

École polytechnique de Louvain

Etude et réalisation d'un instrument motorisé avec retour de force pour un robot télé microchirurgie

Auteur: **Arthur RASE**

Promoteurs: **Benoit HERMAN, Benoit RAUCENT**

Lecteur: **Bruno DEHEZ**

Année académique 2019–2020

Master [120] : ingénieur civil électromécanicien

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier la personne qui m'a le plus aidé dans ce mémoire, *Benoit Herman*. Sans qui, je n'aurais probablement pas autant avancé. Ses conseils et son temps m'ont été très précieux. Merci pour sa patience et de m'avoir correctement guidé.

Je tenais également à remercier les techniciens de l'atelier mécanique. Tout particulièrement *Axel Jottard*, pour ses conseils et la réalisation des pièces métalliques.

Je remercie également *Souley Djadjandi* pour son temps accordé, pour la réalisation des PCBs de prototypages et les soudures des capteurs.

Je remercie aussi *Thierry Daras* et *Yan Liu* pour leurs divers conseils et leurs investigations prodiguées.

Un remerciement particulier à *Léna Vanthournhout*, qui malgré le fait qu'elle terminait son doctorat cette année, est restée présente et très disponible pour m'aider et m'aiguiller.

Je tiens également à remercier toutes les personnes qui m'ont aidé et qui ont participé à l'étude expérimentale des pinces.

Des remerciements vont aussi à ma famille et mes amis, pour m'avoir soutenu durant cette année. Pour leurs relectures et leurs critiques nombreuses.

Finalement, je tenais à remercier encore les lecteurs et les promoteurs pour leur temps accordé à la lecture, la discussion et la pondération de ce mémoire.

ABSTRACT

The medical field is constantly improving. Surgery is becoming more accurate and efficient thanks to robotics. Indeed, different types of medical assistance have been developed allowing more complex surgical procedures.

The objective of this thesis is to develop a motorized instrument with a return of effort, which will be integrated into the remote-operated robot developed by Léna Vanthournhout.. The latter is intended to improve the precision and reduce the time of the surgical procedure, mainly micro-anastomosis. This consists of the suture of micro blood vessels.

The first part of the work concerns the realisation of the motorised clamp. It is 102 mm long, with a diameter of 28 mm and a weight of 91 g. That design was inspired by the work of Fabrice Serville.

The second part explains the design and realisation of the joystick side pliers. A hall effect sensor and a magnet are used to recover the notion of clamp closure. In addition, an integrated spring engages from a certain threshold, allowing to simulate a contact. The clamp retains the morphology of a classic one, 200 mm long, 63 mm high, 16 mm wide and 27 g weight.

In the third part, the link between the prototypes is made using an arduino card. The calibration relationship of the first prototype makes it possible to say that the displacement of the clamps is proportional to the current consumed by the engine. The second calibration gives the relationship between the output voltage of the hall sensor and the closing distance.

Finally, an experimental study is carried out. It aims to compare the work carried out with the pliers commercially available. Although the return of effort is not electro-mechanical, it allows to compete with the other clamps. Indeed, the prototype realised allows to have a better feeling.

Le domaine médical ne cesse de s'améliorer. La chirurgie devient de plus en plus précise et performante dû à la robotique. En effet, différents types d'assistances médicales ont été développées permettant des actes chirurgicaux plus complexes.

L'objectif de ce mémoire vise à développer un instrument motorisé avec retour d'effort, venant s'intégrer au robot téléopéré de Léna Vanthournhout. Ce dernier a pour intention, une amélioration de la précision ainsi qu'une réduction du temps de l'acte chirurgical, principalement la micro-anastomose. Celle-ci consiste en la suture de micro vaisseaux sanguins.

La première partie du travail porte sur la réalisation de la pince motorisée. Elle mesure 102 mm de long, pour un diamètre de 28 mm et un poids de 91 g. Le design de cette dernière a été inspiré du travail de Fabrice Serville.

La seconde partie, explique la conception et la réalisation de la pince coté joystick. Un capteur à effet hall et un aimant sont utilisés afin de récupérer la notion de fermeture de la pince. De plus, un ressort intégré s'enclenche à partir d'un certain seuil, permettant de simuler un contact. La pince garde la morphologie d'une pince classique, de 200 mm de long, d'une hauteur de 63 mm, d'une largeur de 16 mm et d'un poids de 27 g.

La troisième partie, la liaison entre les prototypes est réalisée à l'aide d'un arduino. La relation d'étalonnage du premier prototype, permet de dire qu'il existe une relation proportionnelle entre, le déplacement des pinces et le courant consommé au moteur. Le second étalonnage donne la relation entre la tension de sortie du capteur hall et la distance de fermeture.

