-tube," in *International Conference on Complex Medical Engineering*, no. 5, (Takamatsu, Japan), pp. 88–92, 2005.
- [13] R. J. Webster III, A. M. Okamura, and N. J. Cowan, "Toward active cannulas : Miniature snake-like surgical robots," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Beijing, China), pp. 2857–2863, Oct 2006.
- [14] P. E. Dupont, J. Lock, B. Itkowitz, and E. Butler, "Design and control of concentric-tube robots," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 26, no. 2, pp. 209–225, 2010.

- [15] R. J. Webster III, J. M. Romano, and N. J. Cowan, "Mechanics of precurved-tube continuum robots," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, pp. 67–78, 2009.
- [16] T. Duerig, A. Pelton, and D. Stöckel, "An overview of nitinol medical applications," *Materials Science and Engineering : A*, vol. 273, pp. 149–160, 1999.
- [17] R. M. Murray, Z. L. Li, and S. S. Sastry, *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*. CRC Press, 1994.
- [18] R. J. Webster III, J. M. Romano, and N. J. Cowan, "Mechanics of precurved-tube continuum robots," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 1, pp. 67–78, 2009.
- [19] E. Cosserat and F. Cosserat, *Théorie des corps déformables*, vol. 3. Paris : Cornell University Library, 1909.
- [20] J. Park and W.-k. Chung, "Geometric integration on Euclidean group with application to articulated multibody systems," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, pp. 850–863, Oct. 2005.
- [21] J. Lock, G. Laing, M. Mahvash, and P. E. Dupont, "Quasistatic modeling of concentric tube robots with external loads," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Taipei, Taiwan), pp. 2325–2332, Oct 2010.
- [22] D. C. Rucker, B. A. Jones, and R. J. Webster III, "A geometrically exact model for externally loaded concentric-tube continuum robots," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 26, no. 5, pp. 769–780, 2010.
- [23] J. Ha, F. Park, and P. Dupont, "Elastic stability of concentric tube robots subject to external loads," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. PP, no. 99, pp. 1–1, 2015.
- [24] D. C. Rucker, R. J. Webster III, G. S. Chirikjian, and N. J. Cowan, "Equilibrium conformations of concentric-tube continuum robots," *International Journal of Robotics Research*, vol. 29, no. 10, pp. 1263–1280, 2010.
- [25] J.-S. Kim, D.-Y. Lee, K. Kim, S. Kang, and K.-J. Cho, "Toward a solution to the snapping problem in a concentric-tube continuum robot : Grooved tubes with anisotropy," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Hong Kong, China), pp. 5871–5876, May 2014.
- [26] T. Yoshikawa, "Manipulability and redundancy control of robotic mechanisms," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 2, (Saint Louis, USA), pp. 1004–1009, Mar 1985.
- [27] T. Yoshikawa, "Manipulability of robotic mechanisms," *International Journal of Robotics Research*, vol. 4, no. 2, pp. 3–9, 1985.
- [28] C. A. Klein and B. E. Blaho, "Dexterity measures for the design and control of kinematically redundant manipulators," *International Journal of Robotic Research*, vol. 6, pp. 72–83, Jul. 1987.
- [29] J. Angeles and C. S. López-Cajún, "Kinematic isotropy and the conditioning index of serial robotic manipulators," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 11, no. 6, pp. 560–571, 1992.
- [30] M. Tandirci, J. Angeles, and F. Ranjbaran, "The characteristic point and the characteristic length of robotic manipulators," in *ASME 22nd Biennial Conference, Robotics, Spatial Mechanisms, and Mechanical Systems*, vol. 45, (Scottsdale, Arizona), pp. 203–208, 1992.
- [31] R. J. Webster III, *Design and Mechanics of Continuum Robot for Surgery*. PhD thesis, The John Hopkins University, USA, 2007.
- [32] J. Burgner, P. J. Swaney, D. C. Rucker, H. B. Gilbert, S. T. Nill, P. T. Russell, K. D. Weaver, and R. J. Webster III, "A bimanual teleoperated system for endonasal skull base surgery," in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (San Francisco, CA, USA), pp. 2517–2523, Sep 2011.

- [33] D. C. Cardona, "A MRI compatible concentric tube continuum robot with pneumatic actuation," Master's thesis, Vanderbilt University, 2012.
- [34] H. Su, D. C. Cardona, W. Shang, A. Camilo, G. a. Cole, D. C. Rucker, R. J. Webster III, and G. S. Fischer, "A MRI-guided concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation : A feasibility study," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1939–1945, 2012.
- [35] H. Gosline, N. V. Vasilyev, E. J. Butler, C. Folk, a. Cohen, R. Chen, N. Lang, P. J. del Nido, and P. E. Dupont, "Percutaneous intracardiac beating-heart surgery using metal MEMS tissue approximation tools," *International Journal of Robotics Research*, vol. 31, no. 9, pp. 1081–1093, 2012.
