Conception d'un dispositif neurochirurgical robotisé à base de matériaux actifs pour le suivi de trajectoire courbe

Dimitri Gouot

▶ **To cite this version:**

Dimitri Gouot. Conception d'un dispositif neurochirurgical robotisé à base de matériaux actifs pour le suivi de trajectoire courbe. Automatique / Robotique. Université Clermont Auvergne, 2022. Français. NNT : 2022UCFAC039 . tel-03998597

HAL Id: tel-03998597

https://theses.hal.science/tel-03998597

Submitted on 21 Feb 2023

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

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

Université Clermont Auvergne

École Doctorale Sciences Pour l'Ingénieur

Thèse

Dimitri Gouot

Pour l'obtention du grade de

Docteur d'Université

Spécialité : Génie Mécanique

Conception d'un dispositif neurochirurgical robotisé à base de matériaux actifs pour le suivi de trajectoire courbe

Présentée et soutenue publiquement le 17 Mai 2022

Composition du Jury :

Mme HAEGELEN Claire, Professeur PH, Unviersité Claude Bernard Lyon 1

M. CORRALES RAMOON Juan Antonio, Chercheur, Université de Saint Jacques de Compostelle

M. LOBODA Volodymyr, Professeur, Oles Honchar Dnipro National University

M. POP Ion Octavian, Maître de conférences HDR, Université de Limoges

M. CHAPELLE Frédéric, Maître de conférences HDR, Clermont Auvergne INP

M. LEMAIRE Jean-Jacques, Professeur, Université Clermont Auvergne, co-directeur de thèse

M. LAPUSTA Yuri, Professeur, Clermont Auvergne INP, directeur de thèse

Institut Pascal - M3G départements

UMR 6602 CNRS/UCA, F-63000 Clermont-Ferrand, France

Abstract

The goal of this thesis is to answer the following problem: To follow curved trajectories in the brain, in order to perform various neurosurgical operations. To answer this question, it is necessary to develop a robotic device able to progress in the brain, while meeting the constraints of neurosurgery.

The first step is to define the constraints related to neurosurgery, as well as the objectives to be achieved. This leads to the definition of a list of requirements. To complete this list, it is necessary to answer another problem, that of defining the notion of curved trajectory in neurosurgery and to characterize a desired typical trajectory.

An algorithm of generation of curved trajectories for neurosurgery, based on the use of Bézier curves, by integrating the operator and his knowledge is developed. Once the typical trajectory is created and validated by the surgeon, it is defined, thanks to the presetend criteria that we have established. These criteria were then transferred to the list of requirements to complete it.

A bibliographical study about the materials qualified as active or intelligent materials is presented. The reflection allowing to choose the material allowing to answer in the best to the problematic and to the requirements.

A second bibliographical study concerning the manufacturing of IPMCs is exposed, and leads to the design and the implementation of the manufacturing process. This manufacturing process is divided into two main steps, the shaping of the polymer by 3D printing and the creation of electrodes by electroless plating method. This process has allowed the production of several actuators of cylindrical shape. Locks remain to be solved to allow the actuation of the IPMCs manufactured.

Even if some locks are still present, the preliminary results obtained are promising. A collaboration with specialists, in particular in chemistry, should lead to the production of functional actuators and so of the designed prototype.

Keywords : Neurosurgery, Brain, Tumor, Soft and continuous robots, Active and smart materials, Electroactive polymers, 4D printing, Nafion R1100 extrusion, Ion exchange polymers, Neurosurgical path planning

Résumé

L'objectif de ces travaux de thèse est de répondre à la problématique suivante : *Suivre des trajectoires courbes dans le cerveau, dans l'objectif de réaliser diverses opérations de neurochirurgie.* Pour répondre à cela il est nécessaire de développer un dispositif robotisé capable de progresser dans le cerveau, tout en respectant les contraintes de la neurochirurgie.

La première étape consiste à définir les contraintes liées à la neurochirurgie, ainsi que les objectifs à atteindre. Cela amène à la définition d'une liste des exigences. Pour compléter cette liste, il est nécessaire de répondre à une autre problématique, celle de définir la notion de trajectoire courbe en neurochirurgie et de caractériser une trajectoire type désirée.

Un algorithme de génération de trajectoire courbe pour la neurochirurgie, basé sur l'utilisation de courbes de Bézier, en intégrant l'opérateur et son savoir dans le tracé, est développé. Une fois la trajectoire type créée et validée par le chirurgien, elle est définie, grâce à des critères que nous avons établis. Ces critères ont ensuite été reportés dans la liste des exigences afin de la compléter.

Une étude bibliographique sur les matériaux dits actifs ou intelligents est présentée. La réflexion permettant de choisir le matériau permettant de répondre au mieux à la problématique et aux exigences posées.

Une deuxième étude bibliographique sur la fabrication des IPMCs est exposée, et aboutit à la création ainsi qu'à la mise en place du procédé de fabrication. Ce procédé de fabrication se divisent en deux grandes étapes, la mise en forme du polymère par impression 3D et la création des électrodes par *electroless plating method*. Ce procédé a permis la production de plusieurs actionneurs de formes cylindrique. Des verrous restent à résoudre pour débloquer l'actionnement des IPMCs produits.

Même si des verrous sont encore présents, les résultats obtenus sont prometteurs. Une collaboration avec des spécialistes, notamment en chimie, devrait conduire à la production d'actionneurs fonctionnelles et donc du prototype conçu.

Mots Clés : Neurochirurgie, Cerveau, Tumeur, Robots souples et continues, Matériaux actifs et intelligents, Polymères électro-actifs, Impression 4D, Extrusion de Nafion R1100, Polymères échangeurs d'ions, Planification de trajectoires neurochirurgicales

Remerciements

Cette thèse a été préparée à Sigma-Clermont, avec le laboratoire « Institut Pascal » de l'Université Clermont-Auvergne. Ce projet a été financé par le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche et de l'Innovation. Les travaux ont également impliqué la collaboration du CHU de Clermont Ferrant ainsi que celle de l'Institut de Chimie de Clermont Ferrand (ICCF).

Je souhaite remercier en premier lieu les membres de mon jury pour avoir accepté d'examiner mon travail, pour tous leurs conseils et remarques avisés, ainsi que pour leur bienveillance. Je tiens à remercier particulièrement au Prof. HAEGELEN Claire pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury. Je veux également remercier Prof. LOBODA Volodymyr et M. POP Ion Octavian, M. LOBODA rapporteurs du présent manuscrit de thèse.

Je tiens également à remercier :

Prof. Yuri Lapusta, directeur de thèse pour m'avoir confié ce sujet de thèse, et pour la grande liberté généreusement accordée.

Prof. Jean-Jacques Lemaire, co-directeur de thèse, pour ses conseils, sa confiance, et son caractère passionné qui m'ont permis d'avancer dans mon travail.

Prof. Gérard Granet, co-directeur de thèse, pour sa présence lors de ma soutenance.

Mme Lucie Manciet, Maxime Padrin, Sachal Hussain, et Amani Chebil, que j'ai eu le plaisir de superviser durant leurs stages.

Mme. Sophie Commereuc, directrice de Sigma-Clermont et Evelyne Gil, directrice de l'Institut Pascal pour m'avoir accueilli dans leurs établissements durant ces années de thèse.

Tous les membres des services administratifs. Merci tout particulièrement à Malika et Amandine et pour leur grande efficacité et leur enthousiasme.

Prof. Pierre Chalard, et toute son équipe, pour l'accueil chaleureuse dans leurs locaux, leur collaboration et leur aide précieuse.

Prof. Nicolas Batisse et Prof. Marc Dubois pour leur aide, leur collaboration ainsi que pour leur accueil.

L'ensemble des techniciens du CTT, ainsi que M. Nicolas Blanchard, pour les conseils et l'aide apportée.

Prof. Bouzgarrou Belhassan Chedli, pour le temps accordé, son aide et ses conseils.

Prof Benoît Blaysat, pour sa sympathie mais plus particulièrement pour la création et l'organisation des réunions sandwich, qui permettent des moments d'échanges et de convivialité important entre doctorant.

Prof. Chanal Hélène pour son soutient et son écoute.

Je remercie particulièrement tous mes collègues et amis de Sigma-Clermont. Merci bien évidemment à l'équipe du CTT443 : Antoine, Corentin, Quentin, Rym et Adrien. Ils m'ont grandement aidé et soutenue dans cette période difficile et stressante qu'est le doctorat.

Merci également à Chahrazed, Dana, Denys, Irmella, Jean-Charles, Natalyia, Pan, Siddharth, Zin, *etc.* Je n'en cite que quelques-uns parmi une longue liste, mais les moments passés avec chacun, des pauses café jusqu'aux soirées, resteront d'excellents souvenirs.

Je remercie Maria Luisa pour avoir été là dans des moments plus que difficiles, pour sa patience et son affection.

Je tiens également à remercier mes amis de longues dates, en particulier Karim et Angélique, qui m'ont énormément apporté au fil de toutes ces années.

Enfin, j'adresse mille mercis à mes grands-parents, ma mère et à mon petit frère, qui m'ont toujours soutenu et encouragé depuis mes débuts. Une pensée toute particulière va à ma grand-mère, à qui je souhaite rendre hommage, ton souvenir restera à jamais gravée dans nos cœurs.

Table des matières

Abstract i
Résumé ii
Remerciements iii
Liste des figures viii
Liste des tableaux xvi
Introduction générale 1
1 État de l'art des dispositifs de neurochirurgie robotisés 4
1.1 La liste des exigences initiales 4
1.2 Les caractéristiques mécaniques du cerveau 6
1.3 Les dispositifs de neurochirurgie commercialisés 7
1.3.1 Les dispositifs non robotisés 7
1.3.2 Les dispositifs de neurochirurgie non-invasifs robotisés, les robots "tool holders" 12
1.4 Les concepts de dispositifs de neurochirurgie, permettant de suivre des trajectoires courbes 15
1.4.1 Les robots dirigeables grâce à leur extrémité terminale [26]–[31] 16
1.4.2 Les robots modulaires et hyper-redondants 22
1.4.3 Les robots à raideur variable 26
1.4.4 La catégorie des robots à tubes concentriques 28
1.4.5 Les robots à actionnement électromagnétique 30
1.4.6 Les robots souples intégrant des matériaux actifs 31
1.5 Conclusion 33
2 – Planification de trajectoires courbes pré-opératoire pour la neurochirurgie 34
2.1 Introduction 34
2.2 État de l'art de la génération de trajectoire 35
2.2.1 Les courbes de Dubins 36
2.2.2 Les arbres fractals 36
2.2.3 L'utilisation de cartographie à niveau de risque 41
2.2.4 Conclusion intermédiaire 44
2.3 Une méthode interactive pour planifier des trajectoires non linéaires en neurochirurgie 45
2.3.1 La définition du point d'entrée, du point cible et des points intermédiaires 46
2.3.2 Interpolation des points de passage 47
2.4 Une métrique pour la planification de trajectoire en neurochirurgie 51
2.4.1 Les critères caractérisant une courbe 51

2.4.2 Évaluation de la capacité de deux robots souples à suivre une courbe donnée .. 52
2.5 Conclusion 54
3 Choix du matériau actif et du procédé de fabrication des IPMC 56
3.1 Introduction 56
3.2 État de l'art des matériaux actifs 56
3.2.1 Les matériaux actifs à actionnement thermique 56
3.2.2 Les matériaux actifs à actionnement photonique 63
3.2.3 Les matériaux à actionnement magnétique 67
3.2.4 Les matériaux à actionnement électrique 72
3.2.5 Conclusion : Choix du matériau actif 79
3.3 Les procédés de fabrication des IPMC 79
3.3.1 La mise en forme du polymère 80
3.3.2 La fabrication des électrodes 98
3.3.3 Assemblage électronique et test d'actionnement 104
3.3.4 Conclusion 105
Conclusion générale 107
Références 111
Annexes 129

Liste des figures

Figure 1-1 (a) Coupe de cerveau issue d'une imagerie de CT-scan reconstruite le long de l'électrode droite, montrant le point proximal (cercle noir) qui a servi d'origine dans le repère géomatrique (b) Représentation de la déformation d'une électrode insérée en ligne droite dans le cerveau, après retrait du mandrin, sous l'action de la force de réaction du cerveau (c) Mise en évidence des différentes couches tissulaires traversées par l'électrrode : la couche superficielle de gyration (rouge), la couche intermédiaire de matière blanche (vert) et la couche cérébrale profonde (bleu) ; la barre verticale blanche mesure 50mm. [2] 6

Figure 1-2 (a) Cadre stéréotaxique munit d'un arc ajustable [3] (b) Photo du cadre stéréotaxique en condition réelle [4] 7

Figure 1-3 (a) Différents type d'électrodes [5] (b) Représentation de la pose finale d'une électrode [6] (c) Trocarts de neurochirurgie [7] (d) Pince de coagulation [8] 8

Figure 1-4 (a) Kit de biopsie coaxiale avec une aiguille courbée, permettant de diriger l'injection du ciment osseux dans le corps vertébral[9] (b) Différents types d'aiguilles courbées [10] 9

Figure 1-5 (a) Neuroendoscope rigide de la marque Lotta pour la neurochirurgie intracrânienne, muni de trois canaux et de ses différents accessoir (b) Représentation de la gamme de dimension de l'extrémité terminale d'un neuroendoscope rigide (c) Neuroendoscope souple, avec un diamètre extérieur de 2,8mm et un canal de 1,2mm. [11], [12] 9

Figure 1-6 (a) Représentation schématique de l'insertion d'un cathéter (b) Cathéter de thrombectomie [13], [14] 10

Figure 1-7 (a) Perceuse portative électrique (b) perceuse électrique pneumatique (c) Différentes fraises [13] 11

Figure 1-8 Les robots tool holders pour la neurochirurgie (a) Robot seriel à base fixe, le Neuromate de la société Renishaw [14] (b) Robot Rosa de la société Medtech, à base mobile et le moniteur associé monté sur son chariot [15] (c) Robot parallèle, avec une base fixée au plafond, le SurgiScope de la société ISIS [16] (d) Le robot seriel DaVinci Xi de la société Intuitive [17] (e) La console de contrôle du robot DaVinci [17] (f) Chariot de monitoring associé au Robot DaVinci [17] 13

Figure 1-9 Concept de robot tool holder se fixant sur le crâne (a) Vue d'ensemble du dispositif (b) Système de fixation du robot, monté sur une représentation du crâne (c) Système actionnant le robot tool holder (d) Le dispositif robotisé se fixant sur le crâne du patient et permettant le maintien des outils du neurochirurgien [20] 14

Figure 1-10 Exemples de soft robots : (a) Robot modulaire redondant (b) Robot à tubes concentriques pré-courbés (c)robot souple à actionnement pneumatique (d) robot à base de matériau actif [19], [21], [23] 15

Figure 1-11 Aiguille à embout biseauté intégrant un point d'inflexion (a) Schéma de l'extrémité terminale (b) Photo du point d'inflexion [26] 16

Figure 1-12 Contrôle de la courbure d'une aiguille à embout biseauté en fonction de sa vitesse de rotation (a) Graphique de la courbure en fonction de la vitesse de rotation (b) Représentation de la trajectoire suivis en fonction de la vitesse de rotation [26] [32] 16

Figure 1-13 (a) Comparaison de la courbure maximale atteignable par une aiguille à embout pré-courbé et une aiguille munie d'un point d'inflexion (b) Comparaison des lésions entraînées par différents modèles d'aiguilles 17

Figure 1-14 Etude et optimisation des contraintes exercées sur un phantom de tissu biologique, par une aiguille biseautée suivant une trajectoire courbe (a) Modélisation2D [33] (b) Banc expérimental [27] 18

Figure 1-15 (a) Vue d'ensemble d'une aiguille à embout conique dirigeable et de son système d'actionnement (b) Zoom sur l'extrémité terminale de l'aiguille à embout conique dirigeable [26] .. 18

Figure 1-16 Le projet ROBOCAST (a) Vue général du concept du projet ROBOCAST (b) Vue CAO du ROBOCAST (c) Photo détaillée du ROBOCAST (d) Interface haptique permettant le contrôle de la structure [37]–[39] 19
Figure 1-17 (a) Coupe d'un ovipositeur (b) Schéma du concept du STING (c) Photos des capacités de courbure du STING (d) Photo du prototype [34] [35] [41] 20
Figure 1-18 Vue général du robot STING et de son mode d'actionnement [42] (a) Photo du robot STING relié aux AMF l'actionnant (b) Schéma du robot STING en vue de dessus et en coupe transversale (c) Photo du guide permettant de pousser le STING dans son environnement de déploiement (d) Différentes vue de la CAO du guide pour le STING 20
Figure 1-19 La version finale du robot STING qui se compose de quatre segments [36] [38] (a) Vue éclatée du robot STING (b) Représentation des configurations possibles (c) Coupe transversale du STING, représentant les canaux de travail disponibles [38] 21
Figure 1-20 (a) Photo d'un robot modulaire redondant et de son système d'actionnement à câble et à base d'AMF [43] (b) Photos de différentes configurations du robot [44] (c) Autre exemple de robot modulaire redondant ayant fait l'objet d'un dépôt de brevet [45] (d) Exemple de robot modulaire fabriqué par découpe LASER dans du métal, dont la taille des modules a été réduite [46] 22
Figure 1-21 (a) Robot modulaire à ressort et de son système d'actionnement à câble et à moteur [1] (b) Robot modulaire à câble actionner par des AMF, et disposant d'un système d'électrocautérisation à son extrémité terminale [47] (c) Amélioratiion du concept de robot à câble grâce à l'ajout d'une éxtrémité conique perforante pour faciliter la pénétration dans le tissu cérébrale [1] (d) Système d'actionnement à AMF équipé d'un système de refroidissement [48] 24
Figure 1-22 Robot MALICIA à actionnement pneumatique, dont les modules se composent d'un robot chacun [49], [50] (a) Schéma du robot (b) Photo du dispositif avec une échelle de dimension 25
Figure 1-23 (a) Robot à base de ressort en AMF capable de se courber [51] (b) Robot à base de ressort en AMF capable de générer un mouvement en translation [52] 25
Figure 1-24 Les robots à raideurs variables (a) Un endoscope à base de plastolock dont la raideur est contrôlable grâce à l'utilisaiton d'un liquide caloporteur (b) Schéma de l'agencement de l'endoscope à base de plastolock (en vert) [53] (c) Robot à raideur variable, contrôlée par la position dans le tube en silicone d'un cylindre plus raide [54] 26
Figure 1-25 [55] (a) vue d'ensemble d'un robot à variation de raideur redondant (b) Vue détaillée de la composition du robot (c) Schéma des différentes configurations possibles du robot (d) Schéma de l'actionnement du robot 27
Figure 1-26 Les robots à tubes concentriques pré-courbés (a) Photo et schéma d'un RTC (b) Schéma du fonctionnement d'un RTC (c) Schéma de la configuration résultat de la combinaison des tubes pré-courbés [56]–[67] 28
Figure 1-27 (a) Système d'actionnement d'un RTC à deux tubes [62] (b) Exemple de système d'actionnement pouvant être automatisé pour un système à trois tubes [66] (c) Exemple de système d'actionnement manuel [66] (d) Aperçu de la capacité d'un RTC pour suivre une trajectoire pour laquelle il a été conçu [57], [65] (e) Représentation des stratégies de déploiement d'un RTC dans une cavité avec des obstacle à éviter et un point cible à étteindre sans pour autant suivre une trajectoire précise, à l'exception d'un RTC conçu pour suivre une trajectoire précise dans la cochlée mais qui par conséquent ne peut suivre aucune autre trajectoire avec autant de précision Tubular manipulators: a new concept for intracochlear positioning of an auditory prosthesis [61] [60] [65] 28
Figure 1-28 (a) Schéma d'un RTC à base de polymère électroactif (b) Stratégie de déploiement [71]–[74] 29
Figure 1-29 Aiguille à embout magnétique permettant le suivis de trajectoire courbe grâce à un actionnement à base de champ magnéttique [75]–[78] (a) Représentation du dispositif et schéma de son utilisation. L'aiguille sert de guide, une fois déployée un tube est poussé le long de l'aiguille, une

fois en place l'aiguille est retiré, permettant la création d'un espace de travail (b) Exemple des performances de ce prototype, comme on le voit le rayon de courbure peut varier, il est également possible d'effectuer un retrait partiel du robot afin de le rediriger vers d'autres cibles en minimisant les lésions créées 30

Figure 1-30 [79]–[81] (a) IPMC de forme cylindrique, recouvert de quatre électrodes distinctes, et reliés à quatre fils. Synthèse des déplacements réalisables en fonction des potentiels électriques appliqués aux électrodes. (b) Représentation d'un IPMC de forme cylindrique, avec un diamètre intérieur varibale. Photos représentant l'aspect final d'un IPMC cylindrique 31

Figure 1-31 Aiguille à embout conique actionné par des fils d'AMF [83] (a) Schéma de l'aiguille et de son fonctionnement (b) Photo du dispositif 32

Figure 2-1 Représentation d'un arbre fractal adaptatif en 2D [86] 36

Figure 2-2 (a) Représentation de l'extension d'un arbre fractal adaptatif entre les vaisseaux sanguins du cerveau (b) Trois branches de l'arbre fractal reliant le point de départ à celui d'arrivé, en bleu et vert [112] 37

Figure 2-3 (a) Simulation d'une recherche grossière à travers la vascularisation segmentée du foie. L'arbre complet est représenté en rouge, et le meilleur chemin en vert (b) Illustration du concept de recherche adaptative dans une approche en deux étapes. L'arbre grossier (en vert) explore d'abord l'ensemble du domaine. L'arbre rouge se concentre autour de la région la plus prometteuse de façon plus fine et offrant donc une résolution plus élevée. La ligne bleue représente le chemin le plus approprié. [86] 38

Figure 2-4 (a) En vert est représenté l'ensemble des points de l'arbre aléatoire, et en rouge le chemin qui relie le point de départ au point d'arrivé. (b) Après élagage de l'arbre, il ne reste que le chemin rouge et après élimination des points de passages redondants par l'algorithme il ne reste que le tracer noir [94] 39

Figure 2-5 Interpolation d'une trajectoire segmentée, grâce aux courbes de Bézier. Le chemin initiale est représenté par les trois points W1 W2 et W3. Les points P0, P1, P2 et P3 sont placés sur les segments de la trajectoire. Les points W1 P0, P1, P2, P3 et W3 sont ensuite utilisés pour créer une courbe de Bézier [94] 39

Figure 2-6 Contrôle d'une aiguille en boucle fermée, basée sur l'utilisation de RRT pour la re-plannification de trajectoire [113] 40

Figure 2-7 Comparaison des résultats de génération de trajectoire obtenus par (a) RG-RRT (b) RRT standard [115] 41

Figure 2-8 Sur la première image il s'agit d'une imagerie standard de poumon. Sur l'image suivante il s'agit de la segmentation des obstacles avec en rouge les principaux vaisseaux sanguins, en jaune les bronches, et la limite des poumons. Sur la troisième image des poumons il s'agit de la cost map, où chaque voxel se voit attribué une valeur liée au niveau de risque. Plus la valeur est élevée plus le voxel est sombre. [116] 42

Figure 2-9 (a) Une représentation classique avec des zones à éviter absolument en gris, et les zones où il est possible de passer en blanc) (b) Représentation des zones à éviter en gris, et des zones de risque plus faible représenté par des cases barrées et des zones considérée comme sans risque [108] 42

Figure 2-10 Exemple de génération de trajectoire par une approche probalistique (PRMP) (a) Scène utilisée pour les tests de l'algorithme avant génération de trajectoire (b) Résultat obtenu en utilisant un PRMP [95] 43

Figure 2-11 Réalisaiton d'une carte des risques sur une imagerie 2D d'un cerveau, avec six niveaux de risque [87] 44

Figure 2-12 (a) Vue 3D montrant la trajectoire rectiligne (bleu foncé) utilisée pour l'implantation d'une électrode dans la partie profonde du cerveau (ici, le noyau sous-thalamique, avec les contours

jaunes ; iPlan® Stereotaxy 3.0 ; BrainLab ; Allemagne) et une trajectoire segmentée qui aurait pu être préférée si elle avait été disponible (jaune, région du gyrus ; vert, tige de la substance blanche, wms ; violet, la partie profonde du cerveau). (b) Coupes pseudo-coronales reconstruites le long de la trajectoire rectiligne (gauche) et du segment intermédiaire (jaune) de la trajectoire segmentée (droite) traversant le wms et montrant l'optimisation de la trajectoire à travers cette région (les fibres nerveuses de la substance blanche, suivies à partir des images du tenseur de diffusion, sont superposées, rouge direction droite-gauche, vert direction antérieure-postérieure et bleu direction verticale). 46

Figure 2-13 (a) La création des premiers points de contrôle. Les vecteurs Ui.représentent la première étapes et les vecteurs Vi représentent la deuxième étape. (b) L'itération utilisée pour créer les points de contrôles suivant. La variable $l2i$ représente la longueur de la projection orthogonale du point de contrôle correspondant sur la ligne définit par Wi and $Wi + 1$. Les variables δi sont utilisées pour contrôler la distance entre le point de contrôle et la ligne $(WiWi + 1)$. Voir le texte pour plus de détail. 47

Figure 2-14 La courbe après avoir convertit le fichier de coordonnée depuis Matlab vers Amira Avizo 49

Figure 2-15 Reconstruction des coupes d'imagerie le long d'une trajectoire linéaire (bleu) et d'une trajectoire courbe (jaune) croisant les coupes coronales de l'IRM (séquence d'inversion-récupération) qui elles même croisent l'extrémité de la trajectoire ou du chemin (vue frontale, antérieure) : le gyrus, la tige de la matière blanche et les régions profondes du cerveau sont étiquetés 50

Figure 2-16 La représentation des différents critères permettant de caractériser une courbe. (a) In correspond aux points d'inflexions. εn represente la distance entre deux points d'inflexions consécutifs. Δn représente la distance entre le point d'inflexion n et les deux points de passages les plus proches. βn représente la distance entre deux points de passages consécutifs. (b) αn est l'angle entre trois points de Bézier successif. λn est la distance entre deux points de Bézier successifis the distance between two successive Bézier points. 51

Figure 2-17 [76], [77] Figures ayant permis l'extrapolation des caractéristiques du robot I (a) Trajectoires circulaires dans de la gélose (b) Trajectoires simulant une opération dans de la gélose, comportant plusieurs points cibles 52

Figure 2-18 Extrait des figures des articles ayant permis d'éxtrapoler les caractéristiques du robot II[52], [112] (a) Différentes configurations d'un robot à tubes concentriques (b) Photo représentant l'ordre de grandeur d'un robot à tubes concentriques 53

Figure 3-1 [121] Représentation schématique de l'effet mémoire de forme. (1) Application d'une contrainte sur une microstructure martensitique auto-accomodante (2) Mouvement des interfaces mobiles des différentes variantes, de sorte que les variantes de martensites accomodant au mieux la déformation progressent au détriment des autres (3) Déformation maximale (4) La contrainte appliquée cesse, une faible partie de la déformation est récupéré, mais une déformation permanente subsite du fait de la stabiltié de la martensite à cette température (5) Chauffage jusqu'à une température supérieur à T_{Af}, sans appliquer de contrainte, entraînant le passage de la phase martensitique à la phase austénitique et le retour à la initiale (6) Retour à température ambiante du matériau et à la phase martinsitique initiale 57

Figure 3-2 (a) Représentation de la composition moléculaire d'un polymère à mémoire de forme thermo-sensitif [123] (b) Schéma du fonctionnement d'un élastomère à mémoire de forme[124] (c) Exemple d'application de PMF, dans le cas d'une charnière réalisée en PMF à base de styrène renforcé grâce à des fibres de carbone [125] 57

Figure 3-3 Échantillon de PMF en mousse, chargé en tengstène afin de présenter d'augmenter l'absorption des rayons X et être visible sur une imagerie médicale [128] 58

Figure 3-5 Résumé des comportements possibles des matériaux à base de Gallium en fonction du stimulus appliqué [129] 59
Figure 3-5 Représentation du comportment d'un polymère intégrant un métal liquide. Lorsque le matériau est chauffé, le métal est en phase liquide, et le polymère devient relativement souple. Dans cet état le matériau est un isolant électrique. Une fois refroidit, le métal devient solide, le polymère se durcit et le matériau devient conducteur [129] 59
Figure 3-6 [130] (a) Illustration du fonctionnement des composés bicouches élastomère-élastomère/Galium. Le matériau est d'abord étiré lorsque le Gallium est en phase liquide, puis congelé à -30°C, entraînant le passage en phase solide du Gallium. Après avoir stoppé l'application de la contrainte mécanique à température ambiante, le matériau prend une forme due à la différence entre les propriétés mécaniques de l'élastomère seul et de la couche riche en gallium. Enfin en chauffant le matériau, il retrouve sa configuration d'origine (b) Différents exemples concret à gauche de changement de forme avec l'application d'une source de chaleur globale 60
Figure 3-7 (a) Représentation schématique du fonctionement d'un actionneur tubulaire à base d'ECL. Ici le liquide passe dans le cylindre d'ECL entraînant lorsqu'il est chaud le passage en phase isotropique et donc une contraction. Alors que si le liquide est froid, l'élastomère passe ne phase nématique et s'allonge [125] (b) Photo montrant le comportement d'un ECL en fonction de la température à laquelle il est soumis [126] 61
Figure 3-8 (a) Exemple de polymère à cristaux liquide et de leur réaction sous un stimulus lumineu. Sur l'image du haut, on retrouve un ECL de 5 mm de diamètre, flottant et se déplaçant à la surface d'un liquide. Sur l'image du bas il s'agit de la réaction d'un ECL, suite à une exposition de 60ms à un rayon LASER ayant une longueur d'onde de 514 nm [139] (b) Exemple de changement de propriété optique suite à une exposition aux UV d'un ECL [140] (c) Exemple de changement de configuration réversible par photoisomérisation (d) Exemple de changement de configuration réversible par photoisomérisation, dont le retour à la configuration cis peut se faire pas échauffement [138] 63
Figure 3-9 (a) Schéma du fonctionnement macroscopique des LASMP (b) Schéma du fonctionnement des LASMP au niveau molécualire [143] 64
Figure 3-10 (a) Schéma de la déformation induite par l'application d'un champ magnétique sur un polymère chargé en particule magnétique [124] (b) Exemple d'un doigt artificiel créé à partir d'un ferrogel (PVA + Fe_3O_4) encapsulé dans des tubes en plastique rigide, le tout étant actionné grâce à un aimant de 21 mT [149] (c) Exemple d'un mini soft gripper magnétique, en silicone mixé à de la poudre magnétique, fabriqué par moulage [151] 67
Figure 3-11 (a) Schéma des différents modes d'un actionneur magnéto-rhéologiques entre deux bobines, en fontion de la façon d'appliquer le champ magnétique. De haut en bas : le premier correspond au mode repos (pas de champ magnétique appliqué), le deuxième au mode contraction et le troisième au mode extension [155] (b) Schéma d'un assemblage possible pour créer un actionneur à base de MRF [157] (c) Photo d'un exemple d'actionneur à base de MRF, contenu dans un élastomère, compris entre deux bobines permettant son actionnement [158] 68
Figure 3-12 (a) Exemple de matériau bicouche, la première couche se compose d'un MRE tandis que la deuxième se compose uniquement d'un élastomère [158] (b) Procé »dé de fabrication d'un MRP [163] (c) Schéma du passage MRF-MRE [164] (d) Les différents modes d'application d'un champ magnétique sur un matériau magnéto-rhéologique [166] 69
Figure 3-13 (a) Représentation du déplacement de l'atome de titane au sein d'une maille cristalline d'un cristal de structure pérovskite (PbTiO3) soumis à une pression [168] (b) Schéma du foncctionnement de la piézoélectricité [170] 72
Figure 3-14 Schéma de fonctionnement de l'effet piézoélectriques au sein du Fluorure Polyvinylidene (PVDF) [178] 73

Figure 3-15 Schéma représentant la structure poreuse d'un matériau electrets comportant des dipôles, et la représentation de leur réponse électro-mécanique (a) Structure au repos (b) Structure sous tension mécanique (c) Structure sous compression mécanique [184] 74
Figure 3-16 (a) Structure chimique d'une molécule d'élastomère à cristaux liquide. L'applicaiton d'un champ électrique entraîne un réalignement du mésogène polarisé [186] (b) Schéma de l'agencement au sein d'un ECL, dans la chaîne carbonnée principale est souvent un polysiloxane. Les points rouges indiquent les sites de crosslink et et les rectangles bleus représentent la chaîne carbonnée principale ou le mésogène. À droite se situe la formule chimique. [136] (c) Schéma de l'organisation spatiale d'un ECL et de l'orientation des dipôles constitués par la partie cristaux liquides [177] 74
Figure 3-17 (a) Schéma du fonctionnement d'un IPMC en tant qu'actionneur et en tant que capteur [190] (b) Coupe transversale d'un IPMc en forme de poutre, doté de quatre électrodes, ce qui permet la réalisation de mouvement 2D de l'extrémité terminale. En ajoutant un système ed poussé, l'actionneur peut réaliser des mouvements 3D [191] 75
Figure 3-18 [205] (a) La première représentation montre une feuille de graphène enroulé sur elle-même pour former un nanotube (SWNT) ; la deuxième représentation montre un MWNT (b) L'application d'un potentiel électrique à la surface de deux électrodes faites de nanotuves de carbonnes entraîne l'apparition de charge électrique à la surface de ces nanotubes. L'illustration du bas montre la répartition des charges positives en rouge à la surfaces des nanotubes 76
Figure 3-19 (a) Technique de mis en forme d'un polymère échangeur d'ions par compression à chaud de plusieurs feuilles de Nafion [202] (b) Photo du résultat de mis en forme par pressage [202] (c) Exemple de polymère de forme cylindrique [82] 80
Figure 3-20 [213] (a) Schéma du moulage du polymère sous forme liquide, dans une étuve de séchage sous vide pour l'évaporation du solvant (b) Schéma de la mise en forme du polymère liquide par pulvérisation de couches minces sur un pochoir 81
Figure 3-21 (a) Nafion R1100 sous forme de granules (b) Système d'extrusion permettant l'obtention du filament de Nafion (c) Filament de Nafion obtenu [214, p. 3], [215] 82
Figure 3-22 (a) Imprimante 3D conçue pour l'impression 3D de Nafion R1100 (b) Exemple d'impression d'une feuille de Nafion R1100 (c) Exemple d'impressions des composant d'un robot rampant à base d'IPMC [214, p. 3], [215] 82
Figure 3-23 Photo de l'extrudeuse Felfil Evo (a) Vue latérale (b) Vue d'ensemble 83
Figure 3-24 photo du système d'enroulage du filament (a) Vue de profil (b) Vue de dessus 84
Figure 3-25(a) Installation de l'extrudeuse de filament en hauteur dans la sorbonne (b) Filament extrudé à la sortie de l'extrudeuse (c) Filament en cours d'enroulement 85
Figure 3-26 Photo représentant les défauts d'extrusion, comme la discontinuité de forme et de diamètre du filament 86
Figure 3-27 Différents modèles d'imprimante 3D pour la mise en forme de Nafion R1100 (a) Prusa i3 MK3s, modèle sélectionné (b) Ender 5Pro (c) Ender-3 V2 87
Figure 3-28 Le hot end et l'extruder de la marque DyzeDesign (a) À gauche le DyzEnd-X Hotend, à droite le DyzeXtruder GT (b) Photo de l'assemblage du hot end et de l'extruder DyzeDesign (c) Extruder à double engrenages dentés 88
Figure 3-29 CAO du support du DyzeXtruder GT pour la Prusa i3MK3S (a) Support de la sonde PINDA venant se fixer sur le support (b) Partie avant du support où vient se fixer la courroie et le DyzeXtruder GT (c) Partie arrière du support 88
Figure 3-30 Vue comparative entre la nouvelle version du support de ventilateur et la version fournie par DyzeDesign (a) Vue arrière du nouveau support (b) Vue arrière du support DyseDesign (c) Vue avant du nouveau support (d) Vue avant du support DyzeDesign 89

Figure 3-31 Photos de l'assemblage du kit DyzeDesign grâce aux supports créés sur la PrusaI3 MK3S (a) Photo de la face avant du support du DyzeXtruder GT, montrant l'insertion des trois roulements à bille et de la courroie dans le support (b) Photo de l'assemblage des trois parties du support du DyzeXtruder GT, en ABS de couleur verte pour le support de l'extruder et en ABS blanc pour le support de la sonde (c) Photo montrant le DyzeXtruder GT assemblé sur son support, ainsi que le support de ventilateur en ABS blancr et le ventilateur (d) Vue générale de l'imprimante 3D avec le nouvel équipement DyseDesign 90
Figure 3-32 Schéma du câblage du Hotbed, du Hotend, de l'alimentation électrique et de la carte mère en intégrant l'ajout de deux Mosfet 91
Figure 3-33 Table de conversion permettant de 92
Figure 3-34 Pièce de calibration pour imprimante 3D (a) Tour de température, chaque étage est imprimé à une température différente de la précédente (b) Bloque de forme, son impression permet de régler la plupart des paramètres d'impression, comme la vitesse, l'accélération… voire de détecter d'éventuels défauts de l'imprimante [220] 93
Figure 3-35 CAO du dispositif robotisé (a) actionneur de forme cylindrique (b) actionneur en forme de parallélépipède rectangle (c) actionneur cylindrique affiné au centre afin d'augmenter la capacité de courbure et des fixations sur les côtés (d) anneau de fixation des actionneurs intermédiaire (e) anneau de fixation pour les extrémités (f) proposition d'un assemblage des actionneurs à IPMC à trois sections composées chacune de trois actionneurs reliés 95
Figure 3-36 Procédé d'activation du Nafion R1100 [214] (a) Les groupements chimiques terminaux des chaînes latérales du Nafion R1100 sous sa forme inactive (flurorure de sulfonyle) (b) Les atomes de fluore des groupements terminaux sont échangés avec des ions hydroxyles par affinité électronique (c) Les ions hydrogènes du groupements hydroxyles est échangé avec un ion potassium par nucléophilie (d) Une sphère d'hydratation se forme autour de l'ion potassium 96
Figure 3-37 Coloration au bleu de méthylène afin de vérifier l'activation du polymère (a) Polymère translucide, légèrement opaque avant coloration (b) Coloration d'un filament de Nafion R1100 activé (filament en position haute) et d'un filament non activé (filament en position basse) (c) Pphoto des filaments post-coloration, après nettoyage du colorant excédentaire (d) Coupe transversale du polymère activé avant coloration (d) Coupe du polymère post-coloration 97
Figure 3-38 Schéma de la fabrication d'électrode par pressage à chaud [223] 98
Figure 3-39 Procédé de fabrication des électrodes par electroless plating method [214] (a) & (b) Primary plating process ((a) ions Pt+ pénètrent dans le polymère + (b) première réduction NaBH4) (c) Secondary plating process (deuxième réduction mais avec de l'hydrazine Nh2-NH2) (d) Ion exchange (remplace les ions K+ par des ions Li+) 99
Figure 3-40 Photos des différentes étapes de la partie chimique de la fabrication des IPMCs 100
Figure 3-41 Mise en forme des électrodes par découpe au cutter (a) Schéma de la méthode (b) Exemple de guide pour un actionneur de forme cylindrique, permettant d'améliorer le tracer de l'électrode (c) Photo avant et après mise en forme des électrodes au cutter, montrant l'état de surface de l'actionneur (d) Résultat d'une mise en forme des électrodes au cutter, sur un actionneur comportant des rebords destinés à être retirés 102
Figure 3-42 Mise en forme des électrodes par découpe Laser (a) Schéma de l'expérience (b) Image illustrant le résultat obtenu par découpe Laser [82] 102
Figure 3-43 (a) Schéma de la méthode de fraisage numérique des électrodes d'un IPMC de forme circulaire [233] (b) Exemple de résultat obtenu par fraisage numérique [233] (c) La LPKF ProtoMat® S4, un exemple de fraiseuse numérique utilisée pour délimiter les électrodes d'un IPMC [234] 103
Figure 3-44 Représentation de la méthode dites du masque pour la fabrication d'électrode (a) Vue en coupe du polymère mise en forme, après réalisation du first ion exchange [236] (b) Dépôt et mise en forme du masque photorésistant par lithographie [236] (c) Réalisation d'un second ion

exchange et du procédé d'electroless plating pour créer l'électrode [236] (d) Retrait du masque [236] (e) Vue de dessus de l'IPMC formé [236] (f) Exemple de masque [237] (g) Exemple d'IPMC réalisé par la méthode du masque [237] 103
Figure 3-45 Photo du résultat obtenu après avoir délimité une paire d'électrode sur un IPMC de forme cylindrique 104
Figure 3-46 Photo de l'assemblage électronique permettant d'actionner un IPMC..... 104

Liste des tableaux

Tableau 1 : Synthèse des critères et exigences issus de la neurochirurgie 5
Tableau 2 Les différentes valeurs utilisées pour déterminer la position des points de contrôles 48
Tableau 3 Tableau comparatif des critères de la courbe et de deux robots 52
Tableau 4 Tableau des principaux modes d'activation des matériaux actifs 56
Tableau 5 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux actif à actionnement thermique [83], [123]-[132] 62
Tableau 6 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables optiquement 66
Tableau 7 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables magnétiquement [149]-[165] 71
Tableau 8 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables électriquement [178]-[208] 78

Introduction générale

La médecine est en constante progression qu'il s'agisse des connaissances des pathologies ou qu'il s'agisse de la compréhension du fonctionnement du corps humain, notamment en neurochirurgie. Il peut s'agir d'avancées dans l'imagerie qui vont permettre notamment de mieux visualiser l'architecture du cerveau. Deux dynamiques peuvent être identifiées de façon générale en médecine. L'intégration d'une nouvelle technologie qui entraîne la résolution de certaines problématiques ou une avancée dans les connaissances médicales. À l'inverse, les avancées dans la compréhension du corps humain et des pathologies associées peuvent générer un besoin concernant l'intégration ou la création de nouvelles technologies.

C'est donc naturellement que la robotique s'est intégrée à la neurochirurgie durant les dernières années notamment au travers de robots classiques en industrie comme les robots sériels ou les robots parallèles. Ces instruments n'ont pas pour but de remplacer l'équipe médicale, mais de l'assister et d'en devenir une extension, en offrant de nouvelles possibilités, en améliorant la précision des interventions tout en répondant au besoin de sécuriser les interventions chirurgicales. Mais, malgré l'utilisation de ces robots, le neurochirurgien reste à ce jour limité à l'utilisation de dispositifs qui ne permettent que des déplacements en ligne droite. Or les avancées précédemment mentionnées en médecines attestent que le cerveau se compose d'une architecture que l'on peut aisément qualifier de complexe de par la présence des vaisseaux sanguins, mais également de par l'organisation des fibres nerveuses et l'existence de zones dédiées à certaines fonctions vitales, à la mémoire ou encore au langage. Traverser ces zones pourrait donc avoir de graves conséquences pour le patient, pouvant aller du handicap au décès. C'est donc de manière relativement intuitive que le besoin de progresser dans le cerveau en contournant certaines zones, avec des dispositifs les plus petits possible, se manifeste.

La robotique, comme la médecine, est également en progression notamment avec le développement d'une nouvelle catégorie de robot, les *soft robots*, des robots donc souples grâce aux matériaux qui les composent. Il peut s'agir de robots pneumatiques en silicone qui vont se déformer sous la pression d'un gaz ou d'un liquide. Cette catégorie est déjà utilisée en industrie pour la création de *soft gripper* à destination des chaînes de production en agroalimentaire notamment. Ces robots peuvent se baser sur une multitude de matériaux et de phénomènes physiques variés. Ces robots ne sont plus uniquement constitués de segments rigides mis bout à bout, reliés les uns aux autres par des moteurs, permettant leur mise en mouvement. Certains peuvent même se passer de moteur. On parle dans ce cas de matériaux actifs ou de matériaux intelligents. Il s'agit de matériaux capables de transformer une source d'énergie (chaleur, rayon lumineux, électricité…) en une déformation, un mouvement. Ce qui fait que l'on peut même parler dans certains cas de robot dits continus lorsque le robot se compose d'une infinité de degrés de liberté et un nombre d'articulations infini. Ces robots peuvent être fabriqués dans des tailles relativement petites, si bien que l'on est amené à parler de microrobotique.

Contexte de la thèse

Ces travaux de thèse ont été dirigés par les Professeurs Yuri Lapusta et Jean-Jacques Lemaire, assistés de Frédéric Chapelle, Maître de conférence, et se sont effectués au sein de l'école d'ingénieur Sigma Clermont et du laboratoire Institut Pascal, sous la tutelle de l'Université Clermont Auvergne, du CNRS et du CHU. Le laboratoire se divise en cinq axes, dont deux sont représentés au sein de l'équipe, à savoir l'axe « Mécanique, Génie Mécanique, Génie Civil, génie Industriel » et l'axe « Thérapies Guidées par l'Image ».

Cette thèse a bénéficié d'un financement de type bourse ministérielle, ainsi que d'un financement provenant de la Fondation de l'Avenir, qui a permis l'achat de matériel ainsi que le financement de quatre stages de M2.

Ce sujet de thèse fait écho aux travaux de Matthieu Alric datant de 2009 portant sur la conception et la modélisation modulaire d'un robot bio-inspiré extensible pour l'accès aux tumeurs dans le cerveau. L'objectif était de concevoir un robot modulaire capable de se déployer dans le cerveau en suivant des trajectoires. Ces recherches ont abouti à la conception d'un robot modulaire et à la création d'une preuve de concept, à base de ressorts contrôlés par des moteurs extérieurs grâce à des câbles.

Problématique de thèse

La problématique au cœur de cette thèse est donc : La conception d'un nouveau dispositif robotisé, intégrant des matériaux actifs et permettant de suivre des trajectoires courbes dans le cerveau tout en satisfaisant les contraintes de la neurochirurgie.

Pour cela, il faut répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont les exigences de la neurochirurgie ?
- Quelles sont les trajectoires souhaitées en neurochirurgie ? Comment les caractériser ?
- Quel matériau actif choisir ? Comment le fabriquer ?
- Quelle conception pour le dispositif final ?

Organisation du manuscrit

La réponse à cette problématique est structurée au travers de trois chapitres. Le Chapitre 1 présente l'établissement de la liste des exigences ainsi que les principaux dispositifs de neurochirurgie. Puis un état de l'art des dispositifs robotisés capable de suivre des trajectoires courbes et pouvant être appliqués à la neurochirurgie, afin de positionner la problématique énoncée vis-à-vis de la littérature scientifique.

Le chapitre 2 présente quelques méthodes représentatives de génération de trajectoire en neurochirurgie ou applicable à la neurochirurgie ainsi que la méthode de génération de trajectoire que nous proposons.

Le chapitre 3 présente un état de l'art des matériaux dits actifs ou intelligents, classés selon leurs modes d'activation. Ces matériaux sont analysés au regard de la liste des exigences établies, afin de choisir le matériau le plus approprié pour répondre à la problématique posée. Une fois ce matériau choisi, les différentes méthodes de fabrication sont passées en revues dans le but de sélectionner celle étant la plus en adéquation avec notre contexte. Enfin, le procédé de fabrication établie est présenté ainsi que sa mise en œuvre.

1 État de l'art des dispositifs de neurochirurgie robotisés

L'objectif de ce chapitre est d'établir la liste des exigences du projet et le contexte technologique du sujet de thèse. Autrement dit, ce chapitre présente les contributions scientifiques à apporter.

Pour cela, nous passerons en revue la liste des exigences initiales établies suite aux échanges avec un neurochirurgien. Nous complèterons cette liste des exigences avec des propriétés mécaniques du cerveau.

La section suivante présente une analyse des dispositifs utilisés en neurochirurgie, ainsi que les concepts de robot issus de la littérature scientifique qui ne sont pas commercialisés pouvant répondre à la problématique « suivi d'une trajectoire courbe dans le cerveau ». Ces derniers pourront être issus d'autres domaines que celui de la neurochirurgie. En même temps que nous analyserons ces différents dispositifs, nous pourrons compléter la liste des exigences et préciser la définition de notre problématique.

1.1 La liste des exigences initiales

La première étape de ce projet a été de définir un cahier des charges, d'établir les objectifs et contraintes grâce aux échanges réalisés avec le neurochirurgien de notre équipe, le Pr Lemaire. Cette liste se base également sur les travaux de thèse réalisés par le Dr Alric [1].

Les premiers critères concernent les dimensions du robot. Sans avoir encore établi la conception du robot, nous sommes partis sur le principe que celui-ci ressemblera à un endoscope, et présentera une forme cylindrique. Le diamètre maximal a été fixé à 12 mm. Mais ce diamètre sera fortement conditionné par le nombre de canaux de travail qu'il comportera pour permettre le passage d'instrument de chirurgie comme les pinces à biopsie ou encore permettre l'aspiration de fluide. Ces canaux devront mesurer entre 2,6 et 3,6 mm de diamètre. Dans l'idéal, il serait nécessaire de disposer de trois canaux, l'un permettant le passage d'une fibre optique, l'autre pour l'aspiration et le dernier pour le passage d'instrument. Si l'on positionne de façon optimale ces canaux, c'est-à-dire tangents les uns aux autres, nous amène déjà un diamètre minimal de 5,8 mm, pour pouvoir inclure trois canaux de 2,6 mm.

La longueur totale du robot a été fixée arbitrairement à 20 cm, car cette longueur a été considérée comme amplement suffisante pour permettre l'accès à la partie profonde du cerveau.

Afin de pouvoir pénétrer dans le cerveau, le robot devra être capable d'exercer une force d'environ 1 N au niveau de son extrémité terminale durant sa progression dans le cerveau [1].

La précision du robot devra être inframillimétrique, afin de garantir la sécurité du patient. Il sera également important dans notre cas de prendre en compte non seulement la précision du positionnement de l'extrémité terminale du robot, mais aussi la capacité du robot à rester superposé à la trajectoire initialement prévue par le neurochirurgien, au fur et à mesure de sa progression dans le cerveau. Dans l'idéal l'ensemble du robot devra rester en permanence superposé à la trajectoire prévue, afin de ne pas augmenter les dommages causés au cerveau durant sa progression.

La vitesse de progression maximale du robot a été fixée à 0,5 $cm.s^{-1}$ de façon arbitraire afin d'avoir une durée d'opération raisonnable tout en permettant de garder le contrôle sur le déplacement du robot, et pouvoir stopper immédiatement sa progression en cas de

dysfonctionnement. Par sécurité, le robot ne devra présenter aucune latence entre le moment où le mouvement est ordonné et le moment où il est réalisé. Autrement dit il sera nécessaire de travailler en temps réel.

Nous avons fixé arbitrairement le nombre de changements de direction que doit pouvoir effectuer le robot en progressant dans le cerveau à 3. L'établissement de ce critère à soulever une problématique supplémentaire dans notre projet. Il n'y a actuellement pas de logiciels qui permettent aux neurochirurgiens de tracer les trajectoires qu'il souhaiterait idéalement réaliser. Il faut donc également créer une solution permettant de tracer des trajectoires dans le cerveau afin d'établir avec plus de précision ce critère.

Le robot ne devra en aucun cas infliger de lésions supplémentaires durant son utilisation, c'est-à-dire qu'il devra être biocompatible et avoir une température de fonctionnement comprise entre 10°C et 40°C.

Il devra être possible d'accéder à la position et à la configuration du robot de façon continue, pour vérifier qu'il ne dévie pas de sa trajectoire et pouvoir corriger rapidement si tel est le cas, si possible sans avoir besoin de recourir à des techniques d'imagerie telles que l'IRM (Imagerie par Résonnance Magnétique) ou l'utilisation d'un scanner à rayon X.

Le dispositif doit être compatible avec les procédures de nettoyage usuel, comme celle des endoscopes ou pouvoir supporter une stérilisation à l'autoclave.

Critère	Exigence
Diamètre extérieur	6-12mm
Nombre de canal de travail	1 à 3
Dimètre intérieur du canal de travail	2,6-3,6mm
Longueur	>20 cm
Force	~1 N
Précision en position	infra-milimétrique
Suivis de trajectoire	L'ensemble du robot devra en tout point se superposer à la trajectoiredéfinit, et non pas seulement l'extrémité terminale
Vitesse de déplacement	0,5cm/s
Nombre de courbure	>3
Latence d'actionnement	< 1 s
Impact sur le tissu biologique	Biocompatibilité, aucun risque de brûlure ou de fuite de liquide
Température de fonctionnement	< 40°C >10°C
Retour d'information	Possibilité d'avoir accès en temps réel à la position du robot
Nettoyage	Compatible avec les système de nettoyage usuel comme ceux des endoscopes ou être autoclavable
Intéraction avec l'environnement	Le dispositif ne devra pas perturber les instruments de la salle de chirurgie et inversement
Intervalle de rayon de courbure	/
Angle de fléxion	/
Capteur de position	La possibiltié de suivre la position de l'ensemble du robot, sans avoir recours à l'utilisation d'un IRM ou d'un scanner à rayon X

Tableau 1 : Synthèse des critères et exigences issus de la neurochirurgie

Le dispositif ne devra pas perturber le fonctionnement des autres instruments présents dans la salle de neurochirurgie. La salle de neurochirurgie étant de taille relativement restreinte, il est nécessaire que l'ensemble du dispositif ne soit pas trop encombrant.

Plusieurs critères n'ont pas pu être établis avec précision dès le début de cette thèse comme l'intervalle de rayon de courbure, la complexité d'une trajectoire en ce qui concerne le nombre de points d'inflexion / changements de direction... Ceci est principalement lié au fait qu'il n'existe pas d'outils permettant au neurochirurgien de tracer des trajectoires courbes sur une imagerie de cerveau. La conception de cet outil vient donc s'ajouter à nos exigences. Cette liste des exigences sera donc complétée au fur et à mesure de ce manuscrit. Les critères établis ont été synthétisés dans le Tableau 1.

1.2 Les caractéristiques mécaniques du cerveau

En parallèle de ces travaux de thèse, une étude sur les propriétés mécaniques du cerveau a été menée dans le but d'affiner notre compréhension du comportement mécanique du cerveau. L'objectif était de décrire la déformation des électrodes de stimulation de la partie profonde du cerveau observée durant les opérations ainsi que leur impact sur la déformation du cerveau [2] (voir Figure 1-1

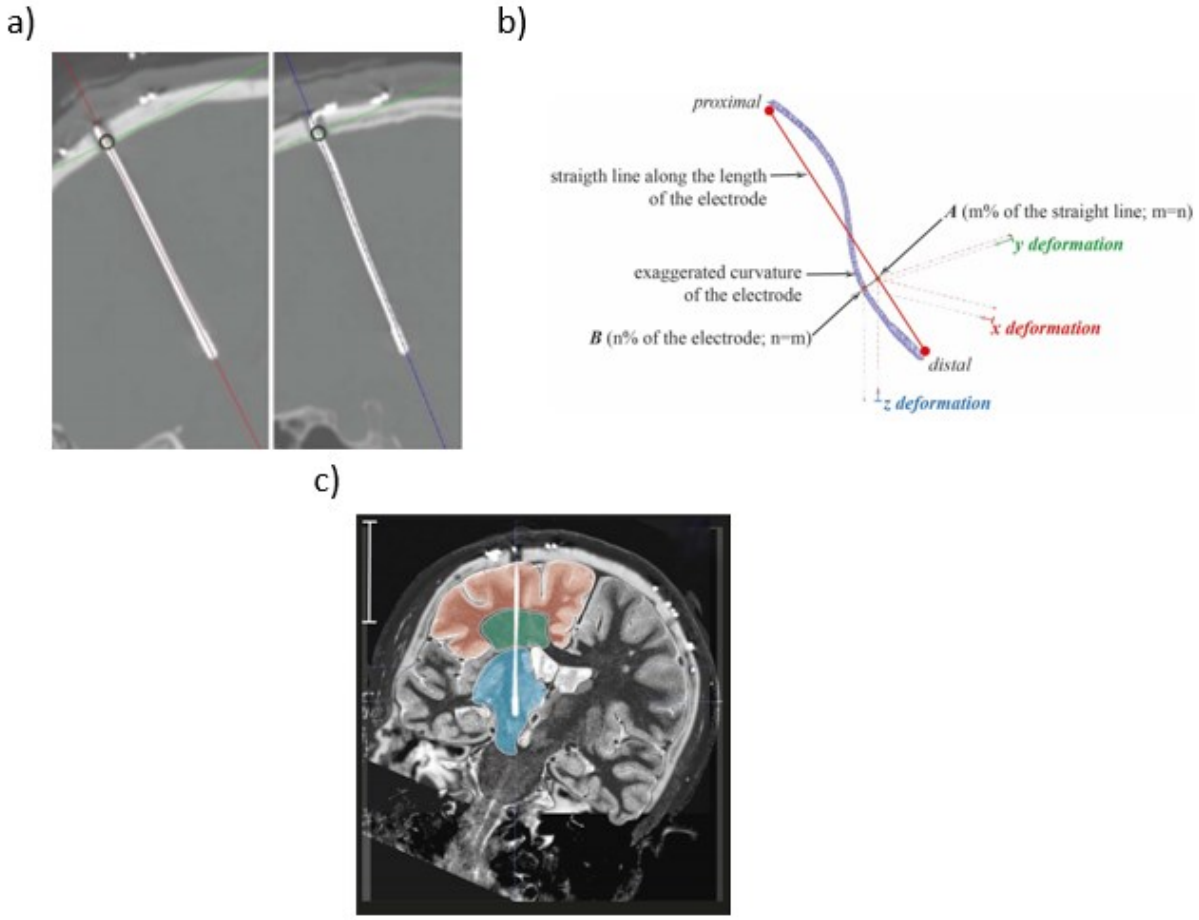


Figure 1-1 (a) Coupe de cerveau issue d'une imagerie de CT-scan reconstruite le long de l'électrode droite, montrant le point proximal (cercle noir) qui a servi d'origine dans le repère géomatrique (b) Représentation de la déformation d'une électrode insérée en ligne droite dans le cerveau, après retrait du mandrin, sous l'action de la force de réaction du cerveau (c) Mise en évidence des différentes couches tissulaires traversées par l'électrrode : la couche superficielle de gyration (rouge), la couche intermédiaire de matière blanche (vert) et la couche cérébrale profonde (bleu) ; la barre verticale blanche mesure 50mm. [2]

(b)). Ces électrodes servent à traiter des patients présentant des symptômes de la maladie de Parkinson ou du tremblement essentiel. Pour cela, les implantations de 60 électrodes dans le cerveau de 30 patients ont été étudiées. 42 de ces électrodes ont été implantées dans le subthalamus et 18 dans le thalamus ventrolatéral. Grâce aux imageries par tomodensitométrie il est possible d'avoir l'image du cerveau avant et après implantation des électrodes, ainsi que l'image de l'électrode (voir Figure 1-1 (a) et (c)). Les déformations ont été déterminées grâce à la courbure de l'électrode en utilisant une régression polynomiale du troisième ordre. Deux types d'électrodes ont été utilisées, ce qui a permis de mettre en évidence l'influence du type d'électrode sur la déformation des tissus biologiques. De plus grâce à cette analyse, nous avons constaté qu'en fonction de la couche du cerveau dans laquelle on se situe, la déformation de l'électrode est différente. En effet, entre la Gyration, la matière blanche et la partie profonde du cerveau, les différents paramètres de déformations présentent des valeurs différentes, ce qui indique que les propriétés mécaniques du cerveau ne sont pas les mêmes entre ces trois parties.

Ces données sont importantes à incorporer au cahier des charges. Le robot devra être capable de progresser dans un milieu relativement hétérogène du point de vue mécanique. Le mode de déplacement du robot ne pourra pas être basé sur la force de réaction du cerveau à cause de cette hétérogénéité, mais devra être capable de prendre en compte ce phénomène.

1.3 Les dispositifs de neurochirurgie commercialisés

1.3.1 Les dispositifs non robotisés

Le terme de neurochirurgie renvoie aux opérations du système nerveux central et périphérique. Dans notre application, nous nous concentrerons essentiellement sur le système nerveux central, et plus particulièrement sur l'encéphale. La neurochirurgie peut être nécessaire pour traiter diverses pathologies, comme le tremblement essentiel, par la pose d'électrodes dans la partie profonde du cerveau, ou encore pour effectuer une biopsie afin de récolter des informations supplémentaires dans le but d'établir/de confirmer un diagnostic, ou pour réséquer une tumeur.

Afin de localiser la zone à opérer, le patient doit subir un examen d'imagerie médicale. Ces imageries peuvent être obtenues par scintigraphie, scanner à rayon X ou grâce à une IRM. Cela permet de visualiser la zone à atteindre, mais également de définir le chemin à emprunter pour y accéder. Les imageries médicales sont enregistrées au format DICOM, qui est le format standard en imagerie

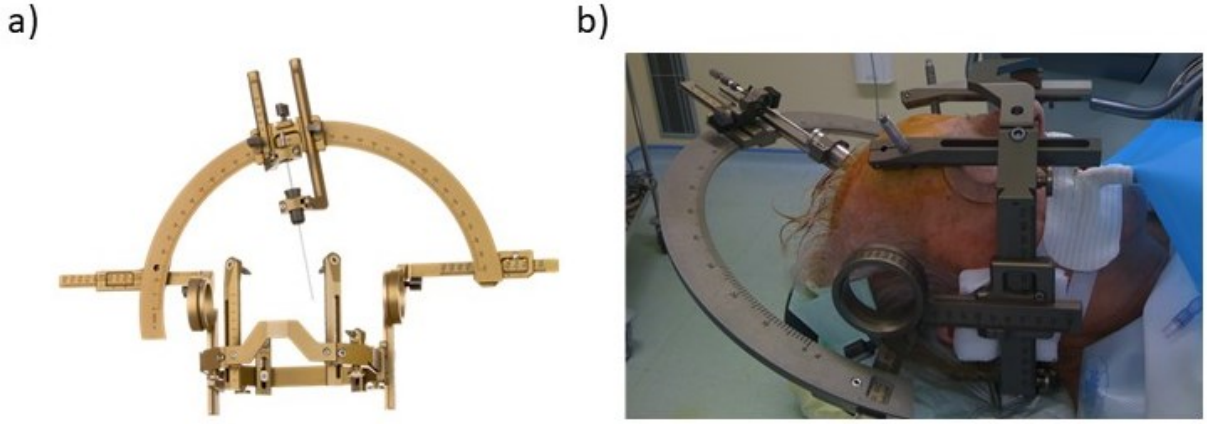


Figure 1-2 (a) Cadre stéréotaxique munit d'un arc ajustable [3] (b) Photo du cadre stéréotaxique en condition réelle [4]

médicale. DICOM signifie *Digital Imaging and Communications in Medicine*, ce standard permet, malgré la diversité des appareils d'imagerie médicale (en termes de modèle, de marque et de fournisseur) de pouvoir afficher l'imagerie d'un patient avec n'importe quel logiciel d'imagerie médicale, indépendamment du dispositif utilisé. Grâce à cette image, le chirurgien va pouvoir repérer la zone d'intérêt, et déterminer, en amont de l'opération, la trajectoire pour y accéder. Le standard DICOM va rendre possible l'utilisation d'un dispositif primordial, le cadre stéréotaxique (voir Figure 1-2 (a)). Le cadre stéréotaxique est muni d'un arc sur lequel repose un guide qui permet de faire coulisser, des aiguilles par exemple, à l'endroit souhaité. Le cadre stéréotaxique se visse directement sur le crâne du patient (voir Figure 1-2 (b)), créant un repère de coordonnée qui va permettre au neurochirurgien d'insérer dans le cerveau un dispositif comme une électrode par exemple, avec une précision inframillimétrique. Grâce au standard DICOM il est possible de faire le lien entre le repère de coordonnée du cadre stéréotaxique et le repère sur l'imagerie médicale, et donc de se conformer à la trajectoire planifiée au préalable sur le logiciel dédié.

Parmi les dispositifs médicaux dont dispose le neurochirurgien, on trouve les électrodes précédemment citées (voir Figure 1-3 (a)&(b)), qui vont être insérées en profondeur dans le cerveau, afin de stimuler une partie du cerveau et permettre de traiter des maladies comme le tremblement essentiel. Les électrodes sont des éléments creux et souples. Un mandrin est inséré dans chaque électrode et va permettre de rigidifier l'ensemble afin de la pousser jusqu'à la zone du cerveau souhaitée, en ligne droite uniquement et sans phénomène de flambement. Le mandrin est ensuite retiré pour ne laisser que l'électrode dans le cerveau. Il arrive dans de rares cas que lors de son insertion l'ensemble électrode-mandrin ne suive pas une trajectoire parfaitement rectiligne et se courbe, ce qui entraîne une erreur de positionnement. On trouve également la catégorie des trocarts

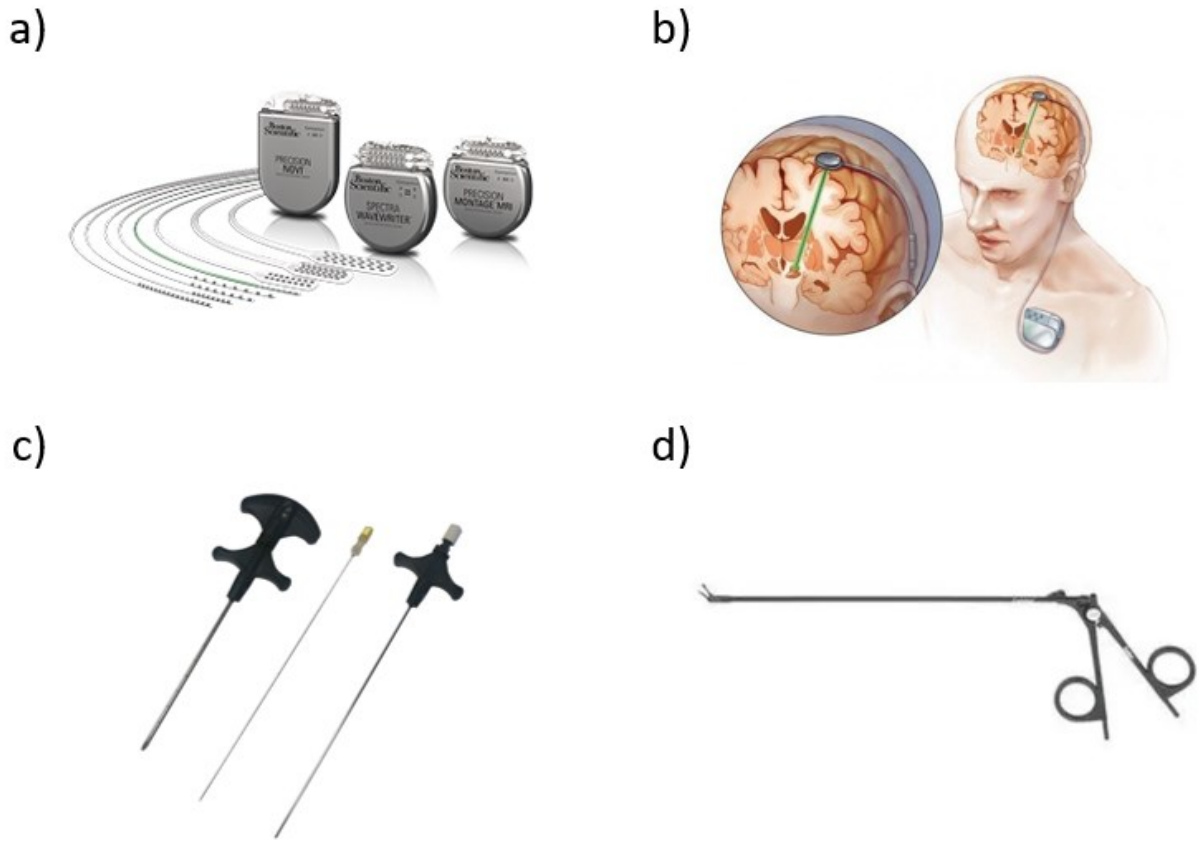


Figure 1-3 (a) Différents type d'électrodes [5] (b) Représentation de la pose finale d'une électrode [6] (c) Trocarts de neurochirurgie [7] (d) Pince de coagulation [8]

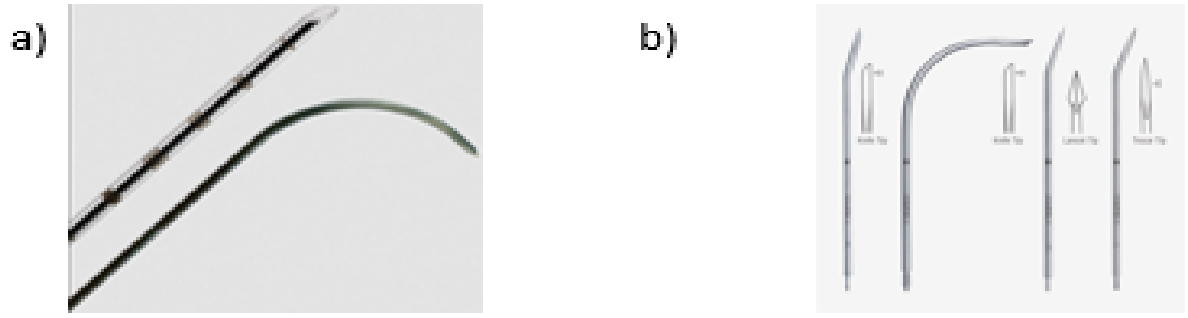


Figure 1-4 (a) Kit de biopsie coaxiale avec une aiguille courbée, permettant de diriger l'injection du ciment osseux dans le corps vertébral[9] (b) Différents types d'aiguilles courbées [10]

qui se composent d'un tube cylindrique en métal, qui coulisse à l'intérieur d'une canule avec une extrémité tranchante (voir Figure 1-3 (c)). D'autres dispositifs existent comme les pinces, qui sont déclinées en différentes fonctions, comme les pinces à biopsie (voir Figure 1-3 (d)), de coagulation etc.… L'ensemble de ces dispositifs ne permettent que des déplacements en ligne droite du fait de leur raideur. [5]–[8]

Certains dispositifs comme les aiguilles stéréotaxiques courbées permettent un peu plus de "mobilité" sans pour autant suivre une trajectoire que l'on pourrait qualifier de complexe. Il s'agit d'aiguille à mémoire de forme poussée dans un guide droit muni d'une fenêtre orientable, afin d'atteindre des cibles en profondeur. Ce dispositif est relativement ancien et n'est plus utilisé (voir Figure 1-4).

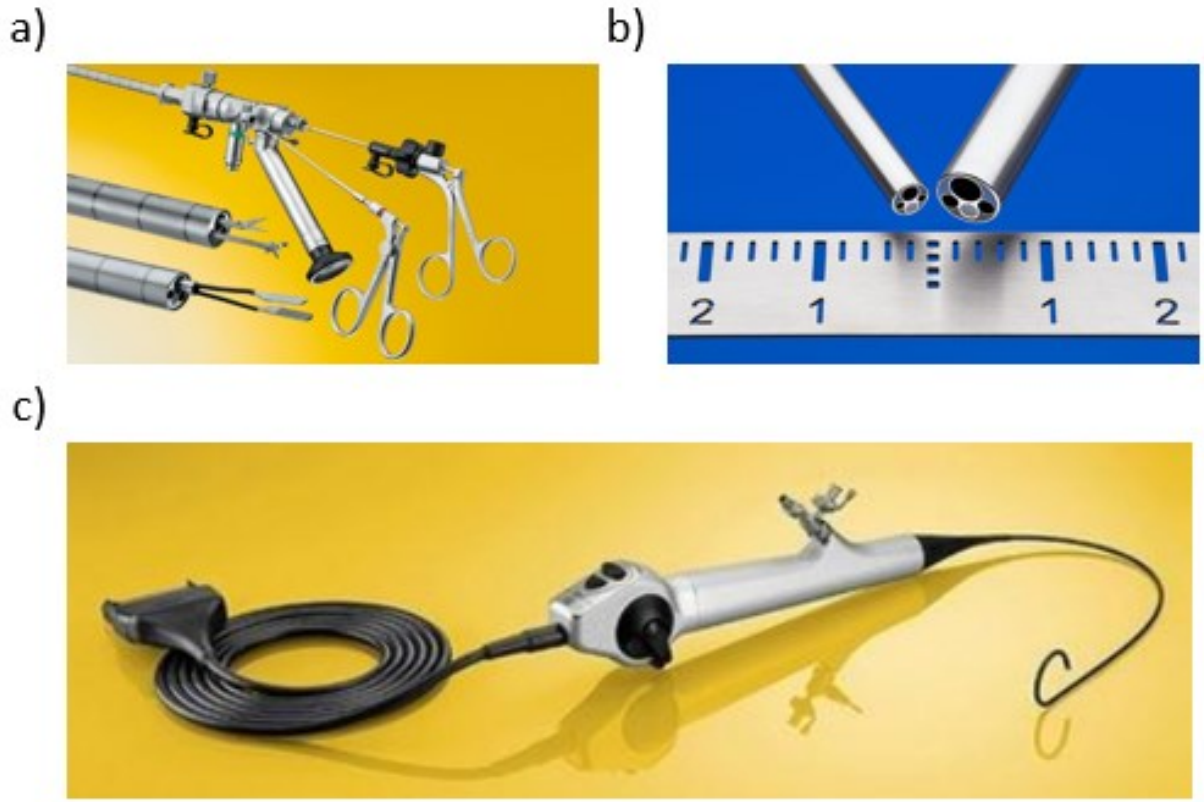


Figure 1-5 (a) Neuroendoscope rigide de la marque Lotta pour la neurochirurgie intracrânienne, muni de trois canaux et de ses différents accessoir (b) Représentation de la gamme de dimension de l'extrémité terminale d'un neuroendoscope rigide (c) Neuroendoscope souple, avec un diamètre extérieur de 2,8mm et un canal de 1,2mm. [11], [12]

Les endoscopes souples sont des instruments principalement utilisés en gastro-entérologie. Il s'agit de dispositifs destinés à être introduits dans les cavités naturelles du corps humain. Il se compose de deux parties. Une première partie qui reste à l'extérieur du corps, la poignée de contrôle qui comme son nom l'indique va permettre de contrôler les différentes fonctions de l'endoscope. La deuxième partie, le tube d'introduction, qui est généralement flexible et qui s'insère dans le patient. Ce tube se compose d'un canal optique permettant un retour visuel au niveau de l'extrémité terminale, d'un canal permettant l'aspiration de fluide ou au contraire permettre l'écoulement de fluide pour nettoyer la zone d'opération. Un dernier canal permet le passage de divers instruments comme des pinces à biopsie. L'extrémité terminale est dirigeable, et son orientation peut être contrôlée par la poignée de contrôle. En revanche le reste du corps n'a pas de forme propre et va simplement suivre l'extrémité terminale en prenant appui sur les parois de la cavité. Ce dispositif ne permet donc pas de suivre une trajectoire avec précision. Une fois introduit dans le corps du patient l'endoscope permet de réaliser divers examens et éventuellement d'effectuer diverses opérations comme une biopsie ou réséquer une tumeur. Il existe également des endoscopes souples à destination de la neurochirurgie, les neuroendoscopes (voir Figure 1-5 (c)). Ils diffèrent principalement par leur diamètre extérieur qui est de 2,8mm et des canaux de travail de 1,2mm. Même si ces endoscopes souples sont disponibles à l'achat, ils sont dans les faits très peu utilisés. Cela s'explique par le fait que ces endoscopes, pour pouvoir être insérés ont besoin de prendre appui sur une paroi. Si cela se prête bien aux différentes cavités du système digestif, ce n'est pas le cas pour le cerveau, en effet la prise d'appuis sur la matière cérébrale risque d'entraîner de nombreuses lésions durant la progression du neuroendoscope, le rendant difficile à utiliser en toute sécurité. De plus la nouvelle réglementation concernant la stérilisation les rend obsolètes. Les neuroendoscopes utilisés en salle d'opération se présentent la plupart du temps sous une forme d'endoscope rigide, avec un diamètre extérieur n'excédant pas les 4,5mm. Contrairement aux endoscopes souples, ils ne sont pas dotés d'un tube d'insertion souple ni d'une extrémité dirigeable qui permettrait de suivre des trajectoires courbes (voir Figure 1-5 (a) & (b)). Les neuroendoscopes rigides étant faits en métal résistent mieux aux différents lavages à base de produits détergents et désinfectants. Les neuroendoscopes souples, ou rigides ne sont donc pas qualifiés pour répondre à la problématique posée.

Les cathéters ou microcathéters sont des dispositifs souples qui vont être insérés via le système vasculaire pour par exemple réaliser une thrombectomie ou encore pour traiter un anévrisme cérébral grâce au déploiement d'un stent. Le cathéter est poussé depuis l'extérieur du corps dans le vaisseau sanguin choisi et suit les courbures imposées par le conduit artérioveineux, de façon passive grâce à la souplesse de sa structure. En effet les cathéters sont souvent faits de matériau comme le silicone, le polyuréthane, ou polytétrafluoréthylène ce qui leur permet en plus d'être biocompatibles. Ces

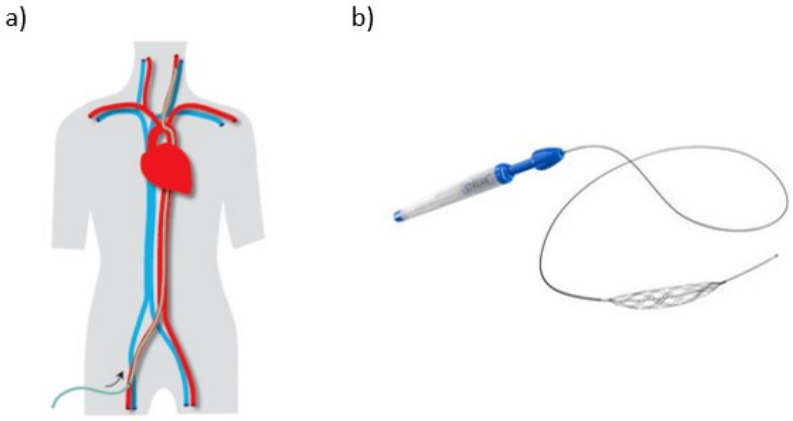


Figure 1-6 (a) Représentation schématique de l'insertion d'un cathéter (b) Cathéter de thrombectomie [13], [14]

Figure 1-7 (a) Perceuse portative électrique (b) perceuse électrique pneumatique (c) Différentes fraises [13]

matériaux sont donc à retenir pour éventuellement servir d'enveloppe ou de gaine de protection à notre dispositif. Ces cathéters ne sont pas dirigeables, ils vont simplement suivre la paroi des vaisseaux sanguins. Ils ne répondent donc pas à la problématique posée, puisque nous cherchons un dispositif capable de suivre activement et de façon contrôlée une trajectoire courbe.{Citation}

Une autre catégorie de dispositif est employée en neurochirurgie, celle servant à perforer l'os du crâne afin de pouvoir accéder au cerveau. On y retrouve principalement les perceuses et les fraises qui vont permettre de creuser l'os et dégager un accès au cerveau (voir Figure 1-7). Nous n'intégrerons pas cette fonctionnalité au robot, puisqu'il existe déjà des outils suffisamment performants et qui répondent très bien à ce besoin.

Durant l'observation d'une opération de neurochirurgie consistant à insérer deux électrodes dans le cerveau d'un patient, dans le but de traiter un tremblement essentiel, plusieurs constats ont pu être établis. Le dispositif ainsi que tout ce qui sera nécessaire à son fonctionnement devront occuper un espace restreint, de l'ordre de celle d'un ordinateur. En effet, la salle de chirurgie doit déjà accueillir l'équipe soignante qui se compose du neurochirurgien, et éventuellement d'étudiants qui l'assistent, des infirmiers et de l'anesthésiste. À l'équipe soignante s'ajoute l'ensemble des dispositifs nécessaires comme la table d'opération, un scanner à rayon X, le respirateur, la table qui va accueillir les dispositifs médicaux comme les scalpels, compresses, désinfectant…, un bureau muni d'un ordinateur et des écrans nécessaires à la visualisation des imageries du patient. Peut s'ajouter à ces équipements un robot de type *tool holder* ainsi qu'un microscope de neurochirurgie (voir Figure 1-8), que nous aborderons un peu plus tard dans ce manuscrit.

Le deuxième constat issu de cette expérience est l'erreur de suivis de trajectoire durant l'insertion d'électrode dans la partie profonde du cerveau. En effet parfois il arrive que l'électrode se courbe légèrement et ne suive pas la trajectoire prévue, conduisant à une erreur de placement pouvant aller jusqu'à plusieurs millimètres. Ceci souligne le besoin d'avoir un dispositif capable de contrôler sa forme intégralement et de corriger sa trajectoire en cas d'erreur.

Si l'ensemble des dispositifs ne répondent pas à la problématique de suivis de trajectoires courbes, ils permettent d'identifier ou de confirmer plusieurs contraintes imposées par la neurochirurgie à savoir :

- Un dispositif de neurochirurgie doit être biocompatible, pouvoir être stérilisé. Il serait également intéressant de pouvoir le stocker sous forme de blister après stérilisation afin d'être disponible immédiatement ou pouvoir le stocker dans les armoires prévues à cet effet comme pour les endoscopes.
- La précision de positionnement des outils doit être inframillimétrique, pour cela il faut envisager que le dispositif puisse être fixé sur un cadre stéréotaxique.

- Le dispositif devra comporter une fibre optique, pour permettre au neurochirurgien de visualiser ce qui se trouve au niveau de l'extrémité terminale, ainsi qu'au moins un canal de travail afin de pouvoir y faire passer des outils comme des pinces de biopsie. Dans l'idéal, un deuxième canal sera ajouté.
- La forme globale du robot devra être contrôlable afin de pouvoir suivre au mieux la trajectoire prédéfinie, et de réduire au minimum les contraintes exercées sur le tissu cérébral.
- Le dispositif doit être doté de capteur permettant de suivre son déplacement en temps réel afin de pouvoir rapidement corriger une erreur de suivis de trajectoire.

Les opérations de neurochirurgie requièrent le besoin de travailler avec une grande précision, et en toute sécurité pour éviter tout mouvement involontaire ou toute erreur de positionnement ainsi que de placement du dispositif. C'est dans ce contexte que les dispositifs robotisés de neurochirurgie ont été développés. Ces dispositifs robotisés aident à réaliser des chirurgies que l'on qualifie de minimalement invasives, et que l'on retrouve sous les termes anglais de *keyhole surgery* ou de *Minimally Invasive Surger*y (MIS). Ce type de chirurgie ne nécessite de faire qu'une incision des plus minimes dans le crâne du patient afin d'insérer l'outil approprié. Cela requiert une grande précision et des outils de tailles très réduites, de l'ordre de quelques millimètres. On comprend ainsi la place de plus en plus grande des robots dans la salle d'opération afin d'assister le neurochirurgien. Ce type de chirurgie a donné naissance à une catégorie de robot, dénommé *Minimally Invasive Neurosurgical Intracranial Robot* (MINIR) [13] ainsi qu'à un projet européen ROBOCAST, qui souligne le besoin de développer des robots pour la neurochirurgie, et que nous présenterons dans la suite de ce chapitre.

1.3.2 Les dispositifs de neurochirurgie non-invasifs robotisés, les robots "tool holders"

Dans cette partie, nous allons présenter les robots de neurochirurgie existants. Nous inclurons uniquement les robots disponibles dans le commerce et donc approuvés par la *Food and Drug Administration* (FDA) ou ayant obtenu la certification CE.

Les dispositifs robotisés au service de la neurochirurgie actuellement commercialisé, sont des robots que l'on peut qualifier d'extracorporels, de non-invasifs, et qui se retrouvent sous les termes de tool-holders. Il s'agit des robots qui vont avoir pour rôle d'assister le neurochirurgien en tenant les outils dont il a besoin. Ces dispositifs vont ainsi permettre de travailler avec plus de précision, en positionnant l'outil du neurochirurgien, mais sans nécessiter de cadre stéréotaxique. Ces robots peuvent offrir des fonctionnalités comme celle de limiter le champ d'action du neurochirurgien afin de l'empêcher d'endommager un vaisseau sanguin involontairement, ou encore de filtrer les éventuels tremblements physiologiques et autres mouvements involontaires. Ces robots sont des robots classiques, c'est-à-dire qu'il s'agit de robot *serial* comme le robot Rosa (voir Figure 1-8 (b)) ou *paralel* comme le robot Surgiscope (voir Figure 1-8 (c)).

Les robots parallèles sont des robots dont la chaîne cinématique est fermée. C'est-à-dire que l'organe terminal, la partie qui va servir à tenir un outil, est relié au bâti par plusieurs chaînes cinématiques indépendantes. La particularité de ces robots réside dans le fait que les moteurs se retrouvent déportés dans le bâti et ne sont pas directement situés au niveau des articulations. Ces robots sont souvent fixés au plafond, que ce soit dans l'industrie agroalimentaire ou comme ici en neurochirurgie avec le SurgiScope. Le SurgiScope, de l'entreprise ISIS, est un microscope robotisé, et grâce au logiciel qui lui est associé il permet d'établir une stratégie opératoire. Ses fonctions ne sont pas limitées au positionnement du microscope, il peut également servir de support pour un

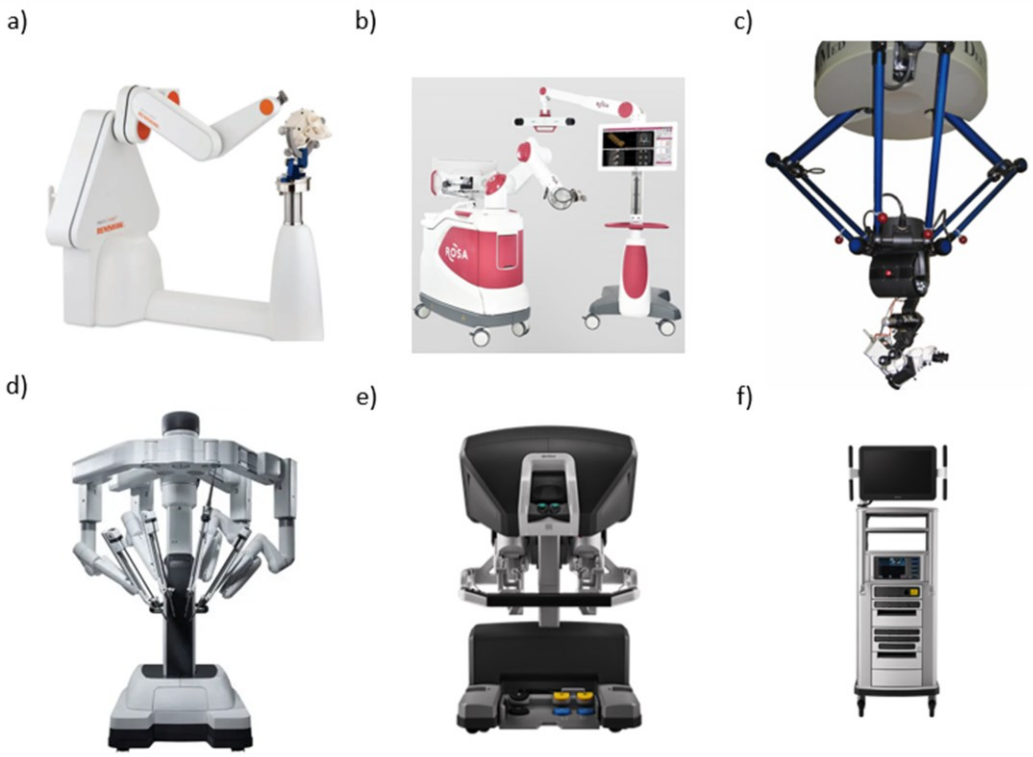


Figure 1-8 Les robots tool holders pour la neurochirurgie (a) Robot seriel à base fixe, le Neuromate de la société Renishaw [14] (b) Robot Rosa de la société Medtech, à base mobile et le moniteur associé monté sur son chariot [15] (c) Robot parallèle, avec une base fixée au plafond, le SurgiScope de la société ISIS [16] (d) Le robot seriel DaVinci Xi de la société Intuitive [17] (e) La console de contrôle du robot DaVinci [17] (f) Chariot de monitoring associé au Robot DaVinci [17]

endoscope, une aiguille de biopsie ou positionner une électrode. En étant fixé au plafond, l'encombrement au sol de la salle de chirurgie est limité. En revanche, l'installation de ce genre de robot nécessite de doter la salle de chirurgie d'un cadre capable de soutenir le poids du robot, du dispositif qu'il supporte, ainsi que ses déplacements. Ce robot permet ainsi de donner un nouvel aperçu d'agencement possible dans la salle de chirurgie.

Les robots sériels se distinguent des robots parallèles par une chaîne cinématique ouverte. En d'autres termes, ils se composent d'une succession de segments rigides, reliés les uns aux autres par des liaisons mécaniques. On peut citer plusieurs exemples de robots sériels connus en neurochirurgie comme le robot Neuromate (voir Figure 1-8 (a)) ou encore le robot Rosa (voir Figure 1-8 (b)) pour citer les plus connus. Comme pour le Surgiscope ils vont pouvoir servir de support à divers outils de neurochirurgie comme un microscope ou des électrodes. Ces robots permettent de se passer de cadre stéréotaxique. En effet grâce à un outil de calibration, ces robots vont directement faire le lien entre les coordonnées de la trajectoire planifiée sur l'imagerie médicale et les coordonnées du référentiel patient. Ne pas avoir à fixer de cadre stéréotaxique sur le patient permet de réduire l'invasivité de l'opération. La plupart des robots sériels comme le robot Rosa ou le Neuromate, ont leurs bases situées au sol, ce qui occupe un espace relativement conséquent dans la salle de chirurgie, particulièrement lorsqu'ils y sont fixés. Le fait que certains soient dotés d'une base mobile permet de déplacer le robot dans un autre endroit lorsqu'il n'est pas requis afin de maximiser l'espace disponible. Cela permet également de ne pas le dédier à une salle en particulier, il peut ainsi être utilisé dans une salle de chirurgie classique, ou bien être utilisé dans la salle d'IRM. À l'espace occupé par le robot il faut également ajouter l'espace occupé par la console de contrôle, qui peut être relativement volumineuse si l'on prend l'exemple du robot DaVinci (voir Figure 1-8 (d)), ainsi que le chariot de vision associé (voir Figure 1-8 (e)-(f)).[15], [18]

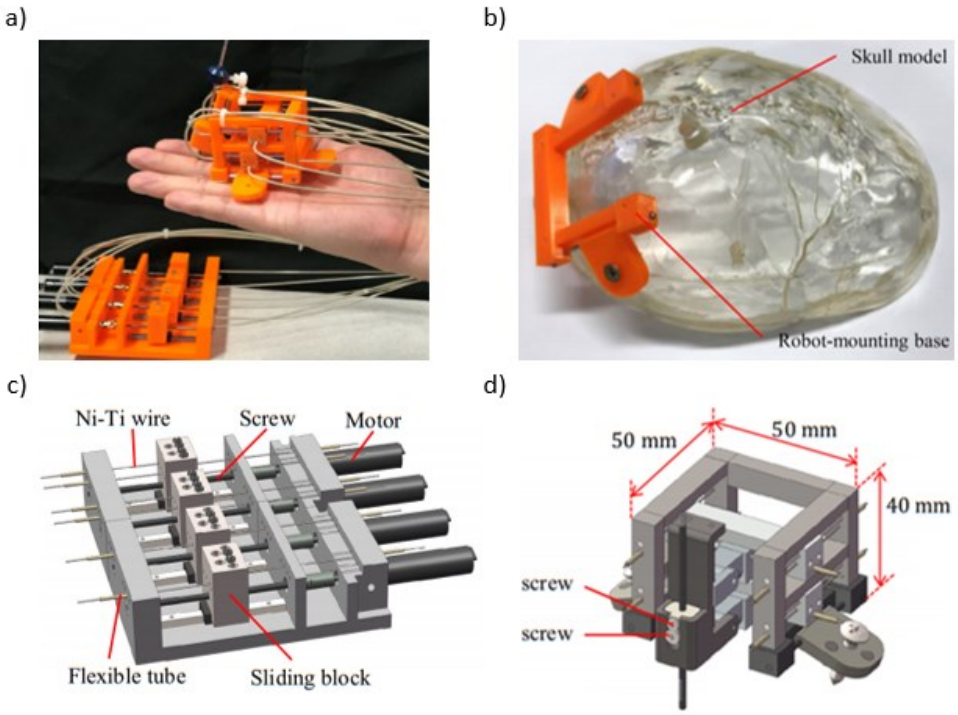


Figure 1-9 Concept de robot tool holder se fixant sur le crâne (a) Vue d'ensemble du dispositif (b) Système de fixation du robot, monté sur une représentation du crâne (c) Système actionnant le robot tool holder (d) Le dispositif robotisé se fixant sur le crâne du patient et permettant le maintien des outils du neurochirurgien [20]

L'inconvénient majeur de ces robots reste le prix qui peut aller de 500 000 € pour le robot Rosa jusqu'à 2 000 000 € pour le DaVinci. S'ajoute ensuite le coût de l'entretien, environ 150 000 € par an pour l'exemple du DaVinci. Le DaVinci requiert également l'utilisation de consommable, avec un ordre de 1 900 € par intervention [19]. Le prix de ces robots constitue donc un avantage majeur, mais permet d'avoir un ordre de grandeur du prix pour un robot de neurochirurgie. L'ensemble des robots présentés précédemment sont donc commercialisés, et peuvent être considérés comme étant des technologies matures d'un point de vue de la recherche. Si l'on se base sur l'échelle TRL (Technology readiness level) ces robots ont passé la phase 9.

Des recherches sont encore menées sur les robots de type tool holder. Elles consistent principalement à réduire le volume occupé dans la salle de chirurgie comme nous pouvons le voir avec la Figure 1-9 [20]. Ce robot a un volume de seulement 50 mm x 50 mm x 40 mm ce qui est largement inférieur à un cadre stéréotaxique et ne pèse que 73 g. Ce dispositif permet l'insertion d'outil avec une erreur de suivis de trajectoire inférieure à 1,3 mm.

Ces robots ne permettent pas le suivi de trajectoires courbe dans le cerveau, en revanche il faut prévoir leur intégration à l'environnement de travail de notre dispositif. Notre robot devra pouvoir se fixer aussi bien sur un cadre stéréotaxique, que sur l'organe terminal des robots précédemment cités.

Il est également important de souligner que ces robots ne viennent en aucun cas remplacer les chirurgiens. Ils sont là pour assister leurs interventions. Il ne s'agit donc pas de proposer une solution entière automatisée, mais de trouver une solution intégrant le neurochirurgien. Cela peut se faire au travers d'une interface haptique permettant le contrôle du robot.

1.4 Les concepts de dispositifs de neurochirurgie, permettant de suivre des trajectoires courbes

Dans cette partie, nous allons nous intéresser à des catégories de robot différent de ceux vus précédemment. Nous n'allons plus parler des robots sériels et parallèles, mais des robots hyper redondants, continus, et de robots dits souples ou *soft robots*. Il est donc nécessaire de commencer par définir ces catégories. Un robot est dit redondant lorsque le nombre de degrés de liberté de l'organe terminal est inférieur au nombre d'articulations motorisées. On parle de robot hyper-redondant lorsque le nombre d'articulation peut être qualifié de « très grand ». Pour illustrer cette catégorie on peut considérer qu'il s'agit généralement des robots analogues à des serpents, ou à des tentacules (voir Figure 1-10 (a)) [21], [22]. Mais la limite avec les robots continus peut parfois sembler floue, puisque certains robots hyper redondants sont approchés avec des modélisations continues [23].

En ce qui concerne les robots continus, qui comme leur nom l'indique sont des structures continues avec une infinité de degrés de liberté. Pour illustrer cette catégorie on peut faire référence aux robots à tubes concentriques (voir Figure 1-10 (b)) [24]. Pour la catégorie des soft robots, qui fait partie des robots continus, la définition n'est pas toujours claire, mais fait souvent référence à des robots faits dans un matériel considéré comme souple [25], on peut prendre l'exemple des robots fait de silicone et qui se déforment sous l'effet de la pression exercée par un fluide (voir Figure 1-10 (c)), ou encore les robots faits de matériaux dits intelligents ou actifs comme les polymères électro-actifs (voir Figure 1-10 (d)). Ces matériaux actifs ont la capacité de se déformer sous l'action d'un signal extérieur, ce qui permet de générer du mouvement.

Les robots présentés dans cette partie sont des robots destinés à la neurochirurgie ou que nous avons considéré comme pertinent pour notre étude. Les robots destinés à la neurochirurgie, sont

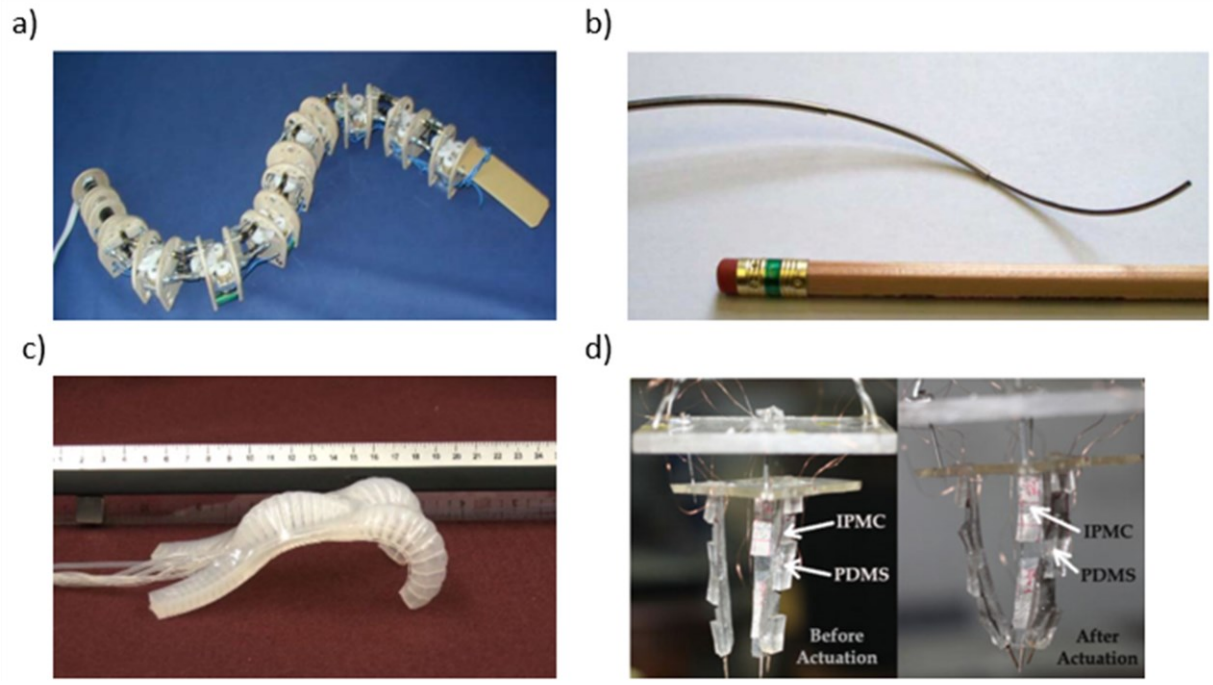


Figure 1-10 Exemples de soft robots : (a) Robot modulaire redondant (b) Robot à tubes concentriques pré-courbés (c)robot souple à actionnement pneumatique (d) robot à base de matériau actif [19], [21], [23]

régulièrement regroupés dans une catégorie appelée *MINIR*, pour *Minimally Invasive Neurosurgical Intracranial Robot*.

1.4.1 Les robots dirigeables grâce à leur extrémité terminale [26]–[31]

1.4.1.1 Les aiguilles dirigeables à embout biseauté

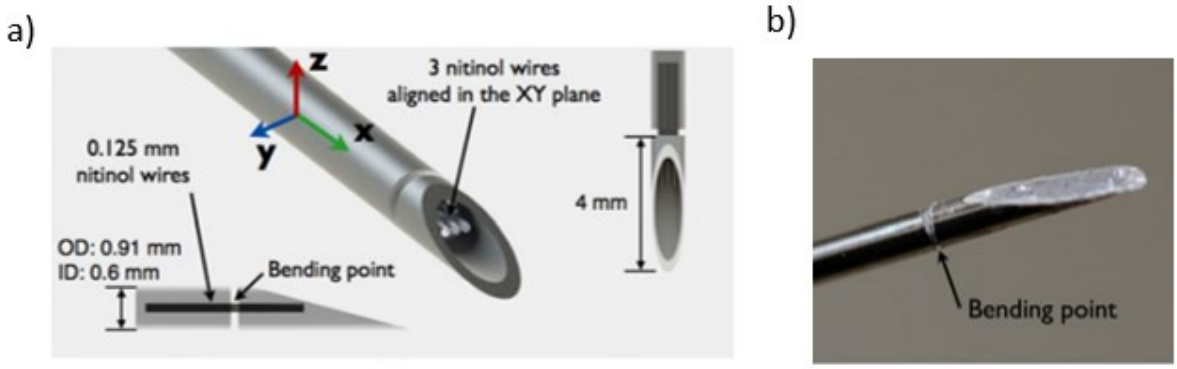


Figure 1-11 Aiguille à embout biseauté intégrant un point d'inflexion (a) Schéma de l'extrémité terminale (b) Photo du point d'inflexion [26]

Les aiguilles à embout biseauté ont comme leur nom l'indique une extrémité terminale biseautée (voir Figure 1-11). Ce sont des dispositifs poussés depuis l'extérieur en direction de leur cible. Leur capacité à suivre des courbures se base ainsi sur la force de réaction exercée par le tissu biologique dans lequel l'aiguille progresse. Pour pouvoir se courber, le corps de l'aiguille doit être relativement fin comparé à sa longueur. Dans l'exemple [26], le diamètre extérieur de l'aiguille est de seulement 0,91 mm pour une longueur estimée d'après les figures de l'article à environ 54,6 cm. Si l'aiguille est poussée sans aucune rotation sur son axe principal, elle va progresser en se courbant. Le rayon de courbure de l'arc de cercle décrit est alors maximal, soit 0,08 cm^{-1}. Avec une vitesse de rotation de 4 $rev.s^{-1}$, soit 100 % de sa vitesse de rotation, l'aiguille va en revanche se déplacer en ligne droite (voir Figure 1-12). Ainsi pour contrôler le rayon de courbure de la trajectoire de l'aiguille, il suffit de contrôler sa vitesse de rotation. Pour donner un ordre de grandeur de la vitesse de progression, dans l'article [26] l'aiguille est insérée à une vitesse constante de 0,5 $cm.s^{-1}$. Ce système est donc relativement simple dans sa conception et son contrôle et permet de suivre une trajectoire courbe. Or dans les articles scientifiques, le déplacement de ces aiguilles semble limité à un déplacement plan, bien qu'en théorie ce genre de dispositif devrait pouvoir se déplacer dans les trois dimensions de l'espace. La deuxième

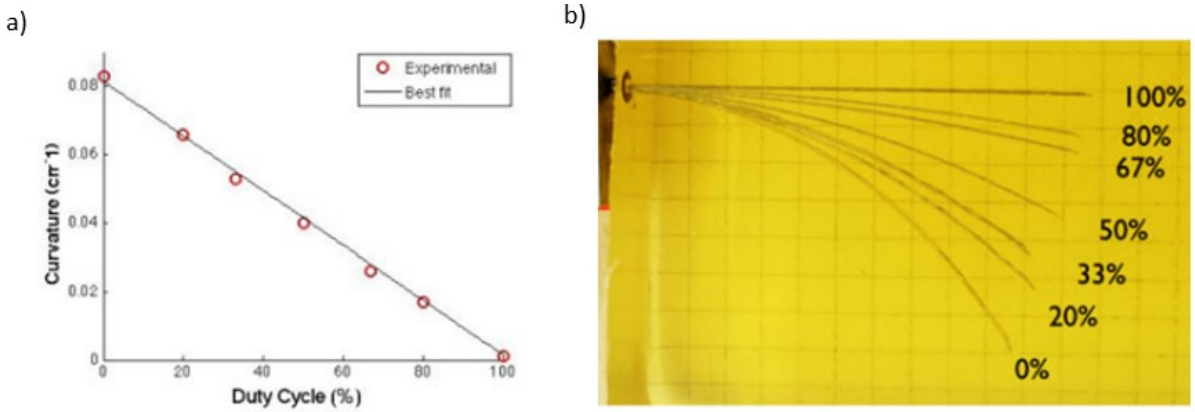


Figure 1-12 Contrôle de la courbure d'une aiguille à embout biseauté en fonction de sa vitesse de rotation (a) Graphique de la courbure en fonction de la vitesse de rotation (b) Représentation de la trajectoire suivis en fonction de la vitesse de rotation [26] [32]

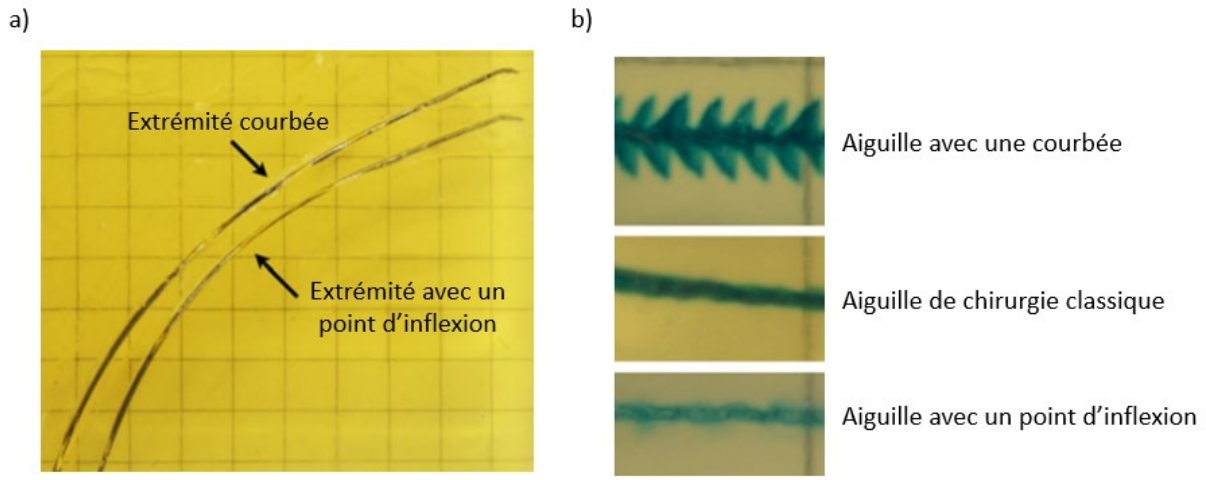


Figure 1-13 (a) Comparaison de la courbure maximale atteignable par une aiguille à embout pré-courbé et une aiguille munie d'un point d'inflexion (b) Comparaison des lésions entraînées par différents modèles d'aiguilles

limite de ce système réside dans le fait qu'il ne semble pas possible de suivre une trajectoire avec un rayon de courbure discontinue. La trajectoire suivie ne semble pas pouvoir inclure plus d'un seul point d'inflexion. Il est impossible pour ce dispositif de suivre une trajectoire que l'on pourrait qualifier de complexe, c'est-à-dire avec un rayon de courbure non continue, et incluant plusieurs points d'inflexion. La précision de suivis de trajectoire dépend de l'homogénéité du tissu. Comme nous l'avons démontré, le cerveau n'est pas un tissu homogène d'un point de vue mécanique, on peut supposer que dans le cerveau cette aiguille aurait des difficultés à suivre une trajectoire avec précision. De plus ce système étant dépourvue de capteurs, il est impossible de constater l'erreur de suivis de trajectoire et donc de la corriger.

Dans l'exemple présenté, l'aiguille est munie d'un point d'inflexion entre l'extrémité terminale et le corps de l'aiguille, qui sont reliés par 3 fils de Nitinol, un matériau considéré comme intéressant de par sa flexibilité, permettant la courbure, mais tout en restant suffisamment rigide pour transmettre la rotation. Ce point d'inflexion n'entraîne pas une différence très importante dans le rayon de courbure atteignable par l'aiguille (voir Figure 1-13 (a)). En revanche, comparé à une aiguille avec une extrémité terminale courbée, ce point d'inflexion permet de réduire les lésions causées aux tissus biologiques (voir Figure 1-13 (b)) . Ce point d'inflexion amène un problème, celui du nettoyage et de la stérilisation. En effet l'agencement des fils de Nitinol est propice à l'amoncellement de tissu biologique lors de son utilisation. Pour pallier à ce problème il est nécessaire d'ajouter une gaine de protection, ou de considérer l'aiguille comme étant à usage unique. Il est intéressant de noter que les fils de Nitinol peuvent être envisagés pour lier différents modules d'actionnement dans un robot.

Un autre inconvénient se présente, l'aiguille ne pouvant pas prendre une forme courbée de façon passive, en effet l'aiguille se courbe via l'interaction avec son milieu. Ce qui implique qu'elle génère des contraintes sur les tissus biologiques traversés. Une étude s'est intéressée à la minimisation des contraintes exercées sur un tissu biologique lors de l'insertion d'une aiguille biseautée pour atteindre une cible en évitant un obstacle [33]. Cette optimisation consiste à faire varier l'angle avec lequel l'aiguille est poussée (voir Figure 1-14). Malgré la minimisation proposée, les contraintes exercées sur le tissu ne sont pas éliminées. Pour finir, cette étude met en avant que plus l'aiguille va en profondeur, plus il est difficile de contrôler sa courbure.

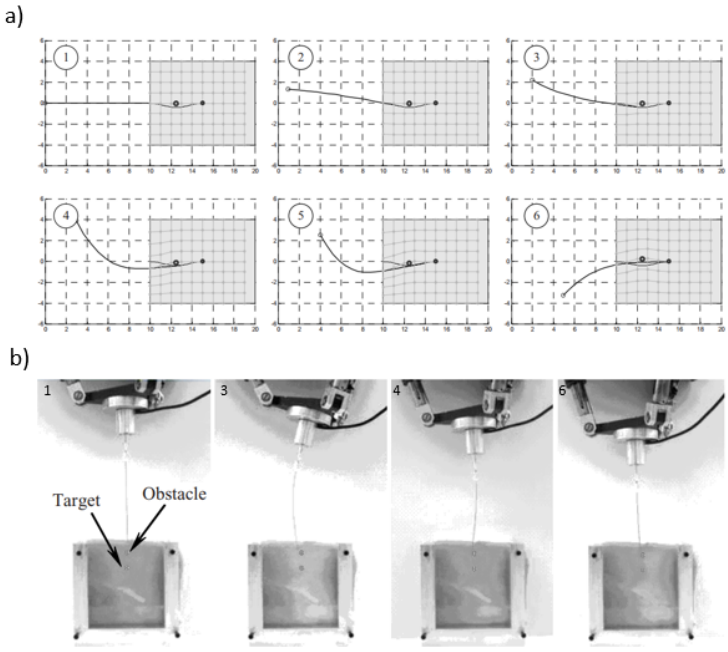


Figure 1-14 Etude et optimisation des contraintes exercées sur un phantom de tissu biologique, par une aiguille biseautée suivant une trajectoire courbe (a) Modélisation2D [33] (b) Banc expérimental [27]

1.4.1.2 Les aiguilles dirigeables à embout conique

Les aiguilles à embout conique ne peuvent pas se baser sur l'asymétrie des contraintes s'exerçant sur l'extrémité pour se déplacer. Dans l'exemple [29] (voir Figure 1-15), l'aiguille est composée de 4 parties. Le corps de l'aiguille, qui se compose d'une canule avec quatre rainures permettant le passage de quatre fils qui permettent l'actionnement de l'extrémité terminale. Dans cette canule passe un stylet lui-même composé de trois rainures permettant le passage de trois fibres optiques qui vont servir de capteur de courbure et permettre de déterminer à tout instant la forme prise par l'aiguille. L'extrémité conique est reliée au reste de l'aiguille par une sphère métallique qui

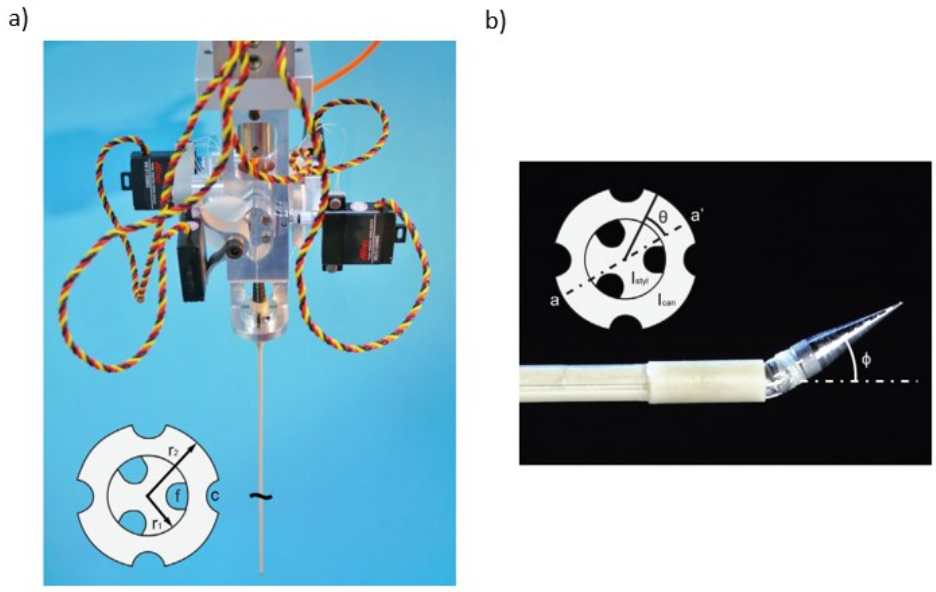


Figure 1-15 (a) Vue d'ensemble d'une aiguille à embout conique dirigeable et de son système d'actionnement (b) Zoom sur l'extrémité terminale de l'aiguille à embout conique dirigeable [26]

crée une liaison rotoïde, et grâce aux quatre fils qui rattachent l'extrémité conique et le corps de l'aiguille, il est possible de contrôler « activement » l'orientation de l'extrémité conique, grâce à quatre moteurs indépendants. Contrairement à l'aiguille biseautée, l'orientation de l'extrémité terminale ne dépend pas du milieu de progression. Mais le corps de l'aiguille reste passif, il va suivre le chemin tracé par la tête de l'aiguille. Comme pour l'aiguille à embout biseauté précédente, des contraintes vont être générées sur la matière, ce qui pourrait causer des lésions supplémentaires sur les tissus biologiques.

1.4.1.3 Le robot STING, un robot à biseau variable [34]–[40]

Le robot STING, pour *soft-tissue intervention and neurosurgical guide*, est un dispositif développé dans le cadre d'un projet européen, le projet ROBOCAST, cofinancé par la Commission européenne de 2007 à 2013. Ce projet ROBOCAST pour *ROBot and sensors integration for Computer Assisted Surgery and Therapy* (voir Figure 1-16 (a)-(c)), avait pour but de développer une plateforme robotisée constituée de trois robots [37]–[39]. Un premier robot sériel (voir Figure 1-16 (b)) ayant pour rôle de positionner et tenir un deuxième robot parallèle (voir Figure 1-16 (d)), qui lui-même a pour rôle d'orienter le robot STING. Les deux premiers robots sont donc des tools holders, et le robot STING est le robot chargé de progresser dans le cerveau. Le STING est dit bio-inspiré, car il est inspiré par l'ovipositeur d'un insecte le *Sirex noctilio* [34]. Ce robot se compose de deux parties pouvant coulisser l'une par rapport à l'autre (voir Figure 1-17 (a)-(b)) [41], avec un diamètre total extérieur de 4,4 mm. Chaque partie est recouverte de dents mesurant 50 µm (voir Figure 1-17 (d)) qui permettent de faciliter l'insertion du dispositif dans le cerveau. Grâce au coulissement des deux parties du robot l'une par rapport à l'autre, il est possible de contrôler la dimension du biseau former à l'extrémité du STING. En faisant cela, il est possible de contrôler indirectement les forces exercées par le tissu sur l'embout du STING, et donc de contrôler sa courbure (voir Figure 1-17 (b)-(c)). Contrairement aux aiguilles

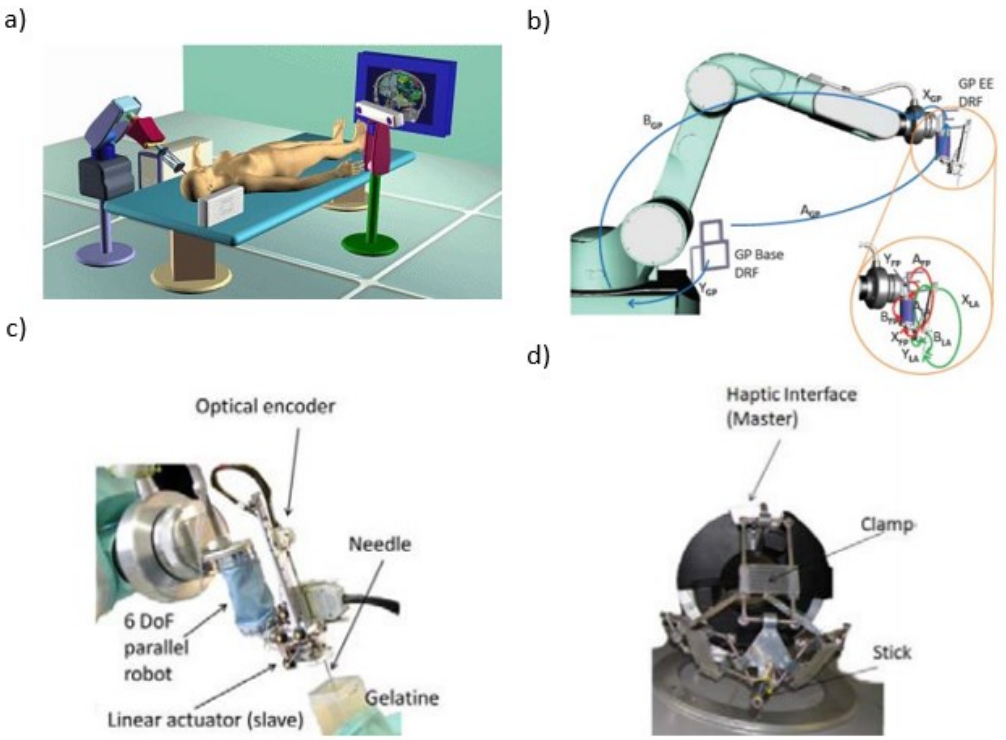


Figure 1-16 Le projet ROBOCAST (a) Vue général du concept du projet ROBOCAST (b) Vue CAO du ROBOCAST (c) Photo détaillée du ROBOCAST (d) Interface haptique permettant le contrôle de la structure [37]–[39]

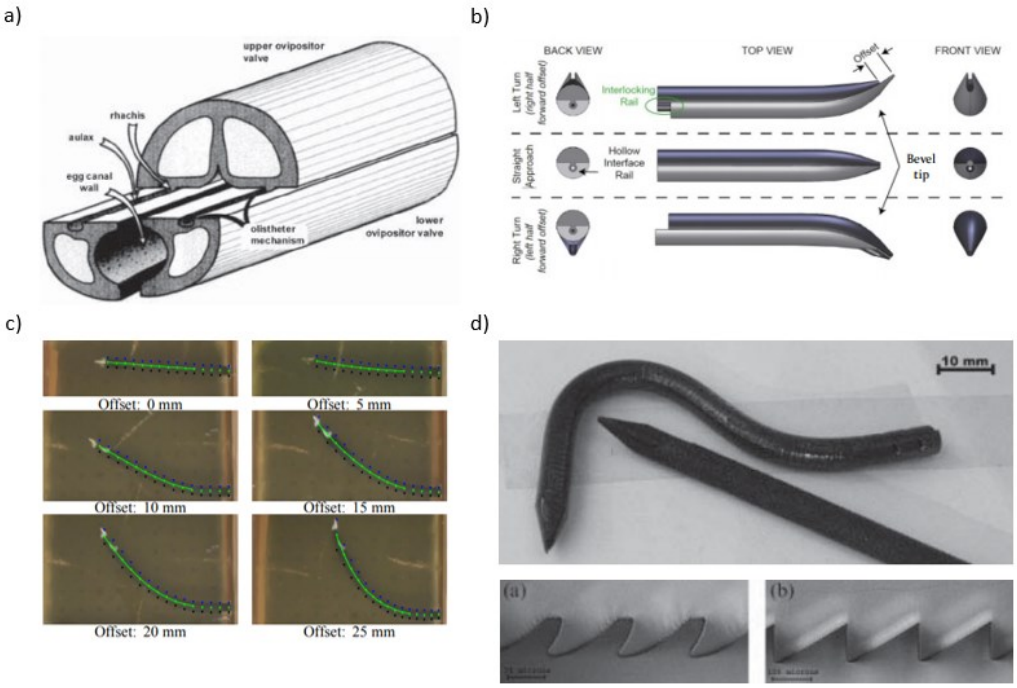


Figure 1-17 (a) Coupe d'un ovipositeur (b) Schéma du concept du STING (c) Photos des capacités de courbure du STING (d) Photo du prototype [34] [35] [41]

précédentes, il ne s'agit donc pas de contrôler la rotation de l'aiguille pour contrôler sa courbure mais directement de modifier la taille du biseau. Pour contrôler l'orientation du dispositif, il suffit de contrôler l'offset entre les extrémités de chacune des deux parties du robot. Sur l'extrémité terminale, un capteur électromagnétique permet d'obtenir sa position et donc de la corriger si nécessaire.

En ce qui concerne son actionnement, les auteurs ont fait le choix d'utiliser des fils à alliage à mémoire de forme (AMF) qui contrôlent les mouvements des différentes parties du robot (voir Figure 1-18 (a)-(b)) [42]. Cela permet d'éviter d'utiliser des moteurs qui peuvent être encombrants, puisque les fils à AMF ne nécessitent qu'un apport de chaleur. Cette chaleur peut être générée grâce à l'application d'un courant électrique. L'inconvénient réside dans la complexité que peut représenter le contrôle des AMF, ainsi que la phase d'entraînement qui est indispensable. De plus pour revenir à

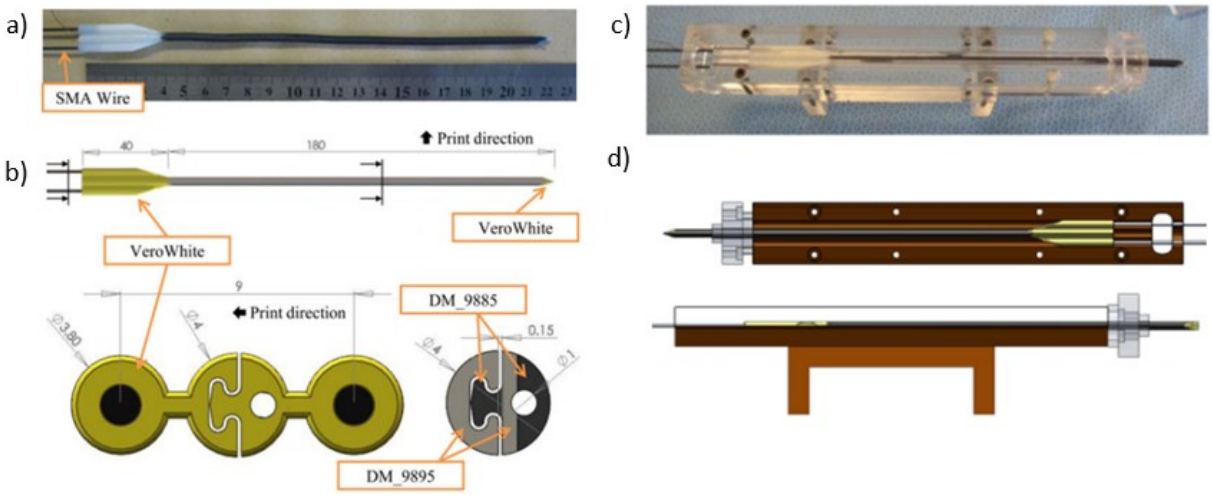


Figure 1-18 Vue général du robot STING et de son mode d'actionnement [42] (a) Photo du robot STING relié aux AMF l'actionnant (b) Schéma du robot STING en vue de dessus et en coupe transversale (c) Photo du guide permettant de pousser le STING dans son environnement de déploiement (d) Différentes vue de la CAO du guide pour le STING

leur configuration d'origine, les AMF doivent refroidir, ici le refroidissement est passif, ce qui peut entraîner une certaine latence dans le déplacement du robot, et donc des imprécisions dans son contrôle. Pour finir, le STING est fait d'un mélange de deux matériaux souples, du DM_9885 et du DM_9895, comparable à du caoutchouc. Ce qui fait qu'au début de son insertion dans le milieu de progression, le robot pourrait présenter un flambement. La solution apportée est de contraindre le robot dans un guide, un trocart fait sur mesure (voir Figure 1-18 (c)-(d)), qui permet d'éviter le flambement du robot lors de sa pénétration.

Pour permettre une courbure dans les trois directions, un deuxième prototype a été proposé, se composant cette fois de quatre parties capables de coulisser les unes par rapport aux autres, et fonctionnant sur le même principe (voir Figure 1-19 (a)-(b)) [36]. Le STING dans cette version a la capacité de suivre des trajectoires en 3D, non planaires, présentant plusieurs points d'inflexion. Grâce à sa conception, le STING offre une plus large gamme de trajectoires puisqu'en faisant varier la dimension du biseau. Lors de test de suivis de trajectoire simple en 2D, le robot présente une erreur de suivis de trajectoire de l'ordre de quelques dixièmes de millimètre [42]. Ce dernier concept intègre deux canaux, l'un pour laisser passer le capteur de position, le deuxième qui permet d'injecter un composé médicamenteux, alors que les concepts précédents étaient dépourvus de canaux de travail. En revanche, ce canal ne permet toujours pas le passage d'autre instrument comme une fibre optique, ou une pince de biopsie.

Les sillons reliant les parties du robot et les dentelures présentent à la surface du robot sont des zones potentiellement difficiles à nettoyer. On peut également se demander si les dentelures ne représentent pas un risque de lésion accrue, notamment lors du retrait du dispositif. Bien que le robot soit capable théoriquement de suivre des trajectoires en 3D avec plusieurs points d'inflexion, il n'a été testé que sur des trajectoires planes, avec au plus deux points d'inflexion [42]. Lorsque le nombre de points d'inflexion augmente, l'erreur de suivis de trajectoire du robot augmente avec une déviation qui passe de 0,26 mm à 0,49 mm. Il manque des données expérimentales pour pleinement évaluer le potentiel de ce robot, notamment sur le nombre de points d'inflexion maximale que peut contenir la trajectoire à suivre ou encore si le rayon de courbure minimale est impacté par le nombre d'inflexions. Pour finir, seule la partie de l'extrémité terminale du robot est dotée d'un capteur. Or c'est l'ensemble du robot qui doit suivre la trajectoire afin de s'assurer que des dégâts supplémentaires ne soient créés. En effet, il serait intéressant d'étudier les contraintes exercées sur les tissus par la partie immergée du dispositif, lorsque les parties du robot coulissent pour ajuster l'offset de l'extrémité terminale.

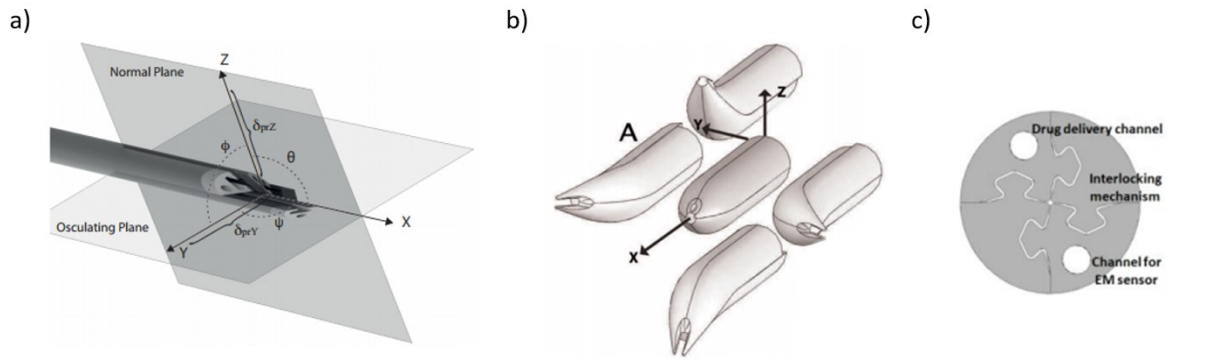


Figure 1-19 La version finale du robot STING qui se compose de quatre segments [36] [38] (a) Vue éclatée du robot STING (b) Représentation des configurations possibles (c) Coupe transversale du STING, représentant les canaux de travail disponibles [38]

1.4.2 Les robots modulaires et hyper-redondants

1.4.2.1 Les robots modulaires à base de liaison pivot

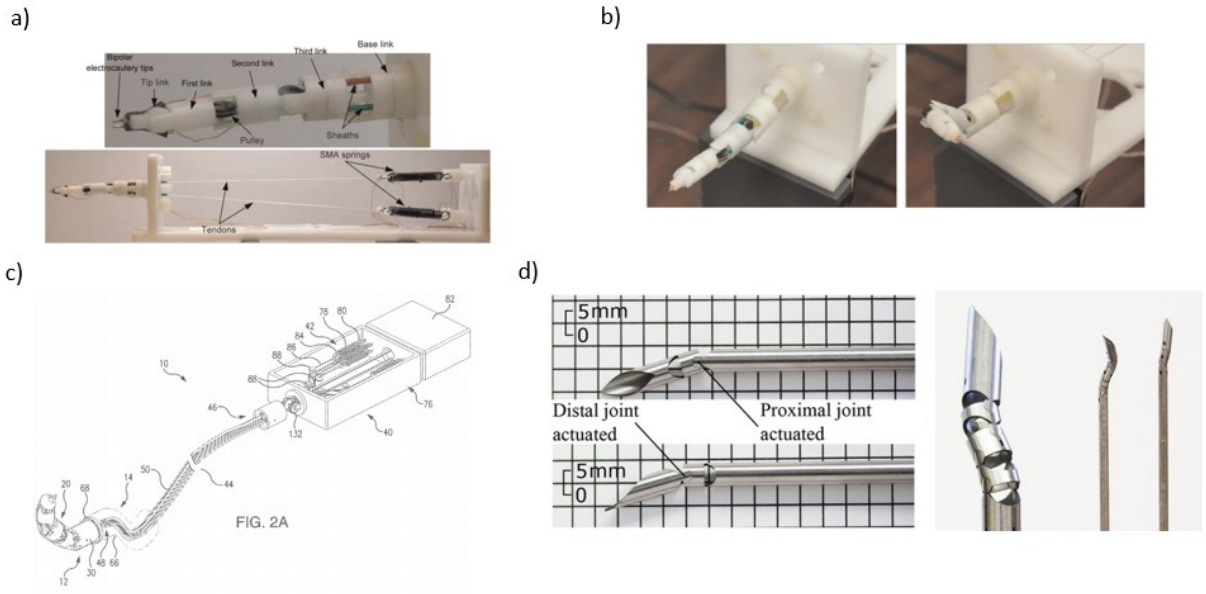


Figure 1-20 (a) Photo d'un robot modulaire redondant et de son système d'actionnement à câble et à base d'AMF [43] (b) Photos de différentes configurations du robot [44] (c) Autre exemple de robot modulaire redondant ayant fait l'objet d'un dépôt de brevet [45] (d) Exemple de robot modulaire fabriqué par découpe LASER dans du métal, dont la taille des modules a été réduite [46]

La première catégorie de robot modulaire que nous présentons est la plus simple dans sa conception. Nous inclurons uniquement les robots se composant de modules mécaniques élémentaires, généralement tous identiques les uns aux autres, qui sont mis bout à bout et reliés par des liaisons pivots (voir Figure 1-20). La plupart sont actionnés par des câbles contenus dans des gaines, reliés à des moteurs. En tirant sur le câble, les moteurs exercent une force directement sur l'extrémité du module auquel il est relié. Ce qui implique qu'il faut un deuxième câble antagoniste afin de permettre au module d'aller dans le sens opposé. Il faut donc en théorie une paire de câble par module du robot, et autant de moteurs. Les câbles étant situés à l'intérieur du robot, ils occupent en grande partie l'espace disponible, et laissent peu d'espace pour inclure un canal de travail. Comme on peut le voir sur les prototypes Figure 1-20 (a)-(b)-(c) [43] [44] [45], le dispositif de chirurgie est souvent fixé à l'avant, réduisant la polyvalence du dispositif qui sera souvent destiné à des résections. Pour faire progresser le dispositif dans le tissu biologique, il faudra pousser le robot ainsi que tout le système d'actionnement à câble afin de ne pas perturber la tension de ces derniers et donc de risquer de modifier involontairement la configuration du robot. Ceci a pour conséquence de créer un encombrement supplémentaire dans la salle de chirurgie. Comme pour le robot STING, un actionnement par ressort en AMF a été proposé ce qui permet de réduire l'encombrement du dispositif, tout en apportant les inconvénients précédemment mentionnés.

Ces dispositifs peuvent être fabriqués en métal, notamment grâce à la découpe LASER, ce qui permet de créer des modules de petites dimensions, jusqu'à 5 mm de diamètre et avec une grande précision. Cela permet également de fabriquer des modules avec des parois fines, de quelques dixièmes de millimètre, maximisant l'espace interne disponible pour passer les différents câbles d'actionnement ainsi que les dispositifs de chirurgies. Une fabrication en métal permet de limiter le risque que les liaisons entre les modules ne se dégradent ou ne cassent au fur et à mesure des utilisations. [46]

Un prototype en plastique a été présenté [43], [44], afin d'être IRM-compatible. La compatibilité avec l'imagerie par résonance magnétique permet de compenser l'absence de capteur de position du robot en se basant sur de l'imagerie magnétique en continu. Ce qui fait que pour pouvoir utiliser ce robot, il est nécessaire de réaliser l'opération dans la salle de l'IRM, ce qui peut être contraignant. Ce dernier robot se compose de quatre parties, la base, deux modules, et l'extrémité terminale munit d'un dispositif d'électrocautérisation, pour une longueur de 63,5 mm, et un diamètre de 11,5 mm. Or le dispositif étant relié à un socle, il ne peut être poussé totalement à l'intérieur du crâne du patient. Sachant que l'épaisseur du crâne d'un adulte est d'environ 15 mm, auxquels on doit rajouter les quelques millimètres d'épaisseur de peau qui le recouvre. Ce qui fait que le robot ne peut aller que jusqu'à une profondeur de moins de 48,5 mm. Sachant que les dimensions du cerveau qui sont en moyenne d'environ 17 cm de longueur, pour 14 cm de largeur et 9 cm de hauteur, nous pouvons en déduire que ce robot ne permet pas d'accéder à la partie profonde du cerveau. Pour augmenter la longueur du robot, il faudrait ajouter plusieurs modules élémentaires, ce qui impliquerait d'augmenter leurs diamètres afin de permettre le passage des câbles d'actionnement. De plus au vu de la longueur des modules, le robot ne semble pas apte à suivre des trajectoires à dérivé continue, mais ressemblant à des successions de segment. Et même si les liaisons permettent des rotations de ±60°, elles n'offrent qu'un degré de liberté, perpendiculaire d'un module à l'autre ce qui limite les possibilités de mouvement du robot.

Le concept des robots modulaires apporte donc une problématique d'optimisation. En effet il faut trouver le bon équilibre entre la dimension des modules élémentaires, aussi bien en termes de longueur qu'en termes de diamètre, le nombre et les dimensions des câbles d'actionnement, la longueur totale du robot ainsi que son diamètre maximal, tout en respectant les contraintes de la neurochirurgie et le suivi de trajectoires courbes et lisses.

Pour finir, ces robots comportent de nombreux espaces où la matière biologique risque de s'insérer, ce qui rendra plus difficile le nettoyage et la stérilisation du dispositif.

1.4.2.2 Les robots modulaires à base de ressort

Les robots modulaires intégrant des ressorts sont comme pour les précédents actionnés par des câbles, afin de faire courber les différents modules élémentaires. La différence se situe au niveau des modules élémentaires qui ne sont plus constitués par des segments rigides reliés par des liaisons pivots, mais par des ressorts, ce qui augmente le nombre de degrés de liberté par module. Le principal avantage qui se dégage, est le fait que les ressorts vont permettre au robot de suivre des configurations d'aspect « lisses » contrairement aux robots constitués de modules rigides segmentés.

Plusieurs concepts existent. Le premier est celui constitué d'anneaux de guidage disposés le long d'un seul ressort ou des anneaux de guidage reliés les uns aux autres par plusieurs ressorts (voir Figure 1-21 (a)-(b)-(c)) [1] [47]. Ces anneaux sont percés à plusieurs endroits, ce qui permet le passage des câbles d'actionnement sans encombrer l'intérieur du dispositif (voir Figure 1-21 (c)). Ce système à anneau permet également de placer plus de câble afin d'avoir plus de possibilités de mouvement. Avec 3 câbles par module élémentaire il est possible d'orienter le module dans toutes les directions souhaitées. En revanche l'ajout de câble, entraîne aussi l'ajout de moteur pour les contrôler ce qui augmente considérablement l'encombrement du robot (voir Figure 1-21 (a)-(b)). De plus l'extrémité terminale étant un anneau, elle n'est pas optimale pour amorcer la pénétration dans le cerveau. Un concept possédant une extrémité terminale munie d'un bouchon conique va permettre d'améliorer la capacité de pénétration du tissu biologique (voir Figure 1-21 (c)). En revanche cela bloque le passage des dispositifs de chirurgie.