- [36] R. Xu, A. Asadian, A. S. Naidu, and R. V. Patel, "Position control of concentric-tube continuum robots using a modified jacobian-based approach," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Karlsruhe, Germany), pp. 5813–5818, May 2013.
- [37] R. J. Hendrick, S. D. Herrell, and R. J. Webster III, "A Multi-Arm Hand-Held Robotic System for Transurethral Laser Prostate Surgery," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Hong Kong, China), pp. 2850–2855, 2014.
- [38] J. Burgner, D. C. Rucker, H. B. Gilbert, P. J. Swaney, P. T. Russell, K. D. Weaver, and R. J. Webster III, "A Telerobotic System for Transnasal Surgery," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 3, pp. 996–1006, 2013.
- [39] R. Xu, A. Asadian, S. F. Atashzar, and R. V. Patel, "Real-time trajectory tracking for externally loaded concentric-tube robots," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Hong Kong, China), pp. 4374–4379, May 2014.
- [40] D. B. Comber, D. Cardona, R. J. Webster III, and E. J. Barth, "Sliding Mode Control of an MRI-Compatible Pneumatically Actuated Robot," in *Proceedings of the Fluid Power and Motion Control Symposium*, pp. 283–293, 2012.
- [41] P. J. Swaney, J. M. Croom, J. Burgner, H. B. Gilbert, D. C. Rucker, R. J. Webster III, K. D. Weaver, and P. T. R. III, "Design of a quadramanual robot for single-nostril skull base surgery," in *Annual Dynamic Systems and Control Conference*, 2012.
- [42] J. Burgner, P. J. Swaney, T. L. Bruns, M. S. Clark, D. C. Rucker, E. C. Burdette, and R. J. Webster III, "An Autoclavable Steerable Cannula Manual Deployment Device : Design and Accuracy Analysis," *Journal of Medical Devices*, vol. 6, no. 4, pp. 41007–1 – 41007–7, 2012.
- [43] E. J. Butler, R. Hammond-Oakley, S. Chawarski, A. H. Gosline, P. Codd, T. Anor, J. R. Madsen, P. E. Dupont, and J. Lock, "Robotic Neuro-Endoscope wick Concentric Tube Augmentation," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2941–2946, 2012.
- [44] P. J. Swaney, A. Mahoney, H. B. Gilbert, A. Ramirez, E. Lamers, B. Hartley, R. Feins, R. Alterovitz, and R. J. Webster III, "Tendons, concentric tubes, and a bevel tip : Three steerable robots in one transoral lung access system," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 5378–5383, 2015.
- [45] A. H. Gosline, N. V. Vasilyev, A. Veeramani, M. Wu, G. Schmitz, R. Chen, V. Arabagi, P. J. del Nido, and P. E. Dupont, "Metal mems tools for beating-heart tissue removal," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Saint Paul, USA), pp. 1921–1926, May 2012.
- [46] T. Anor, J. R. Madsen, and P. E. Dupont, "Algorithms for design of continuum robots using the concentric tubes approach : A neurosurgical example," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Shanghai, China), pp. 667–673, Jan 2011.
- [47] L. G. Torres, R. J. Webster III, and R. Alterovitz, "Task-oriented design of concentric tube robots using mechanics-based models," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (Vilamoura, Portugal), pp. 4449–4455, Oct 2012.

- [48] D. C. Rucker and R. J. Webster III, "Parsimonious evaluation of concentric-tube continuum robot equilibrium conformation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 9, pp. 2308–2311, 2009.
- [49] C. Bedell, J. Lock, A. Gosline, and P. E. Dupont, "Design optimization of concentric tube robots based on task and anatomical constraints," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 31, pp. 398–403, 2011.
- [50] C. Audet and J. Dennis, "Analysis of Generalized Pattern Searches," *SIAM Journal on Optimization*, pp. 889–903, 2003.
- [51] S. M. LaValle, "Planning Algorithms," *Cambridge, U.K. : Cambridge University Press*, 2006.
- [52] J. Burgner, H. B. Gilbert, and R. J. Webster III, "On the computational design of concentric tube robots : Incorporating volume-based objectives," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1193–1198, 2013.
- [53] J. Ha, F. C. Park, and P. E. Dupont, "Achieving Elastic Stability of Concentric Tube Robots Through Optimization of Tube Precurvature," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2014.
- [54] J. Huang, S. M. Farritor, A. Qadi, and S. Goddard, "Localization and follow-the-leader control of a heterogeneous group of mobile robots," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, no. 2, pp. 205–215, 2006.
- [55] H. Choset and W. Henning, "A follow-the-leader approach to serpentine robot motion planning," *Journal of Aerospace Engineering*, vol. 12, no. 2, pp. 65–73, 1999.
- [56] H. B. Gilbert and R. J. Webster III, "Can concentric tube robots follow the leader?," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4881–4887, 2013.
- [57] H. B. Gilbert, J. Neimat, and R. J. Webster III, "Concentric tube robots as steerable needles : Achieving follow-the-leader deployment," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, no. 2, pp. 246–258, 2015.