L'avantage du système à ressort c'est qu'il n'y a pas besoin d'un système poussant l'ensemble du dispositif, puisqu'en comprimant les ressorts puis en contrôlant leur détente via la tension des câbles, permet la progression du robot dans son environnement. La configuration de ce prototype permet de suivre une trajectoire avec au plus deux coudes de 45 degrés reliant trois segments. Le prototype réalisé se compose de deux ressorts, un de 40 mm et un de 46 mm en configuration relâchée. En configuration rétractée, ils mesurent 16 mm en position rétractée, ce qui confère au robot une capacité d'extension maximale de 54 mm, pour une longueur totale du dispositif de 90 mm, un diamètre maximal de 10 mm, et une erreur de position finale de 1,358 mm [1]

Un deuxième concept de robot inspiré par le corps des serpents a été développé. Il s'agit d'un robot en plastique, en deux parties (voir Figure 1-21 (b)). La première partie, monobloc, se compose de quatre disques reliés par trois ressorts. C'est cette partie qui sera actionnée au moyen de câble et qui va permettre de contrôler la configuration du robot. La deuxième, également monobloc se compose d'un ressort divisé en trois segments, et englobe la partie précédente. Cette deuxième partie a pour rôle principal de maintenir la forme cylindrique du dispositif. Cet assemblage a pour but d'augmenter la constante de rappel du robot. Dans sa conception plusieurs agencements des câbles ont été proposés afin de réduire les problèmes aux niveaux des jonctions. Ce qui a permis de mettre en évidence que pour limiter cela, il est nécessaire de faire passer les câbles par la partie centrale du robot, et donc d'augmenter l'encombrement au niveau du passage des instruments de chirurgie. De plus même si la configuration retenue par les auteurs permet de limiter les frottements des câbles, ils restent néanmoins présents et peuvent causer des imprécisions dans l'actionnement du robot. À nouveau les moteurs ont été remplacés par des fils en AMF (voir Figure 1-21 (d)). L'amélioration apportée ici est un système de refroidissement, qui permet de mieux réguler la température des AMF et donc de mieux contrôler le robot [48].

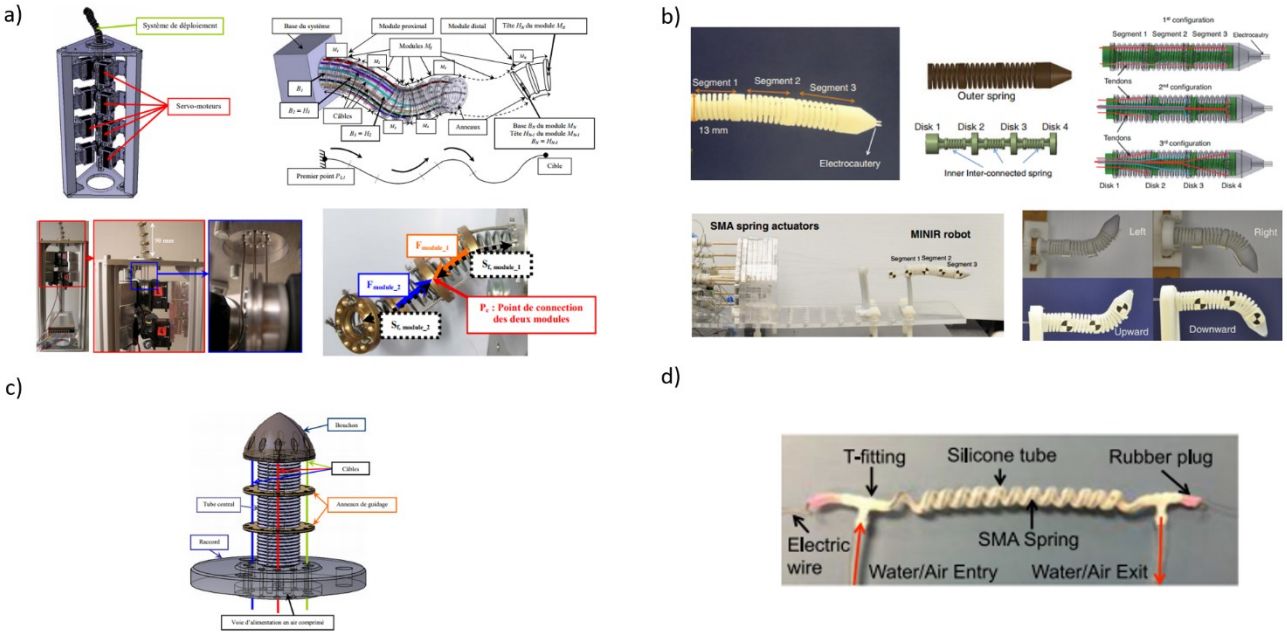


Figure 1-21 (a) Robot modulaire à ressort et de son système d'actionnement à câble et à moteur [1] (b) Robot modulaire à câble actionner par des AMF, et disposant d'un système d'électrocautérisation à son extrémité terminale [47] (c) Amélioratiion du concept de robot à câble grâce à l'ajout d'une éxtrémité conique perforante pour faciliter la pénétration dans le tissu cérébrale [1] (d) Système d'actionnement à AMF équipé d'un système de refroidissement [48]

1.4.2.3 Le robot MALICA, des modules élémentaires à base de robots modulaires

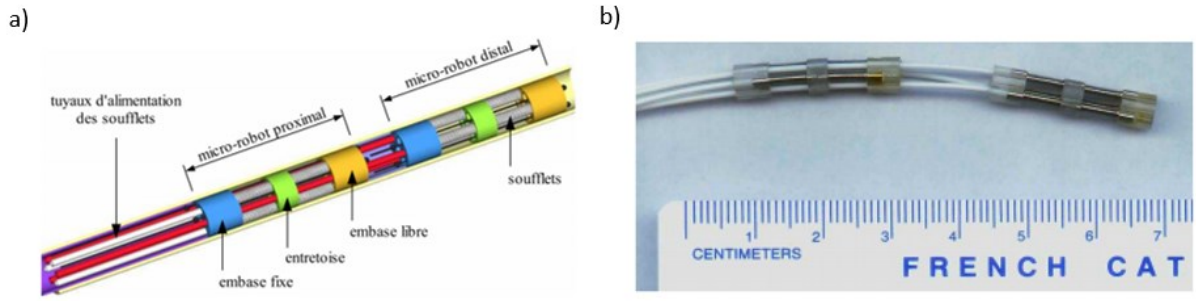


Figure 1-22 Robot MALICIA à actionnement pneumatique, dont les modules se composent d'un robot chacun [49], [50] (a) Schéma du robot (b) Photo du dispositif avec une échelle de dimension

Le robot MALICA, pour *Multi Active Link CAtheter*, est un robot constitué de robots. En effet chaque module élémentaire est un robot (voir Figure 1-22) [49], [50]. L'actionnement du robot est basé sur l'utilisation de soufflet. Lorsqu'un soufflet est mis sous pression il s'allonge, ce qui permet de faire courber le robot. Les dimensions du robot sont de 20 mm de long pour 4,9 mm. Le prototype dans sa version finale inclut un canal de travail en position centrale de 2 mm dans sa version finale. Dans cette configuration le robot ne serait pas capable de suivre une trajectoire avec plus de deux courbures. Pour cela il faudrait rajouter des modules élémentaires. Ce qui impliquerait de rajouter des tuyaux pour alimenter les soufflets supplémentaires, et augmenterait le diamètre du robot. De plus, la commande et la modélisation du MALICA est décrite comme complexe avec seulement deux modules, en augmenter le nombre ne ferait qu'en accroître la difficulté.

Ce robot est destiné à la pose d'endoprothèses aortiques, ce qui fait qu'il reste relativement souple afin d'éviter de perforer une artère, ce qui pourrait conduire à des imprécisions lors d'une progression dans le tissu cérébral. Pour finir, l'actionnement hydraulique représente un risque dans le cerveau en cas de fuite ou d'éclatement du soufflet.

1.4.2.4 Les robots modulaires intégrants des matériaux actifs

Plusieurs robots modulaires ont intégré des matériaux actifs, tels que les alliages à mémoire de forme, non pas pour remplacer les moteurs actionnant les câbles, mais comme actionneur, directement intégré dans le robot (voir Figure 1-23) [51]. Il s'agit la plupart du temps de remplacer les ressorts, par des ressorts en alliage à mémoire de forme, comme on peut le voir dans la Figure 1-23 (a), il s'agit exactement du même prototype que dans la Figure 1-21 (b), à la différence que les trois

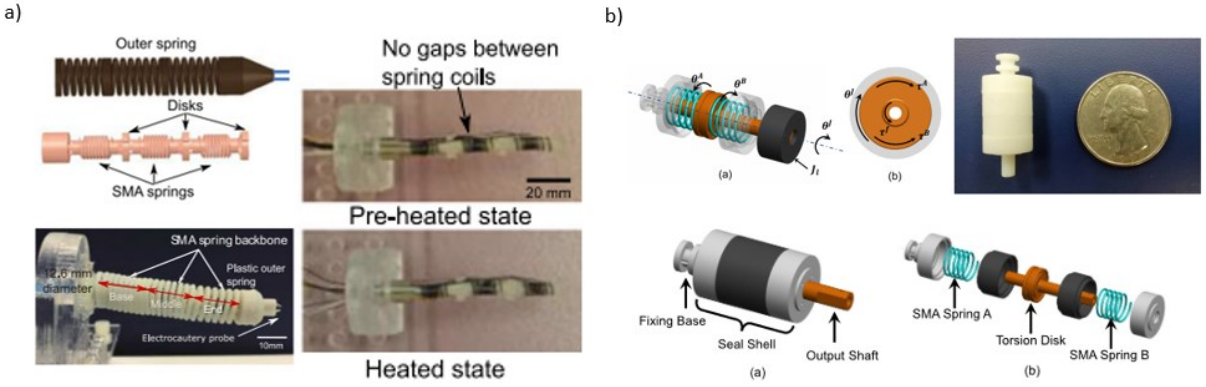


Figure 1-23 (a) Robot à base de ressort en AMF capable de se courber [51] (b) Robot à base de ressort en AMF capable de générer un mouvement en translation [52]

ressorts au centre du dispositif sont en AMF. Ainsi il n'y a plus besoin de câble pour actionner les ressorts, ni de système de traction à l'extérieur du robot. En revanche, il est toujours nécessaire de faire passer les différents fils électriques qui vont permettre de chauffer les AMF. Ce système permet de minimiser l'encombrement du robot dans la salle de chirurgie. L'encombrement à l'intérieur du robot est également réduit ce qui peut permettre de laisser plus de place pour un éventuel canal de travail, même si ce dispositif n'en intègre pas. Dans ce cas les ressorts vont permettre au robot de se courber, mais le robot a toujours besoin d'une poussée extérieure pour progresser dans le cerveau.

Le second concept visible sur la Figure 1-23 (b), utilise également des ressorts en AMF, mais cette fois-ci les ressorts n'ont pas été entraînés pour se courber, mais pour effectuer des mouvements en torsion. Ce qui aura pour effet de créer un mouvement de translation, permettant au robot de se passer d'une poussée extérieure pour progresser dans son environnement. En revanche ce dispositif semble incapable de progresser le long d'une trajectoire non rectiligne [52].

1.4.3 Les robots à raideur variable

1.4.3.1 Endoscope à raideur variable

Les endoscopes à rigidité variables se présentent sous deux formes. La première se base sur l'utilisation de thermoplastique (voir Figure 1-24 (a)-(b)) [53]. Ce thermoplastique ou *plastolock,* en dessous d'une certaine température devient rigide et au-dessus devient souple. Grâce à un système permettant la circulation d'un fluide caloporteur dans le *plastolock* (voir Figure 1-24 (b)), il est possible de contrôler la température du polymère et donc sa raideur. Ainsi lorsque le *plastolock* est suffisamment chaud il peut prendre n'importe quelle forme. Dans l'article [53], les auteurs ont proposés d'ajouter à un endoscope flexible (voir Figure 1-24 (a))., une gaine thermoplastique, et dans l'un des canaux de travail, de passer une tige également faite de thermoplastique (voir Figure 1-24 (b)). Ainsi au fur et à mesure de la progression de l'endoscope il est possible de verrouiller le thermoplastique dans une configuration particulière afin de contraindre le reste de l'endoscope à

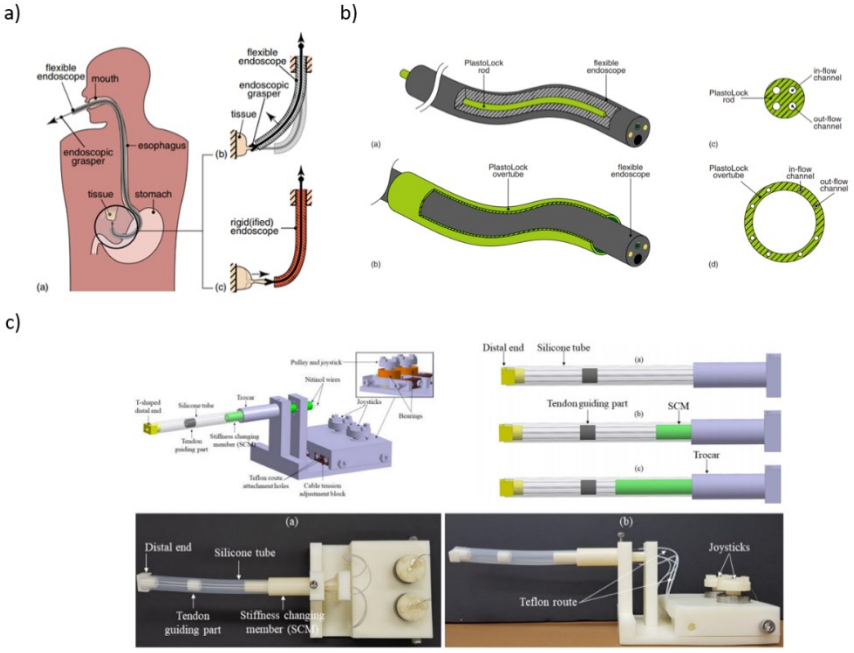


Figure 1-24 Les robots à raideurs variables (a) Un endoscope à base de plastolock dont la raideur est contrôlable grâce à l'utilisaiton d'un liquide caloporteur (b) Schéma de l'agencement de l'endoscope à base de plastolock (en vert) [53] (c) Robot à raideur variable, contrôlée par la position dans le tube en silicone d'un cylindre plus raide [54]

suivre ce chemin. La gamme de température du liquide caloporteur minimale a été fixée à 5°C et à 43°C pour la température maximale. Le diamètre extérieur maximal est de 7 mm, pour une longueur totale de 90 mm, et une épaisseur de 2 mm. L'inconvénient majeure de ce système réside dans sa précision, en effet l'endoscope est actionné via des molettes qui vont permettre de tirer sur des câbles et donc de contrôler l'orientation de l'extrémité terminale. De plus avec l'intégration du système de contrôle de température, il y a toujours un risque de fuite.

Une autre manière de créer un robot continu à raideur variable est présentée dans la Figure 1-25 (c). Il s'agit d'un tube souple en silicone, creux, avec à l'intérieur un cylindre plus rigide, qui peut coulisser plus ou moins loin à l'intérieur du tube. Ce qui va permettre de faire varier la raideur du robot, et donc sa capacité à se courber [54]. Ce cylindre est dénommé SCM, pour *stiffness changing member*. L'inconvénient majeur de ce dispositif est le fait que le SCM est positionné à la base du robot, cela veut dire que seule l'extrémité terminale du robot peut suivre une trajectoire courbe, ce qui réduit la capacité du robot à aller en profondeur dans le cerveau. Le prototype développé ne permet que des mouvements dans un même plan, et ne peut suivre une trajectoire possédant plus d'un point d'inflexion. Avec un diamètre extérieur de 10 mm il ne permet pas de répondre aux exigences de la neurochirurgie.

Un autre concept utilisant la variation de raideur, a été proposé (voir Figure 1-25). Comme on peut le voir il s'agit d'un modèle qui appartient à la catégorie des robots modulaires précédemment présentée [1] [47] (voir Figure 1-21). Dans cet exemple la raideur variait grâce aux différents ressorts incorporés dans le robot. Dans l'exemple de la Figure 1-25, la variation de raideur se fait grâce à la tension appliquée sur les différents câbles reliant les anneaux (voir Figure 1-25 (a)-(b)-(d)), ce qui permet d'accentuer ou de réduire les angles au niveau des points d'inflexions [55]. Les inconvénients de ce robot sont les mêmes que ceux des robots modulaires, notamment à cause de l'utilisation des câbles. Un module élémentaire est composé de plusieurs anneaux, ce qui fait que le prototype présenté, ne se compose que de deux modules élémentaires. Le robot ne peut donc pas suivre des trajectoires composées de plus de deux points d'inflexions. Pour finir, ce robot nécessite l'application d'une force extérieure au niveau de son extrémité terminale afin de changer de configuration (voir Figure 1-25 (c)-(d))

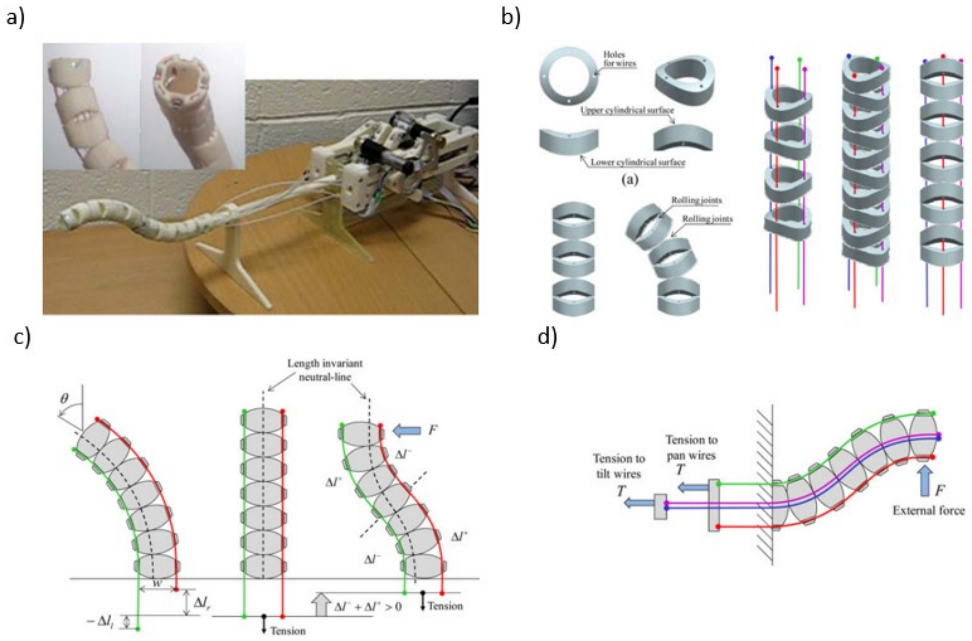


Figure 1-25 [55] (a) vue d'ensemble d'un robot à variation de raideur redondant (b) Vue détaillée de la composition du robot (c) Schéma des différentes configurations possibles du robot (d) Schéma de l'actionnement du robot

1.4.4 La catégorie des robots à tubes concentriques

1.4.4.1 Les robots à tubes concentriques pré-courbés

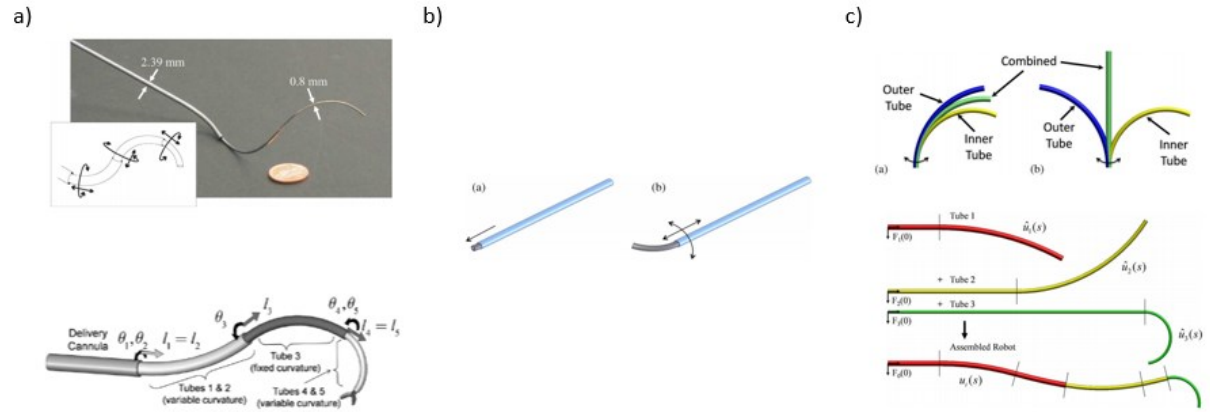


Figure 1-26 Les robots à tubes concentriques pré-courbés (a) Photo et schéma d'un RTC (b) Schéma du fonctionnement d'un RTC (c) Schéma de la configuration résultat de la combinaison des tubes pré-courbés [56]–[67]

Les robots à tubes concentriques pré-courbés (voir Figure 1-26 (a)) ont été largement étudiés, et ont donné lieu à de nombreuses publications, particulièrement en ce qui concerne leur modélisation et leur conception [56]–[67]. Le concept est relativement simple, il s'agit d'enchâsser des tubes pré-courbés les uns dans les autres, avec des diamètres de plus en plus petits. En contrôlant les rotations et les translations des tubes les uns par rapport aux autres, il est possible de faire progresser le robot

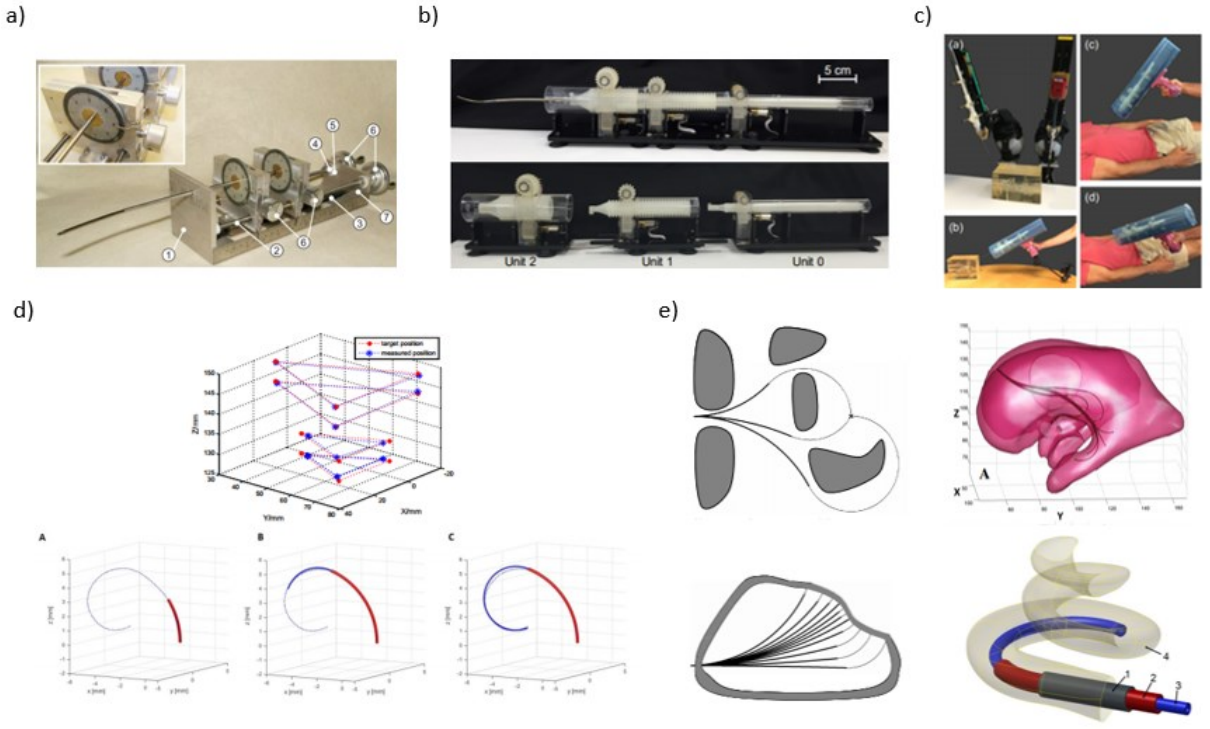


Figure 1-27 (a) Système d'actionnement d'un RTC à deux tubes [62] (b) Exemple de système d'actionnement pouvant être automatisé pour un système à trois tubes [66] (c) Exemple de système d'actionnement manuel [66] (d) Aperçu de la capacité d'un RTC pour suivre une trajectoire pour laquelle il a été conçu [57], [65] (e) Représentation des stratégies de déploiement d'un RTC dans une cavité avec des obstacle à éviter et un point cible à étteindre sans pour autant suivre une trajectoire précise, à l'exception d'un RTC conçu pour suivre une trajectoire précise dans la cochlée mais qui par conséquent ne peut suivre aucune autre trajectoire avec autant de précision Tubular manipulators: a new concept for intracochlear positioning of an auditory prosthesis [61] [60] [65]

dans un environnement donné en contrôlant sa configuration (voir Figure 1-26 (b)-(c)). Lorsqu'un tube est complètement sorti, il reprend sa forme de base, mais lorsqu'il est encore enchâssé, totalement ou en partie, dans le tube qui le précède, la forme du robot est une moyenne entre les courbures des tubes (voir Figure 1-26 (c)).

Les RTCPC (robots à tubes concentriques pré-courbés) sont généralement constitués de deux à cinq tubes, dont les diamètres extérieurs sont de l'ordre de quelques millimètres, voire moins, comme dans l'exemple [63] où le plus petit tube mesure 0,8 mm de diamètre et le plus large 2,39 mm. Les tubes sont généralement fabriqués en Nitinol, un matériau biocompatible précédemment évoqué. Les RTCPC, présentent l'avantage d'être suffisamment raides pour que leur déplacement ne soit pas impacté par les tissus biologiques dans lesquels ils progressent [62]. Des prototypes compatibles avec une stérilisation à l'autoclave ont été développés[62]. Les RTCPC offrent la possibilité de rétracter seulement une partie des tubes, et de les redéployer dans une autre direction, permettant ainsi d'atteindre plusieurs cibles en minimisant les lésions créées. En ce qui concerne l'actionnement, il est nécessaire de pouvoir contrôler chaque tube de façon indépendante, ce qui signifie que pour chaque tube il faut un système permettant d'effectuer des translations et des rotations allant jusqu'à 360°, ce qui peut conduire à des systèmes relativement volumineux si le nombre de tubes devient élevé (voir Figure 1-27 (a)). Ce qui a donné lieu à de nouveau concept d'actionnement plus compact, et qui offre la possibilité de contrôler manuellement le dispositif, ou de robotiser son actionnement (voir Figure 1-27 (b)-(c) [66]).

Les RTCPC, présentent l'inconvénient d'avoir un nombre de courbures directement limité par le nombre de tubes, si une trajectoire requiert plus de courbures que le RTCPC ne compte de tubes, il lui sera impossible de suivre la trajectoire. Même si les RTPC permettent d'atteindre des positions de façon précise, avec une erreur de 0,59 mm [57], ils ne sont pas adaptés au suivi de trajectoire, sauf s'ils ont été conçus pour suivre une trajectoire particulière comme c'est le cas pour la pose d'une prothèse auditive dans la cochlée (voir Figure 1-27 (d)-(e)), et même dans ce cas on peut constater une légère déviation du corps par rapport à la trajectoire désirée (voir Figure 1-27 (d) [57], [65]). Les RTCPC sont plus adaptés à progresser dans des environnements contraints avec des obstacles à éviter comme c'est le cas lors d'une chirurgie du foie, ou encore pour progresser dans un volume définit comme une cavité du corps humain, à l'instar du système ventriculaire [60] (voir Figure 1-27 (e)).

D'autres inconvénients viennent s'ajouter à cela, les RTCPC, ne peuvent pas suivre une trajectoire en ligne droite, ce qui leur retire une certaine polyvalence dans le cas où une trajectoire intégrerait une partie rectiligne. Pour finir, les RTCPC présentent des instabilités cinématiques [68], [69], dues à l'existence de singularité qui peuvent conduire à des changements de configuration brusques.

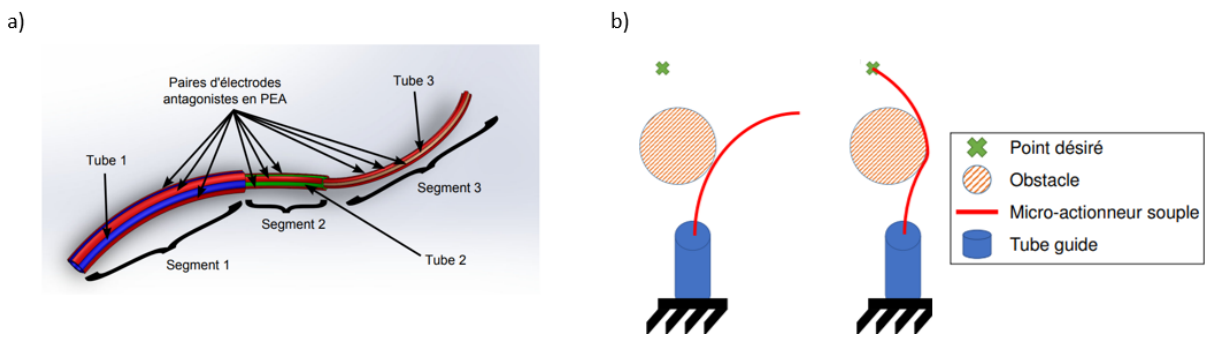


Figure 1-28 (a) Schéma d'un RTC à base de polymère électroactif (b) Stratégie de déploiement [71]–[74]

D’autres concepts de RTC ont été proposés intégrants des polymères électro-actifs (PEA) [70]–[72]. Il s’agit de polymères qui sous l’action d’une tension peuvent se déformer. Ces polymères permettent de large déplacement à de faibles tensions. Dans le concept de la Figure 1-28 [71]–[74] chaque tube est constitué de PEA, permettant des courbures dans deux directions. Le concept ne se compose que de trois tubes, ce qui implique qu’il ne peut suivre des trajectoires ne comportant que trois points d’inflexions. De plus, chaque tube se compose de quatre électrodes, permettant d’appliquer la tension d’actionnement du polymère. Ce qui implique qu’il faut quatre fils par tubes, et que ces fils doivent passer à l’intérieur de ces derniers, ce qui pourrait poser des problèmes lorsque les tubes vont entrer en mouvement les uns par rapport aux autres. Les fils pourraient alors se débrancher et causer des dysfonctionnements importants. Le fait d’ajouter au système à tube concentrique le contrôle et la commande de PEA, complexifie la modélisation déjà difficile des RTC, pouvant conduire à des imprécisions. Pour finir, seule une preuve de concept se composant d’un seul tube a été produite. Le robot n’a pas été fabriqué dans son intégralité.

1.4.5 Les robots à actionnement électromagnétique

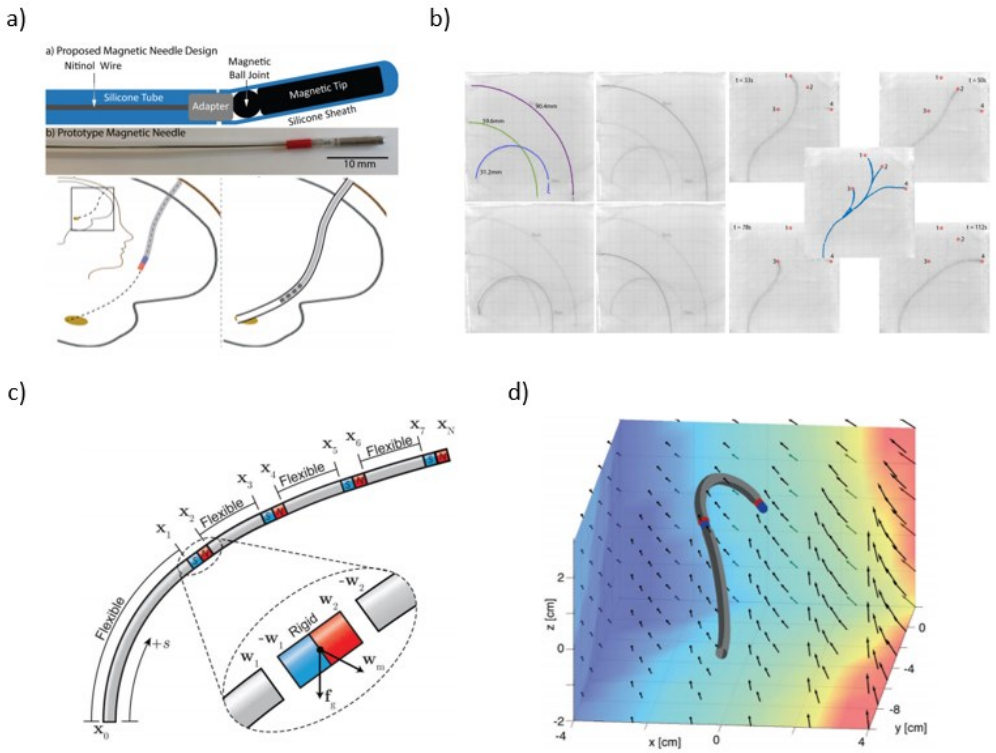


Figure 1-29 Aiguille à embout magnétique permettant le suivis de trajectoire courbe grâce à un actionnement à base de champ magnéttique [75]–[78] (a) Représentation du dispositif et schéma de son utilisation. L’aiguille sert de guide, une fois déployée un tube est poussé le long de l’aiguille, une fois en place l’aiguille est retiré, permettant la création d’un espace de travail (b) Exemple des performances de ce prototype, comme on le voit le rayon de courbure peut varier, il est également possible d’effectuer un retrait partiel du robot afin de le rediriger vers d’autres cibles en minimisant les lésions créées

Une autre façon d’actionner des dispositifs est le recours à des champs magnétiques [75]–[78]. Les concepts et prototypes se basant sur cette méthode ont généralement une partie terminale avec plusieurs éléments magnétiques (voir Figure 1-29 (a)-(c)), qui peuvent ensuite être dirigés grâce à un champ magnétique (voir Figure 1-29 (d)). Dans le prototype développé dans les articles [76], [77], l’extrémité terminale se compose d’un embout magnétique relié à une sphère magnétique permettant de créer une liaison rotule avec le reste du robot qui se compose d’un fil de Nitinol. Le tout est englobé dans du silicone (voir Figure 1-29 (a)). Le robot peut ainsi progresser le long de trajectoire curviligne

sans être relié à un système de poussée ou de rotation (voir Figure 1-29 (b)). En revanche pour générer les champs magnétiques nécessaires, il faut l'équivalent d'un IRM, ce qui augmente considérablement l'espace occupé dans la salle de chirurgie. Cela amène un autre avantage, le dispositif peut être suivi avec précision grâce au système qui génère le champ magnétique. Une fois que le dispositif a atteint sa cible, il sert de guide à un tube que l'on fait coulisser jusqu'à la cible (voir Figure 1-29 (a)). Enfin le robot est retiré laissant le tube faire office de canal de travail (voir Figure 1-29 (a)). Comme on peut le voir dans la Figure 1-29 (b), ce dispositif permet de suivre des trajectoires avec des rayons de courbures variables, et d'atteindre plusieurs points cibles durant une même opération. De plus on peut s'interroger sur les contraintes générées par la partie passive du robot, qui suit simplement l'extrémité terminale.

1.4.6 Les robots souples intégrant des matériaux actifs

Comme nous l'avons vu précédemment, certains robots intègrent des matériaux dits *actifs* ou *intelligents*. Il s'agit de matériaux capables de se déformer sous l'action de différents signaux, et qui seront abordés plus en profondeur au chapitre 3. Ces matériaux aboutissent à la création d'un sous-groupe de robots continus.

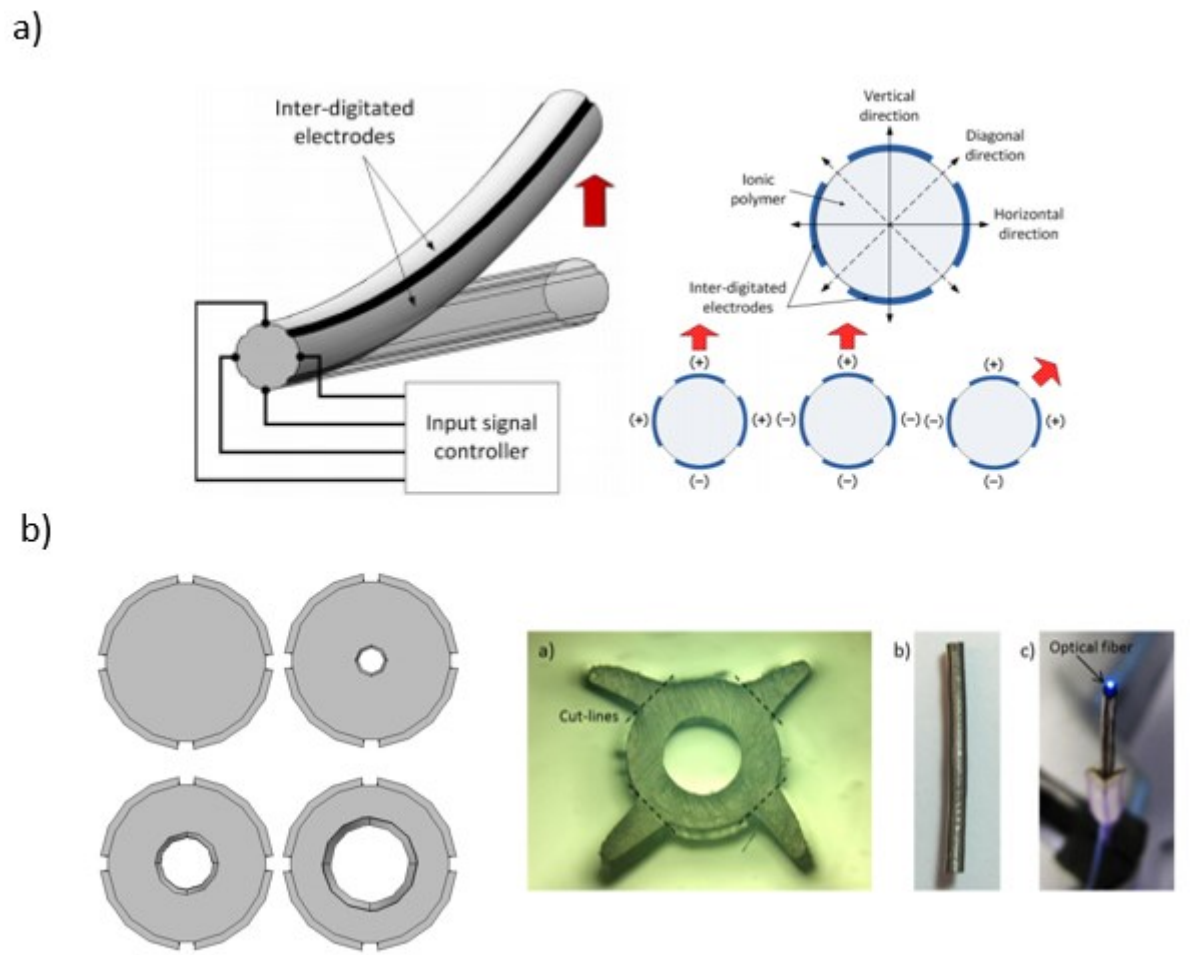


Figure 1-30 [79]–[81] (a) IPMC de forme cylindrique, recouvert de quatre électrodes distinctes, et reliés à quatre fils. Synthèse des déplacements réalisables en fonction des potentiels électriques appliqués aux électrodes. (b) Représentation d'un IPMC de forme cylindrique, avec un diamètre intérieur varibale. Photos représentant l'aspect final d'un IPMC cylindrique

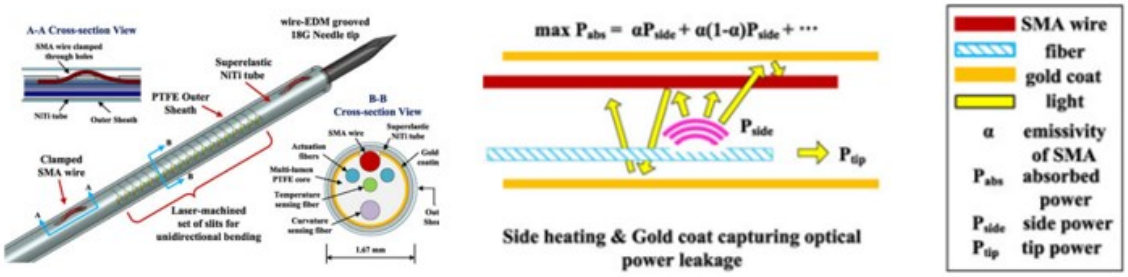
1.4.6.1 Tubes à base d'IPMC

Parmi les matériaux couramment utilisés, on retrouve les polymères électro-actifs. Il s'agit de polymère qui sous l'action d'une tension se déforme [79]–[82]. Un en particulier a été utilisé, les IPMCs, pour *Ionic Polymer Metal Composite*. Il s'agit d'un polymère particulier, que l'on recouvre d'un métal noble. Le métal fait office d'électrode, ce qui permet d'y souder des fils et d'appliquer une tension. Comme on peut le voir sur la Figure 1-30, il est possible de donner une forme tubulaire, et même cylindrique au polymère. En munissant le polymère de quatre électrodes, il est possible de le faire se courber de façon bidirectionnelle (Figure 1-30 (a)). En combinant l'activation de chaque paire d'électrodes, il est possible de faire décrire des cercles à l'extrémité terminale du dispositif sans avoir besoin de générer une rotation [79]–[81]. Un prototype de robot à base d'IPMC, cylindrique a été développé dans [80], ce qui permet de créer un canal de travail au centre du dispositif (Figure 1-30 (b)). En revanche le dispositif créé ne peut suivre des trajectoires ne comportant pas plus d'un point d'inflexion. Pour finir, le prototype développé ne permet que de petit déplacement, en effet l'extrémité terminale, ne peut effectuer des déplacements de plus de 0,45 mm.

1.4.6.2 Robot à base d'AMF

Les AMF permettent également de produire des robots souples comme vue précédemment avec les robots à base de ressort en AMF. Le robot présenté ici (Figure 1-31) [83] est une aiguille dirigeable, constituée d'une extrémité conique, reliée à un tube en PTFE de 1,67 mm de diamètre, dans lequel passe un fil en AMF, un capteur de température, ainsi qu'un capteur de courbure et une fibre optique. La fibre optique va permettre d'apporter des faisceaux infrarouges, et donc de chauffer le fil en AMF. Une couche isolante va permettre d'éviter que les tissus à proximité de l'aiguille ne soient endommagés lorsque le fil est chauffé. Pour une température de 70°C au niveau du fil d'AMF, la température autour de l'aiguille ne dépasse pas les 45°C. Mais les 45°C sont atteints relativement rapidement, au bout d'une dizaine de secondes, ce qui signifie que pour une utilisation prolongée, il se pourrait que la température augmente bien plus, ce qui serait dangereux pour les tissus biologiques environnants. Ce dispositif ne permet que des déplacements plans, et ne permettra pas de suivre des

a)



b)

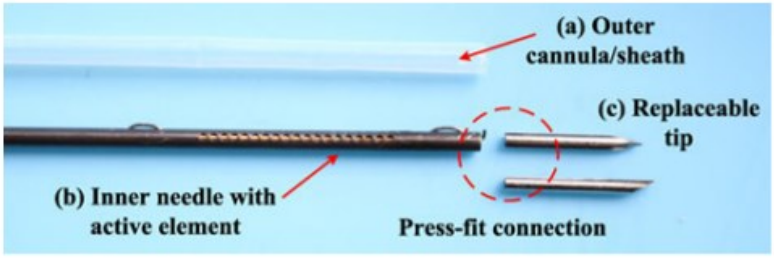


Figure 1-31 Aiguille à embout conique actionné par des fils d'AMF [83] (a) Schéma de l'aiguille et de son fonctionnement (b) Photo du dispositif

trajectoires comportant plus d'un point d'inflexion. Pour finir, cette aiguille dirigeable ne permet que des déplacements relativement restreints, avec une amplitude latéral maximal de 7,2 mm maximum.

1.5 Conclusion

Ce premier chapitre a permis d'établir une première liste des exigences pour un dispositif de neurochirurgie robotisé capable de suivre des trajectoires courbes. Une analyse de l'état de l'art des robots de neurochirurgie invasifs, ou des robots pouvant éventuellement être appliqués à la neurochirurgie, a été présentée.

De cet état de l'art ressort le fait que les robots sériels ne répondent pas à la problématique de suivis de trajectoires courbes. En revanche, il a permis de compléter le cahier des charges, en ajoutant la problématique de positionnement du robot. Il faudra soit que le robot puisse être compatible avec un dispositif comme le robot *tool holder*, à la manière du projet ROBOCAST, soit que le robot puisse être placé sur un cadre stéréotaxique, voire qu'il soit doté de son propre système stéréotaxique.

En ce qui concerne les concepts de robot étudiés dans la littérature scientifique, les robots considérés comme modulaires semblent relativement peu adaptés en raison de leur conception, qui les rend difficile à nettoyer en cas de contact avec la matière biologique. De plus leur capacité à suivre une trajectoire est limitée par la dimension du module élémentaire. En réduisant la dimension des modules élémentaires et en augmentant leur nombre, il devient possible de suivre plus finement une trajectoire, en revanche cela augmente drastiquement le nombre de câbles pour l'actionnement du robot, et donc le diamètre du robot. Cette technologie semble donc peu adaptée aux contraintes de la neurochirurgie.

Les robots à tubes concentriques ne semblent pas adaptés à notre cas. Ils ne peuvent progresser parfaitement le long d'une trajectoire tout en y restant parfaitement superposés, excepté s'ils ont été conçus pour suivre une trajectoire en particulier. Ce qui impliquerait de fabriquer un RTC par chirurgie. Pour finir les singularités des RTC représentent un trop grand risque pour notre application.

En ce qui concerne les robots à actionnement magnétique, ils représentent une bonne réponse aux contraintes de suivis de trajectoires courbes, en revanche le système pour générer des champs magnétiques étant extrêmement volumineux et impliquant de travailler avec du matériel amagnétique les rend trop contraignants du point de vue du neurochirurgien, ce qui fait qu'ils ne peuvent être retenus.

Les robots à base de matériaux actifs semblent ne pas avoir été pleinement exploités, les formes testées sont relativement limitées, et les matériaux sont généralement utilisés pour améliorer un concept existant, par exemple les AMF dans le but de remplacer des moteurs. Peu de matériaux actifs ont été présentés durant ce chapitre, un état de l'art sera présenté au chapitre 3 afin de sélectionner un matériau qui permettrait de développer un robot satisfaisant les exigences énoncées.

La liste des exigences n'est à ce stade pas complète, en effet afin d'affiner la définition de notre problématique, il est nécessaire de définir une gamme de trajectoires représentatives, et de caractériser ces trajectoires. Cela permettra de définir les capacités de déplacements attendues de notre dispositif, comme le nombre de changements de direction, les variations d'angle, la courbure, la longueur totale, la distance entre deux changements de direction, etc… Pour pouvoir définir ces trajectoires et les caractériser, il faut tout d'abord développer un outil permettant au neurochirurgien de tracer les trajectoires qu'ils souhaitent réaliser, puisqu'à présent il n'existe pas de tel logiciel.

2 – Planification de trajectoires courbes pré-opératoire pour la neurochirurgie

2.1 Introduction

Pour déterminer les structures à opérer, en neurochirurgie, il est possible d'utiliser des techniques d'imagerie médicale comme la tomodensitométrie ou *CT-Scan (Computed Tomography scanning)* ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM), par exemple avant l'ablation ou la biopsie de tumeurs [84], ou avant l'implantation d'électrodes cérébrales profondes pour le tremblement essentiel, la dystonie sévère ou encore la maladie de Parkinson [85]. À partir de l'ensemble des données d'imagerie collectées, et grâce à un logiciel dédié à la navigation neurochirurgicale, le neurochirurgien détermine le chemin optimal pour atteindre la cible tout en évitant les zones hautement fonctionnelles, les espaces contenant le liquide céphalo-rachidien (LCR) et les vaisseaux sanguins. Cette étape de préparation est appelée planification pré-opératoire ou *preoperative planning* [27], [86], [87]. Les données extraites des techniques d'imageries peuvent également être utilisés en per-opératoire pour naviguer dans l'espace intracrânien, et notamment dans le cerveau ainsi que dans les ventricules [88].

Après la planification pré-opératoire, une fois dans la salle d'opération, il faut faire concorder les coordonnées de la trajectoire planifiée sur l'imagerie médicale du patient et les coordonnées réelles du patient. Cette étape est rendue possible grâce au fait que le cadre stéréotaxique, fixé au crâne du patient, est couplé à des unités spécifiques compatibles avec les repères stéréotaxiques utilisés dans les procédés d'imagerie. Ce cadre joue ainsi le rôle de référentiel géométrique. Comme vue dans le chapitre précédent, différents systèmes de navigation sont également utilisés complétant l'ensemble des outils chirurgicaux [89]. Les robots *tool hodlers* commercialisés améliorent certains aspects du geste, puisqu'ils filtrent les tremblements physiologiques [90].

En neurochirurgie les seules trajectoires possibles sont des lignes droites du fait que les instruments chirurgicaux tels que les sondes sont rigides [91], et les systèmes optiques améliorés tels que les microscopes ne permettent qu'un champ de vision chirurgical unidirectionnel. Seuls les endoscopes souples peuvent emprunter des trajectoires courbes, notamment lorsqu'ils sont déployés dans les ventricules cérébraux ou dans de grands espaces extra-cérébraux, mais l'approche chirurgicale (la navigation) reste en ligne droite.

Or l'anatomie du cerveau et notamment son architecture, présentent des formes complexes qui rendent difficile la planification de trajectoires en ligne droite, surtout lorsque des lésions viennent déformer le tissu. Une trajectoire rectiligne entre le point d'entrée cortical et la cible restreint donc fortement les solutions envisageables pour opérer le patient, et va même priver le chirurgien des solutions optimales. Ce problème n'empêche pas la chirurgie ou la biopsie d'une lésion de grande taille, car la planification du point cible peut être déplacée facilement. Cependant, les trajets en ligne droite empêchent l'optimisation du trajet anatomo-fonctionnel, notamment dans le cas où la cible est petite et localisée en profondeur, comme en neurochirurgie fonctionnelle et en neurochirurgie stéréotaxique fonctionnelle (par exemple pour le noyau sous-thalamique du cerveau profond). Par ailleurs, les progrès récents de l'IRM permettent de révéler l'architecture de la matière blanche, c'est-à-dire les fibres nerveuses qui relient les zones fonctionnelles. En effet, l'imagerie par tenseur de diffusion (ou DTI, pour *Diffusion Tensor Imaging*) [92] et la tractographie ont révélé cette connectivité structurelle, qui doit être prise en compte, car des déconnexions peuvent provoquer des troubles sévères (par

exemple des problèmes [93]). La DTI est une technique basée sur l'imagerie par résonance magnétique, comme l'indique son nom, et présente la particularité de permettre la visualisation de la distribution des directions de diffusion des molécules d'eau. Comme cette diffusion est directement liée à l'organisation des tissus, il devient possible de visualiser l'organisation des fibres nerveuses.

Ainsi l'objectif de ce chapitre est de proposer une solution qui permet de générer des trajectoires curvilignes, ainsi qu'une métrique afin de pouvoir caractériser les courbes et compléter le cahier des charges commencé au chapitre précédent.

Les exigences fixées au début de ce travail sont les suivantes :

- Générer une trajectoire à partir de 5 à 6 points choisis par le neurochirurgien

- La trajectoire doit être continue et « lisse »

- Les angles au niveau des inflexions resteront supérieurs à 160° pour éviter de générer des lésions dans le tissu cérébral

2.2 État de l'art de la génération de trajectoire

La planification de trajectoire est un domaine qui n'est pas exclusif à la neurochirurgie, il s'étend également de façon plus générale aux domaines de l'automatisme et de la robotique. Planifier une trajectoire consiste à choisir quel chemin va suivre un dispositif, entre le point de départ qui lui est assigné et le point d'arrivé, la position cible. Cette planification de trajectoire est abordée de plusieurs manières dans la littérature scientifique. On peut s'intéresser uniquement à la forme géométrique de la courbe, en ne prenant en compte que les contraintes de l'environnement du dispositif comme la présence d'obstacle à éviter [94]–[96]. On peut également intégrer dans le tracé de la courbe la prise en compte des capacités de déplacement du robot comme ses degrés de liberté, la courbure ou encore la longueur maximale du dispositif [97]. Dans la planification de trajectoires certains travaux ajoutent également la prise en compte du modèle cinématique [98] du robot, ainsi que son interaction avec l'environnement [86].

Il est important dans ces domaines de pouvoir choisir à l'avance la trajectoire qu'un automate ou qu'un robot devra suivre, puisque c'est à cette étape que plusieurs critères peuvent être optimisés. Dans la littérature scientifique, trois critères reviennent régulièrement. Le premier est celui du temps de déplacement du robot, dans un contexte industriel, optimiser la trajectoire aura pour conséquence d'améliorer la cadence d'un automate ou d'un robot, ce qui permet d'accroître leurs rendements [98]–[100]. Le deuxième critère faisant l'objet d'optimisation est celui du coût énergétique. Ce critère va être amélioré dans l'optique de réduire les contraintes induites sur les moteurs et les différentes parties mécaniques du robot [101], [102]. Ce critère peut être intéressant dans le but de réduire la consommation d'énergie, notamment pour des dispositifs qui fonctionnent avec des réserves d'énergie limitées comme les robots mobiles [103]. Un dernier critère concerne la réduction des à-coups ou *jerk*, en maintenant une continuité dans le couple mécanique. En limitant le *jerk*, il est possible de réduire à nouveau les contraintes mécaniques qui s'appliquent sur les moteurs ou la structure du robot, de réduire les erreurs de suivis de trajectoire et de réduire les phénomènes de résonance [97].

2.2.1 Les courbes de Dubins

Une première méthode couramment utilisée pour la génération de trajectoire se base sur les courbes de Dubins [104]–[108], qui combinent arc de cercle et segment pour trouver le chemin le plus court entre deux postures. L'inconvénient de cette méthode réside dans la liaison entre les segments et les arcs de cercle, qui pose problème dans le cas des robots mobiles [94], [96] qui doivent s'arrêter pour pouvoir effectuer la trajectoire correctement. Pour résoudre ce problème, des variantes des chemins de Dubins ont été développées en ajoutant l'utilisation des clothoïdes [109], [110]. Les clothoïdes sont des courbes planes dont la courbure en un point est proportionnelle à l'abscisse curviligne, et qui permettent d'avoir des courbes plus lisses avec des courbures continues, tout en conservant l'avantage qu'offrent les chemins de Dubins, à savoir obtenir le chemin le plus court possible entre le point de départ et le point cible. Cependant de telles courbes ne sont pas très adaptées pour l'évitement d'obstacles [111] ou pour relier le point cible au point de départ en respectant les conditions d'arrivée [87]. Cette méthode n'a été appliquée à aucun prototype de robot continu pour la chirurgie, et ne semble pas s'y prêter du fait de la complexité de l'environnement que sont les tissus biologiques.

2.2.2 Les arbres fractals

2.2.2.1 Les arbres fractals adaptatifs

La littérature scientifique mentionnée dans le paragraphe précédent, traitant de la planification de trajectoire, pour des robots particuliers comme les robots sériels, parallèles ou pour les robots mobiles comme les voitures autonomes et les drones (UAV, unmanned aerial vehicle) a inspiré la recherche, pour les prototypes de robots continus ou souples dans le domaine de la chirurgie, comme on peut le voir dans l'article [112] qui se base sur un article traitant de la génération de trajectoire pour un véhicule sous-marin autonome [86].

Cet article nous amène à présenter une première méthode pour générer une trajectoire dans le cas d'une planification pré-opératoire de neurochirurgie réalisée, à l'aide d'une aiguille dirigeable. Ce

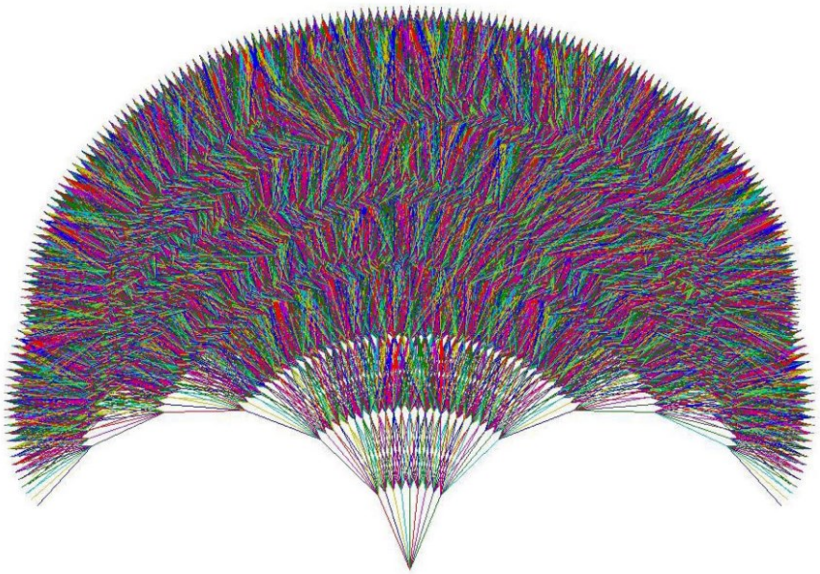


Figure 2-1 Représentation d'un arbre fractal adaptatif en 2D [86]

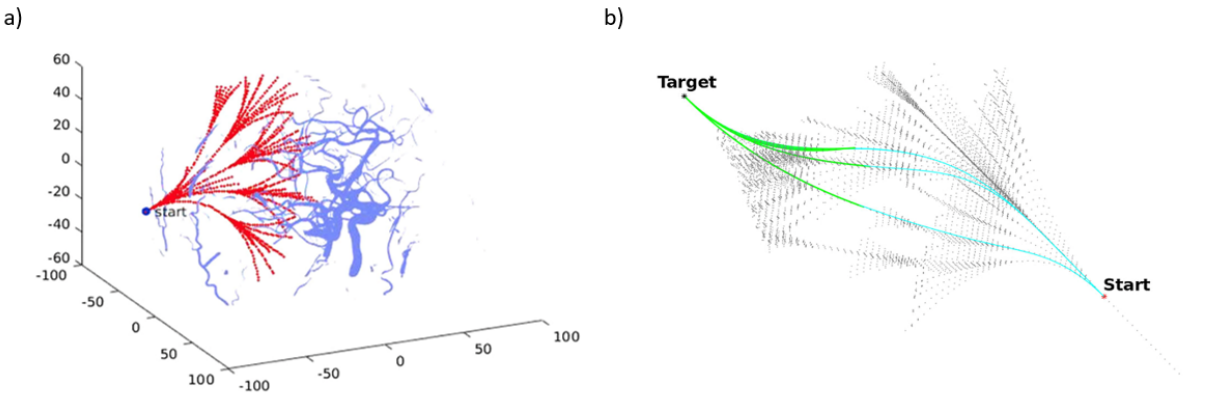


Figure 2-2 (a) Représentation de l'extension d'un arbre fractal adaptatif entre les vaisseaux sanguins du cerveau (b) Trois branches de l'arbre fractal reliant le point de départ à celui d'arrivé, en bleu et vert [112]

type d'aiguille peut suivre des trajectoires courbes, car elle est munie d'un embout biseauté, et comme vue au **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**, en contrôlant la vitesse de rotation de l'aiguille il est possible de contrôler sa trajectoire. La méthode proposée ici dénommée *Adaptative Hermite Fractal Tree (AHFT)*. Les arbres fractals (voir Figure 2-1) font partie des techniques couramment utilisées pour la planification de trajectoire. Ils permettent de trouver un chemin entre deux points, le point de départ et le point cible, en évitant les obstacles définis dans un environnement donné [86].

Pour cela, le point de départ et d'arrivée doivent être définis par un neurochirurgien. Puis un algorithme va générer des successions de branches pour créer une multitude de chemins, formant ainsi un arbre fractal, qui va représenter l'ensemble des chemins possibles en partant du point de départ donné et en restant dans l'espace de progression défini (voir Figure 2-2 (a)). L'étape suivante consiste à éliminer l'ensemble des chemins qui n'atteignent pas la cible (voir Figure 2-2 (b)). Les chemins restant sont analysés grâce à une fonction de coût qui va déterminer le chemin optimal, en prenant en compte le fait que le chemin ne doit pas traverser d'obstacle, et que la courbure ne doit pas dépasser un rayon de 1/70 mm^{-1} dans l'exemple cité [112], correspondant à la courbure maximale de l'aiguille biseautée.

Ces arbres se construisent en partant d'un point puis en créant plusieurs branches de même longueur, et à l'extrémité de chaque branche, de nouvelles branches sont ajoutées, et ainsi de suite, jusqu'à atteindre le nombre maximal de branches consécutives à savoir 5 dans l'exemple [112]. L'article précise qu'ils ont optimisé l'algorithme en ajustant la taille et la densité des branches.

Cette méthode présente plusieurs inconvénients, le premier est que même après optimisation l'algorithme ne trouve un chemin valide que dans 94,23% des cas. L'article, comme beaucoup d'autres considère que les seuls obstacles à éviter sont les vaisseaux sanguins du cerveau, l'architecture du cerveau et les zones hautement fonctionnelles ne sont pas prises en compte. Pour pouvoir prendre en compte les vaisseaux sanguins, il faut procéder à un traitement d'image sur une IRM d'un patient afin de pouvoir segmenter les vaisseaux sanguins, ce qui constitue un travail conséquent en soi. Pour finir, cette méthode requiert une grande capacité de calcul, puisqu'elle consiste à générer une grande quantité de chemin, puis d'éliminer ceux qui ne sont pas intéressants avant de réaliser une optimisation.

2.2.2.2 Les Fast and Adaptive Fractal Trees

Les *Fast and Adaptative Fractal Trees* [86] se basent également sur les arbres fractals, et permettent de compenser le problème de temps de calcul. Il s'agit à nouveau d'une méthode

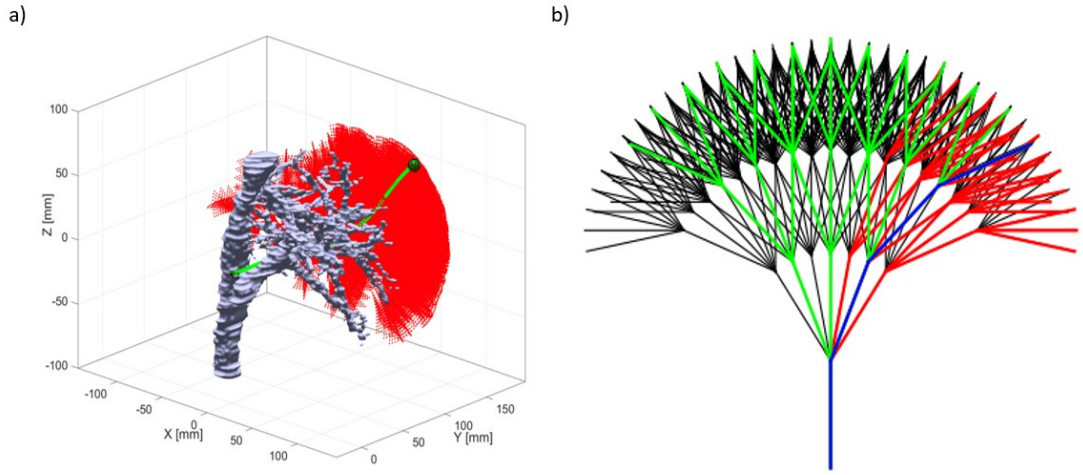


Figure 2-3 (a) Simulation d'une recherche grossière à travers la vascularisation segmentée du foie. L'arbre complet est représenté en rouge, et le meilleur chemin en vert (b) Illustration du concept de recherche adaptative dans une approche en deux étapes. L'arbre grossier (en vert) explore d'abord l'ensemble du domaine. L'arbre rouge se concentre autour de la région la plus prometteuse de façon plus fine et offrant donc une résolution plus élevée. La ligne bleue représente le chemin le plus approprié. [86]

développée dans un contexte de neurochirurgie, pour un prototype de robot, le STING présenté au chapitre **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**. Dans cet article, les auteurs paramètrent la longueur des branches de l'arbre fractal, l'ouverture de la branche, c'est-à-dire l'angle entre deux branches, et le chemin central de l'arbre.

Tout d'abord grâce à l'arbre fractal, un premier arbre grossier est calculé (voir Figure 2-3 (a)), il parcourt tout l'espace de déploiement possible dans le but de déterminer la région la plus intéressante pour tracer la trajectoire. Ensuite un deuxième arbre va être construit en focalisant les calculs dans la région identifiée par le premier arbre. Il est possible de répéter cette étape plusieurs fois de suite pour obtenir un chemin plus précis (voir Figure 2-3 (b)). Selon les auteurs au bout de 2 à 3 répétitions, le résultat obtenu est suffisamment convenable. Dans le dernier arbre obtenu, les chemins entrants en collision avec un obstacle sont éliminés, puis comme précédemment une fonction de coût est utilisée afin de déterminer le chemin optimal pour atteindre la cible. Dans leur méthode les auteurs considèrent que la segmentation des obstacles présents dans le cerveau est automatisée. Or si l'on veut en plus rajouter la prise en compte des zones fonctionnelles du cerveau, il faudra développer un nouvel outil permettant une segmentation plus approfondie du cerveau. Cette méthode présente donc l'avantage d'être plus rapide que la précédente, mais moins adaptée à notre situation. Ces deux méthodes ont en commun le fait de quasiment exclure le neurochirurgien de la prise de décision sur le choix de la trajectoire et de ne prendre en compte que les vaisseaux sanguins. En effet après l'établissement de la trajectoire le neurochirurgien ne peut plus intégrer son savoir et son expérience.

2.2.2.3 Les Rapidly Random Trees

2.2.2.3.1 La planification de trajectoire pour drone

Une deuxième méthode, utilisée pour la planification de trajectoire des drones, appelée *Rapidly Random Tree* [94], permet de générer des trajectoires en 3D dans un environnement comportant des obstacles. Cette technique consiste à construire un arbre de façon incrémentale, à partir d'échantillons extraits aléatoirement dans l'espace de déploiement. Dans cet article, la trajectoire est déterminée en deux temps.

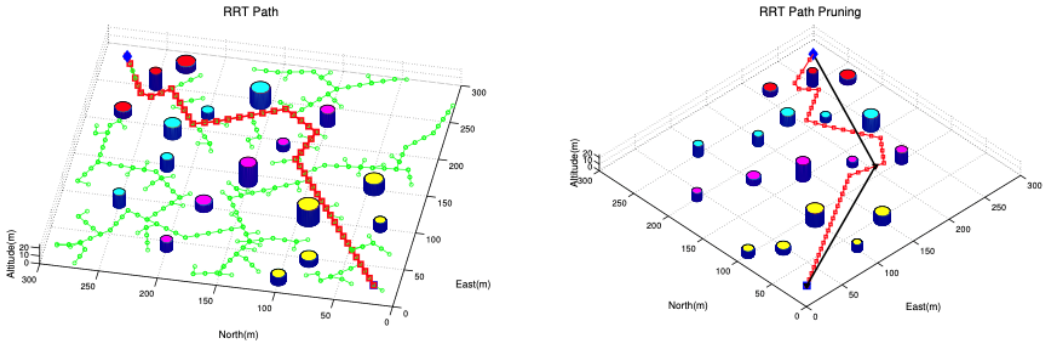


Figure 2-4 (a) En vert est représenté l'ensemble des points de l'arbre aléatoire, et en rouge le chemin qui relie le point de départ au point d'arrivé. (b) Après élagage de l'arbre, il ne reste que le chemin rouge et après élimination des points de passages redondants par l'algorithme il ne reste que le tracer noir [94]

Premièrement un algorithme utilisant une variante du RRT, appelé le *RRT pruning* qui consiste, après avoir calculé l'arbre, à réaliser un élagage au niveau des points qui peuvent être considérés comme inutile, puisqu'ils ne conduisent pas à la cible, ou parce qu'ils passent à travers un obstacle (voir Figure 2-4 (a)). Dans cette partie de l'algorithme il est possible de paramétrer l'angle entre chaque segment, et donc en sélectionnant correctement ce paramètre, il devient possible de créer une trajectoire respectant les contraintes non holonomes du véhicule. À l'issue de cette phase, les auteurs obtiennent un chemin segmenté qui doit encore être lissé (voir Figure 2-4 (b)).

Un second algorithme va permettre d'interpoler le chemin précédant grâce à des courbes de Bézier cubique afin d'obtenir une trajectoire avec une continuité en C1 (voir Figure 2-5). Ainsi les liaisons entre chaque segment vont être lissées, d'où l'intérêt d'éliminer les points redondants dans la phase précédente, afin de ne pas lisser des jonctions inutiles, et d'économiser en termes de coût de calcul. De plus cela simplifie la trajectoire pour le véhicule. Comme on peut le voir sur les figures, les obstacles sont représentés en 3D, mais la trajectoire est projetée dans un plan, il s'agit donc d'une

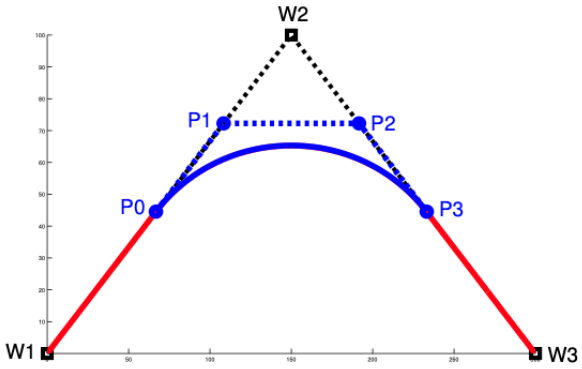


Figure 2-5 Interpolation d'une trajectoire segmentée, grâce aux courbes de Bézier. Le chemin initiale est représenté par les trois points W1 W2 et W3. Les points P0, P1, P2 et P3 sont placés sur les segments de la trajectoire. Les points W1 P0, P1, P2, P3 et W3 sont ensuite utilisés pour créer une courbe de Bézier [94]

méthode adaptée pour les déplacements en 2D. Pour finir, l'ensemble de la méthode est automatisé, l'utilisateur n'intervient que pour définir un point de départ et un point d'arrivée, son savoir et son expérience ne peuvent être inclus dans le choix de la trajectoire.

2.2.2.3.2 Les RRT appliqués à la chirurgie

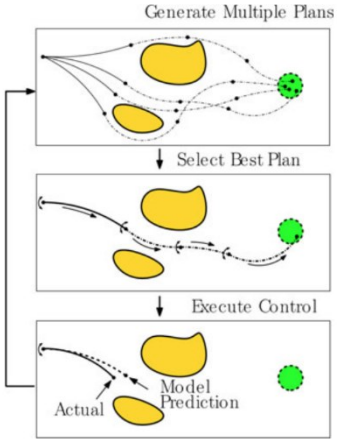


Figure 2-6 Contrôle d'une aiguille en boucle fermée, basée sur l'utilisation de RRT pour la re-plannification de trajectoire [113]

Un algorithme se basant sur les RRT a été implémenté pour la re-planification rapide de trajectoire d'une aiguille dirigeable à embout biseauté, décrite comme polyvalente et adaptable à différents types de chirurgie comme la neurochirurgie et la chirurgie du foie [113]. L'objectif est de produire un dispositif totalement automatisé, où le chirurgien n'interviendra plus que dans la définition du point d'entrée et du point cible.

Cet algorithme ne fait donc pas uniquement de la planification de trajectoire, mais a également pour objectif de pouvoir effectuer de la re-planification de trajectoire en temps réel, ainsi que gérer la commande du dispositif. La re-planification de trajectoire, intervient durant l'opération. Lorsque le robot progresse dans son environnement en suivant la trajectoire planifiée à l'avance, il peut dévier de sa trajectoire (voir Figure 2-6), soit à cause d'une erreur de suivis liée à la modélisation du robot, ou à cause de son interaction avec le tissu biologique. Il faut dans ce cas planifier de nouveau une trajectoire qui permet d'atteindre la cible à partir de la position actuelle du robot, jusqu'à la cible, qui elle reste inchangée.

Dans cet article, les auteurs prennent également en compte la vitesse de rotation de l'aiguille ainsi que sa courbure maximale afin de créer une trajectoire atteignable par le robot. Ils ont effectué des tests et des simulations dans le cas d'une reconstitution d'une opération d'une tumeur du foie où la veine hépatique doit être évitée, ils obtiennent un résultat avec une erreur de 2,38 mm sur une trajectoire de 15,5 cm ce qu'ils considèrent comme acceptable d'un point de vue clinique. Cette erreur de 2,38 mm pourrait en revanche poser problème en neurochirurgie. Dans ces tests les auteurs se sont intéressés uniquement au placement de l'extrémité finale de l'aiguille et non à l'ensemble de l'aiguille. Dans le cas d'une chirurgie du cerveau, il serait nécessaire de prendre en compte l'ensemble du déplacement du dispositif, et s'assurer que le corps de l'aiguille suive bien le chemin tracé par l'extrémité distale. De plus même si dans un premier temps nous nous focalisons sur la planification de trajectoire pré-opératoire, par la suite nous serons confrontés à cette problématique. Ce qui amène le fait que notre méthode doit pouvoir être adaptée à la re-planification de trajectoire dans sa conception.

2.2.2.3.3 *Les Reachability Guided -Rapidly Exploring Random Tree*

D'autres méthodes ont été développées et prennent en compte la cinématique du robot. C'est notamment le cas de la technique de *Reachability Guided -Rapidly Exploring Random Tree* (RG-RRT), pour la planification de mouvement d'une aiguille biseautée pour la chirurgie [114]. Pour ce faire ils

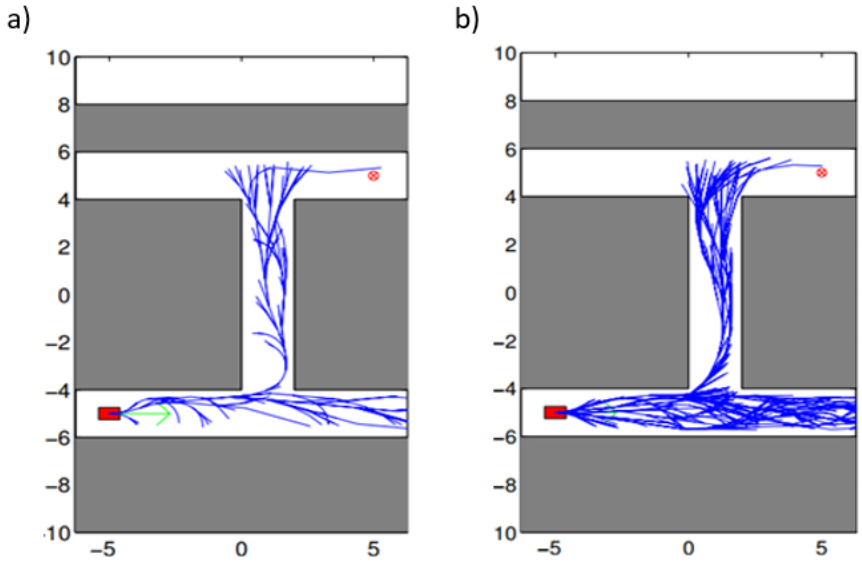


Figure 2-7 Comparaison des résultats de génération de trajectoire obtenus par (a) RG-RRT (b) RRT standard [115]

procèdent en deux temps, tout d'abord ils déterminent la forme géométrique de la trajectoire, qu'ils convertissent ensuite en planification de mouvement. Cette méthode utilise les RRT combinés à une heuristique d'échantillonnage guidée par l'accessibilité, pour améliorer la planification de trajectoire à base de RRT. Les planificateurs à base de RRT, sont très sensibles à la métrique utilisée pour déterminer le nœud suivant qui sera le plus proche [115]. Cette métrique est particulièrement difficile à établir dans le cas de système non holonome comme les aiguilles dirigeables. Le RG-RRT va prendre en compte directement les limites de déplacements du dispositif, ce qui va façonner le biais de Voronoï de façon à mettre l'accent sur les nœuds de l'arbre qui présente le plus d'intérêt dans l'exploration de l'espace de déploiement. De cette façon le RG-RRT atténue la sensibilité à la métrique précédemment mentionnée et ne nécessite pas d'heuristique de métrique spécifique au système. Le RG-RRT va permettre de faire croître un arbre en utilisant la cinématique du dispositif de façon efficace pour atteindre plus rapidement le point cible (voir Figure 2-7). Dans l'exemple de l'aiguille dirigeable [114] en plus de chercher à trouver un chemin optimal, les auteurs cherchent également à optimiser le point d'insertion de l'aiguille. Ainsi le chirurgien n'est impliqué que dans la sélection du point cible. À nouveau l'interaction avec le chirurgien tend à être réduite au maximum, dans l'optique de lui épargner du temps de travail, mais cela conduit à ne presque plus prendre en compte son avis.

2.2.3 L'utilisation de cartographie à niveau de risque

2.2.3.1 Les cost map

D'autres travaux se sont appuyés sur les RRT comme le *RRT with cost map*. Dans ce cas de figure, une *Cost Map* est calculée à partir de l'imagerie 3D de l'environnement de déploiement. C'est-à-dire que chaque élément se voit attribuer une valeur en fonction du risque qu'il représente s'il est traversé.

Pour illustrer ce concept, prenons l'exemple de la planification de trajectoire d'une aiguille biseautée pour une chirurgie pulmonaire [116]. L'imagerie médicale du patient est d'abord segmentée pour pouvoir identifier les vaisseaux sanguins, les bronches et les limites des poumons (voir Figure 2-8).

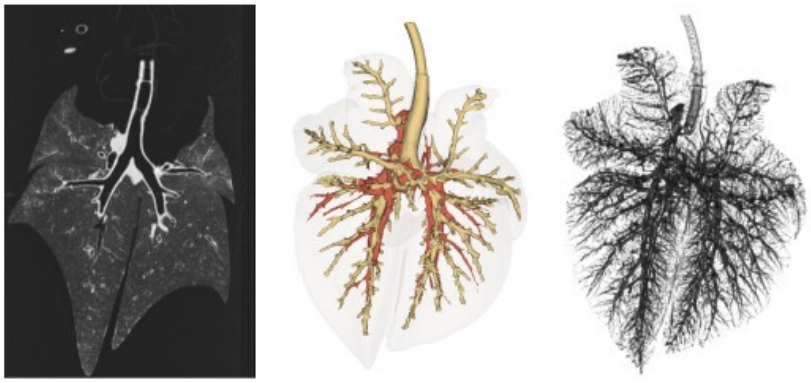


Figure 2-8 Sur la première image il s'agit d'une imagerie standard de poumon. Sur l'image suivante il s'agit de la segmentation des obstacles avec en rouge les principaux vaisseaux sanguins, en jaune les bronches, et la limite des poumons. Sur la troisième image des poumons il s'agit de la cost map, où chaque voxel se voit attribué une valeur liée au niveau de risque. Plus la valeur est élevée plus le voxel est sombre. [116]

Chaque obstacle se voit attribuer une valeur indiquant le risque de le traverser. Par exemple, un gros vaisseau sanguin devra absolument être évité et se verra attribuer la valeur maximale, alors que les petits vaisseaux sanguins se verront attribuer des valeurs plus faibles (voir Figure 2-9). Dans l'utilisation de *Cost Map*, il n'y a pas que les obstacles qui ont une valeur associée à leur niveau de risque. Les zones entourant ces obstacles sont également associées à une valeur, moindre, mais indiquant qu'il y a un certain risque à les traverser, puisque le robot passe à proximité d'un obstacle (voir Figure 2-9). Cette zone aura une taille relative à la précision du robot, plus le robot sera fiable et précis, plus cette zone sera petite et comportera un faible niveau de risque.

Ensuite, un algorithme va calculer, de façon itérative, différentes trajectoires. À chaque trajectoire calculée, le niveau de risque de la trajectoire est déterminé grâce à la Cost Map, en additionnant les valeurs des zones à risque traversées. À chaque fois qu'un chemin moins risqué est déterminé, celui-ci est conservé en mémoire à la place du précédent.

La principale différence avec les techniques classiques de RRT, est qu'ici il n'y a pas un calcul de tous les chemins possibles puis une sélection grâce à une fonction de coût qui prend en compte différents paramètres. À chaque fois qu'un chemin est créé, il est comparé au précédant à l'aide du score déterminé grâce à la *Cost Map*. L'avantage ici est de pouvoir obtenir un chemin rapidement, en minimisant le risque vis-à-vis des structures de l'organe. Le second intérêt de cette méthode est le fait qu'en procédant ainsi, il est possible de trouver plus rapidement un chemin, même si celui-ci n'est pas optimal au regard de certains critères comme la longueur. Alors qu'avec une technique basée sur les RRT, il faut d'abord calculer tous les chemins possibles avant de pouvoir proposer une solution. Cette méthode permet de prendre en compte de nouveaux critères dans la planification de la trajectoire. Une nuance est également apportée, il n'y a pas uniquement des zones à ne pas traverser et des zones

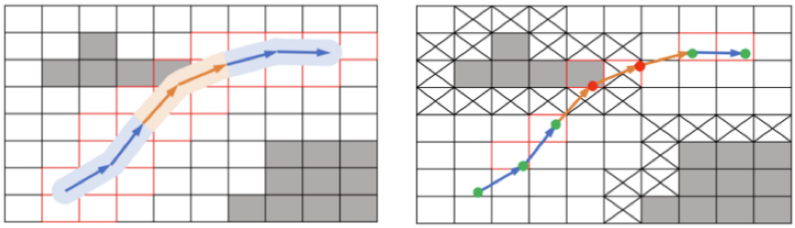


Figure 2-9 (a) Une représentation classique avec des zones à éviter absolument en gris, et les zones où il est possible de passer en blanc) (b) Représentation des zones à éviter en gris, et des zones de risque plus faible représenté par des cases barrées et des zones considérée comme sans risque [108]

que le robot peut traverser sans conséquence. Dans le cerveau notamment, chaque zone comporte un risque qui sera plus ou moins élevé.

2.2.3.2 Les Probabilistic road map planner

Probabilistic road map planner (PRMP) est une approche probabiliste qui consiste à échantillonner l'espace de déploiement du dispositif afin de trouver des positions qui évitent toute collision avec les éventuels obstacles. Ensuite ces positions sont ajoutées sous forme de nœuds à un *roadmap graph.* Les paires de nœuds d'intérêts sont ensuite sélectionnées et un planificateur de mouvement est utilisé pour essayer de connecter les différents nœuds les uns à la suite des autres. De même que pour les techniques de RRT, plusieurs techniques se basant sur les PRMP existent. Les différentes méthodes proposent en général des variations dans le mode d'échantillonnage des points dans l'espace de déploiement, dans la sélection des nœuds d'intérêts ou encore dans le choix du planificateur de mouvement (voir Figure 2-10) [95]. L'utilisation de PRMP a même été combinée à l'utilisation des RRT. L'inconvénient de cette technique réside dans le fait que la trajectoire qui en ressortira ne sera pas forcément optimale et ne permet pas de générer de trajectoire avec une courbure contrôlée [87]. La difficulté d'utiliser une PRM dans notre situation réside dans la création de la carte, il ne s'agit pas ici de repérer uniquement les vaisseaux sanguins, il faudrait également prendre en compte les différentes zones fonctionnelles du cerveau et son architecture. Ce qui implique un travail chronophage de la part du neurochirurgien.

2.2.3.3 Un exemple appliqué à la neurochirurgie

Dans l'article [87], les auteurs ont fait le choix de faire appel à une méthode d'optimisation non linéaire basée sur les gradients, afin de réaliser une planification de trajectoire « lisse » et adaptée aux contraintes non holonomes de leur aiguille composée d'un biseau variable. Pour cela ils procèdent en plusieurs étapes.

Tout d'abord ils établissent des trajectoires sans prendre en compte les obstacles, de façon itérative. Dans cette étape la méthode des gradients vient optimiser le polynôme de la qui permet de calculer le passage d'une position à la suivante jusqu'à atteindre la cible de façon continue. Ainsi ils obtiennent les équations d'état pour une configuration donnée. Ce système d'équations est ensuite écrit sous forme de vecteurs linéarisés. Ils traitent par la suite le problème comme étant un calcul de

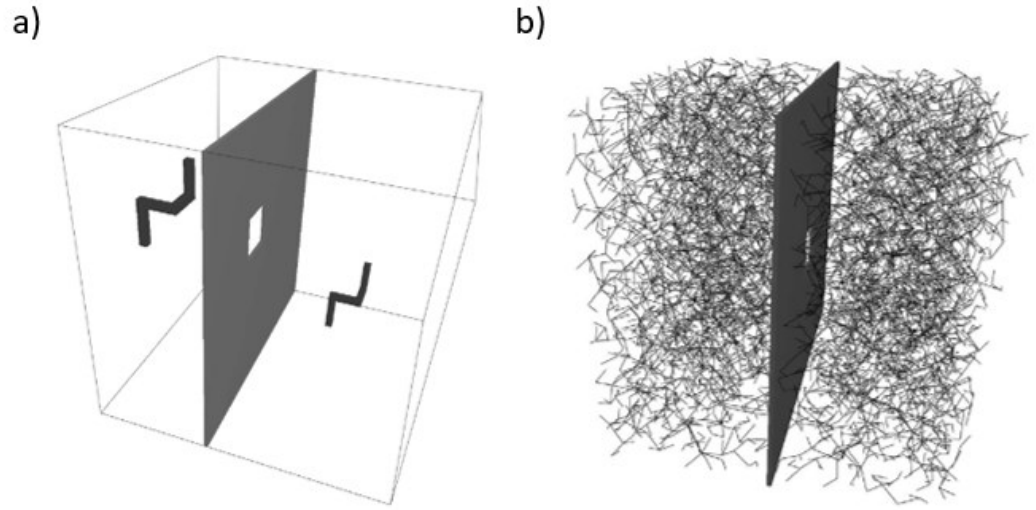


Figure 2-10 Exemple de génération de trajectoire par une approche probalistique (PRMP) (a) Scène utilisée pour les tests de l'algorithme avant génération de trajectoire (b) Résultat obtenu en utilisant un PRMP [95]

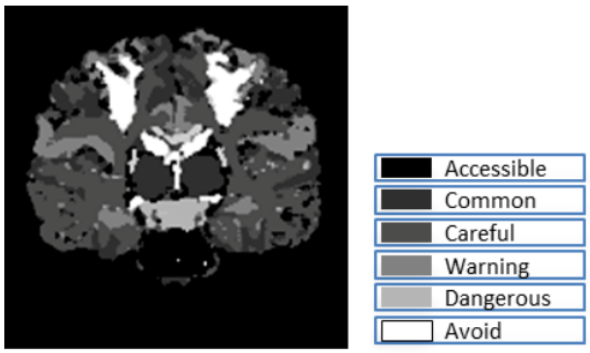


Figure 2-11 Réalisaiton d'une carte des risques sur une imagerie 2D d'un cerveau, avec six niveaux de risque [87]

modèle cinématique inverse grâce à leur algorithme. De là un ensemble de trajectoires respectant la cinématique du robot est créé.

Ces trajectoires sont transformées en polynôme d'ordre quatre. Cela permet l'utilisation d'une fonction de coût qui prend en compte la distance vis-à-vis des obstacles et qui va permettre d'éliminer les trajectoires passant trop près d'une zone à risque. De cette façon les trajectoires restantes, respectent à la fois les contraintes cinématiques du robot et passent suffisamment loin des zones à risques.

La dernière étape consiste à choisir le meilleur chemin restant. Pour cela une nouvelle fonction de coût est utilisée. Elle prend en compte la courbure maximale, la longueur du chemin, la distance minimale vis-à-vis des obstacles et le risque accumulé le long du chemin. Pour déterminer le dernier critère, il a été demandé à deux neurochirurgiens d'assigner aux différentes zones du cerveau des valeurs comprises entre 0 (à éviter) et 255 (accessible), aboutissant à la création d'une *cost map* (voir Figure 2-11). Cette méthode n'a été testée qu'en 2D, du fait que le travail de zonage du cerveau est extrêmement chronophage. De plus cette méthode présente l'inconvénient d'avoir été utilisée uniquement pour une aiguille à biseau variable dont le modèle cinématique est facilement inversable, ce qui n'est pas toujours le cas. L'intérêt majeur de cette méthode est l'inclusion du neurochirurgien, en effet ici contrairement à toutes les méthodes de planification, le chirurgien n'intervient pas uniquement pour déterminer le point d'entrée et la cible du robot.

2.2.4 Conclusion intermédiaire

Nous pouvons remarquer dans l'ensemble de ces travaux qu'une tendance à l'automatisation de la planification des trajectoires se dégage [86], [87], [112], [113], [116]. Ces techniques, qu'il s'agisse de la planification pré- ou per-opératoire, ou de la re-planification temps réel, que la cinématique du robot soit incluse ou non, se basent majoritairement sur l'utilisation des RRTs ou sur les PRM. La plupart de ces méthodes abordent cette problématique en considérant un espace de déploiement duquel il ne faut pas sortir, contenant des obstacles à éviter, que l'on retrouve sous les termes de *no-go area* [41] ou de structures à risques [117]. Ces obstacles à éviter sont majoritairement constitués par les vaisseaux sanguins, lorsqu'il s'agit de robot de chirurgie. Les algorithmes de *path planning* ne requièrent souvent qu'un point de départ et un point cible, qui représentent l'unique moment où le chirurgien peut intervenir. Une fois la trajectoire établie elle n'est presque jamais soumise à l'avis du chirurgien pour validation.

La planification de trajectoire est principalement abordée du point de vue du robot, en se focalisant sur les capacités du prototype à suivre la trajectoire. Les fonctions de coûts prennent en compte les obstacles précédemment décrits, tout autant que les capacités de déplacement du robot. Un autre exemple appuyant ce point est le fait que lorsque des tests *in vitro* ou *in vivo* sont conduits,

ils servent principalement à montrer que le robot arrive à suivre la trajectoire en condition réelle sans vérifier que le robot ne créé de lésion supplémentaire [60], [76], [113]. Cette approche de la planification de trajectoire n'inclut pas suffisamment les connaissances et le savoir-faire du chirurgien. Le chirurgien n'est sollicité que dans l'optique de définir un point de départ et un point d'arrivé pour le robot, nous pouvons même nous demander si la trajectoire établie est soumise à son approbation. Ceci est particulièrement problématique en neurochirurgie, où l'on ne peut ne peut se contenter de la prise en compte des vaisseaux sanguins, il faut également inclure les zones fonctionnelles et l'organisation des fibres nerveuses, entre autres. Peu d'études se sont intéressées à la prise en compte des zones fonctionnelles, à l'exception d'une, au travers de la délimitation par deux neurochirurgiens des zones du cerveau en fonction de leur niveau d'importance [87]. Mais cette tâche étant chronophage, elle n'a été réalisée qu'en 2D et semble difficile à étendre à la 3D.

L'inconvénient majeur avec les précédents algorithmes de planification de chemin, est que le neurochirurgien n'a aucun contrôle sur l'optimisation de la trajectoire. C'est un problème, car cela implique que les connaissances médicales ne sont de facto pas incluses dans la prise de décision. Par exemple, les chemins qui pourraient réduire le risque pour le patient ne sont ni considérés ni suggérés. En effet, pour concevoir un dispositif robotique de neurochirurgie, l'avis du personnel médical au sujet des trajectoires est essentiel. Idéalement, les trajectoires devraient être dessinées et/ou caractérisées par le personnel médical, puis contrôlées et ajustées par le système, et vérifiées par le chirurgien en charge du patient avant validation pour la chirurgie.

2.3 Une méthode interactive pour planifier des trajectoires non linéaires en neurochirurgie

La première contribution apportée durant cette partie est le développement d'un algorithme qui offre la possibilité au neurochirurgien de déterminer et de tracer un chemin lisse sur une image médicale du cerveau, de façon simple, et qui prend en compte l'organisation de la substance blanche du cerveau grâce à son savoir médicale. La seconde contribution correspond à la proposition d'une métrique pour caractériser les chemins créés, et évaluer la capacité d'un robot à les suivre ou non. L'objectif est de proposer des critères qui pourraient être intégrés dans un cahier des charges selon le besoin exprimé par le neurochirurgien.

La conception d'une trajectoire telle que désirée, se divise en deux étapes. Nous définissons plusieurs points, cinq dans l'exemple qui sera développé pour illustrer nos propos. Ces points sont fournis par le neurochirurgien, ce qui lui permet d'optimiser le parcours à travers l'architecture cérébrale. Cette architecture, comme vue au chapitre 1 peut être divisée en trois zones, de la partie surfacique à la partie profonde du cerveau. Si l'on se base sur l'organisation des fibres nerveuses, on retrouve la couche du gyrus, la partie en tige de la matière blanche, et la partie dite profonde du cerveau. Après avoir défini le squelette de la courbe, en choisissant les points précédents, il faut encore lisser cette courbe, via une interpolation utilisant des courbes de Bézier.

Puis nous caractérisons le chemin grâce à une métrique spécifique qui a également été utilisée pour définir la capacité de deux prototypes de robot ayant des architectures différentes, l'un étant basé sur la technologie des tubes concentriques et l'autre étant un guide actionné par des champs magnétiques.

2.3.1 La définition du point d'entrée, du point cible et des points intermédiaires

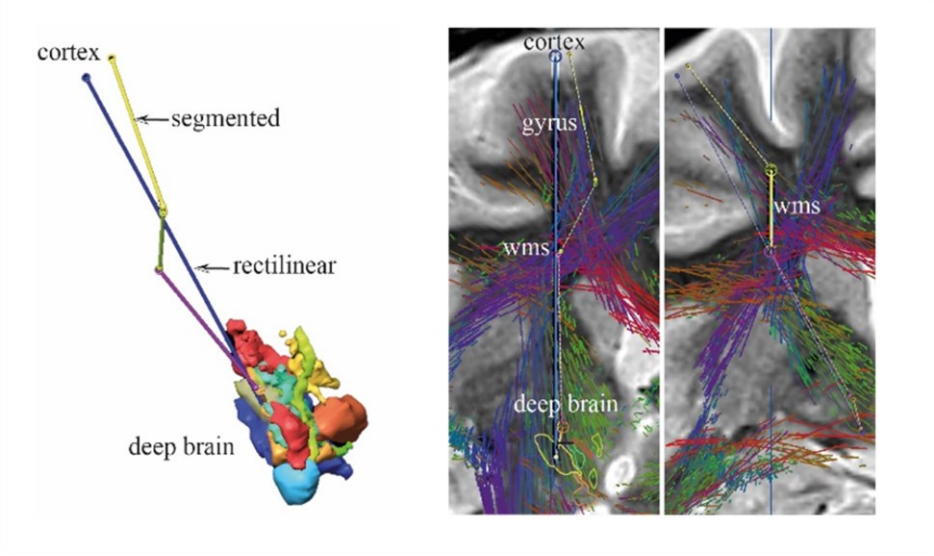


Figure 2-12 (a) Vue 3D montrant la trajectoire rectiligne (bleu foncé) utilisée pour l'implantation d'une électrode dans la partie profonde du cerveau (ici, le noyau sous-thalamique, avec les contours jaunes ; iPlan® Stereotaxy 3.0 ; BrainLab ; Allemagne) et une trajectoire segmentée qui aurait pu être préférée si elle avait été disponible (jaune, région du gyrus ; vert, tige de la substance blanche, wms ; violet, la partie profonde du cerveau). (b) Coupes pseudo-coronales reconstruites le long de la trajectoire rectiligne (gauche) et du segment intermédiaire (jaune) de la trajectoire segmentée (droite) traversant le wms et montrant l'optimisation de la trajectoire à travers cette région (les fibres nerveuses de la substance blanche, suivies à partir des images du tenseur de diffusion, sont superposées, rouge direction droite-gauche, vert direction antérieure-postérieure et bleu direction verticale).

Après l'acquisition des images (IRM et CT-Scan), les ensembles d'images sont enregistrés avec un logiciel médical officiel dédié (algorithme de coefficient mutuel ; iPlan® Stereotaxy 3.0 ; BrainLab ; Allemagne). La tractographie DTI a révélé les fibres nerveuses de la matière blanche (algorithme de coefficient mutuel ; algorithmes de déflexion tensorielle et de suivi des lignes de courant ; iPlan® Stereotaxy 3.0 ; BrainLab ; Allemagne (Figure 2-12). Cette étape a permis d'obtenir (1) plusieurs cartes du cerveau essentielles pour visualiser les "no-go area" ou « zones à éviter », c'est-à-dire les régions où nous considérons qu'une lésion pourrait provoquer des effets indésirables graves ; (2) le point d'entrée, le point final (dans la zone ciblée) et les points intermédiaires reliant l'entrée et l'arrivée. L'ensemble de ces points et des zones interdites ont été définis par le neurochirurgien.

Le logiciel de navigation chirurgical ne permet pas de positionner les points purement en 3D, car cette préoccupation n'avait pas été abordée auparavant. L'utilisateur doit ainsi, pour placer les différents points, utiliser un affichage tri-planaire, ce qui pose des problèmes pour déterminer et visualiser l'organisation 3D du chemin segmenté. (Figure 2-12 (a)). En effet, il est impossible de créer un véritable chemin lisse, la seule option possible reste de tracer un chemin composé d'une série de segment mis bout à bout.

Les coordonnées DICOM des cinq points ont été collectées pour ensuite être traitées dans Matlab® R2018a. Le segment distal est associé au point cible, dans sa conception, et sa direction a une importance particulière car elle comporte des informations cliniques, à savoir l'emplacement des contacts électriques de l'électrode de stimulation liés à la zone ciblée autour de l'extrémité, voir ci-dessous.

2.3.2 Interpolation des points de passage

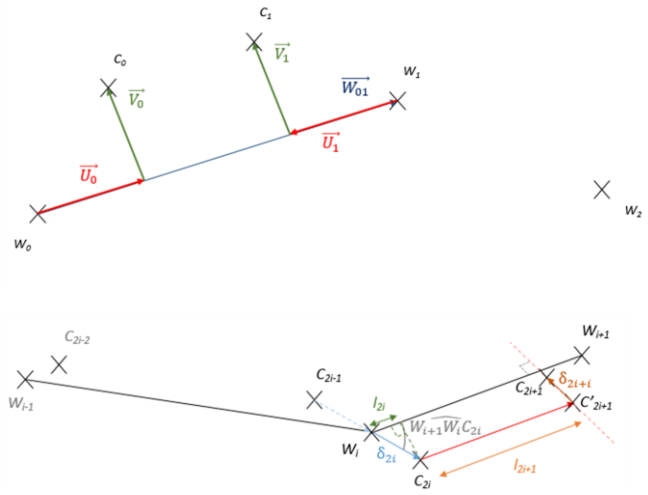


Figure 2-13 (a) La création des premiers points de contrôle. Les vecteurs $\overrightarrow{U_i}$.représentent la première étapes et les vecteurs $\overrightarrow{V_i}$ représentent la deuxième étape. (b) L'itération utilisée pour créer les points de contrôles suivant. La variable l_{2i} représente la longueur de la projection orthogonale du point de contrôle correspondant sur la ligne définit par W_i and W_{i+1}. Les variables δ_i sont utilisées pour contrôler la distance entre le point de contrôle et la ligne (W_iW_{i+1}). Voir le texte pour plus de détail.

La définition et la sélection des points du squelette de la courbe ont donné lieu à une succession continue de segments (voir Figure 2-12), allant de la partie proximale (cortex) à la partie distale (cerveau profond). Cette succession de segment a ensuite été lissée (voir Figure 1-14 et Figure 2-15). Nous avons considéré que des changements brusques d'angle aux jonctions des segments pouvaient créer des dommages supplémentaires au cerveau. En effet, le cerveau est un milieu viscoélastique, qui peut être déformé, mais d'après l'expérience du neurochirurgien, ces déformations doivent être limitées. Nous avons donc imposé que l'angle entre trois points successifs devait être supérieur à 160°.

Les points de passages ont été nommés W_i. Pour réaliser l'interpolation des segments précédents nous avons créé une succession de courbe de Bézier qui vont permettre de lisser la courbe. Après leur concaténation elles forment une courbe lisse, que nous allons décrire par la suite.

Nous créons donc une courbe de Bézier pour chaque pair de point de passage (voir Figure 2-12), ce qui nécessite de créer deux points additionnels par pair de points de passages, que nous nommerons les points de contrôle, et que nous noterons C_i. Dans notre exemple, nous avons créé huit points supplémentaires en utilisant une méthodologie que nous exposons par la suite et en utilisant le logiciel Matlab, puisque le logiciel de navigation neurochirurgicale ne permet pas de faire ce genre de traitement d'image.

La première étape de l'algorithme consiste à initialiser les premiers points de contrôle. Nous les avons contraints dans le même plan P défini par les trois premiers points de contrôle (W_0, W_1, W_2) défini par les trois premiers points de passage en utilisant la représentation paramétrique suivante :

$$\begin{cases} x = x_{W_{01}} \times t + x_{W_{02}} \times s + x_{W_0} \\ y = y_{W_{01}} \times t + y_{W_{02}} \times s + y_{W_0} \\ z = z_{W_{01}} \times t + z_{W_{02}} \times s + z_{W_0} \end{cases}$$

avec $\overrightarrow{W_{01}}\ (x_{W_1} - x_{W_0}\ ,\ y_{W_1} - y_{W_0}\ ,\ z_{W_1} - z_{W_0})$

Le premier point de contrôle C_0 a été créé de la manière suivante (Figure 2-13 (a)):

1) Nous créons un premier vecteur $\overrightarrow{U_0}$ colinéaire à $\overrightarrow{W_{01}}$: $\overrightarrow{U_0} = \gamma_0 \overrightarrow{W_{01}}$ avec $\gamma_0 = \|\overrightarrow{U_0}\| / \|\overrightarrow{W_{01}}\|$ et $0 < \gamma_0 < 1$.
2) Un second vecteur appartenant au plan p est nécessaire, il est défini comme perpendiculaire au vecteur $\overrightarrow{W_{01}}$: $\overrightarrow{V_0}$ avec $\|\overrightarrow{V_0}\| = \delta_0$. De cette façon il est possible de contrôler la valeur de l'angle $\widehat{W_1 W_0 C_0}$ et la distance entre C_0 et $\overrightarrow{W_{01}}$.
3) Les coordonnées de C_0 sont définis comme égales à : $W_0 + \overrightarrow{U_0} + \overrightarrow{V_0}$.

Le second point de contrôle C_1 est déterminé de manière similaire (Figure 2-13 (a)) :

1) Un premier vecteur $\overrightarrow{U_1}$ est créé, colinéaire à $\overrightarrow{W_{01}}$: $\overrightarrow{U_1} = \gamma_1 \overrightarrow{W_{01}}$ avec $\gamma_1 = -\|\overrightarrow{U_1}\| / \|\overrightarrow{W_{01}}\|$ et $-1 < \gamma_0 < 0$
2) Un second vecteur est ensuite créé, il appartient au plan P et est perpendiculaire au vecteur $\overrightarrow{W_{01}}$: $\overrightarrow{V_1}$ avec $\|\overrightarrow{V_1}\| = \delta_1$. En procédant de cette manière, il est possible de contrôler la valeur de l'angle $\widehat{W_0 W_1 C_1}$ ainsi que la distance entre C_1 et $\overrightarrow{W_{01}}$.
3) Les coordonnées de C_1sont déterminées comme suit : $W_1 + \overrightarrow{U_1} + \overrightarrow{V_1}$.

Après avoir initialisé les premiers points de contrôle, il reste à établir la boucle d'itération pour trouver le reste des paires de points de contrôle associées aux prochains points de passage suivants.

Le premier point de contrôle d'une paire est noté C_{2i} avec $i \in \mathbb{N}$, et sera positionné avec une condition particulière, dans le but de maintenir la continuité entre chaque courbe de Bézier. En effet le point C_{2i} doit être aligné avec le point de passage W_i et le point de contrôle qui le précède C_{2i-1}. Donc C_{2i} est défini comme suit : $\overrightarrow{W_i C_{2i}} = \delta_{2i} \times \overrightarrow{C_{2i-1} W_i}$ (Figure 2-13 (b)), avec δ_{2i} défini comme :

$$\delta_{2i} = l_{2i} \,/\, (\cos(\widehat{W_{i+1} W_i C_{2i}}) \times \|\overrightarrow{C_{2i-1} W_i}\|) \text{ Avec } 0 < l_{2i} \,/\, \|W_i W_{i+1}\| < 1$$

Le second point de contrôle de la paire en cours de création, noté C_{2i+1}, est défini en deux étapes :

1) Une première translation du point de contrôle C_{2i} est réalisée et permet d'obtenir la position intermédiaire de C_{2i+1}, que l'on note C'_{2i+1} : $\overrightarrow{C_{2i} C'_{2i+1}} = l_{2i+1} \times \overrightarrow{W_i W_{i+1}}$ avec $0 < l_{2i+1} \,/\, \|W_i W_{i+1}\| < 1$ (Figure 2-13 (b)), ceci permet de maintenir le vecteur $\overrightarrow{C_{2i} C'_{2i+1}}$ dans le plan défini par le point de contrôle C_{2i} et les points de passages correspondants.

	C_2	C_3	C_4	C_5	C_6	C_7
δ_k	.28		.23	.05	.07	.23
l_k	.65	.94	.54	5.12	.69	.68

	C_0	C_1
$\|\overrightarrow{V_k}\|$	*.36*	*0.2*
$\|\overrightarrow{U_k}\|$	*.0*	*.0*

Tableau 2 Les différentes valeurs utilisées pour déterminer la position des points de contrôles

2) Une deuxième translation est requise pour établir la position finale du point C_{2i+1} : $\left\|\overrightarrow{C'_{2i+1}C_{2i+1}}\right\| = \delta_{2i+1}$ Cela permet d'ajuster la courbe de Bézier, mais il faut garder à l'esprit que cela va conditionner en grande partie la position du point de contrôle qui suivra. Il faut donc à ce stade trouver un compromis.

Ensuite une fois que tous les points de contrôles sont établis, il reste à tracer la courbe, en déterminant les courbes de Bézier pour chaque paire de point de grâce à l'équation suivante :

$$B(t) = (1-t)^3 W_i + 3(1-t)^2 t C_{2i} + 3(1-t)t^2 C_{2i+1} + t^3 W_{i+1}$$

Nos courbes de Bézier vont donc se composer d'une succession de points B, qui dépendent d'une variable t. Cette variable est directement liée à la résolution de la courbe. En effet t va prendre toutes les valeurs comprises entre 0 et 1 inclus. Pour notre exemple nous avons choisi de prendre un pas de 10^{-2}, ce qui nous conduit à obtenir 99 points par courbes de Bézier, entre chaque pair de point de passage (Figure 2-15).

Cette succession de points de Bézier n'est en l'état pas exploitable. En effet il faut encore la représenter dans un fichier d'imagerie médicale, dans un format qui pourra être ouvert par le neurochirurgien. Or comme il l'a déjà été dit, les logiciels de navigation de neurochirurgie ne permettent pas de faire de traitement d'image et le logiciel Matlab ne peut pas interagir directement avec eux. Plusieurs solutions sont possibles à partir de cette étape. On peut choisir de traiter directement le fichier du patient au format DICOM depuis Matlab mais cela requiert de disposer de la *toolbox* associée, et qui n'est pas conçue pour effectuer ce genre de traitement d'image. Ce qui nous a conduits vers une deuxième possibilité, à savoir utiliser un deuxième logiciel adapté au traitement d'imageries médicales, comme 3D Slicer qui présente l'avantage d'être gratuit, open source, ce qui pourrait rendre le partage plus facile par la suite. Ce logiciel est de base utilisable avec Matlab, grâce à son module MatlabBridge. Mais plusieurs problèmes se posent, tout d'abord la documentation qui date de 2013, or Matlab a relativement évolué depuis. De plus l'extension MatlabBridge fourni ne semble pas avoir été mise à jour depuis. De ce fait cette possibilité n'a pas abouti au résultat attendu, nous orientant vers une dernière éventualité, utilisé un autre logiciel à notre disposition, Amira-Avizo (ThermoFisher Scientific, Waltham, MA USA). À nouveau nous nous sommes retrouvés face à un manque d'information pour coupler ces deux logiciels. Mais en s'intéressant aux différentes extensions de fichier que le logiciel pouvait ouvrir

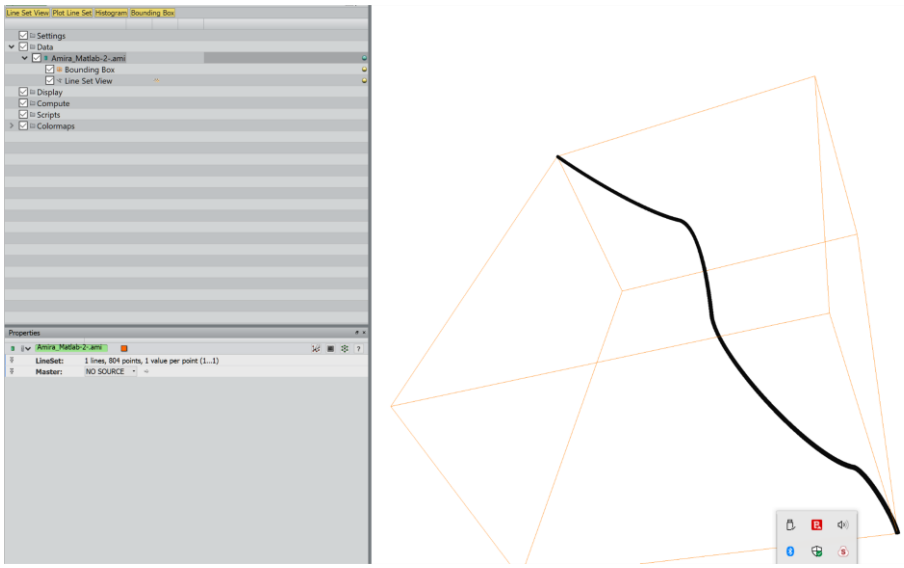


Figure 2-14 La courbe après avoir convertit le fichier de coordonnée depuis Matlab vers Amira Avizo

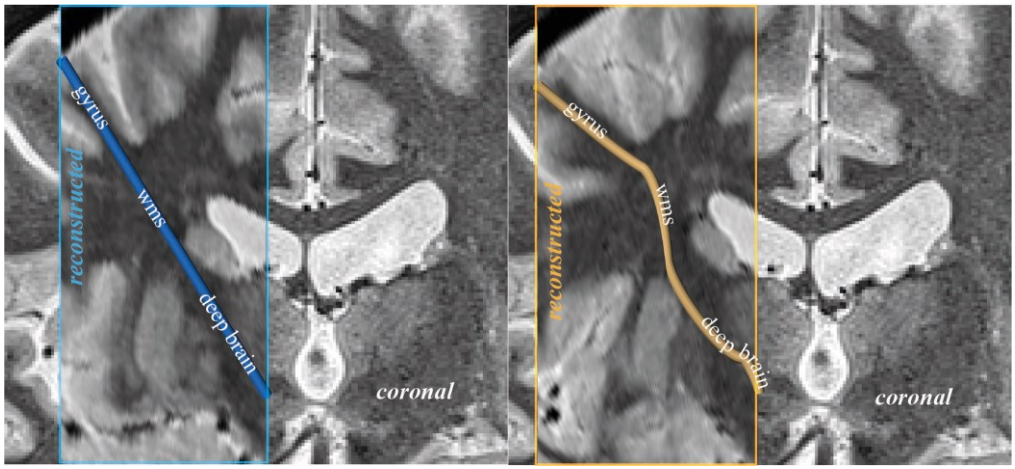


Figure 2-15 Reconstruction des coupes d'imagerie le long d'une trajectoire linéaire (bleu) et d'une trajectoire courbe (jaune) croisant les coupes coronales de l'IRM (séquence d'inversion-récupération) qui elles même croisent l'extrémité de la trajectoire ou du chemin (vue frontale, antérieure) : le gyrus, la tige de la matière blanche et les régions profondes du cerveau sont étiquetés

et en analysant leurs structures, nous avons pu en déduire que le mieux était d'enregistrer les coordonnées de points générées par Matlab dans un fichier texte. Ce fichier texte comporte bien évidemment une organisation particulière. Puis il suffit de simplement modifier l'extension du fichier obtenu *.txt* en *.ami*. Ce fichier peut ensuite être ouvert avec Amira Aviso (voir Figure 2-14). De là il ne reste plus qu'à projeter la courbe dans l'imagerie du cerveau, pour cela il suffit de faire correspondre les points d'entrée et de sortie de la courbe à ceux de l'imagerie. De cette façon il n'y a pas besoin de prendre en compte une potentielle différence entre le repère géométrique utilisé dans Matlab pour créer la courbe et celui du fichier d'imageries du patient, du moment que les repères restent orthonormés. Le résultat est visible dans la Figure 2-15

Une fois ce résultat obtenu, le neurochirurgien peut vérifier que la courbe traverse de façon optimale les trois régions du cerveau, atteint la zone cible avec une meilleure orientation qu'avec la succession de segment (la courbe est plus éloignée de la capsule interne, et avec une approche thalamo-subthalamique plus verticale), tout en respectant la consigne de ne pas traverser de zone hautement fonctionnelle ou de vaisseaux sanguins. Si la courbe ne convenait pas, il suffit d'identifier la partie qui pose problème et de modifier les valeurs utilisées dans le Tableau 2 pour créer les points de contrôles correspondant, puis de vérifier à nouveau, et de répéter ces étapes jusqu'à obtenir un résultat satisfaisant.

Après la planification de la trajectoire, il reste à évaluer la capacité d'un robot à suivre la trajectoire précédente. Nous avons défini des critères pour évaluer si un robot souple peut suivre la trajectoire, avant ou sans simulation coûteuse en temps.

2.4 Une métrique pour la planification de trajectoire en neurochirurgie

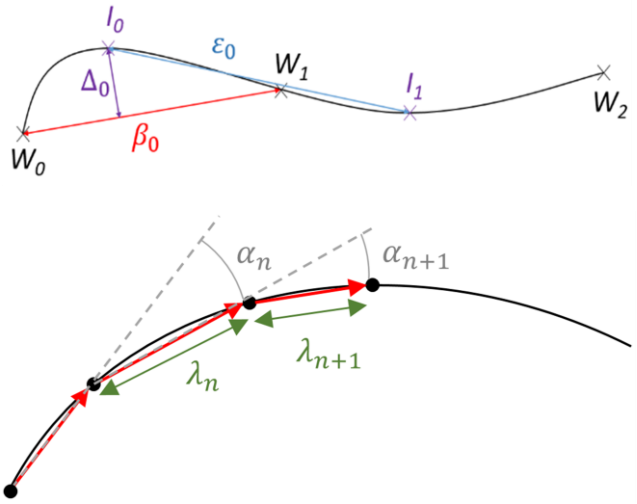


Figure 2-16 La représentation des différents critères permettant de caractériser une courbe. (a) I_n correspond aux points d'inflexions. ε_n represente la distance entre deux points d'inflexions consécutifs. Δ_n représente la distance entre le point d'inflexion n et les deux points de passages les plus proches. β_n représente la distance entre deux points de passages consécutifs. (b) α_n est l'angle entre trois points de Bézier successif. λ_n est la distance entre deux points de Bézier successifis the distance between two successive Bézier points.

2.4.1 Les critères caractérisant une courbe

- Le premier critère est la longueur de la courbe. Il est relativement évident que si le robot n'est pas assez long, il n'atteindra pas sa cible. Dans notre cas, la longueur de la courbe a été déterminée en calculant la distance entre chaque point de la courbe. Ainsi nous avons estimé la longueur de la courbe à 69,6 mm.
- Le deuxième critère est le nombre de points d'inflexion, en effet d'après la bibliographie la plupart des concepts de robots proposés semblent limités en termes de nombre d'inflexions réalisables. Il faut également tenir compte du fait que plus le nombre d'inflexions est grand, plus les risques d'imprécisions et d'instabilités sont élevés. Dans l'exemple que nous avons donné, la courbe comporte quatre changements de trajectoire.
- Le troisième critère est déterminé par la plus petite distance mesurée entre deux points d'inflexion consécutifs. Il est noté ε_n. Plus les points d'inflexion seront proches, plus il sera difficile pour le robot de suivre le chemin prévu. (Figure 2-16)
- Si l'on définit un γ_n pour chaque point d'inflexion comme étant le rapport entre Δ_n et la distance entre deux points de passage β_n (Figure 2-16), avec Δ_n correspondant à la distance entre le point d'inflexion et le segment défini par les deux points de passage correspondants. Alors Le quatrième critère correspond à la valeur maximale de γ_n. Ce critère représente la difficulté à franchir un point d'inflexion pour le robot : plus la valeur de ce critère sera élevée plus la difficulté à le suivre sera grande.
- Pour déterminer le cinquième critère nous considérons le chemin comme étant une succession de point ; pour trois points successifs d'une courbe, nous créons deux vecteurs et nous calculons l'angle α_n qu'ils forment, puis nous divisons cet angle par la longueur λ_n entre les deux derniers points (Figure 2-16). Sur l'ensemble du chemin, la valeur maximale trouvée correspond à la valeur du cinquième critère.

2.4.2 Évaluation de la capacité de deux robots souples à suivre une courbe donnée

	Courbe	Robot I [68], [69]	Robot II [52], [54], [110], [111]
1er critère (mm)	71.0	> 101.90	> 78.89
2ème critère	4	/	4
3ème critère : ε_n (mm)	13.7	30.0	18.0
4ème critère :γ_n	0.09	1.00	0.14
5ème critère (deg/mm)	4.20	1.90	3.21

Tableau 3 Tableau comparatif des critères de la courbe et de deux robots

Après avoir établi les caractéristiques (voir Figure 2-16 et Tableau 3) de la courbe, nous pouvons évaluer la capacité des différents robots décrits dans la littérature à suivre cette trajectoire. Comme la métrique de cette courbe n'a pas été directement appliquée, nous nous sommes basés sur les données disponibles, en supposant que les robots étaient utilisés à leur capacité maximale, et en émettant des hypothèses si les informations n'étaient pas explicites.

Le premier exemple (Robot I, Tableau 3) est l'évaluation d'une architecture d'un robot de neurochirurgie muni d'un embout magnétique (voir Figure 2-17) [76], [77]. Cette aiguille magnétique est divisée en trois parties. La première partie constitue le corps de l'aiguille, et se compose d'un câble en Nitinol se terminant par un adaptateur qui va permettre le lien avec la partie suivante. La deuxième partie comporte une bille magnétique, qui lie la première partie à la troisième partie du robot en créant une liaison de type rotule. Cette troisième partie est un aimant permanent. L'ensemble est encapsulé par du silicone. Le robot est actionné via l'application d'un couple magnétique [76], [77]. Ce robot a été testé dans un gel d'agarose transparent, directement sous le contrôle de l'utilisateur, de deux

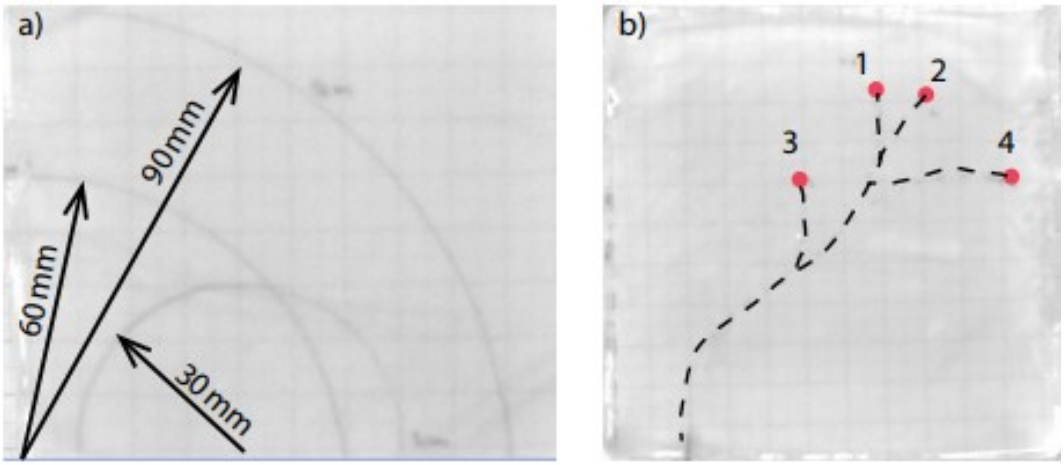


Figure 2-17 [76], [77] Figures ayant permis l'extrapolation des caractéristiques du robot I (a) Trajectoires circulaires dans de la gélose (b) Trajectoires simulant une opération dans de la gélose, comportant plusieurs points cibles

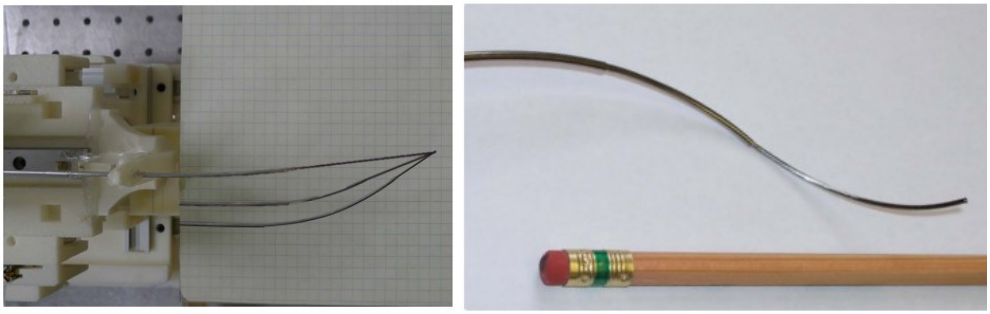


Figure 2-18 Extrait des figures des articles ayant permis d'éxtrapoler les caractéristiques du robot II[52], [112] (a) Différentes configurations d'un robot à tubes concentriques (b) Photo représentant l'ordre de grandeur d'un robot à tubes concentriques

manières différentes : une première où le robot doit suivre des trajectoires avec des courbures constantes qui sont, et dans le deuxième le robot devait atteindre plusieurs cibles. Les trajectoires étaient au préalable tracées sur un papier visible par transparence. Nous pouvons déduire de l'article [76] que la longueur du robot est d'au moins 101.9 mm (Tableau 3). Pour le second critère, du fait de sa structure nous avons fait l'hypothèse que le robot n'avait pas de limite dans le nombre de point d'inflexion. Pour le troisième critère ε_n, nous avons considéré que la valeur minimale était de 30 mm, étant donné que le plus petit arc de cercle suivi dans la partie expérimentale de l'article était d'un rayon de 30 mm. Pour le quatrième critère, nous avons considéré que ce robot atteignait ses limites en réalisant des cercles, ce qui nous a menés à estimer la valeur du γ à 1 dans ce cas. Le cinquième critère a été estimé à 1.9 deg.mm^{-1}, en considérant le fait que le maximum du robot était atteint en réalisant un arc de cercle avec un rayon de 30 mm. Ce robot a été testé uniquement sur des trajectoires 2D, mais nous pouvons supposer qu'il peut suivre des trajectoires 3D étant donné qu'il est possible d'orienter un champ magnétique dans toutes les dimensions de l'espace. En l'état, et d'après le tableau 2 on peut conclure que ce robot ne pourra pas suivre la trajectoire créée. Ce robot pourrait tout de même être amélioré vis-à-vis des critères 3 et 5, en optimisant la taille de l'aimant placé à l'extrémité distale du robot ou en optimisant la mobilité au niveau de l'articulation entre le corps de l'aiguille et son extrémité terminale.

Le second exemple concerne les robots à tubes concentriques (voir Figure 2-18) (Robot II, Tableau 3) qui se composent de tubes pré-courbés, enchâssés les uns dans les autres. Pour réussir à estimer les critères de cette architecture, nous nous sommes basés sur plusieurs articles concernant ces travaux. Habituellement ils se composent de 2 à 5 tubes (voir Figure 2-18) [58], [60], [118], [119] pouvant effectuer des rotations et coulisser les uns par rapport aux autres. Ce qui permet d'emblée d'estimer le deuxième critère à 4. En effet, en prenant le nombre maximal de tube est bien de 5, mais le premier tube est généralement rectiligne et n'offre pas de courbure supplémentaire. Pour ce qui concerne le premier critère, ce genre de robot peut atteindre des cibles à des profondeurs de 7,9 cm [60] jusqu'à 37,5 cm [118]. Le troisième critère a été estimé en se basant sur le plus petit rayon de courbure atteignable, à savoir 18 mm [119]. Le quatrième critère a été évalué à 0,14 grâce à l'article [119]. En utilisant à nouveau l'article [119], nous avons estimé le cinquième critère à 3,21 deg.mm^{-1}. Par conséquent avec les données récoltées, on peut conclure que les robots à tubes concentriques ne peuvent pas réussir à suivre la courbe donnée. Les points d'amélioration possibles pour que ce robot puisse répondre aux critères de la courbe sont une augmentation du nombre de tubes pour augmenter le nombre de courbures possible (deuxième critère), et le rayon de courbure des tubes pré-courbés devrait être réduit (quatrième et cinquième critères).

2.5 Conclusion

Ce chapitre présente une procédure, qui permet au neurochirurgien de générer une trajectoire 3D dans une imagerie médicale, qui représente la trajectoire à suivre pour un robot de neurochirurgie grâce à un algorithme codé sous Matlab, combiné au logiciel Amira-Avizo. Cette nouvelle méthode offre un nouveau moyen d'atteindre des cibles situées dans la partie profonde du cerveau. Cette procédure permet de garder une interaction avec le neurochirurgien sans pour autant rendre l'opération fastidieuse et chronophage. Pour cela le neurochirurgien identifie des points de passages, ce qui permet de prendre en compte les zones à risque, comme les vaisseaux sanguins et les zones hautement fonctionnelles, l'architecture du cerveau (comme l'organisation des fibres nerveuse par exemple) puis l'algorithme réalise une interpolation de ces différents points grâce à des courbes de Bézier dites cubiques. À la fin de cette procédure il est possible de proposer une trajectoire au neurochirurgien, projeté dans l'imagerie médicale du patient, qu'il pourra valider ou non. Dans le cas où la trajectoire ne conviendrait pas il est possible de modifier la courbe, voire de redéfinir les points de passage.

En effet pour créer ces courbes de Bézier il est nécessaire de créer des points supplémentaires, nommés points de contrôle. Ce sont ces points qui vont permettre d'ajuster la forme de la courbe. Il est possible de les contrôler grâce à deux paramètres δ_i et l_i. Ces valeurs ont été déterminées manuellement en essayant de garder la courbe aussi proche que possible du squelette formé par les points de passage, tout en respectant la consigne d'obtenir une courbe lisse. Les valeurs du tableau sont ainsi valables uniquement pour l'exemple donné.

Dans l'exemple donné nous avons choisi cinq points passages mais nous avons également réalisé un essai avec six points. En effet cet algorithme a été conçu de sorte qu'il n'y ait pas de limite maximale en nombre de point. En revanche, il faut au moins deux points de passages pour pouvoir créer une courbe.

L'avantage de cette méthode c'est qu'elle n'implique pas de devoir former le neurochirurgien sur un nouveau logiciel de navigation, il peut conserver l'ergonomie du logiciel qu'il utilise dans son quotidien. Le deuxième avantage de cette méthode, est le fait qu'elle ne requiert pas une grande puissance de calcul. En effet la courbe générée sous Matlab, a été réalisée grâce à un ordinateur de la marque Omen, disposant d'un processeur Intel Core i7-8700 CPU, de 16Go de RAM, et d'une carte graphique NVIDIA GeForce GTX 1050 Ti, en moins d'une seconde.

Les points d'améliorations de cette procédure, seraient de coder l'algorithme non plus sous Matlab mais avec un logiciel open source comme GNU Octave afin de le rendre utilisable par le plus grand nombre. GNU Octave semble pouvoir être utilisable avec le logiciel 3D Slicer, ce qui permettrait également d'éviter d'avoir recours à Amira Avizo, un logiciel payant. Une autre solution serait de réaliser l'ensemble des opérations grâce au langage de programmation Python, cela permettrait d'avoir un seul outil à manipuler et faciliterait ce travail.

La trajectoire créée peut être considérée comme représentative des trajectoires requises en neurochirurgie. Cependant il serait intéressant de créer une base de données regroupant une quantité suffisante de trajectoire neurochirurgicale pour avoir une idée plus précise de ce qui peut être attendu. En analysant cette base de données il serait possible d'affiner le cahier des charges pour la création de nouveau robot de neurochirurgie ou l'amélioration de ceux existant. Cette base de données pourrait servir au développement d'un algorithme de *machine learning* qui permettrait de générer les trajectoires automatiquement, tout en améliorant la prise en compte des données des tenseurs de diffusion.

Une métrique a été proposée afin de pouvoir caractériser les courbes et pouvoir standardiser l'évaluation des robots de neurochirurgie, et donc d'établir de nouveaux critères dans le cahier des charges qui permettront d'affiner la définition du problème. Cette métrique présente l'avantage de

pouvoir exprimer un besoin et d’estimer rapidement l’habilité ou non d’un concept à répondre au problème ou non.

L'ensemble des travaux de ce chapitre ont fait l'objet d'un article qui a été soumis une première fois dans *IEEE Robotics and Automation Letters*, et est actuellement en cours de correction afin de pouvoir être soumis de nouveau.

3 Choix du matériau actif et du procédé de fabrication des IPMC

3.1 Introduction

Dans ce chapitre nous allons analyser les différents matériaux actifs existant, afin de déterminer lequel utiliser pour actionner notre robot. Nous avons fait le choix du matériau actif avant de réaliser la conception finale du robot. Ceci s'explique par le fait que le matériau comportera des contraintes de fabrication et d'actionnement, ce qui impactera nécessairement sa forme. L'important est le respect de la liste des exigences établies (voir Tableau 1). Les matériaux actifs ont été classés en fonction de leur actionnement (voir Tableau 4). Par les termes matériau actif ou matériau intelligent, nous parlons des matériaux capables de se mouvoir ou de changer de propriété mécanique sous l'effet d'un stimulus extérieur.

Mode d'activation
Thermique
Optique
Magnétique
Électrique

Tableau 4 Tableau des principaux modes d'activation des matériaux actifs

Une fois le matériau choisi les différents procédés de fabrication disponibles seront exposés ainsi que celui retenu et les résultats expérimentaux obtenus.

3.2 État de l'art des matériaux actifs

3.2.1 Les matériaux actifs à actionnement thermique

Dans cette catégorie nous considérons également certains matériaux présentés comme actionnable optiquement. En effet en utilisant des ondes infrarouges il est possible de créer un échauffement du matériau comme dans l'exemple [83]. Ainsi, l'effet mis en jeu reste basé sur une source de chaleur, issue d'un rayonnement électromagnétique. De même les matériaux qui pourraient être chauffés grâce à un phénomène d'induction seront considérés comme appartenant à cette catégorie.

3.2.1.1 Les alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme, ou *shape memory alloy (SMA)* en anglais, sont généralement fait d'un alliage de nickel et de titane, nommé couramment *Nitinol*, pour *Nickel-Titanium Naval Ordonance Laboratory*. Les alliages de métaux présentant un effet mémoire de forme ont la particularité de posséder deux phases cristallographiques : martensitique et austénitique. Le passage d'une phase à l'autre se fait par variation de température. Dans un premier temps le matériau doit être déformé mécaniquement. Puis, lorsque le Nitinol est chauffé à une température supérieure à la

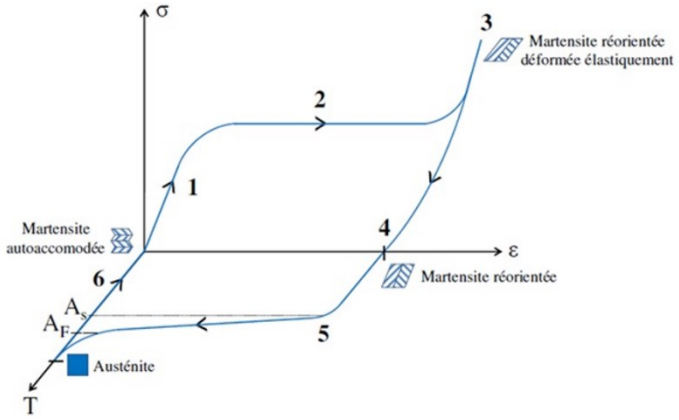


Figure 3-1 [121] Représentation schématique de l'effet mémoire de forme. (1) Application d'une contrainte sur une microstructure martensitique auto-accomodante (2) Mouvement des interfaces mobiles des différentes variantes, de sorte que les variantes de martensites accomodant au mieux la déformation progressent au détriment des autres (3) Déformation maximale (4) La contrainte appliquée cesse, une faible partie de la déformation est récupéré, mais une déformation permanente subsite du fait de la stabiltié de la martensite à cette température (5) Chauffage jusqu'à une température supérieur à T_{Af}, sans appliquer de contrainte, entraînant le passage de la phase martensitique à la phase austénitique et le retour à la initiale (6) Retour à température ambiante du matériau et à la phase martinsitique initiale

température Austénite *finish* (Af), il commence à reprendre sa forme initiale[120] (voir Figure 3-1) [121].

Les alliages à mémoire de forme sont souvent vendus sous forme de fil avec un diamètre allant de quelques dixièmes de millimètre à quelques millimètres, de plusieurs mètres de longueur. Le prix du Nitinol se situe autour des 170 €/kg [122].

Ces matériaux sont déjà utilisés dans certaines applications biomédicales, comme les stents en Nitinol, témoignant de leur biocompatibilité. L'avantage des AMF réside dans le fait qu'il est possible de reconfigurer la forme qu'ils ont mémorisée. En théorie il est donc possible de concevoir un robot que l'on pourrait adapter au besoin de l'opération si nécessaire. Les AMF peuvent générer des contraintes allant de 700 à 2000 MPa [123] ce qui est suffisant pour notre application. Dans les faits, lorsqu'ils sont intégrés dans l'aiguille de chirurgie précédemment présentée [83], la force généré par le dispositif peut atteindre les 20 N, ce qui reste suffisant. Nous observons une grande variabilité dans les caractéristiques en fonction de l'alliage choisi et du concept créé.

Néanmoins, les températures de fonctionnement atteignant les 65°C, l'utilisation d'AMF impliquerait l'ajout d'une isolation thermique afin de ne pas endommager le tissu biologique. Ceci induirait alors à nouveau des contraintes de places, et constitue un deuxième inconvénient majeur.

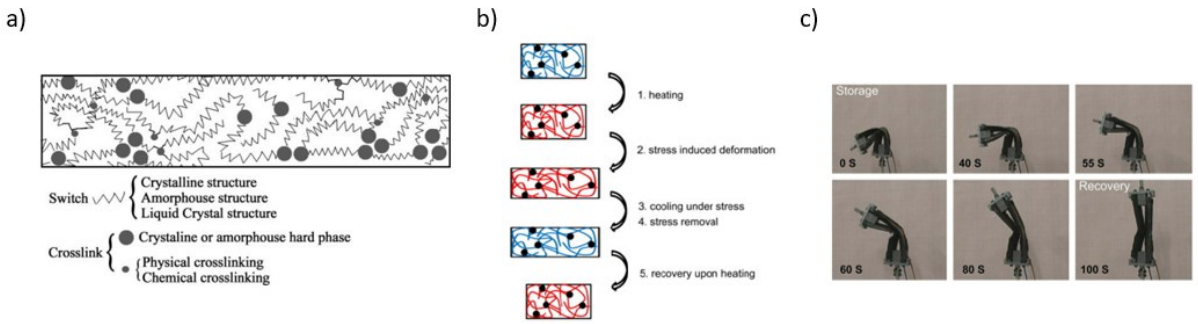


Figure 3-2 (a) Représentation de la composition moléculaire d'un polymère à mémoire de forme thermo-sensitif [123] (b) Schéma du fonctionnement d'un élastomère à mémoire de forme[124] (c) Exemple d'application de PMF, dans le cas d'une charnière réalisée en PMF à base de styrène renforcé grâce à des fibres de carbone [125]

Plus important encore, les AMF, une fois revenus dans leur configuration martensitique d'origine, ne peuvent plus se déformer sans l'application d'une contrainte extérieure. Autrement dit : une fois que le robot aura suivi la trajectoire dans le cerveau, il ne pourra pas l'effectuer en sens inverse sans un système d'actionneurs antagonistes en AMF, ce qui augmenterait considérablement l'encombrement du robot. De plus, pour chauffer ces AMF, il faut également intégrer une source de chaleur au niveau de chaque actionneur.

3.2.1.2 Les polymères à mémoire de forme

Les polymères à mémoire de forme (PMF, ou *SMP* pour *Shape Memory Polymer*) thermosensibles, ont un effet mémoire de forme qui se base, à la façon des alliages à mémoire de forme, sur la transition entre deux phases (voir Figure 3-2) [123]–[125]. Plusieurs types de transition existent, cristalline-amorphe ou encore amorphe/cristalline-liquide. Comme pour les AMFs, une phase d'apprentissage est nécessaire pour que le polymère retienne une forme d'origine.

Le polymère est tout d'abord chauffé (voir Figure 3-2 (b.1)); puis il est déformé par l'application d'une contrainte (voir Figure 3-2 (b.2)). Ensuite, le polymère refroidit tout en étant maintenu sous la contrainte mécanique (voir Figure 3-2 (b.3)). Une fois refroidit, la contrainte peut être supprimée (voir Figure 3-2 (b.2)). Pour retrouver sa forme d'origine, le polymère doit alors être chauffé à une température supérieure à celle de transition de commutation (voir Figure 3-2 (b.5)).

Les PMF peuvent générer des contraintes allant jusqu'à 5 MPa [125]. Ceci correspond, pour un objet en forme de poutre et de section carrée de côté 1 mm², à générer une force de 5 N. En ce qui concerne les déformations, les PMF peuvent restituer 10 à 90 % de la déformation qui leur a été appliquée [126], ce qui représente des déformations allant jusqu'à 10 % [127]. Certains PMF se retrouvent sous la forme non pas de solide mais de mousse et présentent des capacités de déformation pouvant atteindre les 20 %. En revanche, ces composés présentent des structures alvéolaires (voir Figure 3-3) [128], ce qui rend leur nettoyage difficile.

La composition des PMF peut varier énormément, ce qui permet de faire varier leurs propriétés. Ainsi, on trouve des polymères renforcés avec des nanotubes de carbone ou des nanofibres qui peuvent permettre d'augmenter de 50 % le *recovery stress* et de 25 % le *recovery strain* [126]. En revanche, l'ajout de ces nanocomposants peut poser des problèmes de relargage et donc de biocompatibilité. La biocompatibilité est donc dépendante du polymère utilisé et des éventuels additifs incorporés.