- [58] C. Bergeles, A. H. Gosline, N. V. Vasilyev, P. J. Codd, P. J. del Nido, and P. E. Dupont, "Concentric tube robot design and optimization based on task and anatomical constraints," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, pp. 67–84, Feb. 2015.
- [59] D. Lee, J. Kim, J. Kim, C. Baek, G. Noh, D. Kim, K. Kim, S. Kang, and K. Cho, "Anisotropic patterning to reduce instability of concentric-tube robots," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, pp. 1311–1323, Dec 2015.
- [60] M. T. Chikhaoui, K. Rabenorosoa, and N. Andreff, "Kinematic modeling of an eap actuated continuum robot for active micro-endoscopy," in *Advances in Robot Kinematics* (J. Lenarčič and O. Khattib, eds.), pp. 457–465, Springer International Publishing, 2014.
- [61] R. J. Webster III, J. P. Swensen, J. M. Romano, and N. J. Cowan, "Closed-form differential kinematics for concentric-tube continuum robots with application to visual servoing," *Springer Tracts in Advanced Robotics*, vol. 54, pp. 485–494, 2009.
- [62] P. E. Dupont, J. Lock, and B. Itkowitz, "Real-time position control of concentric tube robots," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 562–568, 2010.
- [63] M. Mahvash and P. E. Dupont, "Stiffness Control of Surgical Continuum Manipulators," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, no. 2, pp. 334–345, 2011.
- [64] R. Xu and R. V. Patel, "A fast torsionally compliant kinematic model of concentric-tube robots.," in *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, vol. 2012, pp. 904–7, Jan. 2012.

- [65] M. N. Boushaki, C. Liu, and P. Poignet, "Task-space position control of concentric-tube robot with inaccurate kinematics using approximate jacobian," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 5877–5882, 2014.
- [66] H. Azimian, T. Looi, and J. Drake, "Closed-loop inverse kinematics under inequality constraints : Application to concentric-tube manipulators," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 498 – 503, 2014.
- [67] L. A. Lyons, R. J. Webster III, and R. Alterovitz, "Planning active cannula configurations through tubular anatomy," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, (Anchorage, USA), pp. 2082–2087, May 2010.
- [68] S. P. R. Alterovitz and A. Derbakova, "Rapidly-exploring roadmaps : Weighing exploration vs. refinement in optimal motion planning," *Proc. IEEE Int. Conf. Robotics and Automation (ICRA)*, May 2011.
- [69] L. G. Torres and R. Alterovitz, "Motion planning for concentric tube robots using mechanics-based models," in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5153–5159, 2011.
- [70] C. Bergeles and P. E. Dupont, "Planning stable paths for concentric tube robots," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3077–3082, IEEE, Nov. 2013.
- [71] S. Karaman and E. Frazzoli, "Incremental sampling-based algorithms for optimal motion planning," *Computing Research Repository*, 2010.
- [72] L. G. Torres, C. Baykal, and R. Alterovitz, "Interactive-rate Motion Planning for Concentric Tube Robots," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 1915–1921, 2014.
- [73] S. Karaman and E. Frazzoli, "Sampling-based algorithms for optimal motion planning," *International Journal of Robotics Research*, vol. 30, no. 7, pp. 846 – 894, 2011.
- [74] L. A. Lyons, R. J. Webster III, and R. Alterovitz, "Motion planning for active cannulas," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 801–806, 2009.
- [75] J. S. Schneider, J. Burgner, R. J. Webster III, and P. T. Russell III, "Robotic surgery for the sinuses and skull base : what are the possibilities and what are the obstacles?," *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 21, no. 1, pp. 11–16, 2013.
- [76] J. Burgner, P. J. Swaney, R. A. Lathrop, K. D. Weaver, and R. J. Webster III, "Debulking from within : A robotic steerable cannula for intracerebral hemorrhage evacuation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 9, pp. 2567–2575, 2013.
- [77] D. C. Rucker, J. M. Croom, and R. J. Webster III, "Aiming surgical lasers with an active cannula," *ASME Journal of Medical Devices*, vol. 3, no. 2, 2009.
- [78] R. J. Hendrick, C. R. Mitchell, S. D. Herrell, and R. J. Webster III, "Concentric tube robots for transurethral prostate surgery : Matching the workspace to the endoscopic field of view," in *The Hamlyn Symposium on Medical Robotics*, p. 23, 2014.
- [79] P. Swaney, H. Gilbert, R. Hendrick, O. Commichau, R. Alterovitz, and R. Webster III, "Transoral steerable needles in the lung : How non-annular concentric tube robots can improve targeting," in *Hamlyn Symposium on Medical Robotics*, 2015.
- [80] M. N. Boushaki, C. Liu, V. Trevillot, and P. Poignet, "Endonasal endoscopic approach for deep brain tumors using concentric tube robot," in *SURGETICA*, 2014.
- [81] H. B. Gilbert, D. C. Rucker, and R. J. Webster III, "Concentric tube robots : The state of the art and future directions," in *International Symposium on Robotic Research*, 2013.