Le principal inconvénient des PMF thermosensibles réside dans les temps de réaction, qui sont de l'ordre de plusieurs secondes à plusieurs dizaines de seconde. De plus, certains PMFs sont également sensibles à l'humidité [124], [125] ce qui implique de devoir contrôler, en plus de la

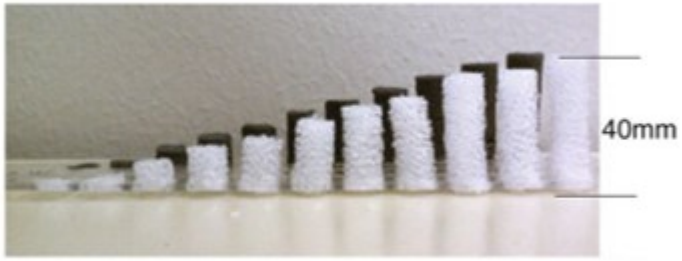


Figure 3-3 Échantillon de PMF en mousse, chargé en tengstène afin de présenter d'augmenter l'absorption des rayons X et être visible sur une imagerie médicale [128]

température, l'humidité dans l'environnement du polymère afin de pouvoir l'actionner avec précision. Pour finir leurs températures de fonctionnement élevées débutent à 40°C, mais il faut atteindre les 70°C pour exploiter pleinement les capacités du polymère [128], ce qui ne permet pas de les envisager comme solution d'actionnement pour notre application.

3.2.1.3 Les métaux liquides

Les métaux dits liquides, ainsi que les alliages les intégrants, présentent de nombreuses caractéristiques permettant de les considérer comme des matériaux intelligents (voir Figure 3-5), comme celle de changer d'état à température ambiante [129]. Ces matériaux sont généralement composés de Galium et présentent de multiples réponses à différents types de stimulation (voir Figure 3-5). Les métaux liquides peuvent ainsi rentrer dans une multitude de catégories. Une caractéristique en particulier peut trouver une utilité dans notre contexte : celle de changer de raideur en fonction de la température à laquelle ils sont soumis. Grâce à cela ils pourraient être utilisés dans la création d'un neuro-endoscope à rigidité variable, à la façon du « plastolock » dans l'exemple [53] donné au chapitre 1 dans la Figure 1-24, en les intégrant notamment dans une matrice de polymère (voir Figure 3-5) [129]. Mais ce matériau ne permettrait pas de pallier aux inconvénients de ce système.

Les métaux liquides à base de Gallium peuvent également, sous l'action d'une stimulation thermique, générer du mouvement. Pour cela il est nécessaire de les fabriquer en respectant un agencement particulier. En superposant une couche à base de métal liquide et une à base d'un mélange élastomère-métal liquide, il est possible d'obtenir un objet de type *shape morphing* (voir Figure 3-6 (a)). Cet objet est déformé à basse température, -30°C ici. Puis, pour lui permettre de retrouver sa forme d'origine, il est chauffé, jusqu'à 65°C (voir Figure 3-6 (a)) [130]. Comme on peut le voir dans la Figure 3-6 (b), les temps de réaction sont relativement longs, supérieurs à une minute. Si l'on dispose de la capacité de créer des échauffements de façon localisée comme avec un LASER IR, il est possible d'actionner indépendamment certaines parties de l'objet (voir Figure 3-6 (b)). En outre, ces matériaux permettent de grandes amplitudes de déplacement comme on peut le voir dans les exemples de la Figure 3-6 (b). En revanche, ces mouvements ne semblent pas contrôlables. Autrement

Figure 3-5 Résumé des comportements possibles des matériaux à base de Gallium en fonction du stimulus appliqué [129]

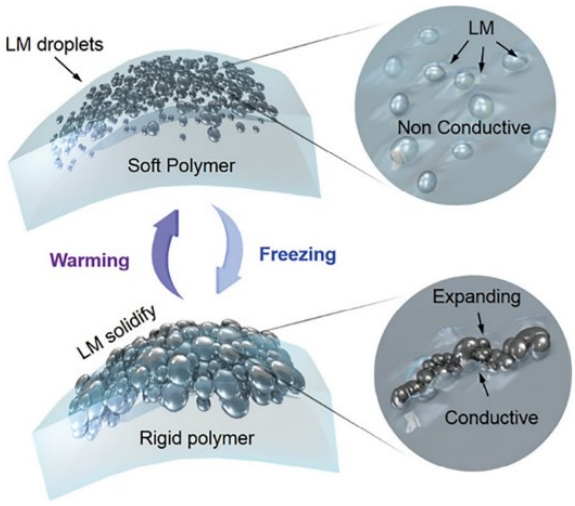


Figure 3-5 Représentation du comportment d'un polymère intégrant un métal liquide. Lorsque le matériau est chauffé, le métal est en phase liquide, et le polymère devient relativement souple. Dans cet état le matériau est un isolant électrique. Une fois refroidit, le métal devient solide, le polymère se durcit et le matériau devient conducteur [129]

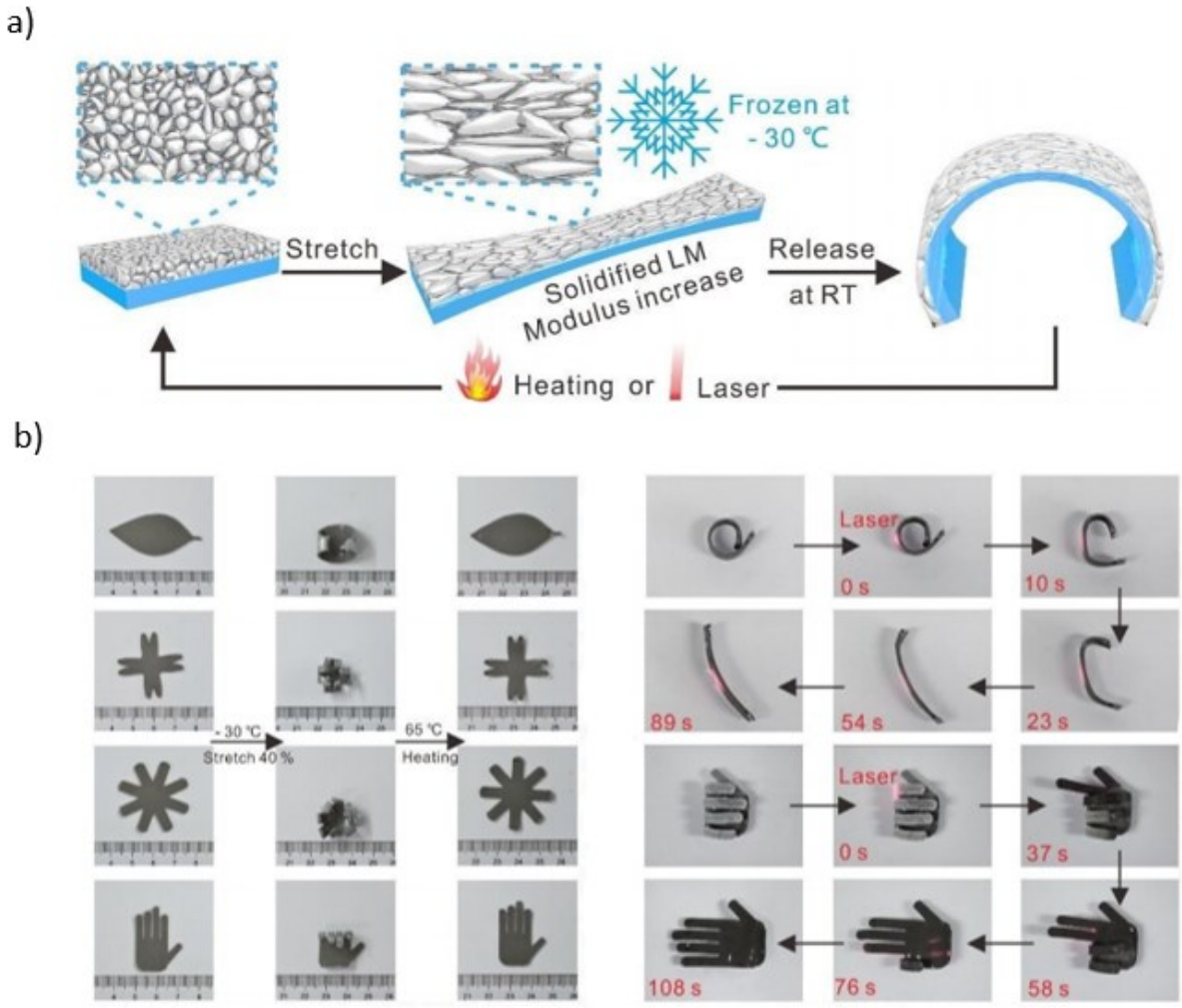


Figure 3-6 [130] (a) Illustration du fonctionnement des composés bicouches élastomère-élastomère/Galium. Le matériau est d'abord étiré lorsque le Gallium est en phase liquide, puis congelé à -30°C, entraînant le passage en phase solide du Gallium. Après avoir stoppé l'application de la contrainte mécanique à température ambiante, le matériau prend une forme due à la différence entre les propriétés mécaniques de l'élastomère seul et de la couche riche en gallium. Enfin en chauffant le matériau, il retrouve sa configuration d'origine (b) Différents exemples concret à gauche de changement de forme avec l'application d'une source de chaleur globale.

dit lorsque le matériau est chauffé, il va reprendre sa forme d'un coup. Il n'est pas possible d'obtenir un mouvement partiel. Finalement, une fois que le matériau a retrouvé sa configuration d'origine il ne peut plus générer de mouvement sans ré-appliquer la procédure présentée dans la Figure 3-6 (a).

En prenant en compte ces contraintes d'utilisation, les matériaux intégrants des métaux liquides comme le Gallium ne peuvent répondre à nos exigences.

3.2.1.4 Les élastomères à cristaux liquides

Les élastomères sont une catégorie de polymère faiblement réticulés pouvant subir de grandes déformations sans présenter de comportement plastique. Cette élasticité est due au fait que les chaînes de polymères peuvent se réarranger sous l'action d'une contrainte. Les cristaux liquides quant à eux sont des molécules se trouvant dans un état de mésophase, c'est à dire qu'elles présentent à la fois les propriétés d'un liquide et celles d'un solide cristallisé [131], [132]. Les élastomères à cristaux liquides (ECL ou *LCE* pour *Liquid Crystal Elastomer)* sont, comme leur nom l'indique, des polymères intégrant dans leur chaîne carbonée des cristaux liquides.

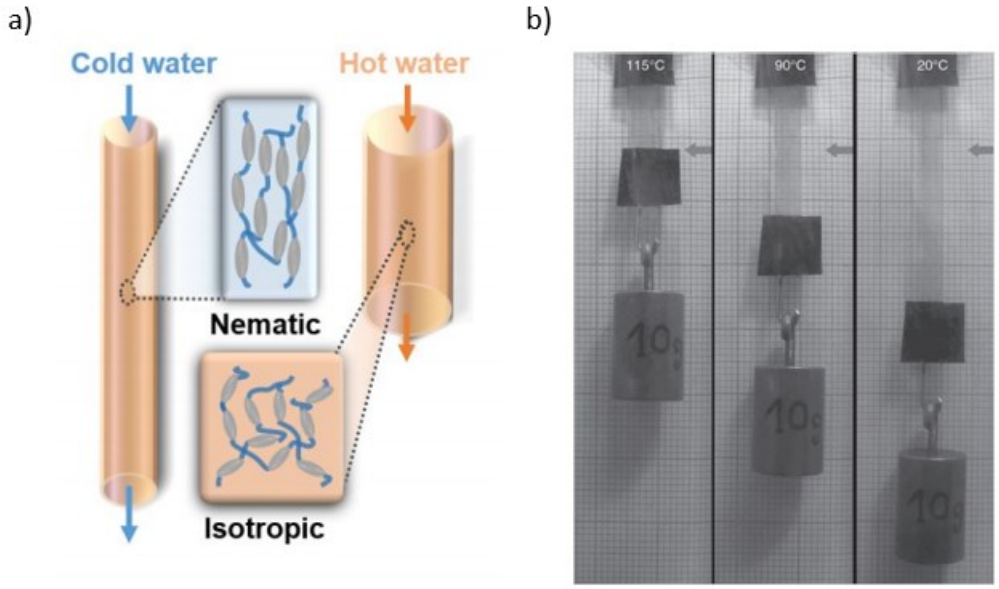


Figure 3-7 (a) Représentation schématique du fonctionement d'un actionneur tubulaire à base d'ECL. Ici le liquide passe dans le cylindre d'ECL entraînant lorsqu'il est chaud le passage en phase isotropique et donc une contraction. Alors que si le liquide est froid, l'élastomère passe ne phase nématique et s'allonge [125] (b) Photo montrant le comportement d'un ECL en fonction de la température à laquelle il est soumis [126]

Lorsque les ECL sont chauffés ils passent d'une phase dite nématique à une phase isotropique, ce qui entraîne une contraction. Inversement lorsqu'ils sont refroidis, le retour en phase nématique entraîne une décontraction, sans avoir besoin d'appliquer une contrainte mécanique extérieur comme avec les AMF (voir Figure 3-7) [133]. Grâce à cette caractéristique les ECL ont été utilisés pour fabriquer des muscles artificiels [134], [135].

Les ECL peuvent être fabriqués de différentes manières, y compris par impression 3D, mais ils requièrent généralement des procédés chimiques complexes. Le choix du polymère et du procédé de fabrication conditionnera les propriétés mécaniques du matériau, comme la plage de température de fonctionnement, les capacités de déformation et les amplitudes de mouvement. [133], [136], [137]

De façon générale, un ECL permet de grandes amplitudes de mouvement par rapport à ses dimensions comme on peut le voir sur la Figure 3-7, de l'ordre de plusieurs centimètres. On observe également que contrairement aux élastomères à base de Gallium le mouvement n'est pas de type "tout ou rien", il est possible de contrôler l'allongement du polymère en faisant varier la température. Ceci implique que lors de la conception, chaque actionneur à base d'ECL doit être isolé thermiquement du reste de l'environnement afin de pouvoir être actionné avec précision et indépendamment des autres actionneurs.

L'inconvénient majeur des ECL réside dans leurs températures de fonctionnement qui dépassent les 67°C, ce qui représente un risque pour les tissus biologiques.

3.2.1.5 Conclusion

Les matériaux présentés ici présentent des amplitudes de mouvement et génèrent des forces compatibles avec notre application. Les polymères présentent l'avantage de pouvoir être fabriqués dans des tailles relativement petites, mais génèrent des contraintes inférieures aux AMF, ce qui ne pose pas de problème ici. En revanche les températures de fonctionnements étant trop élevées, nous ne pouvons choisir l'un de ces matériaux en tant que solution. (voir Tableau 5)

Groupe	Sous groupe	Nom	Type d'activation	Mécanisme	Energie nécessaire	Ordre de grandeur des dimensions	Déplacement - Amplitude de mouvement	Déformation - Recovery strain	Temps de réaction	Force développée	Module d'young	Vitesse	Précision	Stabilité & sensibilité à l'environnement	Dureté	Etat(s) de la matière (solide, liquide, gazeux)	Biocompatibilité	Température de fonctionnement	Comportement (hysteresis, back-relaxation, ...)	Sensibilité à l'environement	Pression de fonctionnement
Activable thermiquement	Alliage métalique	Alliage à mémoire de forme	Thermique / optique(IR)	Changement de phase + Apprentissage		mm-cm	mm-cm	2,5-4,5%	ms-s	700-2000MPa				Oxidation		Solide	Oui (nickel titane)	70°C-90°C	hysteresis	/	Pression atmosphérique
		Métaux liquides	Thermique	Changement de phase		mm-cm	mm-cm	40% (galium-élastomère)	>1 min	~mN		~mm/s				Solide - Liquide	Oui	10-40°C / -30-65°C (+ élastomère)			Pression atmosphérique
	Polymère	Polymère à mémoire de forme	Thermique / optique(IR)	Changement de phase		µm-cm	mm-cm	10-15%	>10 s	0,4-5MPa		~cm/s à ~mm/s				Solide	Oui (sous condition)	40-70°C			Pression atmosphérique
		Elastomère à cristaux liquides	Thermique	Changement de phase		µm-mm	mm-cm	35-100%	~10s	1kPa-0,3MPa		~mm/s				Solide		67-175°C	hysteresis		Pression atmosphérique

Tableau 5 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux actif à actionnement thermique [83], [123]-[132]

3.2.2 Les matériaux actifs à actionnement photonique

Dans cette catégorie nous ne prenons pas en compte les matériaux actionnables thermiquement par infrarouges [83].

3.2.2.1 Les polymères à cristaux liquides

Les élastomères, et de façon plus générale les polymères à cristaux se déformant sous l'action de la lumière, se basent sur divers mécanismes appelés photochromismes (voir Figure 3-8 (a)-(c)) [138], [139]. Ce photo-mécanisme se définit comme étant le passage d'un état à un autre, d'une molécule, de façon réversible, sous l'action d'un rayonnement électromagnétique (voir Figure 3-8 (c)-(d)). Le photochromisme s'accompagne d'un changement des propriétés mécaniques du matériau, il peut s'agir d'un changement de viscosité, de solubilité ou encore une modification de l'indice de réfraction (voir Figure 3-8 (b)) [140]. Dans notre cas, c'est surtout la modification de la forme du matériau, et donc la capacité à créer du mouvement qui nous intéresse.

Le photochromisme s'explique généralement par la présence au sein du polymère d'une fonction chimique (ou groupement fonctionnelle), comme l'azobenzène, qui permet une photo-réponse [138], [141] (voir Figure 3-8 (c)-(d)). En effet, l'azobenzène sous l'action d'une longueur d'onde donnée, va passer d'une configuration *trans* à une configuration *cis* (voir Figure 3-8 (c)-(d)), il s'agit dans ce cas d'un photomécanisme nommé photoisomérisation, puisqu'il s'agit de passer d'un isomère à un autre [138]. Ici le photochrome occupe plus d'espace lorsqu'il est sous sa forme *trans* que sous sa forme *cis*, ce qui peut permettre de créer des phénomènes de contraction-relâchement lors du passage d'une forme à l'autre.

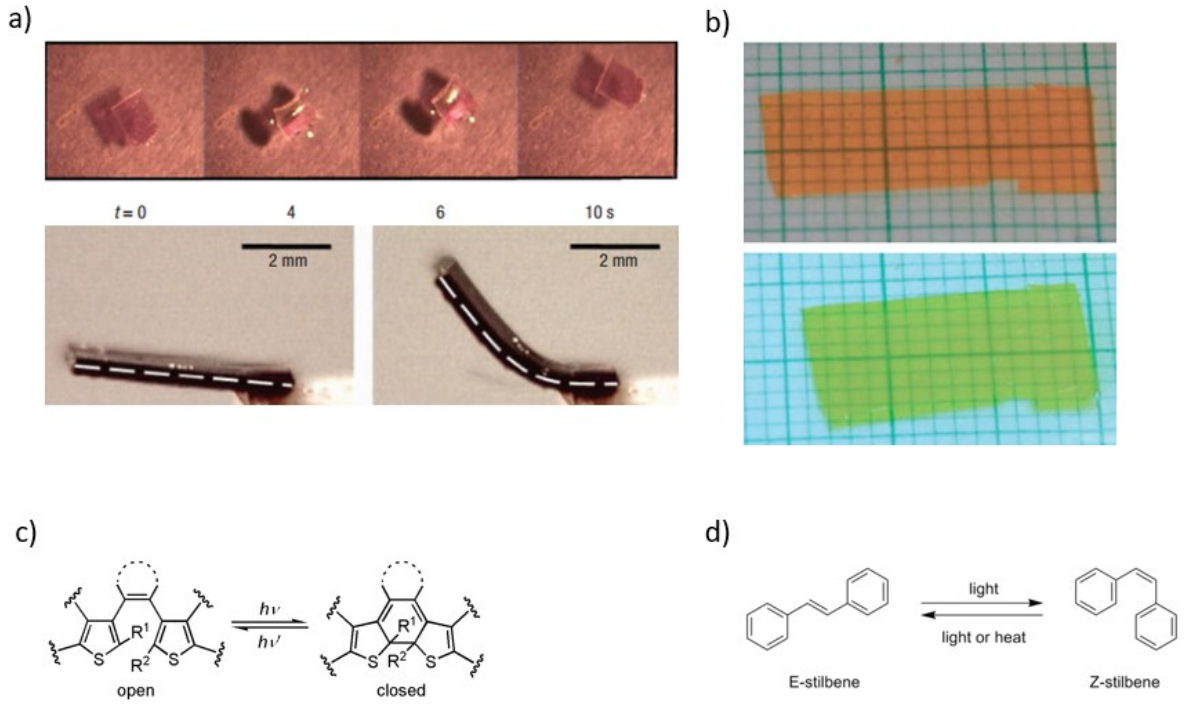


Figure 3-8 (a) Exemple de polymère à cristaux liquide et de leur réaction sous un stimulus lumineu. Sur l'image du haut, on retrouve un ECL de 5 mm de diamètre, flottant et se déplaçant à la surface d'un liquide. Sur l'image du bas il s'agit de la réaction d'un ECL, suite à une exposition de 60ms à un rayon LASER ayant une longueur d'onde de 514 nm [139] (b) Exemple de changement de propriété optique suite à une exposition aux UV d'un ECL [140] (c) Exemple de changement de configuration réversible par photoisomérisation (d) Exemple de changement de configuration réversible par photoisomérisation, dont le retour à la configuration cis peut se faire pas échauffement [138]

Comme on peut le voir sur la Figure 3-8 (a) [139], cette catégorie de matériau actif peut générer des déplacements de plusieurs millimètres. Les polymères à cristaux liquides, à actionnement photonique, ne permettent de générer des forces que relativement faibles, de l'ordre de quelque millinewton [139]. Ils présentent des temps de réaction relativement longs. Entre le moment où ils sont exposés à la lumière et le moment où le mouvement est réalisé, plusieurs secondes vont s'écouler.

À la lecture des articles il ne semble pas possible de contrôler l'amplitude de mouvement en pilotant la durée de l'exposition ou l'intensité de l'éclairage, ce qui fait que l'on se retrouve avec un fonctionnement dit « tout ou rien », inadapté à notre besoin.

3.2.2.2 Les polymères à mémoire de forme à actionnement photonique

La plupart des polymères à mémoire de forme sont activés par un stimulus thermique. Les polymères à mémoire de forme activés par la lumière, ou *Light Activated Shape Memory Polymers* (LASMP), sont des polymères qui sous l'effet d'une longueur d'onde donnée vont pouvoir passer d'une forme à une autre [142] [143] de façon réversible, sans besoin d'apporter une énergie thermique. La différence principale avec la catégorie précédente est l'effet mémoire de forme. Il ne s'agit pas d'une simple contraction-décontraction. Il est possible de donner une forme pré-déterminée au polymère, puis de faire revenir le polymère dans sa forme d'origine grâce à l'apport d'énergie lumineuse, à une longueur d'onde donnée.

Ce phénomène est permis par la présence au sein du polymère de sites moléculaires photo-réticulables ou *photo-crosslinkable*. Les liaisons entre ces sites moléculaires vont pouvoir être créées ou au contraire brisées grâce à une onde lumineuse d'une longueur d'onde particulière.

Le fonctionnement est similaire à celui des AMF. Dans un premier temps le polymère est dans un état que l'on peut qualifier de souple, avec une température de transition vitreuse basse. Il s'agit là de sa forme d'origine, dans laquelle il a été fabriqué. Dans cet état, l'objet est déformé par l'application

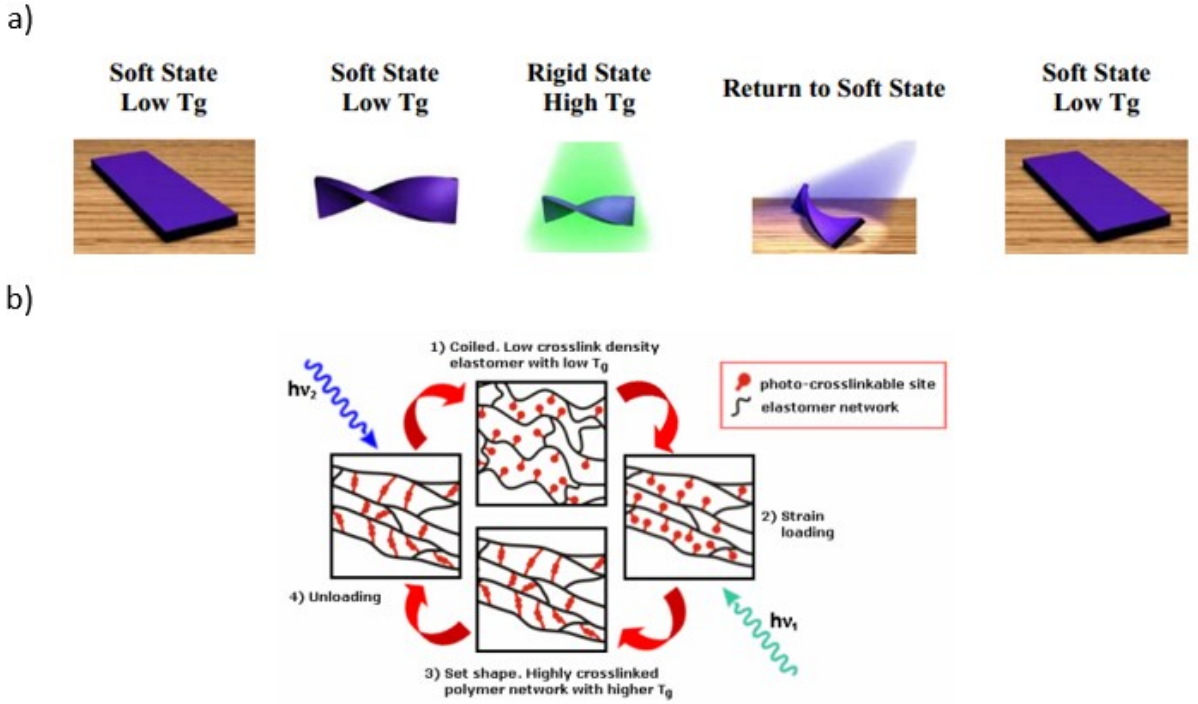


Figure 3-9 (a) Schéma du fonctionnement macroscopique des LASMP (b) Schéma du fonctionnement des LASMP au niveau molécualire [143]

de contraintes extérieures. Il est ensuite exposé à un rayonnement avec une longueur d'onde donnée λ_1, qui va entraîner la photo-réticulation des sites moléculaires précédemment évoqués. Cela provoque une augmentation de la température de transition vitreuse, et donc la solidification du polymère, lui permettant de rester dans cette nouvelle configuration même lorsque les contraintes appliquées auront cessé. Grâce à une seconde longueur d'onde λ_2, les ponts moléculaires précédemment créés sont alors cassés, entraînant une diminution de la température de transition. Le polymère redevient souple et reprend sa forme d'origine (voir Figure 3-9) [143].

Les LASMP doivent donc être déformés au préalable grâce à des contraintes extérieures afin de pouvoir par la suite générer du mouvement. On retrouve ainsi l'inconvénient des AMF précédemment présentés. C'est-à-dire que sans action extérieure le mouvement généré ne sera pas réversible, ce qui empêcherait par exemple le robot d'effectuer la trajectoire en sens inverse, pour sortir du cerveau [143], [143]–[146].

Il semble que comme pour les polymères à cristaux liquides, une fois que le polymère est exposé au rayonnement lumineux, il n'est plus possible de stopper son mouvement. Il s'agit d'un mouvement « tout ou rien », ce qui poserait problème pour notre application.

Pour finir, les temps de réaction sont de l'ordre de plusieurs secondes [146], [147] à plusieurs minutes[148].

3.2.2.3 Conclusion

Grâce aux données issues de la littérature (voir Tableau 6) et à l'analyse réalisée nous pouvons en déduire que les matériaux à actionnement thermiques ne conviennent pas à notre application, principalement à cause des températures de fonctionnement qui sont trop élevées.

Groupe	Sous groupe	Nom	Type d'activation	Mécanisme	Energie nécessaire	Ordre de grandeur des dimensions	Déplacement - Amplitude de mouvement	Déformation - Recovery strain	Temps de réaction	Force développée	Module d'young	Vitesse	Précision	Stabilité & sensibilité à l'environnement	Dureté	Etat(s) de la matière (solide, liquide, gazeux)	Biocompatibilité	Température de fonctionnement	Comportement (hysteresis, back-relaxation, ...)	Sensibilité à l'environement	Pression de fonctionnement
Activable optiquement	Les polymères à cristaux liquides	Les polymères à cristaux liquides intégrant des photochromes	Optique Thermique	Photochromisme	mW	µm-mm	mm	~20%	10s-1h								?	Température ambiante		Sensible à la température	Pression atmosphérique
	Les polymères à mémoire de forme	Polymère photo-réticulable	Optique	Photo-réticulation	W	µm-mm	mm-cm	~10%	20s - 5min	0,6-0,8N	40,2MPa						?	Température ambiante		Sensible à la température	Pression atmosphérique

Tableau 6 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables optiquement

3.2.3 Les matériaux à actionnement magnétique

Comme pour la sous-partie précédente, les matériaux n'étant pas actionnés directement par un champ magnétique ne sont pas inclus ici. En effet il serait possible, par exemple, de convertir l'énergie d'un champ magnétique en énergie thermique, pour contrôler les matériaux précédemment présentés, ou en énergie électrique.

3.2.3.1 Les polymères et gels intégrant des particules magnétiques

Une façon de créer des matériaux actifs à actionnement magnétique, est de placer des particules magnétiques dans une matrice de polymère rigide comme le propylène [149], ou dans une matrice à base d'élastomère comme le PVDF [150], voir dans un gel comme le PVA [151]. Ainsi les particules emprisonnées dans la matrice permettront à l'objet d'être déplacé ou déformé par un champ magnétique (voir Figure 3-10 (a)) [124].

La plupart du temps les particules utilisées sont des particules de Fer [151]–[153]. La capacité de déformation est ainsi directement liée aux caractéristiques du polymère servant de matrice. Plus le

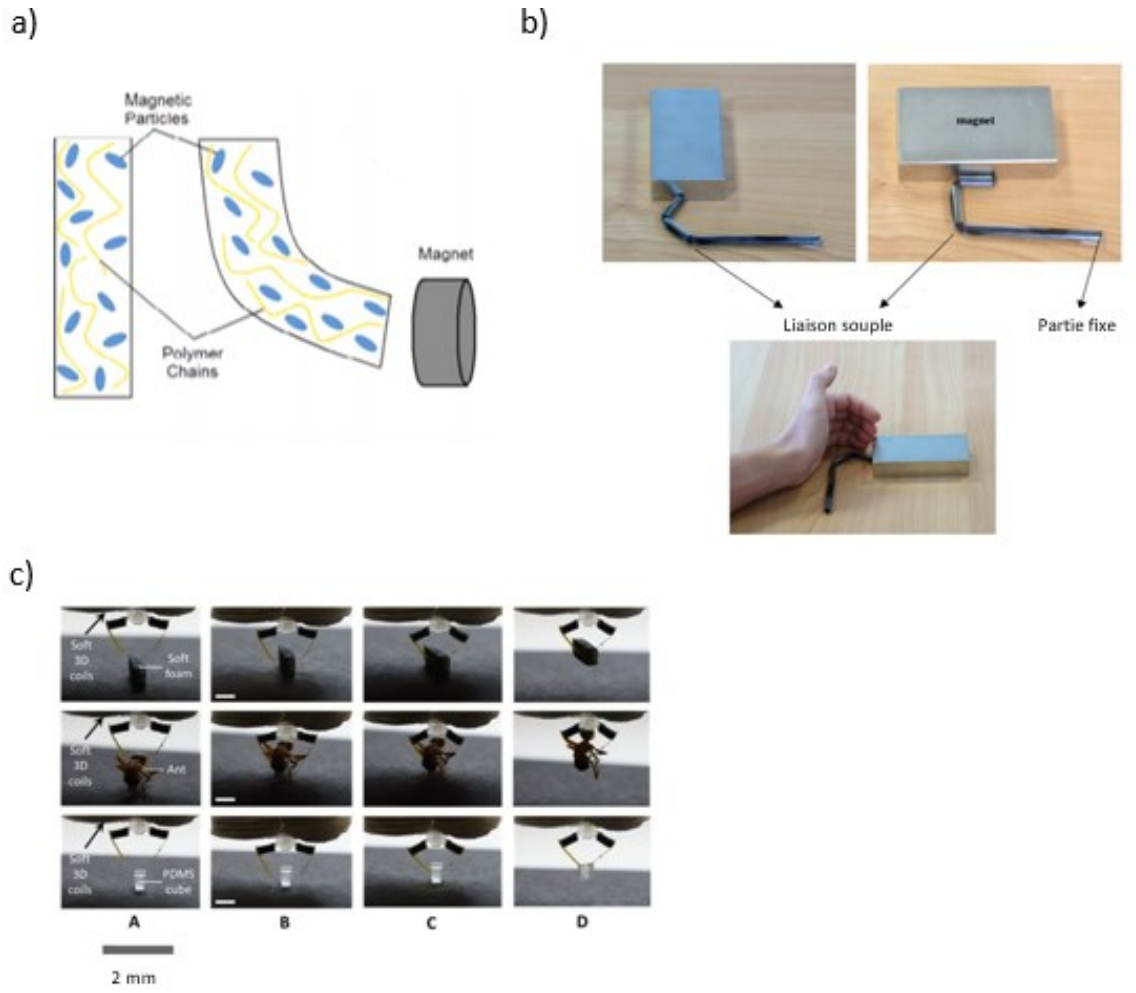


Figure 3-10 (a) Schéma de la déformation induite par l'application d'un champ magnétique sur un polymère chargé en particule magnétique [124] (b) Exemple d'un doigt artificiel créé à partir d'un ferrogel (PVA + Fe_3O_4) encapsulé dans des tubes en plastique rigide, le tout étant actionné grâce à un aimant de 21 mT [149] (c) Exemple d'un mini soft gripper magnétique, en silicone mixé à de la poudre magnétique, fabriqué par moulage [151]

polymère sera souple plus il pourra être déformé par un champ magnétique faible. Le large choix de polymères, permet de proposer différent choix de mode de fabrication comme l'impression 3D ou encore le moulage par exemple [153]. Ce qui peut permettre d'atteindre des dimensions de fabrication allant du µm au cm avec une grande précision, comme on peut le voir dans la Figure 3-10 (b)-(c), [151], [153].

Le ratio entre la quantité de particule magnétique et la quantité de polymère servant de matrice, conditionne la force du champ magnétique nécessaire pour déplacer l'objet et générer un couple. Il semble que l'intensité minimale pour actionner ces matériaux est de 21mT [151], mais cela n'est valable que pour un actionnement dans l'air. De façon générale, l'ordre de grandeur pour déplacer de tels matériaux dans un milieu comparable au cerveau, comme dans un gel d'agar-agar est de quelques teslas [76]. Pour générer un champ magnétique de plusieurs teslas, il faut un dispositif similaire à un IRM, ce qui implique de devoir travailler avec les contraintes associées à ce genre de dispositif. Notamment un environnement dédié sera nécessaire, puisque par mesure de sécurité, l'aimant devra être placé dans une pièce à part, et le matériel présent dans l'environnement devra être amagnétique. Utiliser des champs magnétiques pour contrôler un dispositif, permet d'éviter d'avoir à inclure des câbles électriques ou des fibres optiques pour alimenter le matériau actif au sein du robot. De plus grâce aux champs magnétiques il est possible de déterminer avec précision la position du dispositif dans le cerveau. Les matériaux à actionnement magnétique présentent des temps de réaction très faibles, de l'ordre de la milliseconde, ce qui permet un actionnement en temps réel. Il est possible également d'obtenir des déplacements avec une précision de l'ordre du dixième de millimètre [154].

3.2.3.2 Les matériaux magnéto-rhéologiques

Les matériaux magnéto-rhéologiques sont des matériaux dont la viscosité et le module d'Young peuvent être contrôlés grâce à un champ magnétique [142], [153]. Il peut s'agir de fluide, ou d'élastomère, que l'on retrouve sous les abréviations *MRF,* pour *Magneto-Rheological Fluid* et *MRE,* pour *Magneto-Rheological Elastomer*.

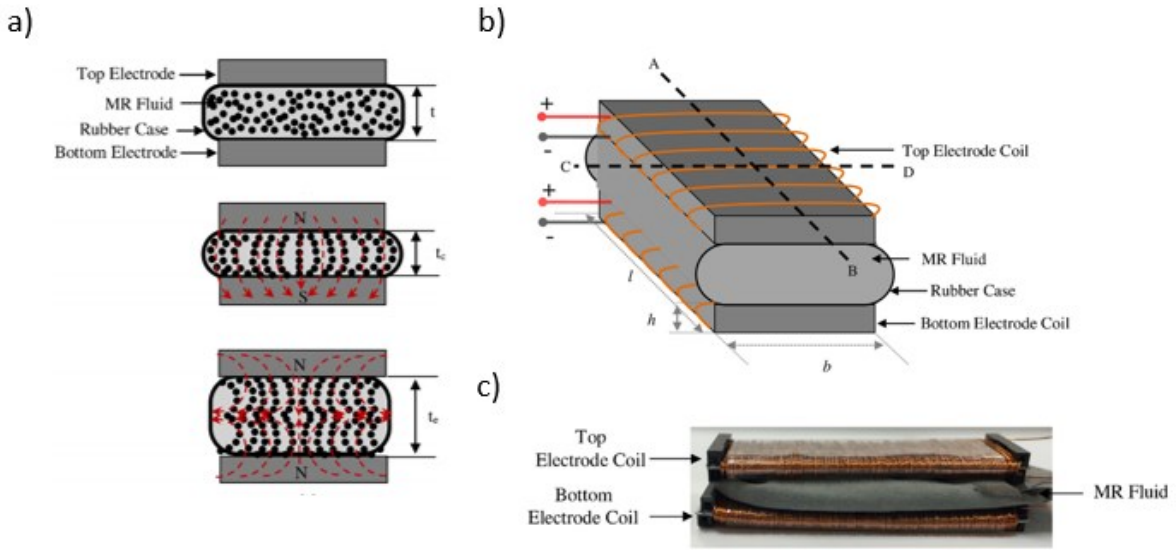


Figure 3-11 (a) Schéma des différents modes d'un actionneur magnéto-rhéologiques entre deux bobines, en fontion de la façon d'appliquer le champ magnétique. De haut en bas : le premier correspond au mode repos (pas de champ magnétique appliqué), le deuxième au mode contraction et le troisième au mode extension [155] (b) Schéma d'un assemblage possible pour créer un actionneur à base de MRF [157] (c) Photo d'un exemple d'actionneur à base de MRF, contenu dans un élastomère, compris entre deux bobines permettant son actionnement [158]

Pour les MRF, il s'agit d'huile, contenant des particules magnétiques, en général des particules de Fer, pouvant se déplacer librement (voir Figure 3-11 (a)) [155]. Ces fluides, ont un comportement newtonien. Sauf lorsqu'un champ magnétique est appliqué. Dans ce cas lorsqu'un champ magnétique est appliqué, les particules de Fer se transforment en dipôles. Ces dipôles induits vont interagir entre eux et créer des chaînes, parallèles au champ magnétique appliqué. Cette structure en chaîne ralentit l'écoulement du fluide et augmente sa viscosité. La variation des propriétés mécaniques du fluide, est liée à l'intensité du champ magnétique appliqué [156]–[158].

Les MRF grâce à cette propriété ont été utilisés en tant que valve, en mettant côte à côte deux dispositifs souples contenant un MRF (voir Figure 3-11) [155]. En effet si le MRF est contenu dans un matériau suffisamment souple, et que l'on applique un champ magnétique, il va pouvoir légèrement changer de forme, et générer un mouvement. Il existe pour cela plusieurs modes qui correspondent à différentes manières d'appliquer un champ magnétique au dispositif. En mettant deux dispositifs similaires à celui représenté dans la Figure 3-11, il est possible de créer une valve [155], [157]. Et grâce aux différents modes d'actionnement du MRF, il est possible de contrôler l'ouverture de la valve. Lorsque la valve est complètement fermée, elle bloque le passage du fluide jusqu'à une certaine pression. La valeur de cette pression est directement liée à l'intensité du champ magnétique appliqué sur le MRF. Les MRF permettent donc de générer du mouvement dans cette configuration. On constate sur le dispositif que les aimants sont au contact du dispositif, ce qui permet d'appliquer une contrainte et de contrôler la déformation. Ceci implique un encombrement relativement important, et l'amplitude de déplacement généré est de l'ordre de quelques millimètres [157], voire de seulement quelques dizaines de micromètres [155], [159]. En ce qui concerne les forces générées elles sont de l'ordre de quelques dixièmes de newton [155], et des pressions allant de 0,1 à 20 MPa[157].

En ce qui concerne les MRP (voir Figure 3-12 (a)), ils sont constitués généralement de particules de fer emprisonnées non pas dans un liquide, mais dans une matrice de polymère, en général un élastomère ou un gel [150], [158], [160], [160]–[162]. Durant la fabrication, les particules de Fer sont

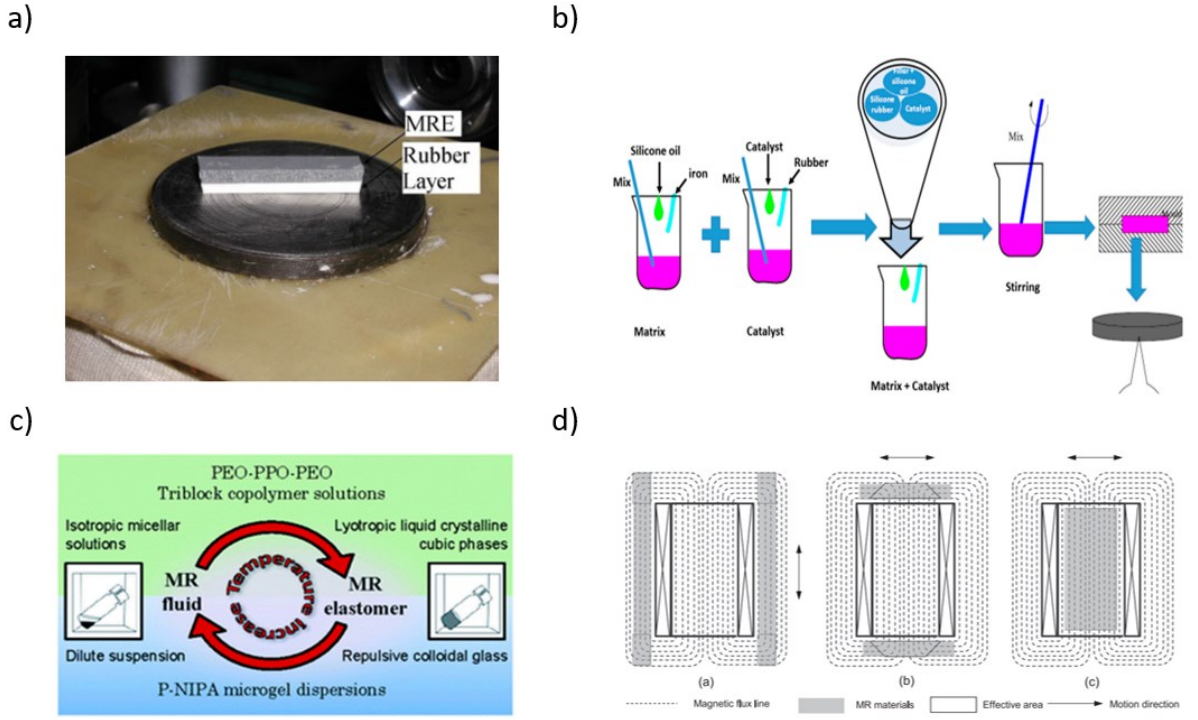


Figure 3-12 (a) Exemple de matériau bicouche, la première couche se compose d'un MRE tandis que la deuxième se compose uniquement d'un élastomère [158] (b) Procé »dé de fabrication d'un MRP [163] (c) Schéma du passage MRF-MRE [164] (d) Les différents modes d'application d'un champ magnétique sur un matériau magnéto-rhéologique [166]

mélangées au polymère encore liquide, sous l'action d'un champ magnétique jusqu'au durcissement. Ainsi les particules de fer vont former des structures en chaîne (voir Figure 3-12 (b)). Une fois durcies, l'application d'un champ magnétique, parallèle aux chaînes formées par les particules permettra d'influencer la raideur. Si durant la fabrication, les particules magnétiques ne sont pas orientées grâce à un champ magnétique, on parlera dans ce cas d'*elastomer-ferromagnet composite* (EFC).

Les particules ne peuvent donc pas bouger librement dans l'élastomère, ce qui va conduire à des déformations du polymère lorsqu'un champ magnétique est appliqué. Mais même s'il peut y avoir des confusions dans les publications entre les EFC et les MRP [142], ils possèdent des propriétés différentes, il faut donc bien les distinguer. Lorsque les EFC sont soumis à un champ magnétique ils vont s'allonger parallèlement au champ, alors que les MRP eux vont se retrouver compresser.

Comme pour les MRF, les EFC et les MRP possèdent des modes, qui correspondent à leur comportement en fonction des champs magnétiques qui leurs sont appliqués (voir Figure 3-12 (d)).

Si l'on distingue les MRF et les MRP, il est possible, dans certains cas, de transformer un MRF en MRP et inversement, en faisant varier la température (voir Figure 3-12) [163]. Il est donc possible qu'un même objet rentre dans les deux catégories.

Afin de pouvoir actionner et faire varier les propriétés de ces matériaux, il faut appliquer des champs magnétiques de l'ordre de quelques dixième de Tesla [160], [164]. Avec des champs magnétiques de l'ordre de 90 mT, il est possible de générer des forces de 25 à 30 N.[165] en fonction de la quantité de particules de fer contenue dans le polymère.

Pour des champs magnétiques de 0,1 à 0,6 T, les MRE se déforment de seulement quelques dixièmes de millimètres [164]. De plus ces objets ne peuvent pas se déformer en suivant des trajectoires courbes, ils se retrouvent étirés en ligne droite.

3.2.3.3 Conclusion

Les matériaux à actionnement magnétique peuvent être fabriqués par la plupart des procédés qui permettent la production des polymères. C'est à dire par moulage, impression 3D etc… Il est donc possible d'obtenir des dispositifs avec des dimensions relativement variées. Dans les fait la littérature semble suggérer que la plupart des prototypes testés ont des tailles de l'ordre de quelques millimètres à quelques centimètres [164].

La génération de champ magnétique est un inconvénient majeur de façon général. Soit les bobines sont positionnées directement à proximité du matériau, entraînant un fort encombrement au sein du robot des bobines. Soit des dispositifs comparables à des IRM sont mis en place ce qui entraîne un encombrement au niveau de la salle de chirurgie. Cela implique de travailler dans une salle adaptée et dédiée à ce dispositif. Le matériel nécessaire à l'opération devra être également amagnétique. Les champs magnétiques pourraient également poser problème pour l'insertion d'électrodes dans le cerveau, puisque durant cette opération il est nécessaire de mesurer l'activité neuronale. Cette mesure est particulièrement sensible à l'environnement.

Pour finir, les matériaux à actionnement magnétique ne peuvent être déformés qu'en suivant des lignes droites. Pour pouvoir suivre des trajectoires courbes il faudrait donc de nombreux actionneurs de petites tailles. Avec une telle disposition il serait impossible de contrôler chaque actionneur de façon indépendante des autres.(voir Tableau 7)

Groupe	Sous groupe	Nom	Type d'activation	Mécanisme	Energie nécessaire	Ordre de grandeur des dimensions	Déplacement - Amplitude de mouvement	Déformation - Recovery strain	Temps de réaction	Force développée	Module d'young	Vitesse	Précision	Stabilité & sensibilité à l'environnement	Dureté	Etat(s) de la matière (solide, liquide, gazeux)	Biocompatibilité	Température de fonctionnement	Comportement (hysteresis, back-relaxation, ...)	Sensibilité à l'environement	Pression de fonctionnement
Activable magnétiquement	Les fluides	Les fluides magnéto-rhéologiques	Magnétique	Alignement des particules magnétiques, formant des chaînes		mm-cm	~ 0,1 mm		ms	1-20 MPa	/		µm-mm	/	/	Liquide	Oui	T ambiante	/		Atmosphérique
	Les polymères	Les polymères magnéto-rhéologiques	Magnétique	Mis en mouvement des particules magnétiques + Force de rappel du matériau matriciel	21 mT (dans l'air) ~1 T (dans une gélose)	µm-cm	mm - cm		ms	10-80 N			µm-mm	/		Solide-Gel	Fonction du polymère utilisé	T ambiante	/		Atmosphérique
		Les elastomer-ferromagnet composite	Magnétique		0,1-0,5 T	µm-cm	mm - cm	~ 0,1 mm	ms	25-30 N			µm-mm	/		Solide		T ambiante	/		Atmosphérique

Tableau 7 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables magnétiquement [149]-[165]

3.2.4 Les matériaux à actionnement électrique

Dans cette partie, comme précédemment nous ne considérons que les matériaux actionnés au moyen de l'application d'une différence de potentiel ou d'un courant électrique de façon directe. Autrement dit, les matériaux actionnés par un champ magnétique convertit en courant électrique grâce à une bobine, par exemple, ne sont pas inclus dans cette catégorie.

3.2.4.1 Les céramiques piézoélectriques

La piézoélectricité est définie par l'aptitude d'un matériau à se polariser électriquement lorsqu'une contrainte mécanique lui est appliquée, on parle dans ce cas d'effet piézoélectrique direct [166]. Ce phénomène s'explique par la structure particulière du matériau. Le réseau cristallin fait que sans contrainte et sans déformation, les barycentres des charges électriques positives et négatives sont superposés au niveau atomique (voir Figure 3-13) [167],[168].

On parle également d'effet piézoélectrique inverse, lorsque l'objet se déforme sous l'action d'un champ électrique [169]. L'effet piézoélectrique inverse s'explique par le fait que la force électrique entraîne le déplacement des ions. D'un côté on retrouve les anions et de l'autre les cations, ce qui entraîne la déformation du matériau (voir Figure 3-13 (b)) [170]. De nombreux matériaux présentent l'effet piézoélectrique. Parmi ces matériaux, on retrouve une vingtaine de classes de cristaux comme le quartz et des céramiques (notamment la céramique titano-zicronate de plomb) [166], [169], [171]–[174].

Les matériaux piézoélectriques peuvent être utilisés aussi bien en tant qu'actionneur grâce à l'effet inverse, qu'en tant que capteur grâce à l'effet direct [172]. Certains matériaux piézoélectriques peuvent générer des forces de plusieurs centaines de newton [174], et peuvent effectuer des mouvements à très hautes fréquences, de l'ordre du GHz [175]. Les tensions d'actionnements sont relativement hautes et peuvent atteindre plusieurs milliers de volts [174], ce qui constitue un premier inconvénient. Ces caractéristiques font que ces matériaux sont très utilisés dans la construction d'appareils audio et d'échographie.

Les objets piézoélectriques peuvent être fabriqués dans des films d'épaisseurs micrométriques, voire même d'atteindre des dimensions de quelques angströms avec les couches minces de nanocristaux de cellulose [171] jusqu'à quelques centimètres [175]. Grâce à ces matériaux, il est également possible de développer des dispositifs de positionnement pouvant atteindre une résolution de l'ordre du nanomètre [174]. Les amplitudes de mouvement restent en revanche très faibles, quelques centaines de micromètres [176], avec des déformations de l'ordre de 0,1 % [177].

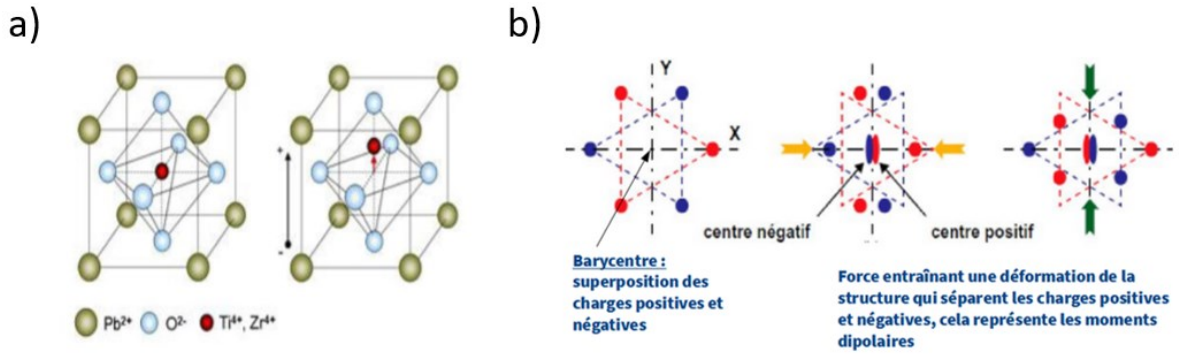


Figure 3-13 (a) Représentation du déplacement de l'atome de titane au sein d'une maille cristalline d'un cristal de structure pérovskite (PbTiO3) soumis à une pression [168] (b) Schéma du foncctionnement de la piézoélectricité [170]

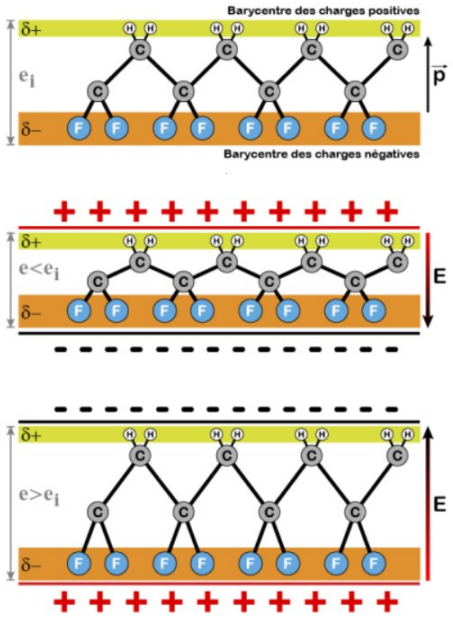


Figure 3-14 Schéma de fonctionnement de l'effet piézoélectriques au sein du Fluorure Polyvinylidene (PVDF) [178]

3.2.4.2 Les polymères électro-actifs (PEA)

De nombreuses catégories de polymères présentent la capacité de se déformer sous l'action d'un champ électrique et/ou de générer un champ électrique sous l'action d'une contrainte mécanique. Les polymères électro-actifs peuvent être divisés en deux catégories, en se basant sur le mode d'actionnement. Ces polymères peuvent être soit ioniques, soit diélectriques. Les polymères ioniques se basent sur le déplacement d'ion tandis que les polymères diélectriques se basent sur des forces électrostatiques.

3.2.4.2.1 Les PEA diélectriques

Parmi les polymères diélectriques, on retrouve les polymères *ferroélectriques*. Il s'agit de matériaux qui présentent une charge électrique ou un dipôle quasi-permanent. Ces dipôles électriques peuvent s'aligner sur un champ électrique et maintenir leur polarisation. Pour présenter un comportement ferroélectrique, le polymère doit posséder une polarisation électrique inversible, grâce par exemple à la présence de groupements polaires permanent comme une liaison C-Cl. Ces polymères sont souvent dits semi-cristallin du fait qu'ils sont généralement chauffés et refroidis de sorte qu'une cristallisation se fasse. Cette cristallisation n'est pas parfaite, ce qui fait que l'on retrouve des alternances de zones amorphe et cristalline.

Un exemple représentatif de cette catégorie est le PVDF (*Polyvinylidene Fluoride* ou poly(fluorure de vinylidène)), il s'agit d'un fluoropolymère, autrement dit un polymère qui contient du fluor, avec une répétition du motif chimique ($-CF_2-CH_2-$) (voir Figure 3-14). En plus de sa structure semi-cristalline, le PVDF comporte des liaisons chimiques polaires. C'est grâce à cette composition que ce polymère peut générer un effet piézoélectrique (voir Figure 3-14) [178].

Comparés aux céramiques, ces polymères vont pouvoir développer des déformations plus importantes, de l'ordre de 5 à 10 % [179], [180], sous des tensions d'activation allant de plusieurs dizaines de kV/m [181] à plusieurs dizaines de MV/m [179], [182]. Ils se distinguent également des

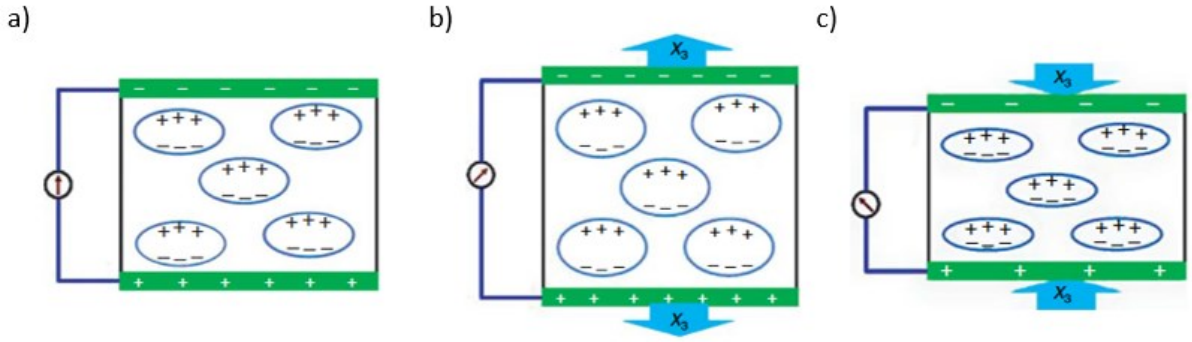


Figure 3-15 Schéma représentant la structure poreuse d'un matériau electrets comportant des dipôles, et la représentation de leur réponse électro-mécanique (a) Structure au repos (b) Structure sous tension mécanique (c) Structure sous compression mécanique [184]

céramiques par leur densité de 1,78 pour le PVDF contre des densités de 7,6 à 7,9 pour les céramiques. Ces polymères peuvent également générer des contraintes de l'ordre de quelques kPa [180].

Les polymères *electrets* (*electr-* pour *electricity* et *–et* pour *magnet*) ou piézélectret sont des matériaux constitués de micro-cavités emprisonnant de l'air, compris entre deux électrodes métalliques. Grâce à un champ électrique suffisamment intense, de 5 à 10 kV, l'air contenu dans les cavités peut s'ioniser générant des charges au niveau de l'interface gaz-polymère, transformant chaque cavité en dipôle électrique [177], [183]–[185]. Dans cet état, les polymères *electrets* peuvent présenter une réponse piézoélectrique à une contrainte mécanique (voir Figure 3-15). Lorsqu'une déformation est appliquée au polymère, les microcavités sont également déformées, ce qui aura pour conséquence d'éloigner ou de rapprocher les charges électriques entraînant une variation du potentiel mesuré et inversement. Les déformations de ces polymères sont de l'ordre de 2 à 6 % [184].

Enfin les élastomères à cristaux liquides sont des polymères qui comportent des groupes de cristaux liquides ou mésogènes (voir Figure 3-16(a)) [186]. Ces mésogènes sont ici polarisés et forment

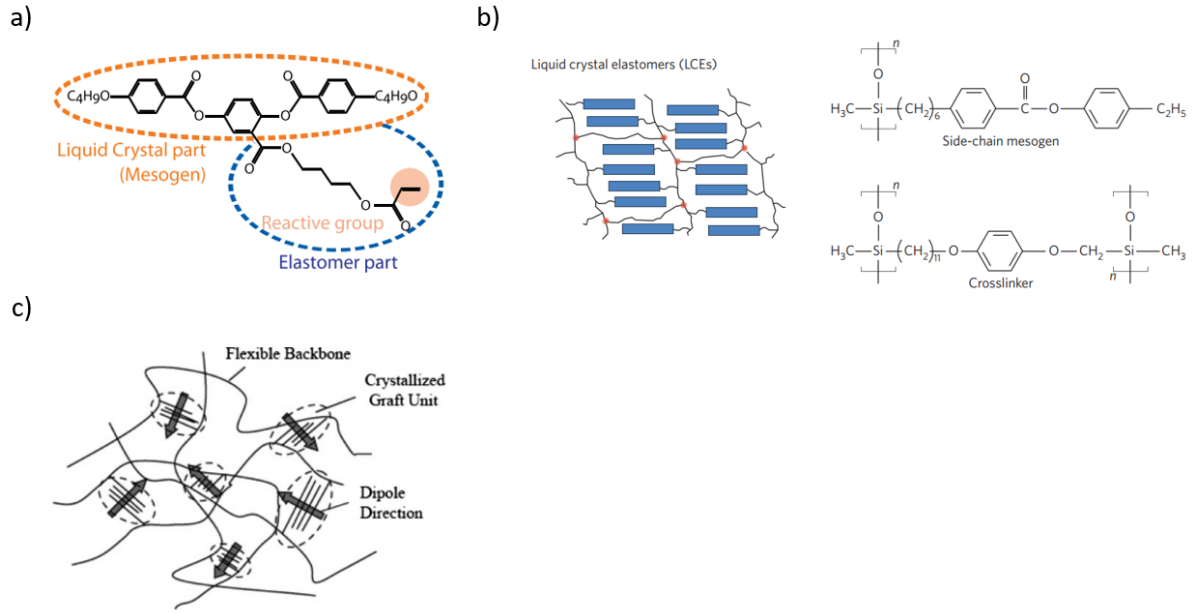


Figure 3-16 (a) Structure chimique d'une molécule d'élastomère à cristaux liquide. L'applicaiton d'un champ électrique entraîne un réalignement du mésogène polarisé [186] (b) Schéma de l'agencement au sein d'un ECL, dans la chaîne carbonnée principale est souvent un polysiloxane. Les points rouges indiquent les sites de crosslink et et les rectangles bleus représentent la chaîne carbonnée principale ou le mésogène. À droite se situe la formule chimique. [136] (c) Schéma de l'organisation spatiale d'un ECL et de l'orientation des dipôles constitués par la partie cristaux liquides [177]

des dipôles électriques (voir Figure 3-16 (c)) [177]. Ces élastomères à cristaux liquides peuvent être structurés de deux façons différentes. Soit le mésogène est inclus dans la chaîne principale de la molécule (voir Figure 3-16 (b)) [136], soit le mésogène est greffé en tant que chaîne latérale à l'élastomère (voir Figure 3-16 (a)). Dans les deux cas lorsqu'un champ électrique est appliqué, les mésogènes polarisés vont s'aligner (voir Figure 3-16), ce qui aura pour effet de générer un étirement du matériau [177], [184]. Les ECL peuvent donc être actionnés de deux manières différentes, thermiquement en se basant sur le changement de phase des cristaux liquides, et électriquement en se basant sur la polarité des cristaux liquides incorporés à l'élastomère.

Pour l'actionnement électrique les tensions requises sont de l'ordre de quelques kiloVolts [187] pour des amplitudes de mouvements relativement restreintes de quelques dixièmes de millimètres et des temps de réaction allant de quelques dizaines à quelques centaines de millisecondes [188].

3.2.4.2.2 Les PEA ioniques

Les *IPMCs* ou *Ionic Polymer-Metal Composites* se composent d'un polymère échangeur d'ions ou d'un polymère dit ionomère, entre deux électrodes d'un métal noble comme l'or, le platine ou encore le cuivre, voire en carbone. Un polymère échangeur d'ions contient des groupements chimiques ionisables, qui lui confèrent la propriété de pouvoir échanger des ions au contact d'autres ions de façon réversible. Un ionomère, quant à lui, est un copolymère dit réticulé ioniquement, c'est-à-dire que les chaînes de macromolécule sont reliées les unes aux autres par des liaisons chimiques

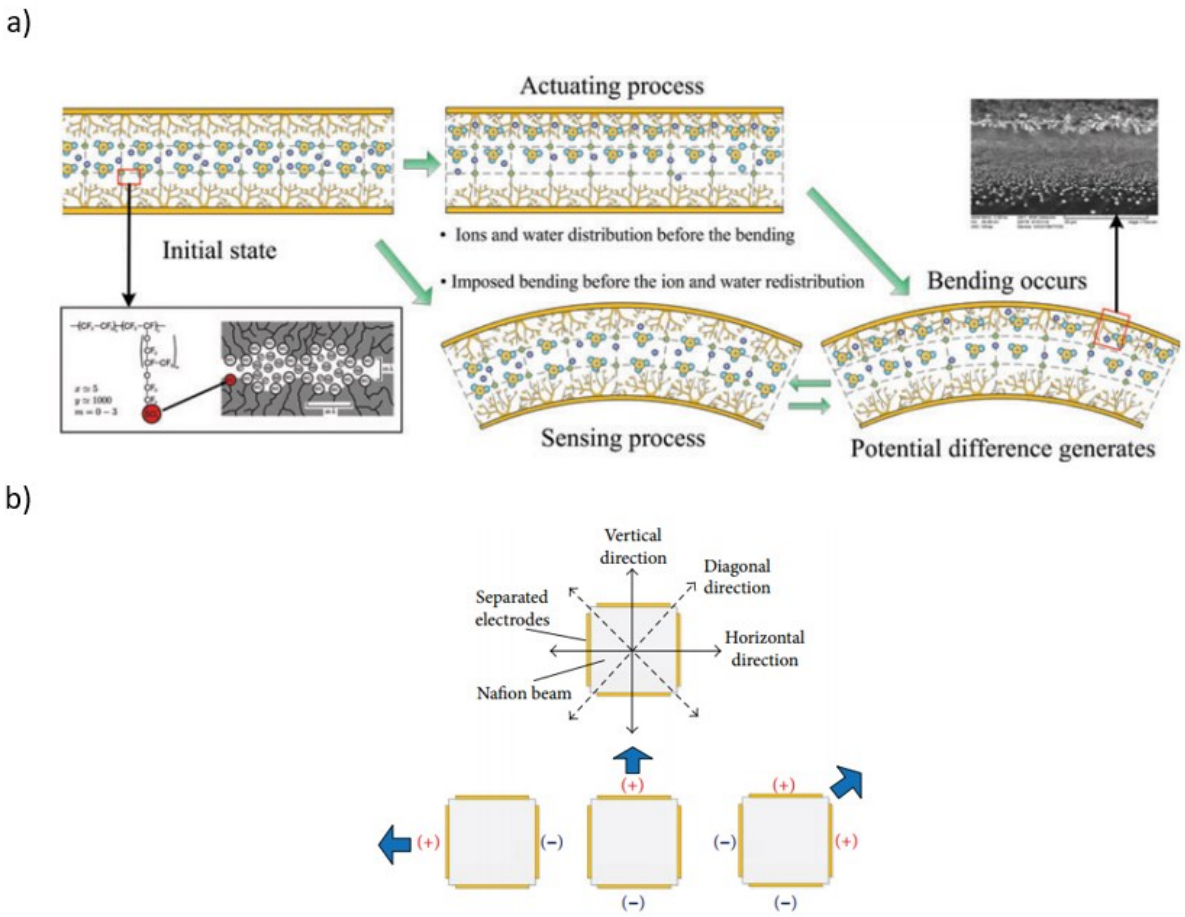


Figure 3-17 (a) Schéma du fonctionnement d'un IPMC en tant qu'actionneur et en tant que capteur [190] (b) Coupe transversale d'un IPMc en forme de poutre, doté de quatre électrodes, ce qui permet la réalisation de mouvement 2D de l'extrémité terminale. En ajoutant un système ed poussé, l'actionneur peut réaliser des mouvements 3D [191]

que l'on qualifie de ponts, entraînant la formation de structures tridimensionnelles. Dans ces chaînes moléculaires, on retrouve des groupes ioniques ou ionisables, qui vont permettre l'échange d'ions de façon réversible à l'instar des polymères échangeurs d'ions [189].

Grâce à cette propriété d'échangeur d'ions, lorsqu'une tension est appliquée sur le polymère au travers des électrodes, les ions vont se déplacer sur l'électrode de charge opposée. Ce qui va entraîner d'un côté du polymère une contraction et de l'autre un gonflement (voir Figure 3-17 (a)) [190]. À l'échelle de l'objet, cela se traduit par une flexion orientée perpendiculairement à la surface des électrodes (voir Figure 3-17 (b)) [191]. Pour actionner les IPMC, des tensions de seulement quelques volt [192], sont suffisantes. Ils sont capables de générer des forces allant de quelques mN [82], [191], [193]–[195] à plusieurs newton [196]–[198]. L'écart s'explique par le fait que ces valeurs sont obtenues pour des dimensions variées. Pour les valeurs les plus faibles elles concernent généralement des membranes de polymères avec de très faibles épaisseurs, de l'ordre du dixième de millimètre. Mais elles permettent d'avoir une idée globale de ce que l'on peut attendre comme caractéristiques. Les IPMC permettent également de générer de grandes amplitudes de mouvement de plusieurs millimètres [199] à plusieurs centimètres [200], en se courbant jusqu'à former des angles de 90° [201] et des rayons de courbures de 4 mm [202].

Les gels ioniques, sont des polymères réticulés dans une solution électrolytique. Ces réseaux de polymère sont capables de changer de forme et de volume lorsque l'interaction avec le liquide qui les contient est modifiée. Pour cela il est possible de changer le pH. Mais les gels ioniques répondent également à des stimuli électriques. L'application d'un champ électrique sur un gel, entraîne le mouvement des ions hydrogènes H+, ce qui revient à contrôler le pH grâce au courant électrique, de façon réversible. Ce mouvement d'ion va provoquer la courbure de l'actionneur fait de gel ionique. Ce matériau peut atteindre de grande déformation, jusqu'à plus de 40 % [177], et des forces de plusieurs dizaines de newton [203]. Mais leur interaction chimique avec leur environnement et le besoin d'immerger l'actionneur dans une solution électrolytique rendent leur utilisation peut judicieuse dans un environnement comme le cerveau. De plus, les temps de réaction de ces gels sont de l'ordre de plusieurs dizaines de secondes [204].

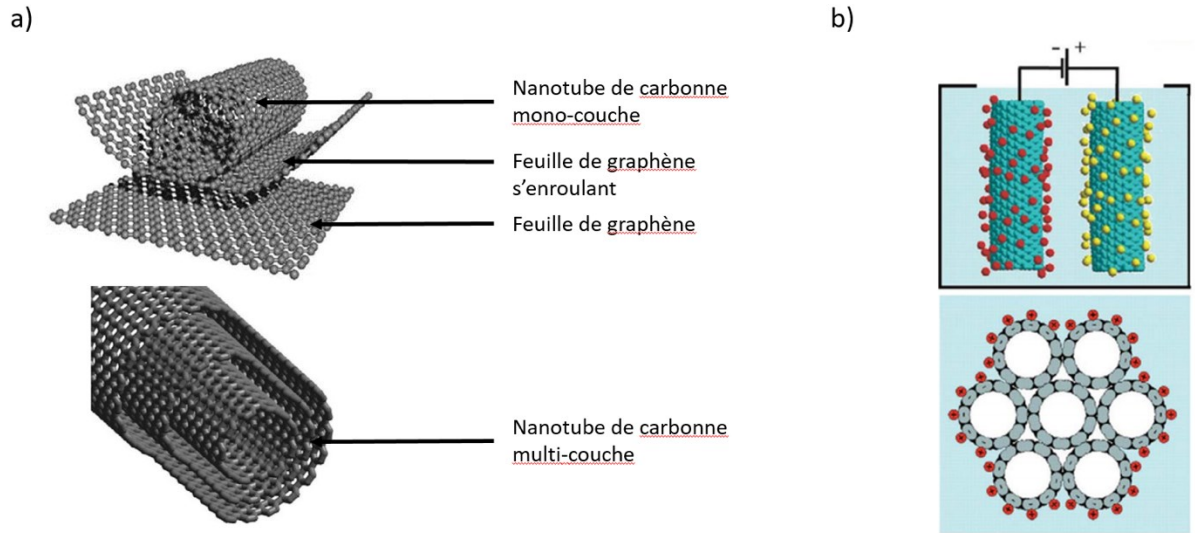


Figure 3-18 [205] (a) La première représentation montre une feuille de graphène enroulé sur elle-même pour former un nanotube (SWNT) ; la deuxième représentation montre un MWNT (b) L'application d'un potentiel électrique à la surface de deux électrodes faites de nanotuves de carbonnes entraîne l'apparition de charge électrique à la surface de ces nanotubes. L'illustration du bas montre la répartition des charges positives en rouge à la surfaces des nanotubes

Les nanotubes de carbone ou *carbon nanotube CNT*, sont composés d'atomes de carbone arrangés de façon géométrique, formant un tube qui peut être fermé ou ouvert à son extrémité (voir Figure 3-18 (a)) [205]. En fonction de leur structuration en simple ou multi feuillets, la littérature scientifique distingue les SWNT pour *Single-Walled carbon Nano Tube* des MWNT pour *MultiWalled carbon Nano Tubes* (voir Figure 3-18 (a)). Les CNT sont connus pour leurs propriétés mécaniques remarquables : avec un module d'Young de 640 GPa et une résistance à la traction de 20 à 40 GPa. Ici nous allons aborder une autre propriété des CNT, leur capacité à se mouvoir sous l'action d'une tension électrique. Lorsque les CNT sont plongés dans une solution ionique et qu'une différence de potentiel est générée entre une électrode de CNT et une contre-électrode, les ions migrent vers la surface de l'électrode en CNT, générant ainsi une charge à la surface des CNT (voir Figure 3-18 (b)). Cette charge électrique entraîne alors l'apparition de forces électrostatiques répulsives, qui va venir s'opposer aux forces de liaison C-C entre chaque atome de carbone, ce qui entraîne un allongement du tube.

Les CNT peuvent être actionnés à de faible tension, de l'ordre de 1 V, et de façon rapide, avec des temps de réaction inférieur à 10ms. En revanche, ils ne peuvent générer que de faible déformation, inférieure à 2 % [206] et de façon unidirectionnelle. De plus ils doivent être immergés dans une solution ionique pour pouvoir devenir actionnables. Après discussion avec un chercheur expert dans ce domaine, nous savons également que la fabrication des nanotubes de carbone requiert des équipements adaptés. Ce dernier nous a également informés que la manipulation des CNT nécessitait également des EPI conséquents, puisque de par leur petite taille les CNT sont facilement assimilables par l'organisme et présenterait des risques pour la santé, ce qui interroge sur la biocompatibilité de ce matériau [207], [208].

3.2.4.3 Conclusion

Les céramiques piézoélectriques requièrent une forte tension électrique pour leur actionnement, et ne permettent que de très faibles amplitudes de mouvement, ce qui ne permettrait pas de suivre les trajectoires présentées au chapitre 2.

Les polymères diélectriques, bien qu'ils présentent de meilleures performances en terme d'amplitude de mouvement et de déformation que les céramiques piézoélectriques, présentent un inconvénient majeur : les très hautes tensions d'actionnement. Par ailleurs, pour la catégorie des polymères ioniques, les CNT ne peuvent être retenus du fait des faibles amplitudes de mouvement générées et de la nécessité de les maintenir dans un liquide. De même pour les gels ioniques qui doivent interagir avec le liquide environnant pour être actionnés, ce qui a pour conséquence de modifier le pH ambiant.

Enfin, les IPMC présentent des temps de réaction courts, des amplitudes de mouvement élevées, n'interagissent pas avec leur environnement, requièrent de faible tension d'actionnement, et présentent des temps de réaction rapides de l'ordre de quelques millisecondes. De nombreuses méthodes de fabrication existent permettant de fabriquer ces polymères dans des dimensions allant de quelques centaines de micromètres à plusieurs centimètres. La catégorie des IPMC est donc celle répondant le mieux à nos exigences. (voir Tableau 8)

Groupe	Sous groupe	Nom	Type d'activation	Mécanisme	Energie nécessaire	Ordre de grandeur des dimensions	Déplacement - Amplitude de mouvement	Déformation - Recovery strain	Temps de réaction	Force développée	Module d'young	Vitesse	Précision	Stabilité & sensibilité à l'environnement	Dureté	Etat(s) de la matière (solide, liquide, gazeux)	Biocompatibilité	Température de fonctionnement	Comportement (hysteresis, back-relaxation, ...)	Sensibilité à l'environement	Pression de fonctionnement
Activable électriquement	Les céramiques	Quartz...	tension électrique - contrainte mécanique	piézoélectricité	kV	µm-mm	µm	0,10%	ms							Solide	Oui	Ambiante			Atmosphérique
	Les polymères électro actifs	Polymère semi-cristallin (PVDF...)		piézoélectricité	kV/m -MV/m	µm-cm		5-10%		kPa											
		Polymère electrects		piézoélectricité	5-10 kV	µm-mm		2-6%													
		ECL		alignement des dipôles électriques	kV/m -MV/m	µm-cm		4-10%	~10-100ms					Relaxation thermique							
		PEA ioniques (IPMC, ...)		mouvement d'ions	1-5 V	µm-cm	mm-cm	1-40%	ms	30 mN-1 N			µm-mm	Hysteresis					Hysteresis		

Tableau 8 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux intelligents activables électriquement [178]-[208]

3.2.5 Conclusion : Choix du matériau actif

Les matériaux actifs à actionnement thermique n'ont pas été retenus pour la conception du robot de neurochirurgie, principalement à cause des températures de fonctionnement trop élevées pour la plupart ainsi qu'à cause des temps de latences trop importants (voir Tableau 5 Tableau des caractéristiques et des propriétés des matériaux actif à actionnement thermique [83], [123]-[132]). L'intégration d'un système pour isoler thermiquement les actionneurs de l'environnement a été proposé. Mais ce système n'est pas suffisant pour protéger le tissu biologique environnant. Un isolant plus épais entraînerait un encombrement supplémentaire. En outre, afin de garantir un contrôle précis de la température un système de refroidissement devrait également être intégré, ce qui causerait également un encombrement relativement important, particulièrement dans le cas où il faut intégrer plusieurs actionneurs devant être contrôlés indépendamment les uns des autres.

En ce qui concerne les matériaux à actionnement photonique, les temps de réactions sont trop importants, dépassant le seuil imposé par les exigences établies au premier chapitre.

Les matériaux à actionnement magnétique, quant à eux, pourraient poser des problèmes vis-à-vis des dispositifs de neurochirurgie comme les électrodes de stimulation cérébrale, en créant des perturbations. L'intensité des champs à générer pouvant être élevée, le dispositif qui permettra l'actionnement sera volumineux et pourrait nécessiter d'être utilisé dans une salle dédiée, ce qui est difficilement envisageable pour un établissement de santé voire impossible.

Parmi les matériaux à actionnement électrique, les céramiques piézoélectriques requièrent une forte tension électrique pour leur actionnement, et ne permettent que de très faibles amplitudes de mouvement, ce qui ne permettrait pas de suivre les trajectoires présentées au chapitre 2. Les polymères diélectriques, bien qu'ils présentent de meilleures performances en terme d'amplitude de mouvement et de déformation que les céramiques piézoélectriques, présentent un inconvénient majeur : les très hautes tensions d'actionnement. Par ailleurs, pour la catégorie des polymères ioniques, les CNT ne peuvent être retenus du fait des faibles amplitudes de mouvement générées et de la nécessité de les maintenir dans un liquide. De même pour les gels ioniques qui doivent interagir avec le liquide environnant pour être actionnés, ce qui a pour conséquence de modifier le pH ambiant.

Enfin, les IPMC présentent des temps de réaction courts, des amplitudes de mouvement élevées, n'interagissent pas avec leur environnement, requièrent de faible tension d'actionnement; et présentent des temps de réaction rapides de l'ordre de quelques millisecondes. De nombreuses méthodes de fabrication existent permettant de fabriquer ces polymères dans des dimensions allant de quelques centaines de micromètres à plusieurs centimètres. La catégorie des IPMC est donc celle répondant le mieux à nos exigences.

3.3 Les procédés de fabrication des IPMC

Après avoir effectué le choix du matériau actif qui servira d'actionneur pour le robot, il reste encore à étudier et choisir le procédé de fabrication. La fabrication d'actionneur à base d'IPMC se divise en deux étapes. La première consiste à fabriquer et mettre en forme le polymère. La seconde consiste à recouvrir le polymère d'un métal et de le mettre en forme afin de créer les électrodes sur lesquelles vont être soudés les fils électriques qui permettront de générer une différence de potentiel et donc de contrôler les actionneurs.

3.3.1 La mise en forme du polymère

Dans la littérature scientifique, les IPMC ont été fabriqués à partir de différents polymères échangeurs d'ions. Il s'agit en général de perfluorosulfonates comme le Nafion, que l'on retrouve le plus dans la littérature ou de sulfonate d'hydrocarbure comme le polystyrène sulfonate [209]. Les membranes à base de perfluorosulfonate sont réputées pour être moins chères et plus faciles à fabriquer [209].

3.3.1.1 Les différents procédés de mise en forme du polymère existants

Différentes possibilités de mise en forme du polymère existent. La première, et probablement la plus simple, consiste à directement acheter le polymère, sous forme de feuille. Dans ce cas le nom commercial du polymère échangeur d'ion est le NafionR117. Ces feuilles peuvent être découpées grâce à une simple paire de ciseaux ou un cutter voir par découpe LASER. Cette méthode a pour avantage d'être très simple à mettre en œuvre, elle est également peu couteuse : pour environ 50$ il est possible de fabriquer un actionneur de 30 cm^2 [210]. En revanche, cette méthode est très limitante en termes de dimension. Il ne sera pas possible de créer des actionneurs plus épais que la membrane, c'est-à-dire 185 µm [211]. Il est assez difficile de trouver dans la littérature des études comparatives des capacités de déplacements des IPMC ainsi que la force générée en fonction des dimensions. Mais l'on peut raisonnablement estimer que plus le polymère sera fin, moins il sera capable de contrer la force de réaction du milieu dans lequel il se déplace. Pour pallier cela il est possible de créer un système avec plusieurs feuilles superposées les unes aux autres, mais cela augmenterait considérablement le nombre de câbles électriques nécessaires à l'actionnement du dispositif. De plus cette forme en membrane ne permettra qu'un mouvement unidirectionnel.

Une alternative à ce problème existe, elle consiste à superposer plusieurs feuilles de polymère puis de les compresser à chaud dans un moule, afin de n'en former plus qu'une (voir Figure 3-19) [202].

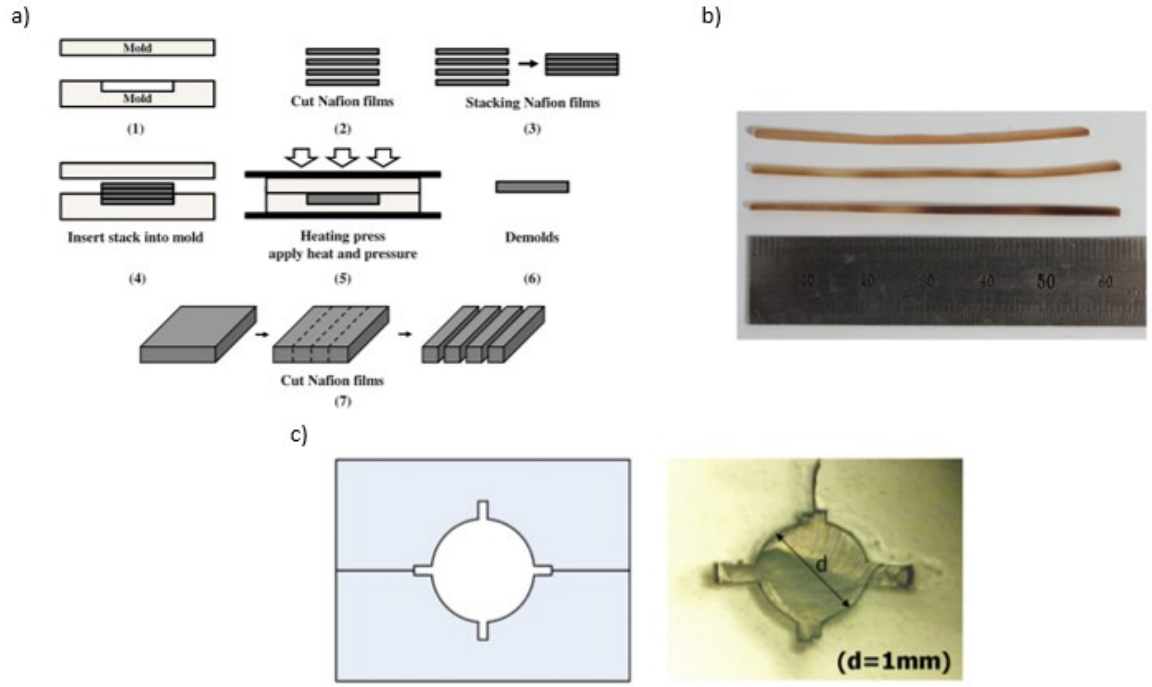


Figure 3-19 (a) Technique de mis en forme d'un polymère échangeur d'ions par compression à chaud de plusieurs feuilles de Nafion [202] (b) Photo du résultat de mis en forme par pressage [202] (c) Exemple de polymère de forme cylindrique [82]

Pour cela, il faut atteindre une température de 180°C et une pression de 50 MPa. Une fois cela fait, il devient possible d'obtenir des feuilles d'épaisseurs variées, que l'on pourra découper pour obtenir la forme désirée. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle requiert la fabrication d'un moule. Dans l'éventualité où nous souhaiterions tester différentes épaisseurs d'actionneurs, cela entraînerait la fabrication d'un moule à chaque fois. Par ailleurs, cette méthode ne permet pas d'obtenir directement la forme finale, il faut encore une étape de découpe par la suite, ce qui en fonction du moyen de découpe utilisé peut rajouter des imprécisions dans les dimensions de l'actionneur. D'autres auteurs ont réussi à donner des formes différentes du parallélépipède rectangle, un cylindre muni de quatre tranches (voir Figure 3-19 (c)) [82]. De plus si l'on regarde le résultat obtenu (voir Figure 3-19), les actionneurs sont légèrement pré-déformés, ce qui pourrait poser problème lors de l'assemblage et du contrôle du robot, ainsi que dans la répétabilité de la fabrication. Cette méthode de fabrication reste limitante dans le choix des formes obtenues. Pour finir, en procédant de cette façon, il existe un risque de décollement des couches lors de l'actionnement des dispositifs fabriqués.

Certains polymères échangeurs d'ions existent également sous forme liquide, comme le D1021 Nafion [212]. L'avantage de cette méthode est qu'il est possible de travailler sans avoir besoin d'une presse et même de travailler à température ambiante. Pour ce faire, il faut mélanger deux liquides dans les proportions indiquées par le fabricant, pour qu'ils polymérisent ensemble. Si cette étape est mal réalisée, il est possible qu'une partie du liquide ne polymérise pas et donc ne se solidifie pas, entraînant une réduction de la qualité dimensionnelle. Lorsque l'on coule un liquide dans un moule, des problèmes de capillarité peuvent apparaître, plus particulièrement si sa viscosité est élevée. Il est également possible que des bulles d'air se forment et se retrouvent piégées dans le polymère, ce qui impacterait ses propriétés. Pour pallier cela, il est nécessaire d'utiliser une étuve sous vide (voir Figure 3-20 (a)). Pour finir, le D1021 se compose d'un solvant qui va s'évaporer durant le séchage, ce qui peut entraîner une variation des dimensions des actionneurs et poser des difficultés pour réaliser des formes précises.

Toujours en utilisant la forme liquide du polymère, il est possible de fabriquer des actionneurs relativement fins en utilisant des pochoirs, sur lesquels on va pulvériser le mélange (voir Figure 3-20 (b)). Cette méthode permet de fabriquer des couches minces. En pulvérisant plusieurs couches, il est possible d'augmenter l'épaisseur de l'actionneur. L'inconvénient de cette procédure est le temps de fabrication, puisqu'entre chaque couche il faut respecter le temps de séchage. Les couches créées de

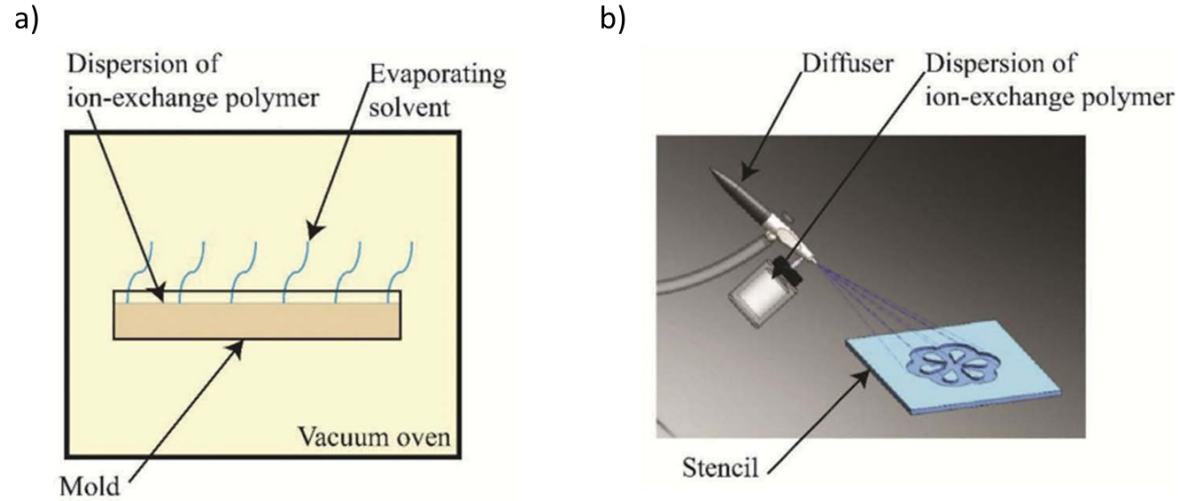


Figure 3-20 [213] (a) Schéma du moulage du polymère sous forme liquide, dans une étuve de séchage sous vide pour l'évaporation du solvant (b) Schéma de la mise en forme du polymère liquide par pulvérisation de couches minces sur un pochoir

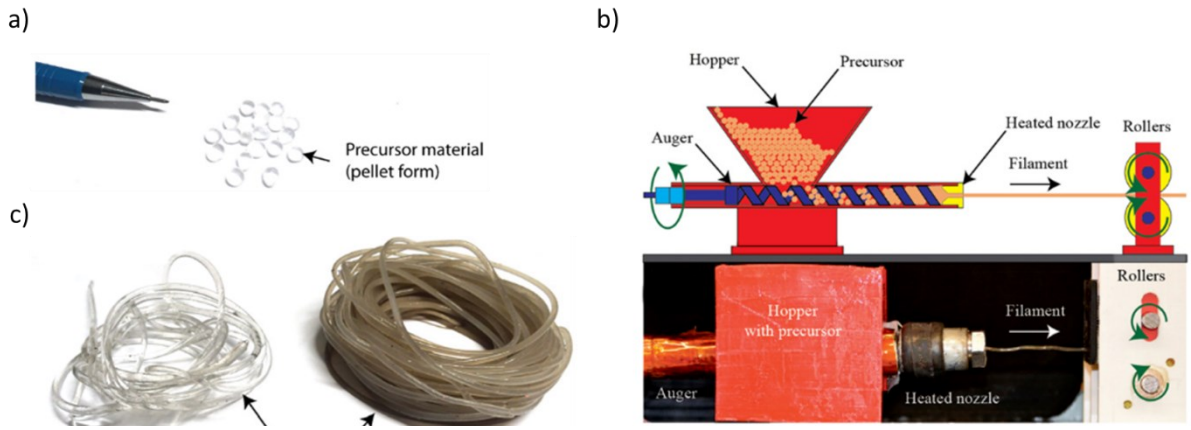


Figure 3-21 (a) Nafion R1100 sous forme de granules (b) Système d'extrusion permettant l'obtention du filament de Nafion (c) Filament de Nafion obtenu [214, p. 3], [215]

cette manière sont épaisses de 45µm. Pour atteindre une épaisseur de 1 mm il faudrait environ 23 passages, ce qui rend le temps de fabrication relativement long, et surtout entraîne un gaspillage de matière et une augmentation du coût de production, puisque le polymère contenu dans le dispositif de pulvérisation séchera également. La méthode par pulvérisation peut en outre entraîner des problèmes d'adhésion entre les différentes couches. Pour finir, un actionneur obtenu par ce procédé de fabrication présente des performances réduites et nécessite de passer par une technique de recuit pour compenser [209], [213].

Une dernière façon de mettre en forme le polymère est l'injection à chaud. En effet, le Nafion R1100 est un polymère échangeurs d'ions qui se présente sous forme de granulés (voir Figure 3-21 (a)), et qui peut être chauffé jusqu'au point de fusion se situant autour de 300°C, sans perdre ses propriétés d'actionneur. Ceci s'explique par le fait que ce polymère se présente sous une forme dite « inactivée », qui lui confère une meilleure stabilité thermique. Après la mise en forme du polymère, il sera nécessaire d'appliquer un premier procédé chimique afin de fonctionnaliser le polymère.

En utilisant le NafionR1100, il est également possible de faire appel à un autre procédé, l'impression 3D par dépôt de filament. Grâce à une extrudeuse (voir Figure 3-21 (b)), les granules de NafionR1100 sont transformés en filament (voir Figure 3-21 (c)). Ce filament est ensuite utilisé dans une imprimante 3D pour lui donner sa forme finale (voir Figure 3-22 (a)). L'impression 3D présente l'avantage de permettre un prototypage rapide, sans gaspillage de matière. De plus il n'est pas nécessaire de créer un moule à chaque fois que l'on souhaite tester des dimensions différentes pour l'actionneur. Un extruder de filament et une imprimante 3D sont des moyens de productions relativement peu coûteux à mettre en place. Une imprimante 3D standard peut permettre d'atteindre

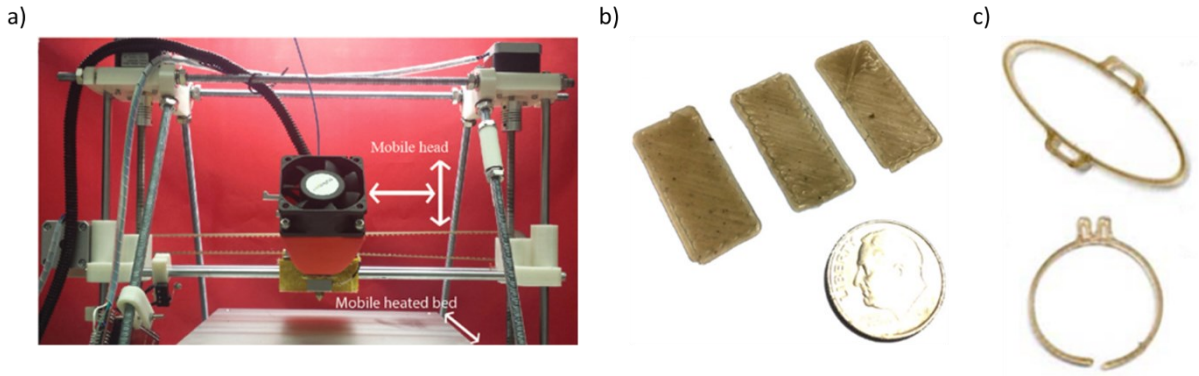


Figure 3-22 (a) Imprimante 3D conçue pour l'impression 3D de Nafion R1100 (b) Exemple d'impression d'une feuille de Nafion R1100 (c) Exemple d'impressions des composant d'un robot rampant à base d'IPMC [214, p. 3], [215]

des résolutions de 50µm. En choisissant un modèle open source, voire conçu sur mesure, il est possible d'adapter ce mode de production au polymère utilisé. Ce moyen pourrait par la suite permettre d'utiliser les IPMC dans d'autres domaines de recherche. De plus l'impression 3D d'IPMC n'a été mise en œuvre que par une équipe de recherche, celle de *James D. Carrico*, et n'a fait l'objet que de trois publications [189], [214, p. 3], [215], il y aurait donc possibilité d'apporter de nouvelles contributions scientifiques.

La CAO du robot et celle des actionneurs n'ayant pas encore été déterminées, nous avons choisi de nous orienter sur l'impression 3D pour la mise en forme du polymère. En effet en dehors des formes simples comme des cylindres et des parallélépipèdes rectangles (voir Figure 3-19 (b) et Figure 3-22 (b)), un seul autre concept d'actionneur à base d'IPMC a été proposé (voir Figure 3-22 (c)).Il serait possible de réaliser des simulations, puis grâce à l'impression 3D de vérifier expérimentalement les résultats obtenus, ce qui permettrait d'approfondir les lois de comportement de ce matériau. De plus l'impression 3D par dépôt de filament est un moyen de fabrication relativement bien connu au sein du laboratoire, aussi bien chez les techniciens que chez certains chercheurs.

3.3.1.2 Mise en place du procédé d'impression 3D du Nafion R1100

3.3.1.2.1 Mise en place de l'extrudeuse de filament

Premièrement il faut obtenir du Nafion R1100. Nous nous sommes fournis auprès du fournisseur *Ion Power* étant donné qu'il proposait le tarif le plus faible, 4,70 $ par gramme, pour un conditionnement de 200 g.

Comme indiqué précédemment ce polymère n'a été utilisé pour de l'impression 3D qu'une seule fois dans la littérature. Le Nafion R1100 se présente sous forme de granule. Il faut dans un premier temps les transformer en filament. Pour cela il est nécessaire de s'équiper d'une extrudeuse de filament. La plupart des extrudeuses de filament sont conçues pour créer des filaments de PLA ou d'ABS, des matériaux dont les points de fusion sont compris entre 160 et 240°C. Or pour notre matériau, il est nécessaire d'atteindre une gamme de température comprise entre 280°C et 300°C [214]. La plupart des extrudeuses disponibles sur le marché ne permettaient pas d'atteindre ces températures.

Pour éviter d'avoir à concevoir et construire une extrudeuse de filament entièrement, nous sommes entrés en contact avec l'entreprise Felfil, qui propose une extrudeuse open source. L'entreprise propose deux types de buse de sortie, une de 1,75 mm et une de 2,85 mm. Le filament de 2,85mm est surtout destiné pour des situations où il est nécessaire d'imprimer rapidement et en

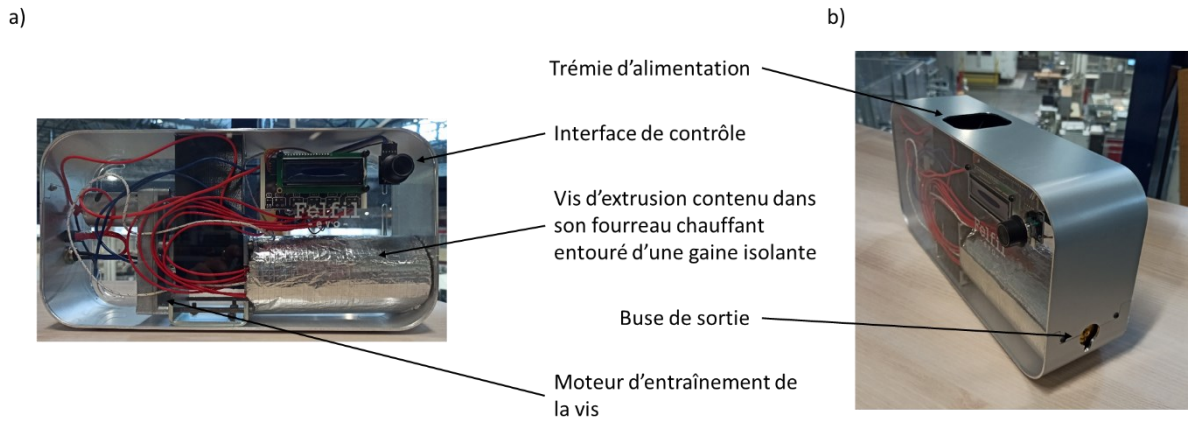


Figure 3-23 Photo de l'extrudeuse Felfil Evo (a) Vue latérale (b) Vue d'ensemble

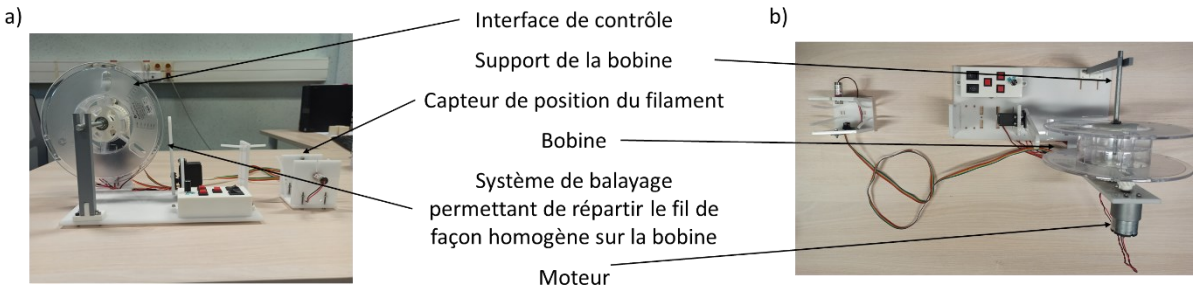


Figure 3-24 photo du système d'enroulage du filament (a) Vue de profil (b) Vue de dessus

grande quantité. Nous avons donc fait le choix de créer un filament de 1,75 mm. Grâce à ces échanges, nous savon qu'en modifiant le *firmware* de l'extrudeuse il est possible d'atteindre la température désirée sans problème. C'est-à-dire que le modèle proposé, la *Felfil Evo Extruder* (voir Figure 3-23*)*, dispose de la puissance nécessaire pour atteindre et maintenir cette température. La sonde de température est également adaptée pour cette gamme de température. Aucune modification de la partie *hardware* n'est nécessaire. C'est d'ailleurs généralement le cas pour la plupart des extrudeuses, mais par mesure de sécurité la température est limitée à 250°C, afin de limiter tout risque d'incendie. Or les autres extrudeuses étant pour la plupart dotées d'un *firmware* propriétaire, il n'est pas possible de les adapter à notre besoin, et pour éviter tout problème juridique aucune entreprise n'accepterait de faire les modifications nécessaires pour notre besoin.

La modification du *firmware* requiert la maîtrise du langage C. La modification effectuée concerne les paramètres de sécurités qui entraînent l'arrêt de l'extrudeuse lorsqu'un seuil de température est atteint. Le seuil a été augmenté à 350°C. En effet n'ayant pas la possibilité de calibrer la sonde de température pour ces températures-là, et sachant que le point de fusion du polymère se situe aux alentours de 300°C, une marge de 50°C semble adéquate.

Pour faciliter le travail, une enrouleuse de filament a également été fabriquée en se basant sur un modèle open source, afin de pouvoir enrouler le filament plus facilement sur la bobine (voir Figure 3-24). Le dispositif est équipé d'une partie qui permet de faire varier la position du filament lorsqu'il s'enroule sur le rouleau, afin d'homogénéiser la répartition du filament. Cela évite lors de l'impression que le fil ne s'emmêle, empêchant l'arrivée de matière dans la buse chauffante et conduisant à l'échec de l'impression.

Dans l'article [214], il est précisé que l'impression 3D de NafionR1100 doit être effectuée sous une hotte aspirante, due au fait que le Nafion R1100 peut éventuellement dégager des gaz toxiques, comme le Fluorure d'Hydrogène (HF) lorsqu'il est chauffé. En effet en consultant la *data sheet* du Nafion R1100[211], et en se basant sur une analyse thermogravimétrique (TGA) de la littérature[216] nous avons pu déterminer, qu'à partir de 280°C, du SO2 était émis à hauter de 15 mg par g d'échantillon, qu'à partir de 300°C du CO2 est également dégagé, et enfin du HF est émis à partir de 400°C. En théorie, en travaillant en dessous des 400°C il n'y a que très peu de risque que ce gaz soit émis.

N'ayant pas de spécialiste en chimie au sein de l'équipe, nous nous sommes rapprochés de l'ICCF (Institut de Chimie de Clermont-Ferrand). Durant les premiers échanges il est ressorti qu'une sorbonne classique serait suffisante tant que le polymère n'était pas chauffé à plus de 400°C. Mais il faut tenir compte qu'en cas d'incident, si l'extrudeuse présente un dysfonctionnement entraînant une élévation anormale de la température, une sorbonne classique ne permettra pas d'assurer la protection de l'utilisateur. De plus un risque faible n'est pas nul, il faut respecter le principe de précaution et travailler dans des locaux adaptés à la manipulation des produits fluorés. Ce dernier point complique la

a) b) c)

Figure 3-25(a) Installation de l'extrudeuse de filament en hauteur dans la sorbonne (b) Filament extrudé à la sortie de l'extrudeuse (c) Filament en cours d'enroulement

logistique du projet. Le fait que les locaux dédiés aux produits fluorés soient saturés a grandement influencé le déroulement de la partie expérimentale et nous a limités dans notre travail. De plus il faut garder à l'esprit que l'ICCF ne fait pas partie de l'IP, et que bien qu'ils nous aient beaucoup aidés, en nous permettant d'utiliser leurs locaux lorsque c'était possible, ils ne peuvent pas nous donner la priorité sur leurs propres travaux de recherche.

À la suite de ces premiers échanges nous avons pu fabriquer notre premier filament. Pour cela nous avons utilisé les 200 g achetés. La première étape a été de peser la quantité de matière dont nous disposions afin de pouvoir estimer par la suite les pertes de matière durant le processus. Pour 200 g prévu, nous avons au final obtenu 211,9 g.

La deuxième étape consistait à installer l'extrudeuse dans la sorbonne et à la pré-chauffer. Cette extrudeuse ayant été reçue en kit, et ayant été modifiée au niveau du *firmware*, n'a pas été validée par un contrôle qualité de l'entreprise au préalable. N'ayant pas de quoi réaliser cela nous avons opté, par mesure de sécurité, pour une augmentation graduelle de la température, de 10°C par 10°C, jusqu'à atteindre les 280°C. Une fois atteint, nous avons attendu quelques minutes pour vérifier que la température restait stable malgré le flux d'air de la sorbonne.

En troisième nous avons introduit l'ensemble de la quantité du NafionR1100 dans la trémie de l'extrudeuse, puis comme recommandé par le fournisseur, placé l'extrudeuse en hauteur (voir Figure 3-25(a)) et avons réglé la vitesse de rotation de la vis d'extrusion à six rotations par minute. Le fait de placer l'extrudeuse en hauteur va permettre au filament d'avoir le temps de refroidir et de se solidifier, pour pouvoir ensuite être enroulé. Nous avons ensuite augmenté graduellement la température par pallier de 5°C jusqu'à ce que le polymère commence à sortir de l'extrudeuse, soit à une température de 300°C. Après extrusion, nous avons pesé le filament total obtenu, soit 165 g. Les pertes se répartissent comme suit : 23,3 g de filament comportant un défaut (Figure 3-26), cela est dû au fait que les premiers grammes de polymère extrudé sont sortis de façon discontinue, et au fait que sur la fin de l'extrusion il ne restait plus assez de matière dans l'extrudeuse pour produire un fil de diamètre suffisant. Pour les 23,6 g restant, il s'agit de ce qui est resté dans l'extrudeuse. Le diamètre moyen du filament obtenu est de 1,2 mm pour 1,75 mm prévu. Cette différence peut être due au fait que la température d'extrusion était légèrement trop haute, ce qui a rendu le polymère trop liquide. Il serait donc nécessaire lors d'un prochain essai de vérifier l'influence de la température sur le diamètre du filament. Il est également possible de compenser cela en augmentant la vitesse de rotation de la vis

Figure 3-26 Photo représentant les défauts d'extrusion, comme la discontinuité de forme et de diamètre du filament

d'extrusion. Le diamètre est inférieur à celui requis par une imprimante mais reste utilisable, il sera nécessaire d'adapter certains paramètres ultérieurement.

La densité du NafionR1100 étant de 1,25, le volume total de Nafion extrudé est de 132 cm^3. Grâce au diamètre nous pouvons en déduire que la longueur du fil créé est d'environ 116 m. Le filament obtenu, contrairement aux filaments de PLA ou d'ABS qui sont rigides, est relativement élastique, et est comparable au TPU. Cette caractéristique est à prendre en compte pour l'impression, puisque lorsque l'extruder de l'imprimante va tirer sur le filament pour l'envoyer dans la buse chauffante, il se déformera, réduisant son diamètre et donc la quantité de matière arrivant dans la buse. Cet aspect doit être intégré et sera traité dans la suite du chapitre.

Comme on peut le voir dans la Figure 3-25 (b), l'extrudeuse produit le filament plus rapidement que l'enrouleuse ne peut le bobiner, ce qui fait qu'après l'extrusion il est nécessaire de réserver un temps de travail supplémentaire pour terminer l'enroulement du filament sur sa bobine (voir Figure 3-25 (c))

La réalisation de l'ensemble de ces tâches, requiert environ 5h de travail. Ce fait est important à prendre en compte, car l'accès au laboratoire de chimie est limité à des horaires stricts. Ces horaires ne peuvent être dépassés par mesure de sécurité afin d'éviter que quelqu'un ne se retrouve en situation de travailleur isolé. Si nous voulions fabriquer des bobines plus grosses, il faudrait séparer les tâches d'extrusion et d'enroulement du filament, tout en prenant en compte qu'il faut 2h pour que l'extrudeuse redescende à une température de 40°C et puisse être rangée en toute sécurité.

Une fois l'extrudeuse mise en service, il reste encore à mettre en place l'imprimante 3D qui permettra la mise en forme finale du polymère.

1.1.1.1.1 Mise en place de l'imprimante 3D

Figure 3-27 Différents modèles d'imprimante 3D pour la mise en forme de Nafion R1100 (a) Prusa i3 MK3s, modèle sélectionné (b) Ender 5Pro (c) Ender-3 V2

Comme pour l'extrudeuse, la plupart des imprimantes disponibles sur le marché sont destinées à l'impression de matériaux comme le PLA ou l'ABS, ce qui implique de devoir procéder à des modifications afin de pouvoir atteindre les températures indiquées dans la littérature scientifique, à savoir 280°C au niveau de la buse chauffante et 180°C au niveau du plateau chauffant[214]. Les matériaux comme le PLA et l'ABS requièrent généralement des températures de 180 à 230°C pour la buse chauffante, et de 60 à 110°C pour le plateau chauffant. Comme pour l'extrudeuse, aucun fabricant n'acceptera de modifier lui-même une imprimante pour notre utilisation, afin de ne pas engager sa responsabilité juridique. Il faut donc choisir un modèle open source que nous pourrons modifier nous-même. Pour l'achat de l'imprimante, nous avons été confrontés au fait que la plupart des vendeurs n'acceptaient pas notre mode de paiement, ce qui a fortement réduit notre choix. Nous avons donc finalement fait le choix donc fait l'acquisition d'une Prusa i3 MK3S (voir Figure 3-27 (a)). Ce modèle d'imprimante est réputé pour être de très bonne qualité. Cette marque d'imprimante possède également une communauté active sur internet, ce qui permettrait éventuellement d'obtenir de l'aide en cas de problème. Pour finir, ce modèle est open source, son code est donc modifiable. Le premier inconvénient en revanche, est que le *firmware*, bien qu'accessible, est très peu documenté, ce qui rend extrêmement difficile toute modification. De plus le *firmware* nécessite cette fois de maîtriser un langage informatique supplémentaire, le C++, un langage légèrement différent du C. Il aurait été possible d'utiliser un autre *firmware*, le *firmware* Marlin, sur lequel se base d'ailleurs le firmware de Prusa. Marlin est très répandu et utilisé dans la communauté de l'impression 3D, ce qui fait qu'il bénéficie d'une excellente documentation. En revanche il est un peu moins adapté à l'imprimante, et ne comporte pas certaines avancées comme celle concernant *l'auto-leveling*, ce qui justifie le fait que Prusa ait développé son propre *firmware*.

Sans les contraintes d'achat, nous aurions opté pour d'autres modèles comme la creality ender 5 pro (voir Figure 3-27 (b)) qui permet d'aboutir à des impressions de très bonnes qualités et qui est moins chère que la MK3S (300 € à 400 € [217, p. 5] contre 800 € à 1000 € [218]). Cette imprimante dites en cube, présente l'avantage d'être plus stable de par sa structure mécanique. De plus il serait facile de fermer l'espace d'impression afin de conserver la chaleur et d'avoir une température plus élevée et plus stable, ce qui pourrait améliorer la qualité d'impression. Il aurait également été possible d'opter pour un modèle un peu moins encombrant comme la creality 3 (voir Figure 3-27 (c)) (dont le coût est compris entre 200 et 300 € [219]). Cette imprimante présente l'avantage d'avoir la carte mère et l'écran de contrôle séparés de la structure mécanique, ce qui permettrait de fermer l'espace d'impression, sans exposer ces composants électroniques à des températures élevées. Ces modèles présentent également l'avantage d'être plus adaptés aux modifications qui vont suivre.

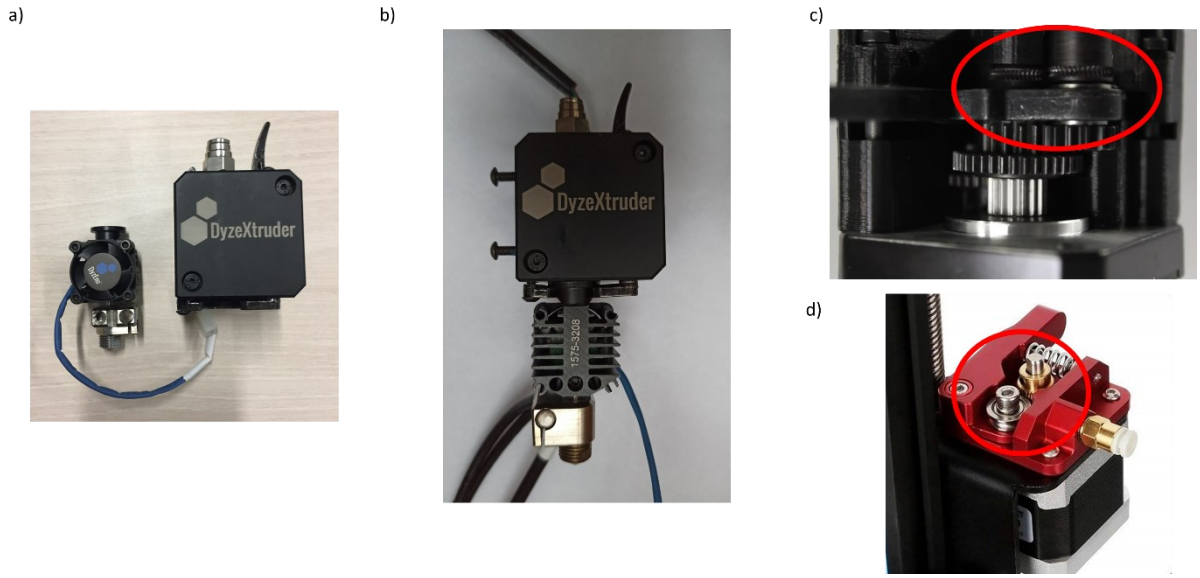


Figure 3-28 Le hot end et l'extruder de la marque DyzeDesign (a) À gauche le DyzEnd-X Hotend, à droite le DyzeXtruder GT (b) Photo de l'assemblage du hot end et de l'extruder DyzeDesign (c) Extruder à double engrenages dentés

Avant de commencer à modifier le firmware, il faut commencer par modifier la partie hardware. En effet la buse chauffante ainsi que son capteur de température sont prévus pour fonctionner à 250°C, et peuvent atteindre au maximum 300°C, mais cela signifierait que le matériel serait dans ses limites de fonctionnement et pourrait se détériorer rapidement, ou pourrait présenter des difficultés à maintenir cette température tout au long de l'impression. Pour remédier à cela, nous avons fait le choix de remplacer la buse chauffante par un autre modèle conçu pour atteindre de hautes températures, le *DyzEnd-X Hotend* (voir Figure 3-28 (a)), dont le thermocouple peut lire des températures allant jusqu'à plus de 500°C. Ce nouveau *Hot end* ne peut être fixé avec *l'extruder* de base de notre imprimante, il faut donc également se procurer *l'extruder* correspondant au *Hot end*, le *DyzeXtruder GT Extruder* (voir Figure 3-28 (b)). Cet *extruder* est décrit comme étant plus adapté que les autres pour l'impression des polymères souples comme le TPU, de par le fait que le système d'extrusion entraîne le filament grâce à deux engrenages tous deux motorisés et munis de dents (voir Figure 3-28 (c)), ce qui limite le phénomène de glissement du filament. En effet, la plupart des *extruders* d'imprimante 3D se composent d'un seul engrenage denté qui pince le filament contre une petite poulie (voir Figure 3-28 (d)), menant à de potentiels phénomènes de glissement. La conception des

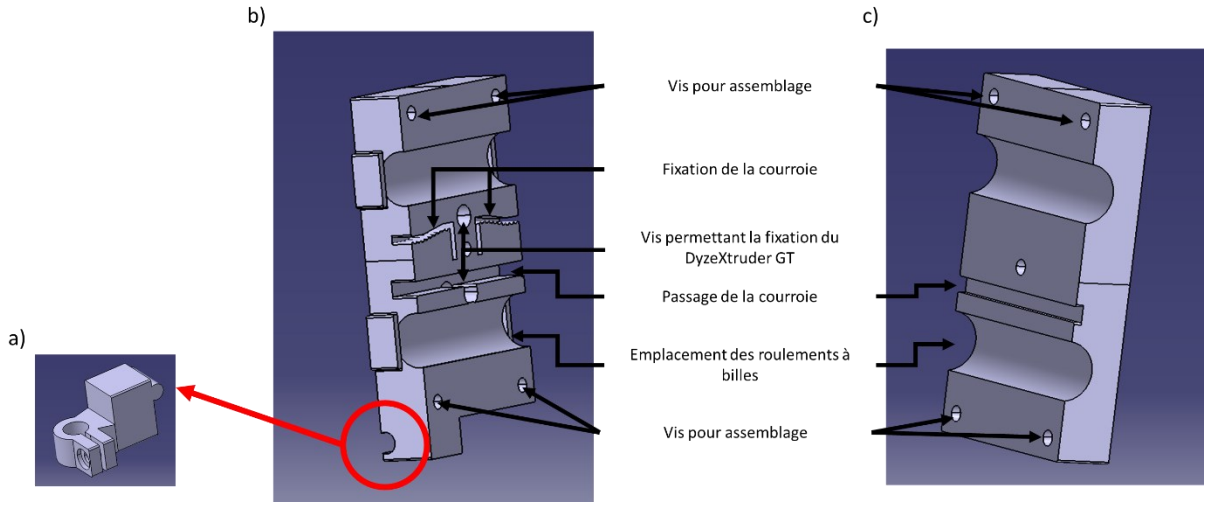


Figure 3-29 CAO du support du DyzeXtruder GT pour la Prusa i3MK3S (a) Support de la sonde PINDA venant se fixer sur le support (b) Partie avant du support où vient se fixer la courroie et le DyzeXtruder GT (c) Partie arrière du support

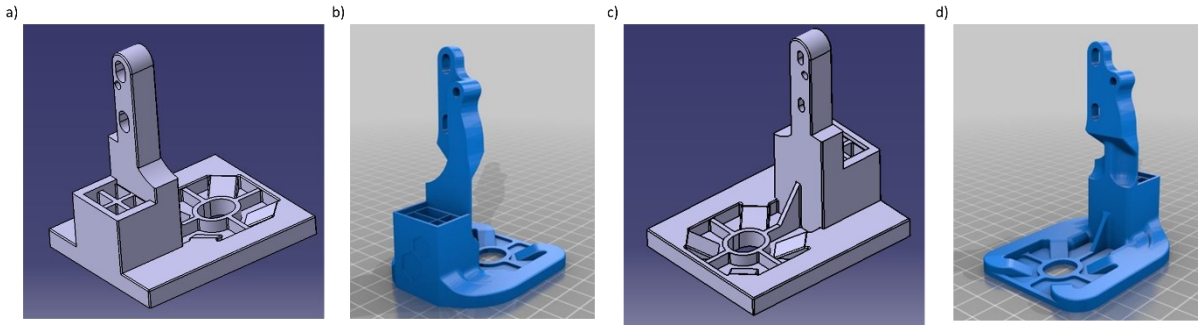


Figure 3-30 Vue comparative entre la nouvelle version du support de ventilateur et la version fournie par DyzeDesign (a) Vue arrière du nouveau support (b) Vue arrière du support DyseDesign (c) Vue avant du nouveau support (d) Vue avant du support DyzeDesign

dents des engrenages permet de mieux agripper le filament accentuant la réduction du phénomène de glissement.

Avant de s'intéresser à la partie électronique et programmation, il faut commencer par créer une pièce mécanique permettant de fixer l'*extruder* à l'imprimante 3D. L'entreprise DyzeDesign, ne propose aucune adaptation de ce genre pour notre modèle d'imprimante. Pour créer ce nouveau support d'*extruder*, nous nous sommes inspirés du support pour l'*extruder* de base de l'imprimante. Le support se constitue de trois parties, qui se fixent les unes aux autres. Les deux premières se fixent aux tiges de l'imprimante 3D grâce à cinq vis et quatre écrous (voir Figure 3-29 (b)-(c)). Sur la face avant, un espace permettra l'encastrement et le maintien de la courroie de l'imprimante 3D, qui entraînera l'ensemble (voir Figure 3-29 (b) et Figure 3-31 (a)). *L'extruder* sera fixé sur la face avant grâce aux deux vis prévues initialement par le fournisseur (voir Figure 3-29 (b)). La face arrière et la face avant vont s'assembler autour des roulements à billes de l'imprimante 3D (voir Figure 3-31 (a)-(b)) , ce qui permet un déplacement latéral de l'ensemble sur les rails de l'imprimante lorsque la courroie entraîne le tout. Enfin, une troisième partie, vient se fixer sur la partie la face avant (voir Figure 3-29 (a) et Figure 3-31 (b)). Cette troisième partie permet de venir fixer la sonde de nivellement P.I.N.D.A, qui va permettre à l'imprimante le nivellement automatique du plateau chauffant.

Une dernière modification doit être apportée, le support pour le ventilateur de la buse chauffante qui permet d'accélérer le refroidissement du polymère. Cette fonction est particulièrement utile lorsque l'on souhaite réaliser des impressions dites en pont sans support. *DyzeDesign* fournit le fichier d'un support adapté, à fabriquer par impression 3D (voir Figure 3-30 (b)-(d)), que nous avons imprimé directement (voir Figure 3-31 (c)-(d)). Ce support manifestait quelques défauts au niveau de la surface recouvrant les galeries d'air. Plusieurs solutions sont envisageables. En premier on peut revoir la conception du support, ce qui permet de simplifier la partie permettant la fixation du support à l'*extruder* afin qu'elle soit plus facile à imprimer (voir Figure 3-30 (a)-(c)). Puis de retravailler la conception des galeries d'air, au lieu d'une section carrée, une section en forme d'ogive permettrait de résoudre le problème rencontré. Ou l'on peut également imprimer le support du ventilateur en deux parties, en séparant la partie recouvrant les galeries d'air, qui sera à coller par la suite sur le reste du support. Avant de pouvoir imprimer notre nouveau support de ventilateur, le premier confinement lié à la crise sanitaire s'est manifesté. Ne pouvant accéder aux imprimantes 3D du laboratoire durant cette période, nous avons simplement bouché les défauts grâce à de la colle, le résultat étant fonctionnel, nous n'avons pas jugé utile d'imprimer une nouvelle pièce.

En ce qui concerne les autres modèles d'imprimante précédemment évoqués, les fichiers des pièces mécaniques sont directement disponibles et ne nécessitent aucune modification.

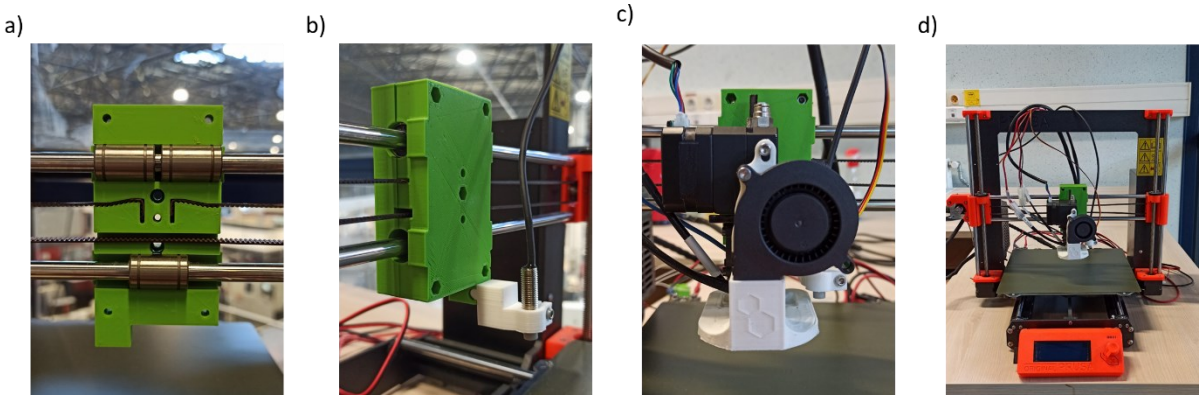


Figure 3-31 Photos de l'assemblage du kit DyzeDesign grâce aux supports créés sur la PrusaI3 MK3S (a) Photo de la face avant du support du DyzeXtruder GT, montrant l'insertion des trois roulements à bille et de la courroie dans le support (b) Photo de l'assemblage des trois parties du support du DyzeXtruder GT, en ABS de couleur verte pour le support de l'extruder et en ABS blanc pour le support de la sonde (c) Photo montrant le DyzeXtruder GT assemblé sur son support, ainsi que le support de ventilateur en ABS blancr et le ventilateur (d) Vue générale de l'imprimante 3D avec le nouvel équipement DyseDesign

Un autre ensemble aurait pu être utilisé à la place des dispositifs de la marque *DyzeDesign*. En effet le *hotend* dénommé *Mosquito* permet également d'atteindre des températures de 450°C, il doit en revanche être combiné avec l'*extruder Bondtech BMG-M*, dont les caractéristiques sont similaires à celles du *DyzeXtruder GT*. Cet ensemble a l'avantage d'être fourni avec le firmware adapté pour la prusai3 MK3S dont nous disposons, ainsi que toutes les pièces mécaniques permettant de fixer les différents éléments de l'imprimante et de l'ensemble *Extruder* + *Hotend* ensemble. Mais nous ne sommes pas parvenus à trouver un revendeur qui acceptait notre moyen de paiement, nous contraignant à choisir le modèle de chez *DyzeDesign*.

Une fois les parties mécaniques assemblées, il faut encore relier l'ensemble *hotend* et *extruder* à la carte mère ou *mother board*. En branchant directement le *hotend* à la carte mère, le courant électrique nécessaire traverserait directement la carte mère, qui n'est pas prévue pour alimenter une buse chauffante plus puissante. Ceci pourrait avoir comme effet de détériorer la *mother board* voire de conduire à un incendie. Pour remédier à cela, il est possible d'utiliser un Mosfet. Ce dispositif électronique est branché entre la buse chauffante et l'alimentation électrique, et sera seulement piloté par la carte mère (voir Figure 3-32). Cela permet de faire passer le courant électrique non plus par la carte mère mais par le Mosfet, qui lui est dimensionné pour recevoir la puissance électrique requise par la nouvelle buse chauffante. Le nouveau *hotbed* ou lit chauffant, permettant d'atteindre des températures plus élevées, à nouveau nous emploierons un Mosfet pour protéger la carte mère.

Les Mosfet n'étant pas prévus dans la conception de l'imprimante 3D, il a fallu également concevoir un support où les fixer afin d'éviter que durant le transport, ou durant les mouvements des différentes parties de l'imprimante lors d'une impression ceux-ci ne se retrouvent débranchés. Nous avons choisi de positionner les Mosfet au plus près de la carte mère afin de ne pas encombrer l'espace de travail de câble électrique.

Une fois l'assemblage des parties électroniques réalisées grâce à la documentation de la carte mère, il reste à modifier le *firmware* de l'imprimante. Pour cela, nous nous sommes basés sur la dernière mise à jour du moment, la version 3.8.1. Il faudra donc à chaque mise à jour du *firmware* effectuer manuellement les modifications, pour bénéficier des nouvelles avancées de l'entreprise Prusa. Le *firmware* Prusa est conçu pour fonctionner avec différents modèles de carte mère. Il faut donc en premier identifier notre modèle de carte mère, il s'agit de la Einsy RAMBo. Ce modèle dispose d'un fichier de configuration prédéfinit. Il suffit simplement de se rendre dans le dossier *variants* du

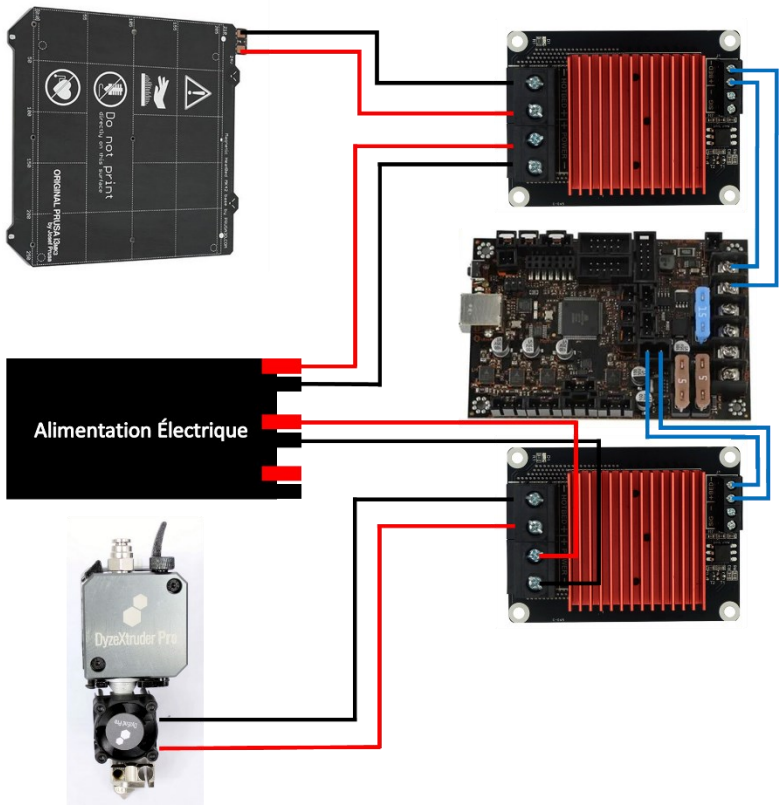


Figure 3-32 Schéma du câblage du Hotbed, du Hotend, de l'alimentation électrique et de la carte mère en intégrant l'ajout de deux Mosfet

firmware et de renommer le fichier *1_75MK3-EINSy10a-E3Dv6full.h* en *Configuration_prusa.h*, et de le déplacer dans le fichier principal dénommé *firmware*.

Ensuite en se rendant dans le fichier *thermistoretables.h*, il est possible d'accéder au fichier qui permet de convertir le signal électrique du capteur de température et d'obtenir la température du *hotend*. Le fichier comporte déjà plusieurs tables de conversion pour plusieurs capteurs. Il suffit d'ajouter la table de conversion du capteur de DyzeDesign. Pour établir cette nouvelle table de conversion (voir Figure 3-33), il suffit de faire appel à la *datasheet* du capteur ou d'adapter celle fournit dans le *firmware* Marlin.

```
#if (THERMISTORHEATER_0 == 66) || (THERMISTORHEATER_1 == 66) || (THERMISTORHEATER_2 == 66) || (THERMISTORBED == 66)
const short temptable_66[][2] PROGMEM = {

 {17.5*OVERSAMPLENR,850},
 {17.9*OVERSAMPLENR,500},
 {21.7*OVERSAMPLENR,480},
 {26.6*OVERSAMPLENR,460},
 {33.1*OVERSAMPLENR,440},
 {41.0*OVERSAMPLENR,420},
 {52.3*OVERSAMPLENR,400},
 {67.7*OVERSAMPLENR,380},
 {86.5*OVERSAMPLENR,360},
 {112.0*OVERSAMPLENR,340},
 {147.2*OVERSAMPLENR,320},
 {194.0*OVERSAMPLENR,300},
 {254.3*OVERSAMPLENR,280},
```

```
  {330.2*OVERSAMPLENR,260},
  {427.9*OVERSAMPLENR,240},
  {533.4*OVERSAMPLENR,220},
  {646.5*OVERSAMPLENR,200},
  {754.4*OVERSAMPLENR,180},
  {844.3*OVERSAMPLENR,160},
  {911.7*OVERSAMPLENR,140},
  {958.6*OVERSAMPLENR,120},
  {988.8*OVERSAMPLENR,100},
  {1006.6*OVERSAMPLENR,80},
  {1015.8*OVERSAMPLENR,60},
  {1021.3*OVERSAMPLENR,30},
  {1022*OVERSAMPLENR,25},
  {1023*OVERSAMPLENR,20}
};
#endif
```

Figure 3-33 Table de conversion permettant de

Une fois cette table créée, nous devons encore modifier dans le *firmware* l'endroit qui indique au programme qu'il faut utiliser cette table et non une autre. Comme on peut le voir, notre table de conversion est référencée par la valeur 66. Pour indiquer au *firmware* qu'il faut utiliser cette table, il suffit de définir les variables TEMP_SENSOR_0, TEMP_SENSOR_1, TEMP_SENSOR_2 à 66 dans le fichier Configuration.h.

Ensuite il faut encore définir la variable MIN_DEFECT_TEMPERATURE à 21. Il s'agit de la température minimale que le capteur de température doit renvoyer. Ce paramètre permet de s'assurer que le capteur de température n'a pas été débranché ou abîmé au cours du fonctionnement. Il se peut que ce paramètre soit à diminuer dans notre cas, à cause du flux d'air dans la sorbonne qui diminue la température ambiante, ce qui pourrait créer un problème au démarrage.

Pour procéder aux modifications, nous avons utilisé l'IDE Arduino, puisque ce dernier peut être configuré pour compiler et téléverser le *firmware* dans la carte mère de notre imprimante. De plus la procédure pour le faire n'est disponible que pour ce logiciel.

La température maximale doit également être configurée, afin d'éviter tout risque d'incendie. Cela se fait grâce aux variables MAX_DEFECT_TEMPERATURE et MAXTEMP, que l'on peut configurer à la valeur de 500, ce qui correspond à la valeur de température maximale que le capteur peut relever. Au-delà cela indiquerait un dysfonctionnement et pourrait endommager le système. Dans notre cas, pour limiter les risques d'émission de HF, il est judicieux d'abaisser cette valeur à 330°C.

Un dernier paramètre important à prendre en compte, est le paramètre MILLISECONDS_PREHEAT_TIME, ce paramètre permet d'entraîner la mise en sécurité de l'imprimante dans le cas où la température ne serait pas atteinte dans un temps raisonnable, et indiquerait un dysfonctionnement et pourrait causer un risque d'incendie. La valeur de référence indiquée par le fournisseur est de 30000 ms. Encore une fois les conditions présentent dans la sorbonne risquent d'augmenter le temps de chauffage de l'imprimante, et en cas de problème ce paramètre pourrait être amené à être modifié.

Toutes les modifications précédentes concernaient uniquement la buse chauffante. Il suffit de répéter l'opération mais pour les variables du plateau chauffant.

Lorsque toutes les modifications nécessaires ont été effectuées, il ne reste plus qu'à compiler le firmware et à le téléverser à l'aide de l'IDE Arduino, après avoir relié la carte mère à l'ordinateur grâce à un câble USB a-b, le tout en maintenant l'imprimante hors tension.

Une fois toutes ces modifications effectuées il reste encore à réaliser les calibrations de base de l'imprimante. Pour cela un autre logiciel va intervenir, le logiciel Pronterface, qui permet d'interagir avec l'imprimante et d'accéder à certains contrôles normalement impossibles autrement, par l'intermédiaire d'un langage informatique, le Gcode. Entre autres il est possible de prendre le contrôle de l'extruder de filament de façon totalement indépendante du reste de la machine. Grâce à cela il devient possible de calibrer l'extrudeuse. En effet il est important de s'assurer que l'extruder extrude la quantité de matière demandée correctement. La manipulation est relativement simple. Il suffit de prendre une certaine longueur de filament, généralement 100 mm sont suffisants. Ensuite on démonte le *hotend* de l'extrudeuse. Puis grâce à Pronterface on demande à l'extruder de tirer 100mm de filament, en utilisant le Gcode G1 F100 E180. On mesure la longueur réellement extrudée. Ensuite on récupère grâce à Pronterface la valeur par défaut de la variable E, qui désigne le E step. Puis on ajuste cette valeur en réalisant le calcul suivant :

$$\text{E_Step} = \left(\frac{\text{Valeur demandée}}{\text{Valeur extrudée}}\right) \times \text{E_step_default}$$

Il est possible à partir de cette étape de compenser le diamètre de notre filament. En effet étant donné que notre filament est plus fin, d'environ 31,4 %, on peut artificiellement considérer que l'extrudeuse extrude moins de filament que demandé. Ainsi après avoir mesuré notre longueur de filament extrudée, nous pouvons inclure ce facteur de 31,4 % dans notre calcul :

$$\text{E_Step} = \left(\frac{\text{Valeur demandée}}{\text{Valeur extrudée} \times 0{,}686}\right) \times \text{E_step_default}$$

Il s'agit là d'une première façon de faire. Il est également possible de corriger ce paramètre d'une autre manière qui sera développée par la suite.

Pour asservir la température, l'imprimante 3D intègre un régulateur PID (Produit, Intégral, Dérivé). Il s'agit d'un algorithme qui grâce à une équation contenant un produit, une intégrale et une dérivée, analyse le signal d'entrée (ici la température du plateau ou de la buse chauffante) et le compare à la consigne (la température voulue). Suite à cette analyse l'algorithme délivre le signal de commande à la résistance chauffante. Grâce à Pronterface il est également possible d'améliorer le régulateur PID du plateau chauffant et de la buse chauffante, afin d'améliorer la stabilité de la

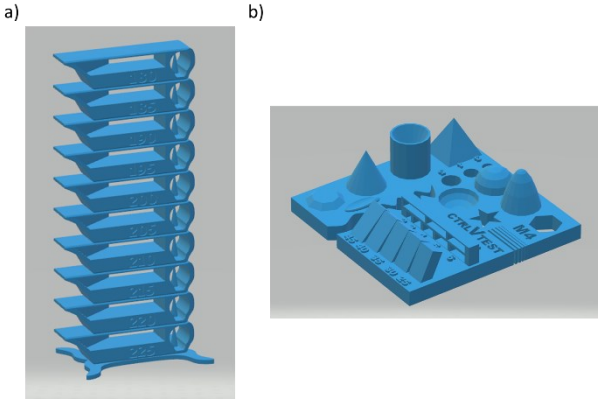


Figure 3-34 Pièce de calibration pour imprimante 3D (a) Tour de température, chaque étage est imprimé à une température différente de la précédente (b) Bloque de forme, son impression permet de régler la plupart des paramètres d'impression, comme la vitesse, l'accélération… voire de détecter d'éventuels défauts de l'imprimante [220]

température durant les impressions. Pour cela Pronterface propose une fonction *PID tuning* ce qui automatise cette étape. Si ces paramètres sont mal réglés, des phénomènes d'oscillations, d'instabilité, peuvent apparaître. Il est également possible d'aboutir à des dépassements de la température consigne, ou encore à des temps de chauffe trop long, ce qui pourrait déclencher les éléments de sécurité de l'imprimante, voire entraîner des problèmes au cours de l'impression à cause d'une température trop basse.

Une fois tous ces paramètres configurés, il reste encore à déterminer ceux de l'impression grâce au *slicer*. Un *slicer* est un logiciel qui intervient après la conception d'une pièce grâce à un logiciel de CAO. Grâce au logiciel CAO, il est possible de déterminer la forme de notre objet. Le fichier est ensuite convertit dans un format standard, le *.stl*. De là il faut convertir ce fichier en un format utilisable par l'imprimante 3D, le format *.slc*. C'est là qu'intervient le *slicer*, il va permettre d'ajouter au fichier CAO les données nécessaires à l'impression comme les températures, la vitesse d'impression, la puissance du ventilateur, les accélérations maximales etc... Dans ces réglages, le paramètre *flow* offre une seconde manière de compenser le diamètre du filament de Nafion R1100 précédemment créé. Via ce paramètre il est possible demander à l'imprimante d'augmenter la quantité de filament que l'extrudeuse doit envoyer dans la buse chauffante. Ce paramètre s'exprime en pourcentage du flux de base calculé par le *slicer*. Ce paramètre est par défaut réglé à 100 %, dans notre cas, nous pourrions augmenter la valeur à 131,4 %. Il faut également prendre en compte que le filament étant élastique, lorsqu'il va être tracté par l'extrudeuse vers la buse chauffante, il risque de s'étirer, ce qui diminuera à nouveau le diamètre du filament. Par expérience, en se basant sur les impressions 3D à base de TPU, il faut généralement rajouter entre 5 et 10% de flux. Ce qui nous porterait à une valeur de 136,4 à 141,4 %.

Pour déterminer l'ensemble des paramètres proposés dans le slicer, il est nécessaire d'imprimer diverses pièces de calibration (voir Figure 3-34) [220], qui en fonction de leurs aspects, permettent d'ajuster l'ensemble des paramètres. Théoriquement, les pièces ainsi fabriquées peuvent par la suite broyées et retransformées en filament du fait de la stabilité du Nafion R1100, ce qui permettrait d'économiser de la matière. Cet aspect serait intéressant à vérifier, en comparant deux objets de même forme, avec l'un étant issue d'un polymère refondu et l'autre non.

Une fois l'imprimante prête à l'emploi il ne reste plus qu'à déterminer la forme souhaitée pour les actionneurs. Pour cela nous avons eu recours à un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO). Plusieurs logiciels existent, nous avons choisi d'utiliser le logiciel CATIA V6.

Pour comparer nos résultats et la performance de notre procédé de fabrication à ceux issus de la littérature, il est nécessaire de réaliser un objet similaire à ceux existants. Cela nous permettrait de comparer la qualité de notre impression, ainsi que les caractéristiques des actionneurs obtenus. De cette manière nous pourrions dépister d'éventuelles erreurs. En se basant sur les travaux présentés dans [214], la première impression à réaliser serait une membrane de dimension 30,5 mm x 11,5 mm x 1,0 mm. Imprimer un objet de faible épaisseur comparée à sa surface, permet de réaliser une première impression exempte de problème de décollement ou *warping*. Ce décollement de la pièce en cours d'impression est dû au fait que le polymère refroidit et se rétracte, générant d'importante contrainte sur la pièce qui va se désolidariser du plateau chauffant. Si ce problème apparaît, il peut être compensé en augmentant la température du plateau chauffant ou en plaçant l'imprimante 3D dans un caisson chauffé dont la température serait contrôlée.

3.3.1.2.2 La conception des actionneurs et du dispositif robotisé

Concernant la forme des actionneurs une première idée est de concevoir un cylindre en silicone, dans lequel nous incorporerons plusieurs actionneurs. L'ensemble sera poussé depuis l'extérieur grâce

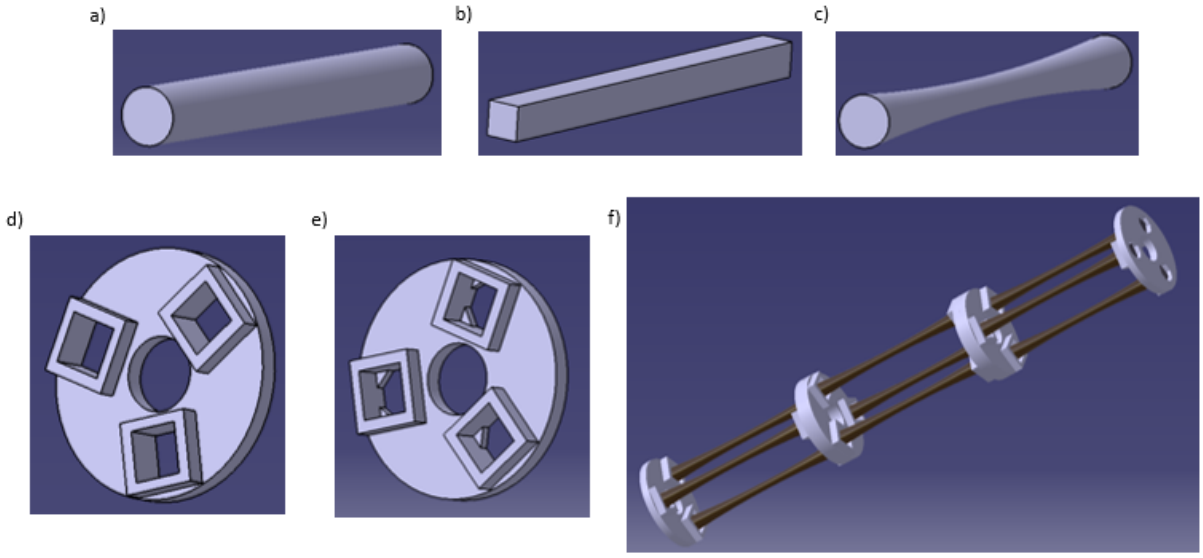


Figure 3-35 CAO du dispositif robotisé (a) actionneur de forme cylindrique (b) actionneur en forme de parallélépipède rectangle (c) actionneur cylindrique affiné au centre afin d'augmenter la capacité de courbure et des fixations sur les côtés (d) anneau de fixation des actionneurs intermédiaire (e) anneau de fixation pour les extrémités (f) proposition d'un assemblage des actionneurs à IPMC à trois sections composées chacune de trois actionneurs reliés

à un vérin. Les actionneurs seront incorporés dans la paroi du cylindre. Ils auront pour rôle de modifier la courbure du cylindre au fur et à mesure de sa progression afin qu'il reste superposé à la trajectoire. Théoriquement un seul actionneur situé dans la partie terminale, permettrait d'orienter l'extrémité distale du dispositif, et donc de suivre la trajectoire définie. Mais cela impliquerait la génération de contrainte sur le tissu cérébral durant la progression du robot, au niveau des zones du cylindre dépourvues d'actionneur. Pour réduire cela, il est nécessaire de disposer des actionneurs tout au long du dispositif. Plus le robot sera constitué de section d'actionneur, plus il pourra suivre des trajectoires de façon précise. Or pour chaque actionneur il est nécessaire de fixer quatre fils électriques. Sachant que la trajectoire considérée comme représentative du chapitre2 n'inclut que quatre coudes, il faut au moins disposer quatre actionneurs le long du cylindre pour pouvoir suivre la trajectoire.

En ce qui concerne le nombre d'actionneurs par section du cylindre, ce chiffre dépendra des propriétés mécaniques des actionneurs fabriqués, et notamment de leur capacité à contrer la force de réaction du tissu cérébral pour permettre le changement de direction du robot. Nous avons fait le choix arbitraire d'incorporer trois actionneurs par section tout en sachant que ce nombre sera à adapter par la suite (voir Figure 3-35 (f)).

Les actionneurs ont été répartis de façon équidistante les uns des autres au sein d'une même section avec la même orientation afin de simplifier la commande et l'assemblage électronique.

Afin d'éviter que le tube absorbe le mouvement des actionneurs en se déformant, nous avons fait le choix de relier les extrémités des actionneurs les uns aux autres grâce à des anneaux (voir Figure 3-35 (d) – (e)), qui seront fabriqués par impression 3D en PLA pour notre prototype. Afin de faciliter le passage des fils électriques, chaque section se retrouve en décalée avec la précédente.

Dans cette conception nous n'avons pas encore créé les trois canaux distincts permettant le passage des instruments évoqués au chapitre 1. Seul un canal global dont les dimensions permettent d'y intégrer les trois canaux (voir Figure 3-35 (d)-(e)). Ceci fera l'objet de la version suivante.

Pour la forme des actionneurs, dans un premier temps il serait judicieux de commencer par créer une forme simple, autrement dit des cylindres (voir Figure 3-35 (a)) ou des parallélépipèdes rectangles (voir Figure 3-35 (b)). D'une part car cette forme est relativement facile à réaliser par impression 3D.

D’autre part cela facilitera la mise en forme des électrodes, que l’on abordera dans la suite de ce chapitre. Par la suite, afin d’optimiser leur performance, qu’il s’agisse de la force qu’ils peuvent générer et de leur capacité de déplacement, il pourrait être intéressant de modifier la forme des actionneurs. En effet en augmentant les performances des actionneurs, il serait possible de réduire leur nombre ou d’augmenter les capacités globales du robot. Il est envisageable, dans une première évolution, d’affiner le diamètre de l’actionneur au niveau de son centre (voir Figure 3-35 (c)) en maintenant les bases aux dimensions d’origine, ce qui permettrait d’augmenter la capacité de l’actionneur à se courber, dans le cas où cela serait nécessaire. Nous avons vu précédemment que la capacité des IPMCs à se mouvoir était liée aux mouvements des ions contenus dans le polymère. On peut donc en déduire que plus il y aura d’ions, plus l’objet à base d’IPMC aura d’amplitude de mouvement et de force. Si au lieu de fabriquer trois actionneurs maintenus par deux anneaux à leurs extrémités, on fabriquait cette partie en une seule pièce, intégralement en NafionR1100, cela augmenterait le volume du polymère sans augmenter l’encombrement du canal de travail. Il serait même envisageable de délimiter les trois canaux de travail avec du Nafion.

Le dispositif présenté devra par la suite être entouré par une enveloppe afin de faciliter son nettoyage et de garantir la biocompatibilité de l’ensemble.

Plusieurs problèmes logistiques se sont posés nous empêchant de débuter les tests d’impressions des différentes pièces mentionnées précédemment. Pour continuer à avancer dans la conception de notre procédé de fabrication nous avons fait le choix de poursuivre en utilisant directement le filament que nous avons produit.

3.3.1.2.3 L’activation du polymère

Avant de passer à la fabrication des électrodes nous devons activer notre polymère. En effet ce qui explique que le NafionR1100 peut être fondu à de haute température contrairement au Nafion117 par exemple, est dû au fait qu’il soit sous une forme chimique dite inactivée. Ce procédé consiste principalement à réaliser une hydrolyse du polymère et la création de cluster ioniques (voir Figure 3-36).

Le procédé n'est que globalement indiqué par le fabricant. Or les détails expliquant le calcul des temps de réaction ne sont pas indiqués, en particulier pour la partie hydrolyse. Il est seulement précisé que la réaction doit durer au moins 30 min. De même, aucun moyen ne permettant de savoir que la réaction est terminée et qu’elle s’est correctement déroulée n’est fourni. Nos tentatives de contact sont restées sans réponse. La plupart des procédés de fabrication n’expliquent pas comment sont calculées les différentes concentrations de produits chimiques ou la durée des différentes étapes, ou les fournissent sans expliquer comment les déterminer. En recherchant dans la littérature scientifique de façon plus générale, nous sommes parvenus à trouver un article qui porte sur l’analyse de la vitesse d’hydrolyse du NafionR1100. Cette réaction se produit de la surface du polymère vers l'intérieur, à une vitesse de 1,3 µm/min [214], [221]. En interprétant la littérature scientifique, il semble que la

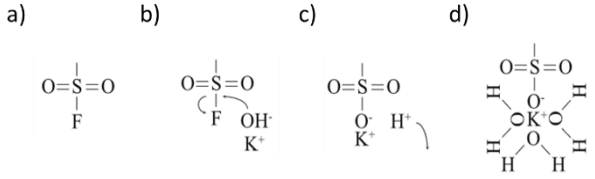


Figure 3-36 Procédé d'activation du Nafion R1100 [214] (a) Les groupements chimiques terminaux des chaînes latérales du Nafion R1100 sous sa forme inactive (flurorure de sulfonyle) (b) Les atomes de fluore des groupements terminaux sont échangés avec des ions hydroxyles par affinité électronique (c) Les ions hydrogènes du groupements hydroxyles est échangé avec un ion potassium par nucléophilie (d) Une sphère d’hydratation se forme autour de l’ion potassium

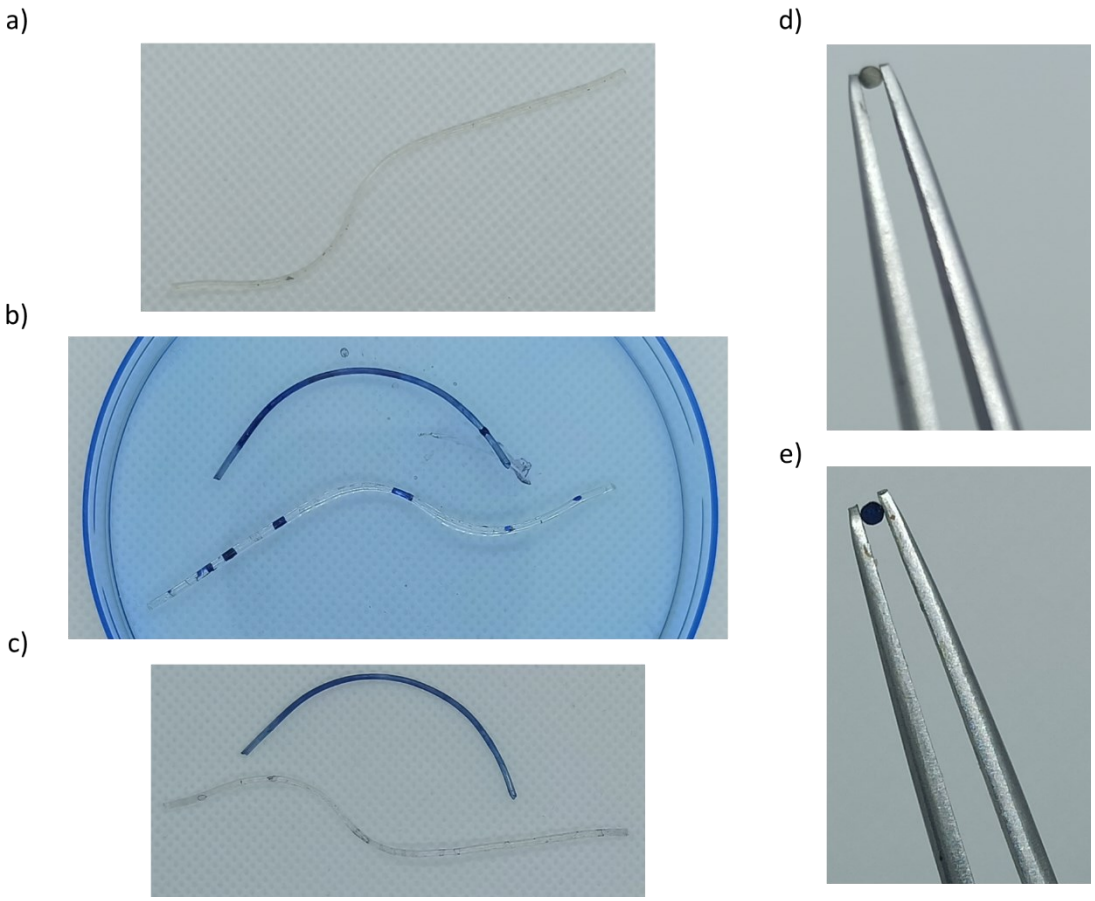


Figure 3-37 Coloration au bleu de méthylène afin de vérifier l'activation du polymère (a) Polymère translucide, légèrement opaque avant coloration (b) Coloration d'un filament de Nafion R1100 activé (filament en position haute) et d'un filament non activé (filament en position basse) (c) Pphoto des filaments post-coloration, après nettoyage du colorant excédentaire (d) Coupe transversale du polymère activé avant coloration (d) Coupe du polymère post-coloration

concentration des solutions permettant l'hydrolyse, autrement dit l'activation du polymère, est fixe, quelle que soit la quantité de Nafion R1100 à activer. L'important est que le volume de solution soit suffisant pour que le polymère se retrouve intégralement immergé. Ainsi pour un échantillon de filament, peu importe sa longueur pour la durée de l'hydrolyse, seul le rayon entre en compte. Pour un diamètre de 1,2 mm, soit un rayon de 0,61 mm, la durée de réaction doit être de 7h50min. Ensuite il faut encore le même temps de réaction pour la formation du cluster ionique. À la suite de cette étape le polymère est lavé, grâce à trois bains successifs dans de l'eau dé-ionisée. Cela permet d'éviter que des produits chimiques restent sur le polymère et engendrent des réactions indésirables par la suite. Lorsqu'il est possible de laisser l'expérience continuer durant la nuit, cette étape ne prend qu'une seule journée de travail.

Il est possible de vérifier si le polymère est bien activé ou non en utilisant du bleu de méthylène [214], [221]. Si le polymère se colore en bleu, cela signifie que le polymère est activé (voir Figure 3-37 (a)-(b)-(c)). Pour vérifier que la réaction a bien eu lieu jusqu'au centre du polymère, il est nécessaire de réaliser une coupe transversale (voir Figure 3-37 (d)-(e)) et d'y appliquer le colorant. Les parties non colorées peuvent être considérées comme non activées, ce qui indique qu'il faut poursuivre la réaction. Il faut donc prévoir durant la phase d'activation, un échantillon témoin.

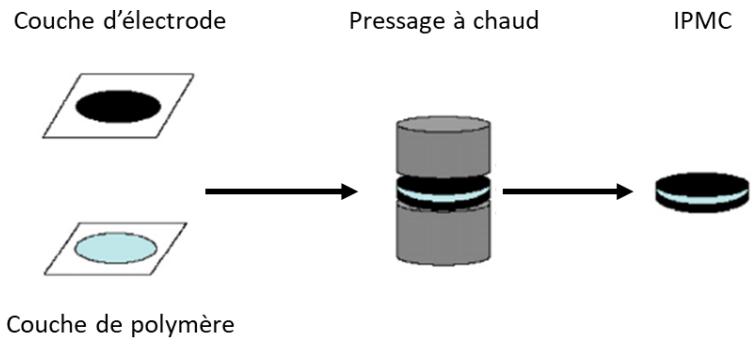


Figure 3-38 Schéma de la fabrication d'électrode par pressage à chaud [223]

3.3.2 La fabrication des électrodes

Une fois le polymère mise en forme et activé, il reste encore à le recouvrir grâce à un métal noble afin de créer les électrodes. D'après la littérature les métaux comme le cuivre, l'argent, l'or ou encore le platine conviennent. Il est même possible de réaliser des électrodes à partir de nanotubes de carbone. Le platine faisant partie des matériaux qui offrent les meilleures propriétés mécaniques aux IPMCs, (avec le palladium) [222], nous l'avons placé en premier choix. Mais avant de valider définitivement ce choix nous devons également nous intéresser aux méthodes de fabrications

Les méthodes de fabrications sont généralement séparées en deux catégories, les méthodes dites mécaniques, et les méthodes dites chimiques [190].

3.3.2.1 Les méthodes mécaniques

Le *hot pressing* ou pressage à chaud (voir Figure 3-38) [223], est une méthode permettant de fabriquer des électrodes à base de matériaux divers comme les nanotubes de carbone [223], [224], le graphène [198], [222], ou encore l'argent sous forme de pâte [225], [226]. Cette méthode se prête bien aux surfaces planes, ce qui pourrait poser problème dans notre cas, étant donné qu'il est possible que nos actionneurs aient des formes plus complexes. Cette méthode permet de recouvrir deux surfaces opposées à la fois, et de donner la forme désirée à l'électrode directement, il n'est donc pas nécessaire, en théorie, de devoir faire appel à une étape supplémentaire pour mettre en forme les électrodes. Il faut ajouter à cela que l'adhésion de l'électrode au polymère est purement mécanique, il n'y a pas d'adhésion chimique entre les deux, ce qui pourrait entraîner un décollement des électrodes au fur et à mesure des utilisations. Pour mettre en place cette technique, il est nécessaire de se procurer une presse, permettant de travailler avec des matériaux de petite dimension. Pour finir, cette méthode a été utilisée pour des polymères autres que le NafionR1100, et nous ne pouvons donc pas être sûrs que cette méthode convienne.

Physical vapor deposition (PVD) ou dépôt physique en phase vapeur regroupe les méthodes de dépôts sous vide de couches minces. Une de ces méthodes majoritairement utilisée est le *sputter coating* ou pulvérisation cathodique, qui consiste à placer le polymère dans une enceinte ou l'atmosphère est dites raréfiée. Puis en appliquant une différence de potentiel entre la cathode, généralement en or, et les parois de l'enceinte, un plasma se forme, et va permettre la pulvérisation des atomes de la cathode, qui vont ensuite venir se condenser sur le polymère et former un film. Cette technique permet de déposer une couche primaire de métal sur le polymère, permettant par la suite d'avoir recours à un deuxième procédé pour recouvrir de façon uniforme le polymère comme l'électrodéposition ou *electrodeposition,* voire par une *surface plating method* ou méthode de plaquage surfacique, que l'on peut encore traduire par galvanisation. Cette méthode ne permet donc

pas directement d'obtenir une électrode mais permet d'éviter certaines étapes chimiques qui seront détaillées par la suite. Pour pouvoir mettre en œuvre cette méthode il est nécessaire de disposer d'un magnétron. Ayant à disposition ce dispositif nous avons pu réaliser un test, comme suit :

- 3 échantillons de Nafion ont été découpés dans la partie du filament qui présentait un défaut de diamètre. Chaque filament mesurait respectivement 9 cm, 12 cm et 16 cm de long.
- Ils ont ensuite été poncés avec du papier abrasif P1200 en SiC
- Puis nettoyés dans un bain à ultrason
- En enfin ils ont été placés dans un magnétron, le *Denton vacuum Desk v*

D'après l'expérience du technicien, si l'opération avait réussi, le polymère aurait dû prendre une couleur jaune doré, ce qui n'est pas le cas ici. Cela peut s'expliquer par le fait que le magnétron utilisé est destiné à la préparation d'échantillon pour réaliser des imageries par microscopie électronique à balayage (MEB). Il ne propose donc pas d'option comme la possibilité de faire varier la tension électrique ou la température. Nous n'avons donc pas retenu ce procédé de fabrication.

Le *Direct assembly Process (DAP)*, ou procédé par assemblage direct, consiste à étaler une solution d'ion métallique sur le polymère, puis de passer le tout dans une presse à chaud. Cette méthode aboutit à des actionneurs dont les performances sont fortement réduites [209], [227].

De façon générale les méthodes de fabrications dites mécaniques entraînent la production d'IPMC avec des performances réduites. De plus les électrodes fabriquées de cette manière peuvent présenter des problèmes de décollement, augmentant le besoin de maintenance.

3.3.2.2 Les méthodes chimiques

Pour les procédés chimiques, il existe deux méthodes principales, la méthode connue sous les termes de *reductant permeation (RP)* [190] et celle nommée *impregnation-reduction (IR)* [190]. Il s'agit de méthodes dites *electroless.* En effet habituellement, pour recouvrir un matériau d'un métal, on utilise l'électrodéposition qui se base sur le principe de l'électrolyse. Cette technique consiste à plonger le matériau dans une solution contenant des ions métalliques, et en grâce à l'application d'un courant électrique, les ions métalliques sont réduits, créant une couche de métal à la surface du matériau. Or notre polymère n'étant pas conducteur il faut s'intéresser aux méthodes n'utilisant pas de courant électrique. En revanche cette technique pourra être utilisée ultérieurement pour la maintenance des électrodes, qui peuvent se détériorer au fil des utilisations.

Le procédé de *reductant permeation* consiste à faire diffuser un agent réducteur cationique à travers le polymère, d'un côté, qui va réagir de l'autre où se trouve un sel anionique d'un métal noble.

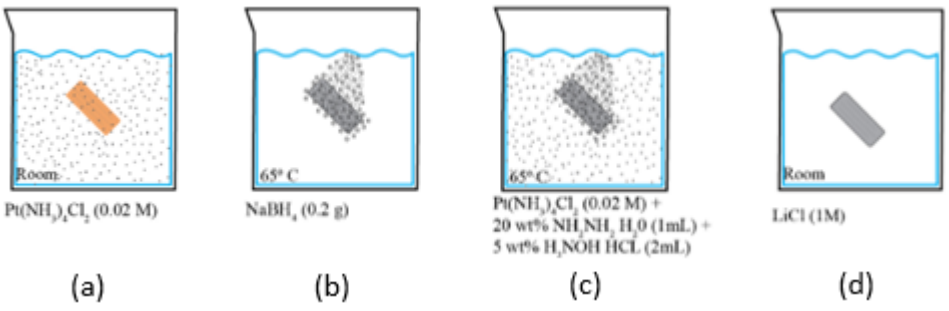


Figure 3-39 Procédé de fabrication des électrodes par electroless plating method [214] (a) & (b) Primary plating process ((a) ions Pt+ pénètrent dans le polymère + (b) première réduction NaBH4) (c) Secondary plating process (deuxième réduction mais avec de l'hydrazine Nh2-NH2) (d) Ion exchange (remplace les ions K+ par des ions Li+)

L'*impregnation-reduction*, consiste à faire pénétrer les cations du métal choisi pour constituer l'électrode dans le polymère. Puis grâce à un agent réducteur, les ions métalliques vont précipiter à la surface du polymère et former l'électrode (voir Figure 3-39).

Les méthodes chimiques sont décrites comme étant les plus compliquées et les plus onéreuses à mettre en place. En revanche elles aboutissent à la création d'IPMC plus fiable et qui peuvent tenir jusqu'à 10^6 cycles, mais également plus performant sur les amplitudes de mouvement [190]. De plus la liaison entre l'électrode et le polymère est de meilleure qualité, et ne présente aucun risque de décollement contrairement aux méthodes mécaniques. En outre, les méthodes mécaniques sont adaptées à la création d'électrodes sur des surfaces planes, ce qui nous empêcherait de réaliser des IPMCs de formes plus complexes. Enfin les méthodes mécaniques requièrent des équipements spécifiques dont nous ne disposons pas. Pour ces raisons nous nous sommes orientés sur un procédé chimique.

En ce qui concerne le choix du matériau composant l'électrode, la méthode chimique ne permet pas de créer des électrodes en nanotube de carbone ou en graphène. Le choix est ainsi restreint aux métaux. Certains articles se sont intéressés à l'emploi d'électrodes faites de plusieurs matériaux, en incorporant de l'argent, ou de l'or, voir des métaux comme le nickel et le zinc. Cela permet de réduire le coût de fabrication des actionneurs tout en limitant la diminution des caractéristiques mécaniques des actionneurs créés. Cela a également pour effet d'augmenter la complexité du procédé et d'induire l'achat d'un composé supplémentaire qui peut s'avérer coûteux sur le court terme. Nous avons donc fait le choix de fabriquer des IPMC à partir d'un seul et même métal. Le platine fait partie des matériaux compatibles avec le procédé de fabrication, ce qui nous permet de rester sur notre choix initial. De plus dans l'article [214] traitant de l'impression 3D d'IPMC, le platine a également été retenu comme choix, ce qui nous permettra de faciliter la comparaison des actionneurs obtenus avec ceux de la littérature.

Pour le choix du procédé nous avons décidé d'utiliser la méthode d'IR, étant donné qu'elle semble être la plus répandue dans la littérature scientifique, et donc susceptible d'être la mieux documentée, notamment en ce qui concerne la fabrication d'électrode à partir de platine [189], [190], [209], [222]. En effet un problème se pose au niveau de la littérature scientifique, aucun des articles consultés traitant de la fabrication des IPMC ne fournit un protocole complet. C'est-à-dire avec les quantités de matière, les concentrations, les volumes et la durée de chaque étape. Ce qui nous a demandé un travail de bibliographie conséquent afin de recroiser les différentes étapes et aboutir au protocole et au calendrier visible dans l'Annexe 1 [202], [209], [214], [222], [228]–[232].

Après avoir activé le polymère (voir Figure 3-40), la première étape consiste à préparer la surface du polymère, en le ponçant grâce à une feuille abrasive. Le polymère est ensuite nettoyé grâce à des bains successifs dans de l'eau dé-ionisée (DI) à 65°C, puis dans du peroxyde d'hydrogène à 3wt%, ce

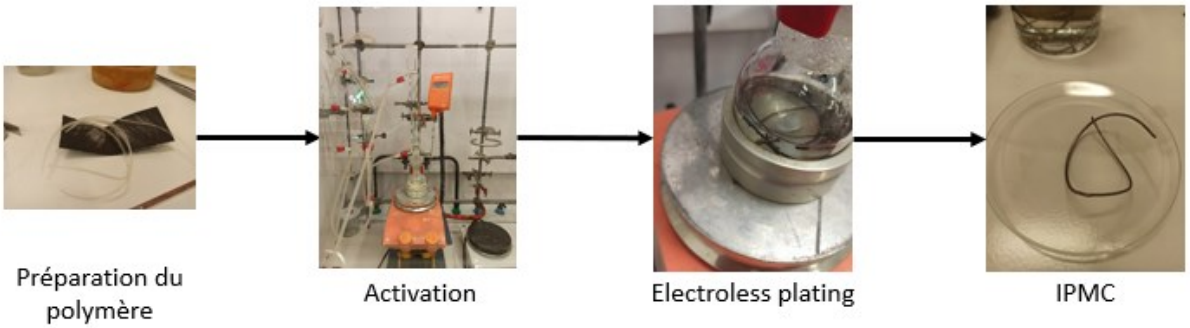


Figure 3-40 Photos des différentes étapes de la partie chimique de la fabrication des IPMCs

qui permet de nettoyer le polymère des impuretés organique et inorganique [231]. Puis un bain dans de l'acide sulfurique à 15wt% est réalisé, ce qui permet de remplacer les ions K+ par des ions H+, ce qui facilitera par la suite les échanges d'ions qui vont suivre. En ce qui concerne la valeur du pourcentage massique, la littérature indique différentes valeurs, allant de 5wt% [202] à 15wt%[214] sans réelle explication, étant donné que l'acide sulfurique ne semble pas pouvoir dégrader notre polymère nous avons fait le choix de prendre la valeur maximale indiquée. De plus cette valeur correspond à celle indiquée par le fabriquant [232]. Deux bains dans de l'eau DI sont ensuite réalisés afin de débarrasser le polymère des composés chimiques précédant et éviter toutes réactions indésirables dans la suite du procédé.

La deuxième étape, ou *primary plating process*, consiste à faire tremper le polymère dans une solution contenant les ions métalliques, ici les ions platine. Les concentrations issues de la littérature sont comprises entre 0,01 à 0,02 M (mol/l). Cette étape a pour but de remplacer les ions H+ par les ions métalliques, à la surface du polymère. Nous avons fait le choix de prendre la concentration maximale afin de s'assurer qu'il y avait suffisamment d'ions Pt en solution pour remplacer les ions H+. La concentration des ions Pt+ pouvant également avoir une influence sur la vitesse de réaction, nous nous sommes basés sur le temps de réaction employé dans l'article ayant eu recours à une concentration de 0,02 M et avons laissé le polymère durant 4h dans la solution.

Bien après la réalisation de nos expériences, nous avons trouvé un document issu du site web de la Nasa [232] recommandant d'utiliser au minimum 30 mg de Pt par cm^2 de polymère dans une solution de 2 mg/ml de Pt. Nos quatre polymères ayant une surface totale de 18,38 cm^2, il aurait fallu utiliser 551 mg de Pt au minimum. Dans notre cas nous n'avons utilisé que 387 mg, ce qui a été suffisant. Cette valeur n'est donc à prendre qu'à titre indicatif. Il serait intéressant, pour des raisons économiques de déterminer la quantité minimale de platine nécessaire, avec précision.

Cette étape est la première à devoir être adaptée si l'on souhaite créer des IPMC à partir de plusieurs métaux, ou du moins dans un métal différent.

Puis un agent réducteur, le tetrahydruroborate de sodium, de formule $NaBH_4$, est ajouté régulièrement dans la solution précédente, entraînant la précipitation du métal à la surface du polymère. Il faut compter 9 moles de $NaBH_4$ pour réduire 4 moles de $[Pt(NH_3)_6]^{4+}$. Ayant utilisé une solution contenant $1{,}0.10^{-3}$ mol de Pt, nous pouvons en déduire qu'il faut $2{,}25.10^{-3}$ mol de $NaBH_4$ pour réduire la totalité du Pt présent en solution, soit $8{,}51.10^{-3}$ g. On constate cependant que les auteurs de l'article ont fait le choix d'utiliser 0,2 g de $NaBH_4$ en 6 fois, soit environ 23 fois plus au total [214]. Nous en avons déduit qu'il s'agissait d'une marge de sécurité pour être sûr que tout le platine réagisse. Durant la manipulation, dès que la première quantité de $NaBH_4$ ajouté à la solution, un dégagement gazeux s'est produit signe que la réaction chimique a bien lieu. Après 18min, le polymère était entièrement recouvert d'une couche gris sombre, attestant de la réussite de la réaction chimique (voir Figure 3-40). Nous avons tout de même poursuivi l'ajout de $NaBH_4$, le dégagement gazeux n'a été que faiblement constaté à l'avant-dernier ajout, et pas du tout au dernier ajout.

L'étape suivant, *secondary plating process*, est l'étape qui permet de former une électrode relativement homogène. La première couche de platine créé à l'étape précédente présente généralement une résistance électrique élevée. Le polymère est à nouveau plongé dans une solution de sel de platine, et cette fois-ci l'agent réducteur utilisé est l'hydrazine, de formule NH_2-NH_2. Ce composé étant classé CMR, il doit être manipulé dans les locaux prévus à cet effet. Cette étape doit être répétée jusqu'à obtenir une résistance inférieure à 5 ohm/cm [214].

Une fois ce résultat atteint, il est possible de remplacer les ions H^+ par un autre cation en laissant simplement le polymère dans une solution contenant ce cation. Les ions Li^+ permettent d'accroître les

performances des IPMC en tant qu'actionneur [214], [222]. Nous avons donc procédé à une dernière étape, le *Ion exchange process*, en plongeant nos échantillons dans une solution de LiCl durant 24h (voir Figure 3-40).

Nous avons fait le choix de fabriquer des IPMCs n'incorporant qu'un seul type de métal, afin de simplifier le procédé de fabrication, et de rester le plus proche possible de la publication de référence [214]. Il s'agit donc là d'une piste d'amélioration possible, dans le but d'optimiser le protocole établi, en prenant en compte les performances obtenues, le coût de production et les contraintes de notre application.

3.3.2.3 Mise en forme des électrodes

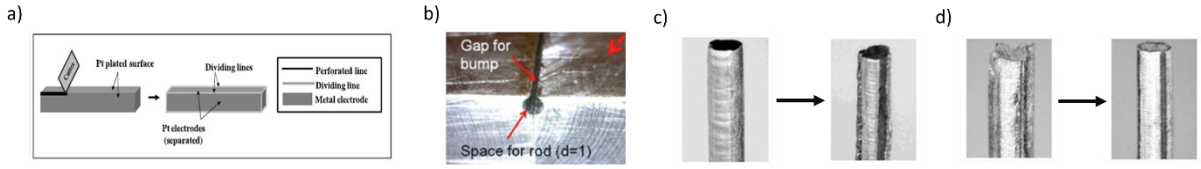


Figure 3-41 Mise en forme des électrodes par découpe au cutter (a) Schéma de la méthode (b) Exemple de guide pour un actionneur de forme cylindrique, permettant d'améliorer le tracer de l'électrode (c) Photo avant et après mise en forme des électrodes au cutter, montrant l'état de surface de l'actionneur (d) Résultat d'une mise en forme des électrodes au cutter, sur un actionneur comportant des rebords destinés à être retirés

Une fois que le polymère est complètement recouvert de métal, il faut encore délimiter les électrodes. Cette étape nécessite de retirer une partie du métal afin de créer des zones isolées les unes des autres. Il devient ainsi possible de souder un fil électrique sur chacune de ces zones et de générer les différences de potentielles permettant l'actionnement de l'IPMC.

Une des premières méthodes consiste à utiliser un cutter (voir Figure 3-41 (a)) [82]. Cette méthode est relativement imprécise, la largeur de l'incision ne peut être contrôlée et est directement liée à la largeur de la lame. La profondeur de l'espace créé est dépendante de la force appliquée par l'utilisateur. De même la précision du contour des électrodes est conditionnée par la dextérité de l'utilisateur. Tout ceci peut conduire à la création d'électrode délimitée de façon hasardeuse.

Pour aider le manipulateur, notamment pour réaliser des découpes sur un objet de petite dimension, il est possible de réaliser un guide qui permettra de contraindre la direction de la lame, et de tracer des électrodes de façon plus précise (voir Figure 3-41 (b)-(c)) [82].

Une autre façon de simplifier la découpe des électrodes en utilisant cette méthode, est de prévoir durant la mise en forme du polymère des rebords à découper, ce qui permet d'obtenir un meilleur état de surface (voir Figure 3-41 (d)) [82], et évite de créer des creux dans l'actionneur qui pourraient s'obstruer au fil des utilisations par de la matière organique ou des poussières.

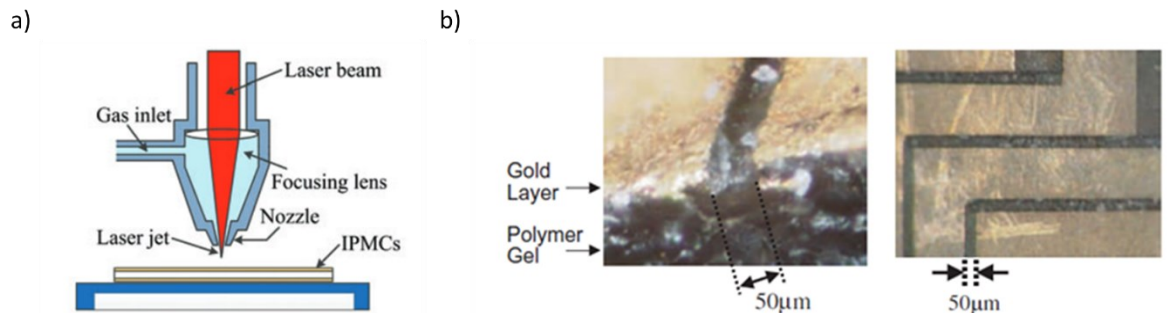


Figure 3-42 Mise en forme des électrodes par découpe Laser (a) Schéma de l'expérience (b) Image illustrant le résultat obtenu par découpe Laser [82]

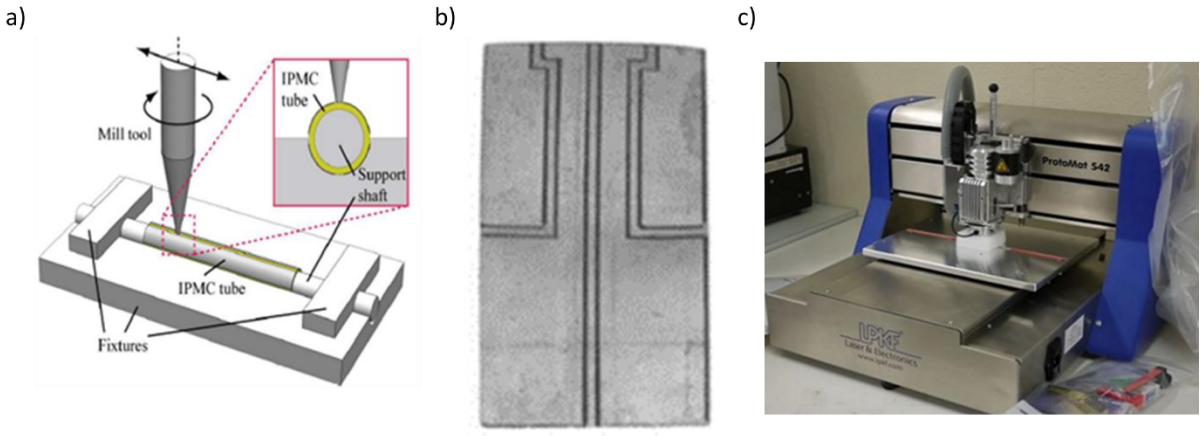


Figure 3-43 (a) Schéma de la méthode de fraisage numérique des électrodes d'un IPMC de forme circulaire [233] (b) Exemple de résultat obtenu par fraisage numérique [233] (c) La LPKF ProtoMat® S4, un exemple de fraiseuse numérique utilisée pour délimiter les électrodes d'un IPMC [234]

Pour obtenir des électrodes fabriquées de façon précise, l'utilisation d'une fraiseuse numérique (voir Figure 3-43) semble plus adaptée [233], [234], et permet la création d'électrode plus élaborée. Les modèles utilisés dans la littérature sont généralement destinés à la gravure de circuits imprimés, ce qui fait qu'elles sont adaptées aux petites dimensions. Ces fraiseuses atteignent les 4 µm de résolution, et permettent de retirer une couche de 50 à 80 µm d'épaisseur par passage. L'inconvénient est qu'il s'agit de CNC 3 axes, c'est-à-dire que ces fraiseuses numériques ne réalisent que des découpes planes, elles ne permettront donc pas la création d'électrode sur des actionneurs de forme complexe.

Il est également possible d'avoir recours à un LASER (voir Figure 3-42 (a)). Cette méthode est particulièrement adaptée aux objets de petites dimensions, et permet d'atteindre des découpes d'une largeur et une profondeur de seulement 50 µm (voir Figure 3-42 (b)) [190], [235].

Une dernière méthode de mise en forme des électrodes possible est celle dite du « masque », qui consiste à déposer un masque sur le polymère avant de procéder à la fabrication de l'électrode. Ce masque va permettre la métallisation du polymère seulement sur les zones désirées (voir Figure 3-44) [236], [237].

Pour des raisons pratiques et dans le but de pouvoir tester les IPMC créés rapidement, nous avons fait le choix d'utiliser un scalpel pour délimiter les électrodes (voir Figure 3-45). À terme, il serait

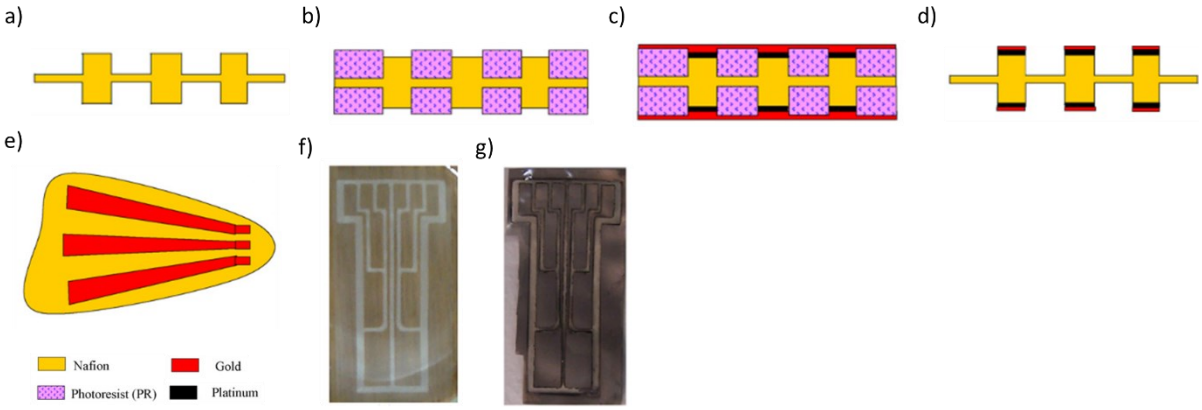


Figure 3-44 Représentation de la méthode dites du masque pour la fabrication d'électrode (a) Vue en coupe du polymère mise en forme, après réalisation du first ion exchange [236] (b) Dépôt et mise en forme du masque photorésistant par lithographie [236] (c) Réalisation d'un second ion exchange et du procédé d'electroless plating pour créer l'électrode [236] (d) Retrait du masque [236] (e) Vue de dessus de l'IPMC formé [236] (f) Exemple de masque [237] (g) Exemple d'IPMC réalisé par la méthode du masque [237]

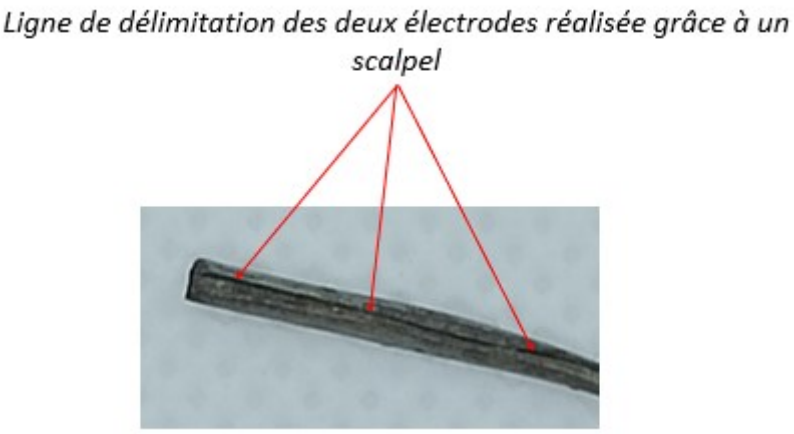


Figure 3-45 Photo du résultat obtenu après avoir délimité une paire d'électrode sur un IPMC de forme cylindrique

possible d'envisager la mise ne forme des électrodes grâce à un LASER, étant donné que l'ICCF avec qui nous avons pu travailler sont dotés du matériel nécessaire et serait prêt à collaborer pour réaliser cette étape.

3.3.3 Assemblage électronique et test d'actionnement

Une fois les électrodes créées il ne reste plus qu'à relier l'IPMC un système électronique permettant de générer le mouvement. Ce système se compose d'une alimentation électrique qui permet de fournir l'électricité nécessaire (voir Figure 3-46). Pour contrôler le signal électrique envoyé (constant, sinusoïdale ou carré) à l'IPMC, nous avons fait appel à une carte Arduino (voir Figure 3-46). Ce type de carte électronique n'est pas conçue pour alimenter directement un dispositif. Ce qui fait qu'il faudrait recourir à un Mosfet comme pour l'imprimante 3D (voir Figure 3-46). Les Mosfet ne permettent pas d'inverser le sens de la tension appliquée et donc il ne serait pas possible de faire courber l'IPMC dans un seul sens. Un autre type de dispositif électronique permet d'inverser la tension au besoin, il s'agit des ponts en H. Ainsi l'Arduino contrôle l'IPMC au travers du pont en H (voir Figure 3-46).

En ce qui concerne les tensions et les fréquences d'actionnement la littérature suggère des tensions allant jusqu'à 3 V et pour des signaux pouvant aller de 0,1 à 1Hz [202]. Nous avons appliqué différentes gammes de tensions allant de 1 V à 30 V, à des fréquences allant de 0,1 Hz à 100 Hz, mais nous n'avons obtenu aucun mouvement de la part des IPMC fabriqués.

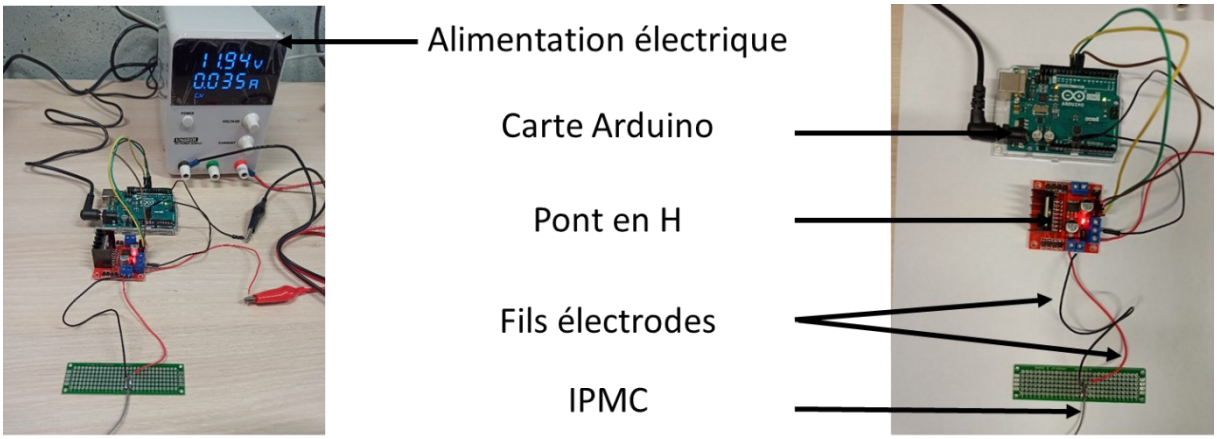


Figure 3-46 Photo de l'assemblage électronique permettant d'actionner un IPMC

3.3.4 Conclusion

Ce chapitre présente une bibliographie des matériaux actifs disponibles dans la littérature scientifique. Cette bibliographie vise à présenter les possibilités qui s'offrent pour concevoir un dispositif robotisé capable de suivre des trajectoires courbes dans le cerveau. Pour choisir un matériau, ils ont été classés en quatre catégories, (voir Tableau 4), ceux à actionnement thermique électrique, ceux à actionnement optique, ceux à actionnement magnétique et enfin ceux à actionnement électrique.

L'ensemble des matériaux à actionnement thermique présentent des températures de fonctionnement trop élevées, ce qui pourraient endommager le tissue cérébral durant la progression du robot. De plus les matériaux à actionnement thermique effectuent des mouvements irréversibles. Autrement dit une fois que le matériau a été chauffé, il doit être déformé mécaniquement pour revenir dans sa configuration d'origine. Seul les ECL font exceptions à ce dernier inconvénient.

En ce qui concerne les matériaux à actionnement optique, les temps de réactions sont extrêmement longs, ce qui poserait problème d'un point de vue de l'actionnement qui ne pourrait se faire en temps réel. À l'exception des LASMP, les mouvements générés sont également irréversibles, comme pour les matériaux à actionnement thermique. Pour finir les forces générées par ces matériaux sont relativement faibles et pourraient ne pas être suffisante pour vaincre la force de réaction du cerveau.

Pour les matériaux à actionnement magnétique, permettent de générer des contraintes mécaniques suffisamment importantes, de grandes amplitudes de mouvement et ne requièrent aucun système matériel au niveau du robot pour acheminer l'énergie d'activation. En revanche les intensités des champs magnétiques d'actionnement sont extrêmement élevées et impliqueraient des contraintes trop importantes au niveau de la salle de chirurgie, ce qui ne nous a conduit à rejeter ce type de matériau.

Il ne reste donc que al catégorie des matériaux à actionnement électrique. Parmi ces matériaux nous avons exclu les matériaux dits piézoélectrique du fait des faibles amplitudes de mouvement et des fortes tensions d'actionnement requises. En revanche les matériaux à actionnement électrique dits ioniques, peuvent créer des mouvements de grande amplitude à de faible tension d'actionnement. De plus les mouvements sont réversibles, il est possible de les fabriquer dans des tailles allant de quelques centaines de micromètres à plusieurs centimètres. Un matériau en particulier répond à la plupart de nos exigences, les IPMC, matériau que nous avons retenu.

Une fois le matériau choisi nous avons déterminer le procéder de fabrication. Ce procédé se divisent en deux étapes principales. La première étant la mise en forme du polymère, plusieurs techniques sont possibles, nous retenu celle de l'impression 3D. Pour ce procédé nous avons modifié une extrudeuse, afin de produire le filament utilisable par une imprimante 3D, à partir de Nafion R1100. De même nous avons modifié une imprimante 3D, afin de pouvoir imprimer le Nafion R1100. Du fait de difficulté logistique, nous n'avons pas pu procéder à l'impression 3D du polymère et avons donc continuer la phase expérimentale avec des fragments du filament créé. Suite à la mise en forme du polymère il reste à l'activé grâce à une réaction chimique d'hydrolyse. Une fois le polymère mis en forme et activé, il reste à fabriquer les électrodes. À l'instar de la mise ne forme du polymère, plusieurs méthodes existent. Des méthodes dites physiques, produisant des électrodes avec un risque de décolement. Et des méthodes dites chimiques, dont l'*electroless plating method* que nous avons sélectionné. Nous avons pu expérimenter ce procédé (voir Annexe 1 et 2) et aboutir à la formation des électrodes à la surface des filaments de polymère. Puis à l'aide d'un scalpel, une paire d'électrode a

été mise en forme sur chaque filament. Les IPMC ainsi obtenus ont ensuite été testé sur un banc expérimental, permettant l'application de signaux électriques. Malgré la gamme de signal testée, en se basant sur la littérature, les IPMC fabriqué n'ont pas généré de mouvement. Cela implique donc qu'il y a un problème au niveau du procédé de fabrication. Pour surmonter cette étape, un travail collaboratif avec des chimistes est en train d'être mis en place.

Malgré cette difficulté nous avons pu proposer un premier concept de robot. Ce premier concept a pour vocation de réaliser une première preuve de concept, et de tester le procéder d'impression 3D. Une fois que les caractéristiques électromécaniques de ce premier prototype seront connues, il sera possible de réaliser des travaux d'optimisation concernant la forme des actionneurs, leur disposition ainsi que leur assemblage. Une fois ces propriétés obtenues il sera également possible de proposer un modèle numérique et d'élaborer une loi de commande.

Conclusion générale

Synthèse des travaux présentés

La première étape de ce projet fut d'établir la liste des exigences, dans l'optique de définir les attentes vis-à-vis du dispositif. L'établissement de cette liste permet d'ouvrir une discussion et de clarifier certaines notions, par exemple le fait que lorsque l'on progresse dans le cerveau il n'y a pas des zones à éviter et des zones que l'on peut traverser. En effet, il faut nuancer cela et parler du fait que passer dans certaines zones entraîne moins de conséquences pour le patient que dans d'autres. Certaines zones, du fait de leur importance sont à éviter totalement. Dans un premier temps, cette liste était incomplète et imprécise pour certains critères, comme la notion de trajectoires courbes, initialement décrite comme étant des trajectoires complexes. Avec cette liste, même incomplète, il devient possible d'analyser les dispositifs existants. En analysant l'état de l'art des dispositifs capables de suivre des trajectoires courbes dans le cerveau ou que l'on pourrait appliquer à la neurochirurgie, de nouvelles discussions se sont ouvertes permettant d'étoffer la liste des exigences. Notamment sur le fait que, par exemple, l'encombrement du dispositif doit être minimal. S'il nécessite l'équivalent d'un appareil d'IRM en termes d'encombrement et d'intensité des champs magnétiques, on ne pourra pas conclure que nous avons répondu à la problématique.

Dans la deuxième étape nous avons proposé une méthodologie pour concevoir des trajectoires courbes en neurochirurgie. Cette méthode se base sur l'utilisation de plusieurs logiciels. Le logiciel iPlan, qui permet au neurochirurgien de sélectionner des points de passages sur une imagerie médicale, qui vont constituer le squelette de la trajectoire. Ces coordonnées de point sont ensuite interpolées grâce à un algorithme codé sous Matlab. Cet algorithme se base sur l'utilisation de courbes de Béziers afin de créer une trajectoire lisse et courbe. L'algorithme vérifie qu'au niveau des points d'inflexion les angles ne sont pas inférieurs à 160°C. Cet angle constitue une sécurité afin d'éviter que lors de sa progression le tissu cérébral environnant ne se retrouve lésé. L'algorithme contraint également le placement des points de contrôles de sorte que la courbe obtenue soit lisse. Si un angle de moins de 160° est constaté l'algorithme a la capacité de modifier le positionnement des points de contrôles voir de suggérer le repositionnement d'un point de passage. Une fois la courbe générée, elle est projetée dans l'imagerie médicale du patient grâce au logiciel Amira Avizo, ce qui permet de soumettre le résultat à l'avis du neurochirurgien. De là, soit la trajectoire est validée, soit de nouveaux points de passages peuvent être déterminés, puis interpolés comme décrit précédemment jusqu'à ce qu'une trajectoire convenable soit proposée. Une trajectoire représentative a été développée et a permis de compléter la liste des exigences.

Dans la dernière partie de ce travail, des matériaux actifs de la littérature scientifique ont été analysés au regard de la liste des exigences. Grâce à cette analyse, un matériau a été choisi, les *Ionic Polymer Metal Composit*. Il s'agit d'une catégorie de polymère électro-actif, autrement dit lorsque ce type de matériau est soumis à une tension électrique de l'ordre de 1 V à 5 V, il se courbe. Ce phénomène est lié au fait que le polymère, est un polymère dit échangeur d'ions. Grâce à cette propriété, lors de l'application d'une différence de potentiel électrique, les ions du polymère vont migrer en direction des électrodes associées à leur charge électrique, ce qui génère le mouvement. Ce matériau peut être utilisé en tant qu'actionneur, mais aussi en tant que capteur, puisque lorsqu'une déformation est appliquée, les ions contenus vont se déplacer ce qui créer une différence de potentiel. Une fois le matériau choisi il reste encore à choisir le procédé de fabrication. La fabrication se divise ne deux étapes principales. La mise en forme du polymère qui permet d'établir la forme globale de l'actionneur et la fabrication de l'électrode. La *CAO* du robot n'ayant pas encore été déterminée et ayant une connaissance relativement restreinte des *IPMC*, nous avons opté pour une fabrication par

impression 3D. En effet, dans la littérature les propriétés électromécaniques semblent assez variées, ce qui rend difficile la réalisation d'un modèle numérique dans le but d'optimiser la forme du dispositif. L'ensemble du procédé de mise ne forme du polymère a été mis en place, mais seule la fabrication du filament a pu être réalisée à cause de problèmes logistiques. Nous avons donc fait le choix de travailler avec le filament de polymère obtenu. Une fois le polymère mis en forme, il reste encore à l'activer grâce à une hydrolyse. Une fois cette activation réalisée, il reste à recouvrir le polymère d'un métal noble puis de mettre en forme les électrodes. Pour recouvrir le polymère, une méthode chimique, l'*electroless plating method,* a été retenue pour la fiabilité des électrodes créées ainsi. Nous avons fait le choix de créer les électrodes en platine, car d'après la littérature cela permet d'aboutir à des actionneurs les plus performants. En ce qui concerne la mise en forme des électrodes, elle a été réalisée avec un scalpel, manuellement, par pragmatisme, mais il serait possible d'envisager une mise en forme grâce à l'utilisation d'un LASER. Seules deux électrodes ont été créées par fragment de filament. Les actionneurs obtenus sont non fonctionnels, aucun mouvement n'a pu être obtenu malgré la diversité des signaux électriques utilisés. Ceci constitue un point bloquant à l'avancée de nos travaux de recherche.

Conclusions

Tout d'abord, rappelons la problématique traitée durant cette thèse : La conception d'un nouveau dispositif robotisé, intégrant des matériaux actifs et permettant de suivre des trajectoires courbes dans le cerveau tout en satisfaisant les contraintes de la neurochirurgie.

Nous avons tout d'abord pu définir plus précisément les exigences liées à ce projet. Notamment, la notion de trajectoire courbe, grâce à la création d'un algorithme permettant de tracer des trajectoires en incluant le neurochirurgien. Une métrique permettant de caractériser ces trajectoires complète cet algorithme et permet d'analyser la capacité d'un robot à suivre la trajectoire définie. Des simulations sont en cours de développement dans le but de confirmer la validité cette métrique.

Grâce à la liste des exigences établies, nous avons pu aboutir au choix du matériau actif le plus approprié pour développer un robot permettant de répondre à la problématique posée, à savoir les IPMC. Le procédé permettant la fabrication de ce matériau basé sur l'impression 3D a été mis en place, mais n'a pas permis de produire des actionneurs fonctionnels. Ce point est un verrou à l'avancée de nos travaux, et démontre le besoin d'approfondir les connaissances scientifiques sur ce procédé de fabrication. En effet, la littérature scientifique ne fournit qu'un seul exemple d'IPMC produit par impression 3D. Des CAO des actionneurs et du robot ont été proposées et n'ont pour l'instant pas pu être fabriquées. Une modélisation des IPMC se basant sur les caractéristiques électromécaniques issues de la littérature scientifique est en cours et pourrait permettre la modélisation des actionneurs et du robot, ce qui permettrait de vérifier le choix du matériau, ainsi que l'optimisation de la forme des actionneurs et du robot.

Perspectives

La première perspective à court terme est de réussir à lever le problème qui empêche d'obtenir des actionneurs fonctionnels. Cela pourrait être résolu en créant une collaboration avec des chimistes spécialisés dans ce domaine afin d'approfondir la compréhension de la fabrication et du fonctionnement des IPMC. En parallèle de ces travaux, il pourrait être intéressant d'étudier la possibilité d'utiliser un autre polymère que le NafionR1100, qui pourrait également être fabriqué par impression 3D.

Il pourrait être intéressant d'étudier si le fait de refondre le NafionR1100 influencerait ses propriétés mécaniques. Pour cela, il suffirait de produire un filament qui n'aura été fondu qu'une seule

fois, de prélever un échantillon, puis de réduire le filament en granule afin de le refondre, et répéter l'opération plusieurs fois en prélevant un échantillon à chaque fois. Ces échantillons seraient ensuite activés et recouverts de métal. Pour chaque échantillon, les caractéristiques comme la force de blocage, la vitesse, l'amplitude de mouvement, la précision, l'intensité de la tension nécessaire pour actionner l'IPMC… seraient mesurées et comparées. Cela permettrait d'envisager une possible réutilisation des impressions présentant un défaut ou de celles ayant servi à la calibration de l'imprimante 3D.

Les IPMC n'étant pas capables de s'allonger et donc de progresser, un système de poussée sera nécessaire afin de faire avancer le dispositif dans le cerveau. Pour réaliser cela, l'utilisation d'un vérin électrique est envisageable couplé à une plateforme permettant la fixation de l'ensemble sur un robot *tool holder*, ou de pouvoir être utilisé avec un cadre stéréotaxique.

L'étude de la modélisation électromécanique des IPMC a été débutée durant ces travaux de thèse en se basant sur la littérature scientifique, mais n'a pas pu aboutir faute de temps. Poursuivre le développement d'une telle modélisation permettrait de travailler sur l'optimisation de la forme des actionneurs et du robot. Pour générer cette modélisations il est nécessaire de maîtriser en premier la fabrication des IPMC afin de pouvoir étudier le comportement électromécanique avec précision, et comparer la modélisation à la réalité. Sans cela la modélisation ne sera pas suffisamment représentative et donc peu fiable. Cette modélisation devra également être réalisée en incorporant les caractéristiques mécaniques du cerveau, ce qui implique de concevoir également un modèle numérique du cerveau. L'impression 3D de diverses formes d'actionneur permettrait d'approfondir la compréhension du comportement électromécanique des IPMC et donc de produire des simulations numériques plus fiables, et de les confirmer ou de les infirmer.

En ce qui concerne la génération de trajectoire, seule une trajectoire a été produite à ce jour. Le tracé d'une plus grande quantité de trajectoires, avec des cas que l'on pourrait considérer comme extrêmes en terme par exemple de longueur total ou de nombre de points d'inflexion, permettrait d'affiner la liste des exigences et d'identifier d'éventuelles difficultés supplémentaires. Une telle base de données permettrait d'améliorer l'algorithme de génération de trajectoire, en incluant le *machine learning* afin d'améliorer l'interpolation des points de passage sélectionnés par le neurochirurgien.

Une fois modélisé et une fois la trajectoire créée, il reste encore à étudier la question de la commande du robot. Cette question peut influencer les performances du robot, et sans loi de commande il est impossible de réaliser des tests afin d'évaluer la capacité du robot à suivre les trajectoires désirées. La réalisation de test au moins en phase numérique permettrait de confirmer la capacité du dispositif à répondre aux exigences.

La phase expérimentale n'implique pas uniquement la commande du robot, mais également la mise en place du banc expérimental. Dans un premier temps, les expériences pourraient être effectuées dans un milieu à base d'agar-agar. Un milieu à base d'agar-agar présente l'avantage d'être transparent et permettrait de mesurer facilement les mouvements du robot grâce à une caméra. Il sera nécessaire par la suite de complexifier le modèle physique du cerveau afin de se rapprocher au plus de la réalité, voire de travailler sur des cadavres humains ce qui impliquera d'utiliser un nouveau moyen de suivis des mouvements du robot. À cette étape du projet, les propriétés de capteur des IPMC devra être approfondis et maîtrisés ce qui permettrait de ne pas avoir recours à des techniques d'imagerie complexe qui entraverait la phase expérimentale.

Le choix du matériau qui enveloppera l'ensemble du dispositif. Les caractéristiques principales de ce matériau sont :

- la biocompatibilité
- l'imperméabilité afin de réduire au plus les interactions avec le tissu biologique
- la possibilité de de nettoyer et stériliser le matériau avec les techniques usuelles tel que l'autoclave
- sa flexibilité, afin de réduire au maximum l'impact sur les performances du matériau actif

Les premiers matériaux envisageables sont ceux déjà utilisés dans d'autres dispositifs médicaux, comme le silicone médical ou encore le polyuréthane.

Valorisation

- Les travaux au cours de cette thèse ont permis de donner lieu aux publications suivantes :

D. Gouot, F. Chapelle, G. Granet; J-J. Lemaire; Y. Lapusta *Methodology for the selection of a smart material as actuator in neurosurgical robotics.* Scientific Journal of the Ternopil National Technical University

D. Gouot, M. Padrin, F. Chapelle, G. Granet, J-J. Lemaire, Y. Lapusta *Analysis and simulation of smart materials to create soft intracorporeal robots for biological tissue surgery.* 29th International Workshop on Computational Mechanics of Materials (IWCMM29), September 15-18, 2019, Dubrovnik

D. Gouot, M. Padrin, F. Chapelle, G. Granet, J-J. Lemaire, Y. Lapusta *Preliminary design of a robotic device integrating smart material for neurosurgery.* 3ème journée scientifique commune TGI-IP / MPS-ICCF / TechMed, 27 Septembre, 2019, CHU Clermont-Ferrand

D. Gouot, F. Chapelle, G. Granet, J-J. Lemaire, Y. Lapusta *Soft robots for neurosurgery: a solution to follow curve trajectory in the brain.* 5ème journée scientifique commune TGI-IP / MPS-ICCF / TechMed, 3 Décembre, 2021, CHU Clermont-Ferrand

F. Chapelle, L. Manciet, B. Pereira, A. Sontheimer, J. Coste, Y. El Ouadih, R. Cimpeanu **D. Gouot**, Y. Lapusta, B. Claise, V. Sautou, Y. Bouattour, A. Marques, A. Wohrer J-J. Lemaire, *Early deformation of deep brain stimulation electrodes following surgical implantation: intracranial, brain and electrode mechanics.* Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

Y. Bouattour, V. Sautou, R. Hmede, Y. El Ouadih, **D. Gouot**, P. Chenel, Y. Lapusta, F. Chapelle, J-J. Lemaire *A minireview on brain models simulating geometrical, physical, and biochemical properties of the human brain*. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology

F. Chapelle, **D. Gouot**, J-J. Lemaire, Y. Lapusta *On the interest of reliability methods in robots design integrating smart materials.* In-Service Damage of Materials, its Diagnostics and Prediction, September 24-27, 2019, Ternopil

Une dernière publication portant sur la génération de trajectoires en neurochirurgie est actuellement acceptée avec révision majeure dans la revue:

D. Gouot, C. Douellou, F. Chapelle, G. Granet, J-J. Lemaire, Y. Lapusta *A Curve Metric for the Interactive Path Planning of Soft Robots in Neurosurgery.* IEEE Robotics and Automation Letters

Références

[1] M. Alric, « Conception et modélisation modulaire d'un robot bio-inspiré extensible pour l'accès aux tumeurs dans le cerveau », p. 182.

[2] F. Chapelle *et al.*, « Early Deformation of Deep Brain Stimulation Electrodes Following Surgical Implantation: Intracranial, Brain, and Electrode Mechanics », *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, p. 422, 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.657875.

[3] Monoceros, « Stéréotaxie », *Neurochirurgie - SCP Neurochirurgiens*, 9 juin 2021. http://neurochirurgie-cedres.com/techniques-equipements/stereotaxie (consulté le 10 juin 2021).

[4] « Stimulation cérébrale profonde dans le traitement de la maladie de Parkinson - Encyclopædia Neurochirurgica ». http://www.neurochirurgica.org/m/spip.php?article20&artpage=8-15 (consulté le 10 juin 2021).

[5] « Title: Spectra WaveWriter™ SCS System – Spinal Cord Stimulator - Boston Scientific ». https://www.google.com/imgres (consulté le 9 juin 2021).

[6] « FIGURE 1.1-Illustration générale de la stimulation cérébrale profonde », *ResearchGate*. https://www.researchgate.net/figure/Illustration-generale-de-la-stimulation-cerebrale-profonde_fig1_321862398 (consulté le 10 juin 2021).

[7] « Ensemble d'aiguilles de vertébroplastie », *HISTONE*. https://histone-medical.com/produit/vertebroplasty-bone-biopsy-needle-set/ (consulté le 10 juin 2021).

[8] « Calvian® Series - Pince de coagulation by Sutter Medizintechnik | MedicalExpo ». https://www.medicalexpo.fr/prod/sutter-medizintechnik/product-70222-709738.html (consulté le 14 septembre 2021).

[9] « Kit biopsie osseuse coaxiale à aiguille courbée », *The Surgical Company fr*. https://www.tscfrance.com/produit/kit-biopsie-osseuse-coaxiale/ (consulté le 15 septembre 2021).

[10] « SURTEX® Redon Guide Needle - Sharp-Edged Tips - Stainless Steel », *Surtex Instruments.com*. https://surtex-instruments.com/product/redon-guide-needle/ (consulté le 15 septembre 2021).

[11] « Neuroendoscopy - Karl Storz ». http://www.karlstorznetwork1.com/neuroendoscopy (consulté le 15 septembre 2021).

[12] « Flexible Video-Neuro Endoscope - Karl Storz ». http://www.karlstorznetwork1.com/videos/flexible-video-neuro-endoscope (consulté le 15 septembre 2021).

[13] Y. Kim, S. S. Cheng, et J. P. Desai, « Towards the development of a spring-based continuum robot for neurosurgery », Orlando, Florida, United States, mars 2015, p. 94151Q. doi: 10.1117/12.2082193.

[14] R. plc, « Renishaw: Research », *Renishaw*, 25 septembre 2018. http://www.renishaw.com/en/research--8238 (consulté le 25 septembre 2018).

[15] « neuromate® - Robot opératoire positionnement d'électrodes by Renishaw | MedicalExpo ». https://www.medicalexpo.fr/prod/renishaw/product-73826-475862.html (consulté le 12 octobre 2021).

[16] « Designer and producer of video management solutions ». https://www.surgimedia.com/company (consulté le 14 juin 2022).

[17] « Intuitive | Robotic Assisted Systems | da Vinci Robot ». https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/systems (consulté le 14 juin 2022).

[18] « Qui est Rosa One, le robot qui répare les colonnes vertébrales? », oct. 2017, Consulté le: 22 septembre 2021. [En ligne]. Disponible sur: https://www.usinenouvelle.com/article/qui-est-rosa-one-le-robot-qui-repare-les-colonnes-vertebrales.N603558

[19] « Le système de chirurgie assistée par robot da Vinci® », *Cedit*, 21 juin 2012. http://cedit.aphp.fr/hospital-based-hta-levaluation-de-technologies-de-sante-a-lhopital/point-sur-le-systeme-de-chirurgie-assistee-par-robot-da-vinci/ (consulté le 11 octobre 2021).

[20] C. Li, N. K. K. King, et H. Ren, « A Skull-Mounted Robot with a Compact and Lightweight Parallel Mechanism for Positioning in Minimally Invasive Neurosurgery », *Ann Biomed Eng*, vol. 46, n° 10, Art. n° 10, oct. 2018, doi: 10.1007/s10439-018-2037-3.

[21] G. S. Chirikjian et J. W. Burdick, « The kinematics of hyper-redundant robot locomotion », *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 11, n° 6, p. 781-793, déc. 1995, doi: 10.1109/70.478426.

[22] A. Ananiev, I. Kalaykov, E. Petrov, et B. Hadjiyski, « Single-Motor Driven Construction of Hyper-Redundant Robot », p. 6.

[23] G. S. Chirikjian, « A continuum approach to hyper-redundant manipulator dynamics », in *Proceedings of 1993 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS '93)*, juill. 1993, vol. 2, p. 1059-1066 vol.2. doi: 10.1109/IROS.1993.583307.

[24] D. C. Rucker, B. A. Jones, et R. J. Webster, « A Geometrically Exact Model for Externally Loaded Concentric-Tube Continuum Robots », *IEEE Trans Robot*, vol. 26, n° 5, Art. n° 5, 2010, doi: 10.1109/TRO.2010.2062570.

[25] C. Lee *et al.*, « Soft robot review », *Int. J. Control Autom. Syst.*, vol. 15, n° 1, p. 3-15, févr. 2017, doi: 10.1007/s12555-016-0462-3.

[26] P. J. Swaney, J. Burgner, H. B. Gilbert, et R. J. Webster, « A Flexure-Based Steerable Needle: High Curvature With Reduced Tissue Damage », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, n° 4, Art. n° 4, avr. 2013, doi: 10.1109/TBME.2012.2230001.

[27] D. Gao, Y. Lei, et H. Zheng, « Needle steering for robot-assisted insertion into soft tissue: A survey », *Chin. J. Mech. Eng.*, vol. 25, n° 4, Art. n° 4, juill. 2012, doi: 10.3901/CJME.2012.04.629.

[28] G. Dogangil, B. L. Davies, et F. Rodriguez y Baena, « A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, n° 5, p. 653-679, mai 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM591.

[29] N. J. van de Berg, J. Dankelman, et J. J. van den Dobbelsteen, « Design of an actively controlled steerable needle with tendon actuation and FBG-based shape sensing », *Medical Engineering & Physics*, vol. 37, n° 6, Art. n° 6, juin 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.03.016.

[30] N. J. van de Berg, D. J. van Gerwen, J. Dankelman, et J. J. van den Dobbelsteen, « Design Choices in Needle Steering—A Review », *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, nº 5, Art. nº 5, oct. 2015, doi: 10.1109/TMECH.2014.2365999.

[31] D. Minhas, J. A. Engh, et C. N. Riviere, « Testing of neurosurgical needle steering via duty-cycled spinning in brain tissue in vitro », in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, MN, sept. 2009, p. 258-261. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5334006.

[32] D. S. Minhas, J. A. Engh, M. M. Fenske, et C. N. Riviere, « Modeling of Needle Steering via Duty-Cycled Spinning », in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, août 2007, p. 2756-2759. doi: 10.1109/IEMBS.2007.4352899.

[33] D. Glozman et M. Shoham, « Flexible Needle Steering and Optimal Trajectory Planning for Percutaneous Therapies », in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004*, Berlin, Heidelberg, 2004, p. 137-144. doi: 10.1007/978-3-540-30136-3_18.

[34] L. Frasson, S. Y. Ko, A. Turner, T. Parittotokkaporn, J. F. Vincent, et F. Rodriguez y Baena, « STING: a soft-tissue intervention and neurosurgical guide to access deep brain lesions through curved trajectories », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, nº 6, p. 775-788, juin 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM663.

[35] Seong Young Ko, B. L. Davies, et F. Rodriguez y Baena, « Two-dimensional needle steering with a “programmable bevel” inspired by nature: Modeling preliminaries », in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Taipei, oct. 2010, p. 2319-2324. doi: 10.1109/IROS.2010.5650859.

[36] R. Secoli et F. Rodriguez y Baena, « Closed-loop 3D motion modeling and control of a steerable needle for soft tissue surgery », in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, Germany, mai 2013, p. 5831-5836. doi: 10.1109/ICRA.2013.6631416.

[37] M. D. Comparetti, A. Vaccarella, D. D. Lorenzo, G. Ferrigno, E. D. Momi, et P. di Milano, « Multi-robotic approach for keyhole neurosurgery: the ROBOCAST project », p. 5, 2011.

[38] E. D. Momi *et al.*, « ROBOCAST and ACTIVE: Advanced Robotic Systems for Neurosurgery », 2010.

[39] « The Robocast Project | Home », 7 février 2020. http://www.robocast.eu/index.html (consulté le 7 février 2020).

[40] E. De Momi et G. Ferrigno, « Robotic and artificial intelligence for keyhole neurosurgery: The ROBOCAST project, a multi-modal autonomous path planner », *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 224, nº 5, Art. nº 5, mai 2010, doi: 10.1243/09544119JEIM585.

[41] C. Caborni, S. Y. Ko, E. D. Momi, G. Ferrigno, et F. R. y Baena, « Risk-based path planning for a steerable flexible probe for neurosurgical intervention », in *2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, juin 2012, p. 866-871. doi: 10.1109/BioRob.2012.6290859.

[42] S. Y. Ko et F. R. y Baena, « Toward a Miniaturized Needle Steering System With Path Planning for Obstacle Avoidance », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, nº 4, Art. nº 4, avr. 2013, doi: 10.1109/TBME.2012.2227741.

[43] M. Ho, Y. Kim, S. S. Cheng, R. Gullapalli, et J. P. Desai, « Design, development, and evaluation of an MRI-guided SMA spring-actuated neurosurgical robot », *The International Journal of Robotics Research*, vol. 34, n° 8, Art. n° 8, juill. 2015, doi: 10.1177/0278364915579069.

[44] M. Ho et J. P. Desai, « Modeling, characterization and control of antagonistic SMA springs for use in a neurosurgical robot », in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, Germany, mai 2013, p. 2503-2508. doi: 10.1109/ICRA.2013.6630918.

[45] J. P. Desai, M. Ho, J. M. Simard, et R. Gullapalli, « Minimally invasive neurosurgical intracranial robot system and method », 22 août 2013 Consulté le: 25 septembre 2018. [En ligne]. Disponible sur: https://patents.google.com/patent/US20130218005A1/en?q=neurosurgery&q=robot&oq=neurosurgery+robot+

[46] S. Pattanshetti et S. C. Ryu, « Design and Fabrication of Laser-Machined Hinge Joints on Miniature Tubes for Steerable Medical Devices », *J. Mechanisms Robotics*, vol. 10, n° 1, Art. n° 1, déc. 2017, doi: 10.1115/1.4038440.

[47] Y. Kim et J. P. Desai, « Design and kinematic analysis of a neurosurgical spring-based continuum robot using SMA spring actuators », in *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, sept. 2015, p. 1428-1433. doi: 10.1109/IROS.2015.7353555.

[48] S. S. Cheng, Y. Kim, et J. P. Desai, « New Actuation Mechanism for Actively Cooled SMA Springs in a Neurosurgical Robot », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, n° 4, Art. n° 4, août 2017, doi: 10.1109/TRO.2017.2679199.

[49] Y. Bailly, « Modélisation et commande d'un micro-robot hybride, Application à la pose d'endoprothèses aortiques en chirurgie mini-invasive », phdthesis, Université Paris XII Val de Marne, 2004. Consulté le: 27 septembre 2018. [En ligne]. Disponible sur: https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00010033/document

[50] Y. Bailly, Y. Amirat, et G. Fried, « Modeling and Control of a Continuum Style Microrobot for Endovascular Surgery », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 27, n° 5, Art. n° 5, oct. 2011, doi: 10.1109/TRO.2011.2151350.

[51] Y. Kim, S. S. Cheng, et J. P. Desai, « Active Stiffness Tuning of a Spring-Based Continuum Robot for MRI-Guided Neurosurgery », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 34, n° 1, Art. n° 1, févr. 2018, doi: 10.1109/TRO.2017.2750692.

[52] J. Sheng et J. P. Desai, « A novel meso-scale SMA-actuated torsion actuator », in *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, sept. 2015, p. 4718-4723. doi: 10.1109/IROS.2015.7354049.

[53] A. J. Loeve, J. H. Bosma, P. Breedveld, D. Dodou, et J. Dankelman, « Polymer Rigidity Control for Endoscopic Shaft-Guide 'Plastolock' — A Feasibility Study », *J. Med. Devices*, vol. 4, n° 4, Art. n° 4, oct. 2010, doi: 10.1115/1.4002494.

[54] M. U. Farooq et S. Y. Ko, « A Stiffness-Changing Continuum Robotic Manipulator for Possible Use in MRI-Guided Neurosurgical Interventions », in *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, août 2018, p. 1260-1265. doi: 10.1109/BIOROB.2018.8487892.

[55] Y.-J. Kim, S. Cheng, S. Kim, et K. Iagnemma, « A Stiffness-Adjustable Hyperredundant Manipulator Using a Variable Neutral-Line Mechanism for Minimally Invasive Surgery », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, n° 2, Art. n° 2, avr. 2014, doi: 10.1109/TRO.2013.2287975.

[56] R. Webster, A. Okamura, et N. Cowan, « Toward Active Cannulas: Miniature Snake-Like Surgical Robots », in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing, China, oct. 2006, p. 2857-2863. doi: 10.1109/IROS.2006.282073.

[57] H. Su, G. Li, D. C. Rucker, R. J. Webster III, et G. S. Fischer, « A Concentric Tube Continuum Robot with Piezoelectric Actuation for MRI-Guided Closed-Loop Targeting », *Ann Biomed Eng*, vol. 44, n° 10, Art. n° 10, oct. 2016, doi: 10.1007/s10439-016-1585-7.

[58] H. Su *et al.*, « A MRI-guided concentric tube continuum robot with piezoelectric actuation: A feasibility study », in *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, St Paul, MN, USA, mai 2012, p. 1939-1945. doi: 10.1109/ICRA.2012.6224550.

[59] E. C. Burdette *et al.*, « The ACUSITT ultrasonic ablator: the first steerable needle with an integrated interventional tool », San Diego, California, USA, mars 2010, p. 76290V. doi: 10.1117/12.845972.

[60] T. Anor, J. R. Madsen, et P. Dupont, « Algorithms for design of continuum robots using the concentric tubes approach: A neurosurgical example », in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Shanghai, China, mai 2011, p. 667-673. doi: 10.1109/ICRA.2011.5980311.

[61] P. Sears et P. Dupont, « A Steerable Needle Technology Using Curved Concentric Tubes », in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing, China, oct. 2006, p. 2850-2856. doi: 10.1109/IROS.2006.282072.

[62] J. Burgner *et al.*, « An Autoclavable Steerable Cannula Manual Deployment Device: Design and Accuracy Analysis », *Journal of Medical Devices*, vol. 6, n° 4, Art. n° 4, nov. 2012, doi: 10.1115/1.4007944.

[63] R. J. Webster, J. M. Romano, et N. J. Cowan, « Mechanics of Precurved-Tube Continuum Robots », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, n° 1, Art. n° 1, févr. 2009, doi: 10.1109/TRO.2008.2006868.

[64] H. Azimian, P. Francis, T. Looi, et J. Drake, « Structurally-redesigned concentric-tube manipulators with improved stability », in *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Chicago, IL, USA, sept. 2014, p. 2030-2035. doi: 10.1109/IROS.2014.6942833.

[65] T. S. Rau, J. Granna, T. Lenarz, O. Majdani, et J. Burgner-Kahrs, « Tubular manipulators: a new concept for intracochlear positioning of an auditory prosthesis », *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 1, n° 1, Art. n° 1, 2015, doi: 10.1515/cdbme-2015-0123.

[66] T. K. Morimoto, E. W. Hawkes, et A. M. Okamura, « Design of a Compact Actuation and Control System for Flexible Medical Robots », *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, n° 3, Art. n° 3, juill. 2017, doi: 10.1109/LRA.2017.2676240.

[67] P. E. Dupont, J. Lock, B. Itkowitz, et E. Butler, « Design and Control of Concentric-Tube Robots », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 26, n° 2, Art. n° 2, avr. 2010, doi: 10.1109/TRO.2009.2035740.

[68] D.-Y. Lee *et al.*, « Anisotropic Patterning to Reduce Instability of Concentric-Tube Robots », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, n° 6, p. 1311-1323, déc. 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2481283.

[69] R. Xu, S. F. Atashzar, et R. V. Patel, « Kinematic instability in concentric-tube robots: Modeling and analysis », in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, août 2014, p. 163-168. doi: 10.1109/BIOROB.2014.6913770.

[70] P. POIGNET, J. SZEWCZYK, É. CATTAN, P. RENAUD, K. RABENOROSOA, et N. ANDREFF, « Nouveau concept de robots à tubes concentriques à micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs », p. 269.

[71] M. T. Chikhaoui, K. Rabenorosoa, et N. Andreff, « Kinematics and performance analysis of a novel concentric tube robotic structure with embedded soft micro-actuation », *Mechanism and Machine Theory*, vol. 104, p. 234-254, 2016.

[72] M. T. Chikhaoui, A. Benouhiba, P. Rougeot, K. Rabenorosoa, M. Ouisse, et N. Andreff, « Developments and Control of Biocompatible Conducting Polymer for Intracorporeal Continuum Robots », *Ann Biomed Eng*, vol. 46, n° 10, Art. n° 10, oct. 2018, doi: 10.1007/s10439-018-2038-2.

[73] M. T. Chikhaoui, « Nouveaux concepts de robots à tubes concentriques à micro-actionneurs à base de polymères électro-actifs », phdthesis, Université de Franche-Comté, 2016. Consulté le: 22 juillet 2018. [En ligne]. Disponible sur: https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01508847/document

[74] M. T. CHIKHAOUI, K. Rabenorosoa, et N. Andreff, « Towards clinical application of continuum active micro-endoscope robot based on EAP actuation. », in *SURGETICA 2014 "Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur: problèmes scientifiques, outils et applications cliniques"*, Chambéry, France, déc. 2014, p. 1-4. Consulté le: 1 octobre 2018. [En ligne]. Disponible sur: https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01313481

[75] A. Hong, Q. Boehler, R. Moser, A. Zemmar, L. Stieglitz, et B. J. Nelson, « 3D path planning for flexible needle steering in neurosurgery », *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 0, n° 0, Art. n° 0, juin 2019, doi: 10.1002/rcs.1998.

[76] A. J. Petruska *et al.*, « Magnetic needle guidance for neurosurgery: Initial design and proof of concept », in *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, mai 2016, p. 4392-4397. doi: 10.1109/ICRA.2016.7487638.

[77] J. Edelmann, A. J. Petruska, et B. J. Nelson, « Magnetic control of continuum devices », *The International Journal of Robotics Research*, vol. 36, n° 1, Art. n° 1, janv. 2017, doi: 10.1177/0278364916683443.

[78] H. Ren et J. Sun, Éd., *Electromagnetic Actuation and Sensing in Medical Robotics*. Singapore: Springer Singapore, 2018. doi: 10.1007/978-981-10-6035-9.

[79] S. Gutta, J. Realmuto, Woosoon Yim, et K. J. Kim, « Dynamic model of a cylindrical ionic polymer-metal composite actuator », in *2011 8th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Incheon, nov. 2011, p. 326-330. doi: 10.1109/URAI.2011.6145985.

[80] B. Mead, « Closed Loop Control of a Cylindrical Tube Type Ionic Polymer Metal Composite (IPMC) », p. 100.

[81] S. Ruiz, B. Mead, V. Palmre, K. J. Kim, et W. Yim, « A cylindrical ionic polymer-metal composite-based robotic catheter platform: modeling, design and control », *Smart Mater. Struct.*, vol. 24, n° 1, Art. n° 1, 2015, doi: 10.1088/0964-1726/24/1/015007.

[82] S. J. Kim, D. Pugal, J. Wong, K. J. Kim, et W. Yim, « A bio-inspired multi degree of freedom actuator based on a novel cylindrical ionic polymer–metal composite material », *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 62, n° 1, Art. n° 1, janv. 2014, doi: 10.1016/j.robot.2012.07.015.

[83] S. C. Ryu *et al.*, « Design of an Optically Controlled MR-Compatible Active Needle », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, n° 1, Art. n° 1, févr. 2015, doi: 10.1109/TRO.2014.2367351.

[84] D. G. Barone, T. A. Lawrie, et M. G. Hart, « Image guided surgery for the resection of brain tumours », *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n° 1, 2014, doi: 10.1002/14651858.CD009685.pub2.

[85] R. B. Kochanski et S. Sani, « Awake versus Asleep Deep Brain Stimulation Surgery: Technical Considerations and Critical Review of the Literature », *Brain Sciences*, vol. 8, n° 1, Art. n° 1, janv. 2018, doi: 10.3390/brainsci8010017.

[86] F. Liu, A. Garriga-Casanovas, R. Secoli, et F. R. y Baena, « Fast and Adaptive Fractal Tree-Based Path Planning for Programmable Bevel Tip Steerable Needles », *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 1, n° 2, Art. n° 2, juill. 2016, doi: 10.1109/LRA.2016.2528292.

[87] S. Bano, S. Y. Ko, et F. R. y Baena, « Smooth path planning for a biologically-inspired neurosurgical probe », in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, août 2012, p. 920-923. doi: 10.1109/EMBC.2012.6346082.

[88] M. Culjat, R. Singh, et H. Lee, *Medical Devices: Surgical and Image-Guided Technologies*. John Wiley & Sons, 2012.

[89] T. Fick, J. A. M. van Doormaal, E. W. Hoving, P. W. A. Willems, et T. P. C. van Doormaal, « Current Accuracy of Augmented Reality Neuronavigation Systems: Systematic Review and Meta-Analysis », *World Neurosurgery*, vol. 146, p. 179-188, févr. 2021, doi: 10.1016/j.wneu.2020.11.029.

[90] J. A. Smith, J. Jivraj, R. Wong, et V. Yang, « 30 Years of Neurosurgical Robots: Review and Trends for Manipulators and Associated Navigational Systems », *Ann Biomed Eng*, vol. 44, n° 4, Art. n° 4, avr. 2016, doi: 10.1007/s10439-015-1475-4.

[91] R. R. Shamir, I. Tamir, E. Dabool, L. Joskowicz, et Y. Shoshan, « A Method for Planning Safe Trajectories in Image-Guided Keyhole Neurosurgery », in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2010*, 2010, p. 457-464.

[92] C. Lo, Y. Chao, K. Chou, W. Guo, J. Su, et C. Lin, « DTI-based Virtual Reality System for Neurosurgery », in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, août 2007, p. 1326-1329. doi: 10.1109/IEMBS.2007.4352542.

[93] F. Vassal, F. Schneider, A. Sontheimer, J.-J. Lemaire, et C. Nuti, « Intraoperative visualisation of language fascicles by diffusion tensor imaging-based tractography in glioma surgery », *Acta Neurochir*, vol. 155, n° 3, p. 437-448, mars 2013, doi: 10.1007/s00701-012-1580-1.

[94] Kwangjin Yang et S. Sukkarieh, « 3D smooth path planning for a UAV in cluttered natural environments », in *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, sept. 2008, p. 794-800. doi: 10.1109/IROS.2008.4650637.

[95] R. Geraerts et M. H. Overmars, « A Comparative Study of Probabilistic Roadmap Planners », in *Algorithmic Foundations of Robotics V*, J.-D. Boissonnat, J. Burdick, K. Goldberg, et S. Hutchinson, Éd. Berlin, Heidelberg: Springer, 2004, p. 43-57. doi: 10.1007/978-3-540-45058-0_4.

[96] T.-C. Liang et J.-S. Liu, « Collision-free Path Planning for Mobile Robot Using Cubic Spiral », in *2004 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, août 2004, p. 671-676. doi: 10.1109/ROBIO.2004.1521861.

[97] J. E. Bobrow, B. Martin, G. Sohl, E. C. Wang, F. C. Park, et J. Kim, « Optimal robot motions for physical criteria », *Journal of Robotic Systems*, vol. 18, n° 12, p. 785-795, 2001, doi: 10.1002/rob.8116.

[98] A. Gasparetto, P. Boscariol, A. Lanzutti, et R. Vidoni, « Path Planning and Trajectory Planning Algorithms: A General Overview », in *Motion and Operation Planning of Robotic Systems: Background and Practical Approaches*, G. Carbone et F. Gomez-Bravo, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2015, p. 3-27. doi: 10.1007/978-3-319-14705-5_1.

[99] E. Galceran et M. Carreras, « A survey on coverage path planning for robotics », *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 61, n° 12, p. 1258-1276, déc. 2013, doi: 10.1016/j.robot.2013.09.004.

[100] J. Kim, S. Kim, S. Kim, et D. Kim, « A practical approach for minimum-time trajectory planning for industrial robots », *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 37, n° 1, p. 51-61, janv. 2010, doi: 10.1108/01439911011009957.

[101] D. Verscheure, B. Demeulenaere, J. Swevers, J. De Schutter, et M. Diehl, « Time-energy optimal path tracking for robots: a numerically efficient optimization approach », in *2008 10th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, mars 2008, p. 727-732. doi: 10.1109/AMC.2008.4516157.

[102] M. Pellicciari, G. Berselli, F. Leali, et A. Vergnano, « A method for reducing the energy consumption of pick-and-place industrial robots », *Mechatronics*, vol. 23, n° 3, p. 326-334, avr. 2013, doi: 10.1016/j.mechatronics.2013.01.013.

[103] Y. Qian, F. Wang, J. Li, L. Shi, K. Cai, et F. Shu, « User Association and Path Planning for UAV-Aided Mobile Edge Computing With Energy Restriction », *IEEE Wireless Communications Letters*, vol. 8, n° 5, p. 1312-1315, oct. 2019, doi: 10.1109/LWC.2019.2913843.

[104] W. Cai, M. Zhang, et Y. R. Zheng, « Task Assignment and Path Planning for Multiple Autonomous Underwater Vehicles Using 3D Dubins Curves † », *Sensors*, vol. 17, n° 7, Art. n° 7, juill. 2017, doi: 10.3390/s17071607.

[105] S. Hota et D. Ghose, « Optimal trajectory planning for path convergence in three-dimensional space », *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part G: Journal of Aerospace Engineering*, vol. 228, n° 5, p. 766-780, avr. 2014, doi: 10.1177/0954410013479714.

[106] E. P. Anderson, R. W. Beard, et T. W. McLain, « Real-time dynamic trajectory smoothing for unmanned air vehicles », *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 13, n° 3, p. 471-477, mai 2005, doi: 10.1109/TCST.2004.839555.

[107] P. Chandler, S. Rasmussen, et M. Pachter, « UAV cooperative path planning », in *AIAA Guidance, Navigation, and Control Conference and Exhibit*, American Institute of Aeronautics and Astronautics. doi: 10.2514/6.2000-4370.

[108] G. Yang et V. Kapila, « Optimal path planning for unmanned air vehicles with kinematic and tactical constraints », in *Proceedings of the 41st IEEE Conference on Decision and Control, 2002.*, déc. 2002, vol. 2, p. 1301-1306 vol.2. doi: 10.1109/CDC.2002.1184695.

[109] T. Kito *et al.*, « Smooth path planning by using visibility graph-like method », in *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*, sept. 2003, vol. 3, p. 3770-3775 vol.3. doi: 10.1109/ROBOT.2003.1242175.

[110] T. Fraichard et A. Scheuer, « From Reeds and Shepp's to continuous-curvature paths », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 20, nº 6, p. 1025-1035, déc. 2004, doi: 10.1109/TRO.2004.833789.

[111] F. Lamiraux et J.-P. Lammond, « Smooth motion planning for car-like vehicles », *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 17, nº 4, p. 498-501, août 2001, doi: 10.1109/70.954762.

[112] M. Pinzi, S. Galvan, et F. Rodriguez y Baena, « The Adaptive Hermite Fractal Tree (AHFT): a novel surgical 3D path planning approach with curvature and heading constraints », *Int J CARS*, vol. 14, nº 4, Art. nº 4, avr. 2019, doi: 10.1007/s11548-019-01923-3.

[113] S. Patil, J. Burgner, R. J. Webster, et R. Alterovitz, « Needle Steering in 3-D Via Rapid Replanning », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, nº 4, Art. nº 4, août 2014, doi: 10.1109/TRO.2014.2307633.

[114] S. Patil et R. Alterovitz, « Interactive motion planning for steerable needles in 3D environments with obstacles », in *2010 3rd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, sept. 2010, p. 893-899. doi: 10.1109/BIOROB.2010.5625965.

[115] « Reachability-guided sampling for planning under differential constraints | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore ». https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5152874/ (consulté le 30 août 2021).

[116] M. Fu, A. Kuntz, R. J. Webster, et R. Alterovitz, « Safe Motion Planning for Steerable Needles Using Cost Maps Automatically Extracted from Pulmonary Images », in *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, oct. 2018, p. 4942-4949. doi: 10.1109/IROS.2018.8593407.

[117] J. Fauser *et al.*, « Planning for Flexible Surgical Robots via Bézier Spline Translation », *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, nº 4, Art. nº 4, oct. 2019, doi: 10.1109/LRA.2019.2926221.

[118] L. G. Torres et R. Alterovitz, « Motion planning for concentric tube robots using mechanics-based models », in *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, sept. 2011, p. 5153-5159. doi: 10.1109/IROS.2011.6095168.

[119] C. Bergeles, A. H. Gosline, N. V. Vasilyev, P. J. Codd, P. J. del Nido, et P. E. Dupont, « Concentric Tube Robot Design and Optimization Based on Task and Anatomical Constraints », *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, nº 1, Art. nº 1, févr. 2015, doi: 10.1109/TRO.2014.2378431.

[120] I. Mihálcz, « FUNDAMENTAL CHARACTERISTICS AND DESIGN METHOD FOR NICKEL-TITANIUM SHAPE MEMORY ALLOY », *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, vol. 45, nº 1, Art. nº 1, 2001.

[121] « MetalBlog - Métallurgie et transformation des métaux », *MetalBlog*. https://metalblog.ctif.com/ (consulté le 21 juin 2022).

[122] « Acheter Pas Cher Fil De Nitinol De Mémoire De Forme De Qualité / Fil Dalliage De Titane De Nickel Vente Chaude Mémoire De Nitinol De Qualité Avec Le Meilleur Prix Du 120,41 € | Fr.Dhgate », *DHgate*. https://fr.dhgate.com/product/high-quality-shape-memory-nitinol-wire-nickel/447446927.html (consulté le 8 décembre 2021).

[123] Q. Meng et J. Hu, « A review of shape memory polymer composites and blends », *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 40, n° 11, p. 1661-1672, nov. 2009, doi: 10.1016/j.compositesa.2009.08.011.

[124] T. Liu *et al.*, « Stimulus methods of multi-functional shape memory polymer nanocomposites: A review », *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 100, p. 20-30, sept. 2017, doi: 10.1016/j.compositesa.2017.04.022.

[125] W. M. Huang, B. Yang, Y. Zhao, et Z. Ding, « Thermo-moisture responsive polyurethane shape-memory polymer and composites: a review », *J. Mater. Chem.*, vol. 20, n° 17, p. 3367-3381, avr. 2010, doi: 10.1039/B922943D.

[126] « Recovery Stress - an overview | ScienceDirect Topics », 9 décembre 2021. https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/recovery-stress (consulté le 9 décembre 2021).

[127] Y. Liu, K. Gall, M. L. Dunn, et P. McCluskey, « Thermomechanical recovery couplings of shape memory polymers in flexure », *Smart Mater. Struct.*, vol. 12, n° 6, p. 947-954, nov. 2003, doi: 10.1088/0964-1726/12/6/012.

[128] J. N. Rodriguez *et al.*, « Opacification of Shape Memory Polymer Foam Designed for Treatment of Intracranial Aneurysms », *Ann Biomed Eng*, vol. 40, n° 4, p. 883-897, avr. 2012, doi: 10.1007/s10439-011-0468-1.

[129] L. Ren, X. Xu, Y. Du, K. Kalantar-Zadeh, et S. X. Dou, « Liquid metals and their hybrids as stimulus–responsive smart materials », *Materials Today*, vol. 34, p. 92-114, avr. 2020, doi: 10.1016/j.mattod.2019.10.007.

[130] L. Zhu *et al.*, « Anisotropic liquid metal–elastomer composites », *J. Mater. Chem. C*, vol. 7, n° 33, p. 10166-10172, août 2019, doi: 10.1039/C9TC03222C.

[131] « Les élastomères Cristaux Liquides ». https://scholar.google.fr/citations?view_op=view_citation&hl=en&user=UJR63tAAAAAJ&cstart=200&pagesize=100&sortby=pubdate&citation_for_view=UJR63tAAAAAJ:epqYDVWIO7EC (consulté le 14 décembre 2021).

[132] S. W. Ula, N. A. Traugutt, R. H. Volpe, R. R. Patel, K. Yu, et C. M. Yakacki, « Liquid crystal elastomers: an introduction and review of emerging technologies », *Liquid Crystals Reviews*, vol. 6, n° 1, p. 78-107, janv. 2018, doi: 10.1080/21680396.2018.1530155.

[133] Q. He, Z. Wang, Y. Wang, Z. Song, et S. Cai, « Recyclable and Self-Repairable Fluid-Driven Liquid Crystal Elastomer Actuator », *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 12, n° 31, p. 35464-35474, août 2020, doi: 10.1021/acsami.0c10021.

[134] M.-H. Li et P. Keller, « Artificial muscles based on liquid crystal elastomers », *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 364, n° 1847, p. 2763-2777, oct. 2006, doi: 10.1098/rsta.2006.1853.

[135] C. Ohm, M. Brehmer, et R. Zentel, « Liquid Crystalline Elastomers as Actuators and Sensors », *Advanced Materials*, vol. 22, n° 31, p. 3366-3387, 2010, doi: 10.1002/adma.200904059.

[136] T. J. White et D. J. Broer, « Programmable and adaptive mechanics with liquid crystal polymer networks and elastomers », *Nature Materials*, vol. 14, n° 11, p. 1087-1098, nov. 2015, doi: 10.1038/nmat4433.

[137] M. Wang, X.-B. Hu, B. Zuo, S. Huang, X.-M. Chen, et H. Yang, « Liquid crystal elastomer actuator with serpentine locomotion », *Chem. Commun.*, vol. 56, n° 55, Art. n° 55, juill. 2020, doi: 10.1039/D0CC02823A.

[138] T. Ikeda, J. Mamiya, et Y. Yu, « Photomechanics of Liquid-Crystalline Elastomers and Other Polymers », *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 46, n° 4, p. 506-528, 2007, doi: 10.1002/anie.200602372.

[139] M. Camacho-Lopez, H. Finkelmann, P. Palffy-Muhoray, et M. Shelley, « Fast liquid-crystal elastomer swims into the dark », *Nature Mater*, vol. 3, n° 5, p. 307-310, mai 2004, doi: 10.1038/nmat1118.

[140] M.-H. Li, P. Keller, B. Li, X. Wang, et M. Brunet, « Light-Driven Side-On Nematic Elastomer Actuators », *Advanced Materials*, vol. 15, n° 7-8, Art. n° 7-8, 2003, doi: 10.1002/adma.200304552.

[141] H. Zeng, O. M. Wani, P. Wasylczyk, R. Kaczmarek, et A. Priimagi, « Self-Regulating Iris Based on Light-Actuated Liquid Crystal Elastomer », *Advanced Materials*, vol. 29, n° 30, p. 1701814, 2017, doi: 10.1002/adma.201701814.

[142] G. Y. Zhou et Z. Y. Jiang, « Deformation in magnetorheological elastomer and elastomer–ferromagnet composite driven by a magnetic field », *Smart Mater. Struct.*, vol. 13, n° 2, Art. n° 2, 2004, doi: 10.1088/0964-1726/13/2/009.

[143] E. Havens, E. A. Snyder, et T. H. Tong, « Light-activated shape memory polymers and associated applications », San Diego, CA, mai 2005, p. 48. doi: 10.1117/12.606109.

[144] H. Li, H. Li, et H. Tzou, « Frequency Control of Beams and Cylindrical Shells With Light-Activated Shape Memory Polymers », *J. Vib. Acoust*, vol. 137, n° 1, p. 011006-011006-8, févr. 2015, doi: 10.1115/1.4028229.

[145] R. V. Beblo et L. M. Weiland, « Demonstration of a multiscale modeling technique: prediction of the stress–strain response of light activated shape memory polymers », *Smart Mater. Struct.*, vol. 19, n° 9, Art. n° 9, août 2010, doi: 10.1088/0964-1726/19/9/094012.

[146] H. Li, X. Zhang, et H. Tzou, « Actuation of Parabolic Cylindrical Shell Panels With Light-Activated Shape Memory Actuators », in *Volume 4B: Dynamics, Vibration, and Control*, Phoenix, Arizona, USA, nov. 2016, p. V04BT05A053. doi: 10.1115/IMECE2016-66477.

[147] M. Herath, J. Epaarachchi, M. Islam, L. Fang, et J. Leng, « Light activated shape memory polymers and composites: A review », *European Polymer Journal*, vol. 136, p. 109912, août 2020, doi: 10.1016/j.eurpolymj.2020.109912.

[148] R. V. Beblo et L. M. Weiland, « Light Activated Shape Memory Polymer Characterization », *Journal of Applied Mechanics*, vol. 76, n° 1, oct. 2008, doi: 10.1115/1.2999447.

[149] L. Bowen, K. Springsteen, H. Feldstein, M. Frecker, T. W. Simpson, et P. von Lockette, « Development and Validation of a Dynamic Model of Magneto-Active Elastomer Actuation of the Origami Waterbomb Base », *J. Mechanisms Robotics*, vol. 7, n° 1, Art. n° 1, févr. 2015, doi: 10.1115/1.4029290.

[150] J. Feng, S. Xuan, L. Ding, et X. Gong, « Magnetoactive elastomer/PVDF composite film based magnetically controllable actuator with real-time deformation feedback property », *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 103, p. 25-34, déc. 2017, doi: 10.1016/j.compositesa.2017.09.004.

[151] R. V. Ramanujan et L. L. Lao, « The mechanical behavior of smart magnet–hydrogel composites », *Smart Mater. Struct.*, vol. 15, n° 4, Art. n° 4, 2006, doi: 10.1088/0964-1726/15/4/008.

[152] N. Lazarus, C. D. Meyer, S. S. Bedair, G. A. Slipher, et I. M. Kierzewski, « Magnetic Elastomers for Stretchable Inductors », *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 7, n° 19, Art. n° 19, mai 2015, doi: 10.1021/acsami.5b02189.

[153] T. N. Do, H. Phan, T.-Q. Nguyen, et Y. Visell, « Miniature Soft Electromagnetic Actuators for Robotic Applications », *Advanced Functional Materials*, vol. 28, n° 18, p. 1800244, 2018, doi: 10.1002/adfm.201800244.

[154] « Composite elastic magnet films with hard magnetic feature - IOPscience », 9 mars 2020. https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0960-1317/14/10/005/meta (consulté le 9 mars 2020).

[155] S. Kaluvan, V. Thirumavalavan, S. Kim, et S.-B. Choi, « A new magneto-rheological fluid actuator with application to active motion control », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 239, p. 166-173, mars 2016, doi: 10.1016/j.sna.2016.01.030.

[156] J. D. Carlson et M. R. Jolly, « MR fluid, foam and elastomer devices », *mechatronics*, vol. 10, n° 4, Art. n° 4, 2000.

[157] F. D. Goncalves et J. D. Carlson, « An alternate operation mode for MR fluids—magnetic gradient pinch », *J. Phys.: Conf. Ser.*, vol. 149, p. 012050, févr. 2009, doi: 10.1088/1742-6596/149/1/012050.

[158] Y. Li, J. Li, W. Li, et H. Du, « A state-of-the-art review on magnetorheological elastomer devices », *Smart Mater. Struct.*, vol. 23, n° 12, Art. n° 12, 2014, doi: 10.1088/0964-1726/23/12/123001.

[159] P.-A. Novikoff, L. Eck, et M. Hafez, « An Experimental Analysis of Vibration Induced Behaviour in Magnetorheological Fluids », sept. 2017, p. V001T02A001-V001T02A001. doi: 10.1115/SMASIS2017-3774.

[160] A. Shankar, A. P. Safronov, E. A. Mikhnevich, I. V. Beketov, et G. V. Kurlyandskaya, « Ferrogels based on entrapped metallic iron nanoparticles in a polyacrylamide network: extended Derjaguin–Landau–Verwey–Overbeek consideration, interfacial interactions and magnetodeformation », *Soft Matter*, vol. 13, n° 18, Art. n° 18, mai 2017, doi: 10.1039/C7SM00534B.

[161] Y. Bar-Cohen, X. Bao, S. Sherrit, et S.-S. Lih, « Characterization of the electromechanical properties of ionomeric polymer-metal composite (IPMC) », in *Smart Structures and Materials 2002: Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, juill. 2002, vol. 4695, p. 286-293. doi: 10.1117/12.475173.

[162] Y. Han, A. Mohla, X. Huang, W. Hong, et L. E. Faidley, « Magnetostriction and Field Stiffening of Magneto-Active Elastomers », *Int. J. Appl. Mechanics*, vol. 07, n° 01, Art. n° 01, déc. 2014, doi: 10.1142/S1758825115400013.

[163] S. Samal, « Effect of shape and size of filler particle on the aggregation and sedimentation behavior of the polymer composite », *Powder Technology*, vol. 366, p. 43-51, avr. 2020, doi: 10.1016/j.powtec.2020.02.054.

[164] S. Samal, M. Škodová, L. Abate, et I. Blanco, « Magneto-Rheological Elastomer Composites. A Review », *Applied Sciences*, vol. 10, n° 14, Art. n° 14, janv. 2020, doi: 10.3390/app10144899.

[165] V. Kumar, J.-Y. Lee, et D.-J. Lee, « The response force and rate of magneto-rheological elastomers with different fillers and magnetic fields », *J. Magn. Magn. Mater.*, vol. 466, p. 164-171, nov. 2018, doi: 10.1016/j.jmmm.2018.06.072.

[166] G. G. Guilbault, J. M. Jordan, et E. Scheide, « Analytical Uses of Piezoelectric Crystals: A Review », *C R C Critical Reviews in Analytical Chemistry*, vol. 19, n° 1, p. 1-28, janv. 1988, doi: 10.1080/10408348808542806.

[167] A. Cornogolub, « Nouvelles structures à polymères électroactifs », p. 209.

[168] « PROJET DE FIN D ETUDES - PDF Téléchargement Gratuit ». https://docplayer.fr/16606239-Projet-de-fin-d-etudes.html (consulté le 23 juin 2022).

[169] B. Dubus, J.-C. Debus, et J. Coutte, « Modélisation de matériaux piézoélectriques et électrostrictifs par la méthode des éléments finis », *Revue Européenne des Éléments Finis*, vol. 8, n° 5-6, p. 581-606, janv. 1999, doi: 10.1080/12506559.1999.10511398.

[170] « Effet piézoélectrique », *Passeport Recherche Bouaye 2017*, 5 avril 2017. https://passeportrecherchebouaye2017.wordpress.com/effet-piezoelectrique-2/ (consulté le 1 février 2022).

[171] H. A. Sodano, D. J. Inman, et G. Park, « A Review of Power Harvesting from Vibration Using Piezoelectric Materials », *shock vib digest*, vol. 36, n° 3, p. 197-205, mai 2004, doi: 10.1177/0583102404043275.

[172] G. Gautschi, « Piezoelectric Sensors », in *Piezoelectric Sensorics: Force Strain Pressure Acceleration and Acoustic Emission Sensors Materials and Amplifiers*, G. Gautschi, Éd. Berlin, Heidelberg: Springer, 2002, p. 73-91. doi: 10.1007/978-3-662-04732-3_5.

[173] L. Wang, W. Chen, J. Liu, J. Deng, et Y. Liu, « A review of recent studies on non-resonant piezoelectric actuators », *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 133, p. 106254, nov. 2019, doi: 10.1016/j.ymssp.2019.106254.

[174] J. Li, H. Huang, et T. Morita, « Stepping piezoelectric actuators with large working stroke for nano-positioning systems: A review », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 292, p. 39-51, juin 2019, doi: 10.1016/j.sna.2019.04.006.

[175] S. Roundy et P. K. Wright, « A piezoelectric vibration based generator for wireless electronics », *Smart Mater. Struct.*, vol. 13, n° 5, p. 1131-1142, août 2004, doi: 10.1088/0964-1726/13/5/018.

[176] D. Campolo, R. Sahai, et R. S. Fearing, « Development of piezoelectric bending actuators with embedded piezoelectric sensors for micromechanical flapping mechanisms », in *2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.03CH37422)*, sept. 2003, vol. 3, p. 3339-3346 vol.3. doi: 10.1109/ROBOT.2003.1242106.

[177] P. Brochu et Q. Pei, « Advances in Dielectric Elastomers for Actuators and Artificial Muscles », *Macromolecular Rapid Communications*, vol. 31, n° 1, Art. n° 1, janv. 2010, doi: 10.1002/marc.200900425.

[178] « Matériaux textiles fonctionnels et intelligents - Polymères piézoélectriques ». https://campus.mines-douai.fr/pluginfile.php/13740/mod_resource/content/0/CH2_fr_mai_2013/co/cours_ch2_7_3_fr.html (consulté le 4 avril 2022).

[179] C. Huang *et al.*, « Poly(vinylidene fluoride-trifluoroethylene) based high performance electroactive polymers », *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 11, n° 2, p. 299-311, avr. 2004, doi: 10.1109/TDEI.2004.1285901.

[180] F. Carpi et D. D. Rossi, « Contractile folded dielectric elastomer actuators », in *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2007*, avr. 2007, vol. 6524, p. 65240D. doi: 10.1117/12.715594.

[181] S. Ahmed, Z. Ounaies, et M. Frecker, « Investigating the performance and properties of dielectric elastomer actuators as a potential means to actuate origami structures », *Smart Mater. Struct.*, vol. 23, n° 9, p. 094003, 2014, doi: 10.1088/0964-1726/23/9/094003.

[182] Y. Liu, L. Liu, Z. Zhang, et J. Leng, « Dielectric elastomer film actuators: characterization, experiment and analysis », *Smart Mater. Struct.*, vol. 18, n° 9, p. 095024, 2009, doi: 10.1088/0964-1726/18/9/095024.

[183] A. Kachroudi, S. Basrour, L. Rufer, F. Jomni, et T. Laboratory, « Etude des propriétés piézoélectriques d'un matériau piézo-électret polymère pour micro-capteurs de vibrations mécaniques », p. 5.

[184] Z. Cheng et Q. Zhang, « Field-Activated Electroactive Polymers », *MRS Bulletin*, vol. 33, n° 3, p. 183-187, mars 2008, doi: 10.1557/mrs2008.43.

[185] S. Bauer, R. Gerhard-Multhaupt, et G. M. Sessler, « Ferroelectrets: Soft Electroactive Foams for Transducers », *Physics Today*, vol. 57, n° 2, p. 37-43, févr. 2004, doi: 10.1063/1.1688068.

[186] S. Petsch *et al.*, « Smart artificial muscle actuators: Liquid crystal elastomers with integrated temperature feedback », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 231, p. 44-51, juill. 2015, doi: 10.1016/j.sna.2014.10.014.

[187] Z. S. Davidson *et al.*, « Monolithic shape-programmable dielectric liquid crystal elastomer actuators », *Science Advances*, vol. 5, n° 11, p. eaay0855, doi: 10.1126/sciadv.aay0855.

[188] H. Ringsdorf et R. Zentel, « Liquid crystalline side chain polymers and their behaviour in the electric field », *Die Makromolekulare Chemie*, vol. 183, n° 5, p. 1245-1256, 1982, doi: 10.1002/macp.1982.021830519.

[189] B. Bhandari, G.-Y. Lee, et S.-H. Ahn, « A review on IPMC material as actuators and sensors: Fabrications, characteristics and applications », *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, vol. 13, n° 1, Art. n° 1, janv. 2012, doi: 10.1007/s12541-012-0020-8.

[190] Y. Wang *et al.*, « Aided manufacturing techniques and applications in optics and manipulation for ionic polymer-metal composites as soft sensors and actuators », *Journal of Polymer Engineering*, vol. 35, n° 7, janv. 2015, doi: 10.1515/polyeng-2014-0274.

[191] Y. Wang, J. Liu, D. Zhu, et H. Chen, « Active Tube-Shaped Actuator with Embedded Square Rod-Shaped Ionic Polymer-Metal Composites for Robotic-Assisted Manipulation », *Appl Bionics Biomech*, vol. 2018, p. 4031705, 2018, doi: 10.1155/2018/4031705.

[192] Y. Shan et K. K. Leang, « Frequency-weighted feedforward control for dynamic compensation in ionic polymer–metal composite actuators », *Smart Mater. Struct.*, vol. 18, n° 12, Art. n° 12, oct. 2009, doi: 10.1088/0964-1726/18/12/125016.

[193] L. Yang, D. Zhang, X. Zhang, A. Tian, et X. Wang, « Models of displacement and blocking force of ionic-polymer metal composites based on actuation mechanism », *Appl. Phys. A*, vol. 126, n° 5, p. 365, avr. 2020, doi: 10.1007/s00339-020-03546-x.

[194] M. A. Tsugawa, V. Palmre, J. D. Carrico, K. J. Kim, et K. K. Leang, « Slender tube-shaped and square rod-shaped IPMC actuators with integrated sensing for soft mechatronics », *MECCANICA*, vol. 50, n° 11, Art. n° 11, juin 2015, doi: 10.1007/s11012-015-0218-9.

[195] J. D. Nam, H. R. Choi, Y. S. Tak, et K. J. Kim, « Novel electroactive, silicate nanocomposites prepared to be used as actuators and artificial muscles », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 105, n° 1, p. 83-90, juin 2003, doi: 10.1016/S0924-4247(03)00066-9.

[196] V. Palmre *et al.*, « An IPMC-enabled bio-inspired bending/twisting fin for underwater applications », *Smart Mater. Struct.*, vol. 22, n° 1, Art. n° 1, 2013, doi: 10.1088/0964-1726/22/1/014003.

[197] G.-H. Feng et J.-W. Tsai, « 3D omnidiectional contollable elastic IPMC tweezer with self-sensing and adjustable clamping force abilities for biomedical applications », in *2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, juin 2011, p. 1725-1728. doi: 10.1109/TRANSDUCERS.2011.5969609.

[198] M. Shahinpoor et K. J. Kim, « Ionic polymer-metal composites: I. Fundamentals », *Smart Mater. Struct.*, vol. 10, n° 4, Art. n° 4, 2001, doi: 10.1088/0964-1726/10/4/327.

[199] C. Jo, D. Pugal, I.-K. Oh, K. J. Kim, et K. Asaka, « Recent advances in ionic polymer–metal composite actuators and their modeling and applications », *Progress in Polymer Science*, vol. 38, n° 7, p. 1037-1066, juill. 2013, doi: 10.1016/j.progpolymsci.2013.04.003.

[200] M. Rajagopalan et I.-K. Oh, « Fullerenol-Based Electroactive Artificial Muscles Utilizing Biocompatible Polyetherimide », *ACS Nano*, vol. 5, n° 3, p. 2248-2256, mars 2011, doi: 10.1021/nn103521g.

[201] J. Lu, S.-G. Kim, S. Lee, et I.-K. Oh, « A Biomimetic Actuator Based on an Ionic Networking Membrane of Poly(styrene-alt-maleimide)-Incorporated Poly(vinylidene fluoride) », *Advanced Functional Materials*, vol. 18, n° 8, p. 1290-1298, 2008, doi: 10.1002/adfm.200701133.

[202] G.-Y. Lee, J.-O. Choi, M. Kim, et S.-H. Ahn, « Fabrication and reliable implementation of an ionic polymer–metal composite (IPMC) biaxial bending actuator », *Smart Materials and Structures*, vol. 20, n° 10, Art. n° 10, oct. 2011, doi: 10.1088/0964-1726/20/10/105026.

[203] B. Tondu, R. Emirkhanian, S. Mathé, et A. Ricard, « A pH-activated artificial muscle using the McKibben-type braided structure », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 150, n° 1, p. 124-130, mars 2009, doi: 10.1016/j.sna.2008.12.011.

[204] Z. Liu et P. Calvert, « Multilayer Hydrogels as Muscle-Like Actuators », *Advanced Materials*, vol. 12, n° 4, p. 288-291, 2000, doi: 10.1002/(SICI)1521-4095(200002)12:4<288::AID-ADMA288>3.0.CO;2-1.

[205] T. Mirfakhrai, J. D. W. Madden, et R. H. Baughman, « Polymer artificial muscles », *Materials Today*, vol. 10, n° 4, Art. n° 4, avr. 2007, doi: 10.1016/S1369-7021(07)70048-2.

[206] J. D. W. Madden *et al.*, « Artificial muscle technology: physical principles and naval prospects », *IEEE Journal of Oceanic Engineering*, vol. 29, n° 3, p. 706-728, juill. 2004, doi: 10.1109/JOE.2004.833135.

[207] K. Aschberger *et al.*, « Review of carbon nanotubes toxicity and exposure—Appraisal of human health risk assessment based on open literature », *Critical Reviews in Toxicology*, vol. 40, n° 9, p. 759-790, oct. 2010, doi: 10.3109/10408444.2010.506638.

[208] M. Pacurari, V. Castranova, et V. Vallyathan, « Single- and Multi-Wall Carbon Nanotubes Versus Asbestos: Are the Carbon Nanotubes a New Health Risk to Humans? », *Journal of Toxicology and Environmental Health, Part A*, vol. 73, n° 5-6, p. 378-395, févr. 2010, doi: 10.1080/15287390903486527.

[209] J. D. Carrico, T. Tyler, et K. K. Leang, « A comprehensive review of select smart polymeric and gel actuators for soft mechatronics and robotics applications: fundamentals, freeform fabrication, and motion control », *International Journal of Smart and Nano Materials*, vol. 8, n° 4, Art. n° 4, oct. 2017, doi: 10.1080/19475411.2018.1438534.

[210] W. Spath, « Feasibility of integrating multiple types of electroactive polymers to develop a biomimetic inspired muscle actuator », *Theses*, nov. 2011, [En ligne]. Disponible sur: https://scholarworks.rit.edu/theses/2645

[211] « Fuel Cell Store ». https://www.fuelcellstore.com/about-us (consulté le 17 février 2022).

[212] « D1021 Nafion™ Dispersion - Water based 1100 EW at 10 wt% ». https://www.fuelcellstore.com/nafion-d1021 (consulté le 21 février 2022).

[213] E. Malone et H. Lipson, « Freeform fabrication of ionomeric polymer-metal composite actuators », *Rapid Prototyping Journal*, vol. 12, n° 5, p. 244-253, janv. 2006, doi: 10.1108/13552540610707004.

[214] J. D. Carrico, N. W. Traeden, M. Aureli, et K. K. Leang, « Fused filament 3D printing of ionic polymer-metal composites (IPMCs) », *Smart Materials and Structures*, vol. 24, n° 12, Art. n° 12, déc. 2015, doi: 10.1088/0964-1726/24/12/125021.

[215] J. D. Carrico, T. Hermans, K. J. Kim, et K. K. Leang, « 3D-Printing and Machine Learning Control of Soft Ionic Polymer-Metal Composite Actuators », *Sci Rep*, vol. 9, n° 1, Art. n° 1, nov. 2019, doi: 10.1038/s41598-019-53570-y.

[216] N. P. Cele, « PREPARATION AND CHARACTERIZATION OF NAFION-BASED NANOCOMPOSITE MEMBRANES FOR FUEL CELL APPLICATIONS », p. 195.

[217] « Ender 5 Pro 3D Printer Silent Board Pre-installed ». https://www.creality3dofficial.eu/products/ender-5-pro-3d-printer (consulté le 14 avril 2022).

[218] « Imprimante 3D Original Prusa i3 MK3S+ | Imprimantes 3D Original Prusa par Joseph Prusa directement ». https://www.prusa3d.com/fr/produit/imprimante-3d-original-prusa-i3-mk3s-3/ (consulté le 14 avril 2022).

[219] « Ender-3 V2 3D Printer ». https://www.creality3dofficial.eu/products/ender-3-v2-3d-printer (consulté le 14 avril 2022).

[220] « Thingiverse - Digital Designs for Physical Objects ». https://www.thingiverse.com/ (consulté le 23 juin 2022).

[221] J. A. Elliott *et al.*, « Hydrolysis of the Nafion® precursor studied by X-ray scattering and in-situ atomic force microscopy », *e-Polymers*, vol. 1, n° 1, déc. 2001, doi: 10.1515/epoly.2001.1.1.210.

[222] K. J. Kim et M. Shahinpoor, « Ionic polymer metal composites: II. Manufacturing techniques », *Smart Materials and Structures*, vol. 12, n° 1, p. 65-79, févr. 2003, doi: 10.1088/0964-1726/12/1/308.

[223] K. Mukai *et al.*, « High performance fully plastic actuator based on ionic-liquid-based bucky gel », *Electrochimica Acta*, vol. 53, n° 17, p. 5555-5562, juill. 2008, doi: 10.1016/j.electacta.2008.02.113.

[224] N. Terasawa, I. Takeuchi, et H. Matsumoto, « Electrochemical properties and actuation mechanisms of actuators using carbon nanotube-ionic liquid gel », *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 139, n° 2, p. 624-630, juin 2009, doi: 10.1016/j.snb.2009.03.057.

[225] Z. Z. Sun *et al.*, « Processing and Modification of Ionic Polymers Metal Composites (IPMC) - A Review », *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, 2015. https://www.scientific.net/JBBBE.22.13 (consulté le 31 janvier 2019).

[226] N. Terasawa et I. Takeuchi, « Electrochemical property and actuation mechanism of an actuator using three different electrode and same electrolyte in air: Carbon nanotube/ionic liquid/polymer gel electrode, carbon nanotube/ionic liquid gel electrode and Au paste as an electrode », *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 145, n° 2, p. 775-780, mars 2010, doi: 10.1016/j.snb.2010.01.043.

[227] R. Tiwari et E. Garcia, « The state of understanding of ionic polymer metal composite architecture: a review », *Smart Mater. Struct.*, vol. 20, n° 8, p. 083001, juill. 2011, doi: 10.1088/0964-1726/20/8/083001.

[228] J. D. Carrico, N. W. Traeden, M. Aureli, et K. K. Leang, « Fused Filament Additive Manufacturing of Ionic Polymer-Metal Composite Soft Active 3D Structures », in *Volume 1: Development and Characterization of Multifunctional Materials; Mechanics and Behavior of Active Materials; Modeling, Simulation and Control of Adaptive Systems*, Colorado Springs, Colorado, USA, sept. 2015, p. V001T01A004. doi: 10.1115/SMASIS2015-8895.

[229] L. Chang, H. Chen, Z. Zhu, et B. Li, « Manufacturing process and electrode properties of palladium-electroded ionic polymer–metal composite », *Smart Mater. Struct.*, vol. 21, n° 6, p. 065018, mai 2012, doi: 10.1088/0964-1726/21/6/065018.

[230] M. Shahinpoor et K. J. Kim, « The effect of surface-electrode resistance on the performance of ionic polymer-metal composite (IPMC) artificial muscles », *Smart Mater. Struct.*, vol. 9, n° 4, p. 543-551, août 2000, doi: 10.1088/0964-1726/9/4/318.

[231] Q. Chen, K. Xiong, K. Bian, N. Jin, et B. Wang, « Preparation and performance of soft actuator based on IPMC with silver electrodes », *Front. Mech. Eng. China*, vol. 4, n° 4, p. 436, mai 2009, doi: 10.1007/s11465-009-0054-5.

[232] « NASA », *NASA*. http://www.nasa.gov/index.html (consulté le 19 avril 2022).

[233] M. A. Tsugawa, K. K. Leang, V. Palmre, et K. J. Kim, « Sectored Tube-Shaped Ionic Polymer-Metal Composite Actuator With Integrated Sensor », sept. 2013, p. V002T06A001-V002T06A001. doi: 10.1115/SMASIS2013-3017.

[234] D. Pugal, S. J. Kim, K. J. Kim, et K. K. Leang, « IPMC: recent progress in modeling, manufacturing, and new applications », in *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2010*, avr. 2010, vol. 7642, p. 76420U. doi: 10.1117/12.848281.

[235] Y. Nakabo, T. Mukai, et K. Asaka, « Kinematic Modeling and Visual Sensing of Multi-DOF Robot Manipulator with Patterned Artificial Muscle », in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, avr. 2005, p. 4315-4320. doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570784.

[236] Z. Chen et X. Tan, « Monolithic fabrication of ionic polymer–metal composite actuators capable of complex deformation », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 157, n° 2, p. 246-257, févr. 2010, doi: 10.1016/j.sna.2009.11.024.

[237] J.-H. Jeon, S.-W. Yeom, et I.-K. Oh, « Fabrication and actuation of ionic polymer metal composites patterned by combining electroplating with electroless plating », *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, vol. 39, n° 4, p. 588-596, avr. 2008, doi: 10.1016/j.compositesa.2007.07.013.

Annexes

Annexe 1

Étape	Durée de l'étape	Manipulation	Jour	Durée cumulée par journée	Matériel
Activation du polymère échangeur d'ion					
Activation process partie 1	6,4h (hydrolyse) + 6,4h (formation du cluster ionique) = 12,8h	Solution de 15wt% KOH/35wt% DMSO / 50 wt% DI water à 75°C La fin de la réaction est confirmé grâce au bleu de méthylène (couper une section du polymère et si la coloration perdure sur tout la surface cela veut dire que la réaction est total)	1	12,8h	15g KOH + 35gDMSO + 50g H2O DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Activation process partie 2	3 bain de 30 min : 1h30	3 bains successifs d'Eau DI à 75°C	2	1h30	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Electrode Plating Process					
The surface preparation : poncer le polymère	quelques secondes	Ponceer la surface du polymère à l'aide de papier abrasif	2	1h40	Papier abrasif (grain fin)
The initial ion exchange : nettoyage partie 1	15min	Trempage dans de l'Eau DI à 65°C	2	1h55	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 2	45min	Trempage dans du H2O2 à 3wt% à 65°C	2	2h40	1,5gH2O2 dans 48,5g d'H20 DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 3	15min	Trempage dans de l'Eau DI à 65°C	2	2h55	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : passage à la forme acide	45min	Trempage dans du H2SO4 à 15wt% à 65°C	2	3h40	H2SO4 7,5g dans 41,5g d'eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 4	2 x 45min --> 90min	2 xTrempage dans de l'Eau DI à 65°C	2	5h10	Eau DI H2SO4 7,5g dans 41,5g d'eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique

Primary plating process : partie 1	4h	Trempage dans du (Pt(NH3)4(NO3)2) à 0,02M à température ambiante	3	4h	0,483g (Pt(NH3)4(NO3)2) dans 50ml d'eau DI Bécher
Primary plating process : partie 2	3h	Tremper dans de l'eau DI à 50°C. Puis ajouter du NaBH4 toutes les 30min durant 3h (ajout de 0,2g) tout en augmentant doucement la température et en la portant à 65°C	3	7h	Eau DI 50mL 0,2g de NaBH4 (6 fois 0,033g) ballon 75ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 3	45min	Trempage dans du H2SO4 à 0,5M à 65°C : ballon + chaufe ballon + agi réacteur + barreau magnétique	3	7h45	Eau DI 48,69mL 2,4 de H2SO4 (1,31ml) ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 4	2 x 45 min --> 90min	2 x Trempage dans eau DI à 65°C	3	9h15	Eau DI ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique

Secondary plating process		Tremper dans du (Pt(NH3)4(NO3)2) à 0,02M à 50°C	4		0,483g dans 50ml d'eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Secondary plating process : réduction à l'hydrazine	3h	Ajout d'agent réducteur dans la solution précédante toutes les 30min pendant 3h en augmentant progressivement la température jusqu'à 65°C Les agents réducteurs sont : -H2NOH HCl à 5wt% (2ml) (hydroxylamine hydrochloride) -NH2NH2 H2O à 20 wt% (1ml) (hydrazine)	4	3h	-H2NOH HCl à 5wt% (2ml) (hydroxylamine hydrochloride) (0,0022mol dans 2ml) -NH2NH2 H2O à 20 wt% (1ml) (hydrazine) (0,0080mol dans 1ml) Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Secondary plating process : vérification de la résistance électrique	5min	Mesure de la résistance électrique des électrodes, si audessus de 5 Ω/cm, il faut répéter l'étape précédante	4	3h05	Multimètre
Secondary plating process : nettoyage	45min	Trempage dans du H2SO4 à 0,5M à 65°C	4	3h50	Eau DI 48,69mL 2,4g de H2SO4 (1,31ml) Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Secondary plating process : nettoyage	2 x 45min	Trempage dans de l'eau DI à 65°C	4	5h20	Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique

Ion exchange process	24h	Tremapge dans une solution de LiCl à 1M à température ambiante	4 & 5	24h	0,05mol de LiCl dans 50mL d'eau DI Bécher

Annexe 2

Étape	Durée de l'étape	Manipulation	Jour	Durée cumulée par journée	Matériel
Activation du polymère échangeur d'ion					
Activation process partie 1	6,4h (hydrolyse) + 6,4h (formation du cluster ionique) = 12,8h	Solution de 15wt% KOH/35wt% DMSO / 50 wt% DI water à 75°C La fin de la réaction est confirmé grâce au bleu de méthylène (couper une section du polymère et si la coloration perdure sur tout la surface cela veut dire que la réaction est total)	1	12,8h	15g KOH + 35gDMSO + 50g H2O DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Activation process partie 2	3 bain de 30 min : 1h30	3 bains successifs d'Eau DI à 75°C	2	1h30	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Electrode Plating Process					
The surface preparation : poncer le polymère	quelques secondes	Ponceer la surface du polymère à l'aide de papier abrasif	2	1h40	Papier abrasif (grain fin)
The initial ion exchange : nettoyage partie 1	15min	Trempage dans de l'Eau DI à 65°C	2	1h55	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 2	45min	Trempage dans du H2O2 à 3wt% à 65°C	2	2h40	1,5gH2O2 dans 48,5g d'H20 DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 3	15min	Trempage dans de l'Eau DI à 65°C : ballon + chaufe ballon + agi réacteur + barreau magnétique	2	2h55	Eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : passage à la forme acide	45min	Trempage dans du H2SO4 à 15wt% à 65°C	2	3h40	H2SO4 7,5g dans 41,5g d'eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
The initial ion exchange : nettoyage partie 4	2 x 45min --> 90min	2 xTrempage dans de l'Eau DI à 65°C	2	5h10	Eau DI H2SO4 7,5g dans 41,5g d'eau DI Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Primary plating process : partie 1	4h	Tremper dans du (Pt(NH3)4(NO3)2) à 0,02M à 50°C	3	4h	0,483g (Pt(NH3)4(NO3)2) dans 50ml d'eau DI Bécher Fiole jaugée

Primary plating process : partie 2	3h	Tremper dans de l'eau DI à 50°C. Puis ajouter du NaBH4 toutes les 30min durant 3h (ajout de 0,2g) tout en augmentant doucement la température et en la portant à 65°C	4	3h	Eau DI 50mL 0,2g de NaBH4 (6 fois 0,033g) ballon 75ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 3	45min	Trempage dans du H2SO4 à 0,5M à 65°C : ballon + chaufe ballon + agi réacteur + barreau magnétique	4	3h45	Eau DI 48,69mL 2,4 de H2SO4 (1,31ml) ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 4	2 x 45 min --> 90min	2 x Trempage dans eau DI à 65°C	4	5h15	Eau DI ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique

Primary plating process : partie 1	4h	Tremper dans du (Pt(NH3)4(NO3)2) à 0,02M à 50°C	5	4h	0,483g (Pt(NH3)4(NO3)2) dans 50ml d'eau DI Bécher Fiole jaugée

Primary plating process : partie 2	3h	Tremper dans de l'eau DI à 50°C. Puis ajouter du NaBH4 toutes les 30min durant 3h (ajout de 0,2g) tout en augmentant doucement la température et en la portant à 65°C	6	3h	Eau DI 50mL 0,2g de NaBH4 (6 fois 0,033g) ballon 75ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 3	45min	Trempage dans du H2SO4 à 0,5M à 65°C : ballon + chaufe ballon + agi réacteur + barreau magnétique	6	3h45	Eau DI 48,69mL 2,4 de H2SO4 (1,31ml) ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique
Primary plating process : partie 4	2 x 45 min --> 90min	2 x Trempage dans eau DI à 65°C	6	5h15	Eau DI ballon 50ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique

Secondary plating process		Tremper dans du (Pt(NH3)4(NO3)2) à 0,02M à 50°C	7		0,483g dans 50ml d'eau DI ballon 75ml colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur avec thermomètre barreau magnétique --> ERREUR IL FAUT 0,387g Il faut une fiole jaugée, utilisée une balance de précision, une spatule pour prélevé le platine
Secondary plating process : réduction à l'hydrazine	3h	Ajout d'agent réducteur dans la solution précédante toutes les 30min pendant 3h en augmentant progressivement la température jusqu'à 65°C Les agents réducteurs sont : -H2NOH HCl à 5wt% (2ml) (hydroxylamine hydrochloride) -NH2NH2 H2O à 20 wt% (1ml) (hydrazine)	7	3h	-H2NOH HCl à 5wt% (2ml) (hydroxylamine hydrochloride) (0,0022mol dans 2ml) -NH2NH2 H2O à 20 wt% (1ml) (hydrazine) (0,0080mol dans 1ml)
Secondary plating process : vérification de la résistance électrique	5min	Mesure de la résistance électrique des électrodes, si audessus de 5 Ω/cm, il faut répéter l'étape précédante	7	3h05	Multimètre
Secondary plating process : nettoyage	45min	Trempage dans du H2SO4 à 0,5M à 65°C	7	3h50	Eau DI 48,69mL 2,4g de H2SO4 (1,31ml) Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique
Secondary plating process : nettoyage	2 x 45min	Trempage dans de l'eau DI à 65°C	7	5h20	Ballon de 100mL Colonne refroidissement Chauffe ballon/agitateur Thermomètre Barreau magnétique

Ion exchange process	24h	Tremapge dans une solution de **LiCl** à 1M à température ambiante	7 & 8	24h	0,05mol de LiCl dans 50mL d'eau DI Bécher