Finalement, une étude expérimentale est réalisée. Elle vise à comparer le travail effectué vis à vis des pinces disponibles dans le commerce. Bien que le retour d'effort n'est pas électro-mécanique, celui-ci permet de concurrencer les autres pinces. En effet, le prototype réalisé permet d'avoir un meilleur ressenti.

TABLE DES MATIÈRES

Introduction	7
I Contexte et objectif	9
1 Contexte et objectif	10
1.1 Microchirurgie	10
1.2 Microanastomose	11
1.3 Intérêt des robots dans la médecine	14
1.4 Inscription du mémoire dans son contexte	19
1.5 Objectif du travail	21
II Conception et prototypage	24
2 Design de la pince motorisée	25
2.1 Besoins et limitations	26
2.2 Design préliminaire de Fabrice Serville	28
2.2.1 Instrument de microchirurgie	29
2.2.2 Support du moteur	29
2.2.3 Support de l'instrument	30
2.3 Modifications implémentées	31
2.3.1 Modifications au niveau du support moteur	32
2.3.2 Modifications au niveau du support de l'instrument	34
2.4 Prototype réel final	36
3 Design de la pince du chirurgien	37
3.1 Besoins et limitations	37
3.2 Joystick de base et son adaptation	38

3.3	État de l'art sur les capteurs de positions	39
3.3.1	Potentiomètre SMD ou non	39
3.3.2	Encodeur	40
3.3.3	Capteur à courant de Foucault	41
3.3.4	Jauge de déformation	41
3.3.5	Capteur LVDT	42
3.3.6	Capteur effet Hall	43
3.4	Étude approfondie du capteur	44
3.4.1	Choix du type de capteur	44
3.4.2	Choix de l'aimant	45
3.4.3	Caractéristiques théoriques du capteur	47
3.5	Design de la pince	49
3.5.1	Première version de la pince joystick	50
3.5.2	Seconde version de la pince joystick	51
3.6	Prototype réel final	53
III	Expérimentation et commande	54
4	Commande	55
4.1	Architecture Hardware	55
4.2	Récupération et traitement du courant	56
4.3	Caractéristiques expérimentales du capteur hall	59
4.4	Etalonnage	62
4.4.1	Pince joystick	62
4.4.2	Pince motorisée	64
4.5	Schéma de contrôle	65
4.6	Optimisation expérimentale des gains	66
4.6.1	Ziegler et Nichols 1	67
4.6.2	Ziegler et Nichols 2	68
4.6.3	Méthode analytique	69
4.6.4	Essai - erreur	71
5	Expérimentation	77
5.1	Effet de la fatigue	77
5.2	Ouverture active de la pince	79
5.2.1	Quantification de l'ouverture	79
5.2.2	Implémentation de l'ouverture active	80
5.3	Détection du contact	82
5.4	Force développée	83

6 Comparaison avec les pinces existantes	85
Conclusion	90
Annexes	92
A Fiche technique de l'aimant	93
B Capteur Hall PCB	94
C Détails - pince motorisée	95
C.1 Pièces usinées	96
C.1.1 Dessin technique - Support moteur	96
C.1.2 Dessin technique - Support moteur 2	97
C.1.3 Dessin technique - Support pince	98
C.1.4 Dessin technique - Support pince 2	99
C.2 Pièces imprimées en 3D	100
C.2.1 Support Moteur - Bague	100
C.2.2 Support Moteur - Bridge	101
C.2.3 Support Pince - Liaison profile	101
C.2.4 Support Pince - attache pince	102
C.2.5 Support Pince - attache corde	102
C.2.6 Support Pince - rondelle	103
D Détails - pince joystick	104
D.1 Pièces imprimées en 3D	104
D.1.1 Attache support capteur	105
D.1.2 Support capteur	105
D.1.3 Couvercle	106
D.1.4 Pince	107
D.2 Connecteur jack femelle	108
D.3 Attache ressort supplémentaire	109
E Détails - Étude expérimentale	110
Bibliographie	111

La chirurgie existe depuis plusieurs siècles. Elle consiste à opérer des tissus soit de manière interne, soit de manière externe. Les performances et les progrès dans ce domaine sont en constante évolution. La chirurgie permet, des reconstructions mammaires, des greffes d'organes,...

La microanastomose est un acte chirurgical nécessitant une précision extrême. Ce dernier consiste en la suture de micro-vaisseaux sanguins, lymphatiques ou nerveux. Autant dire que la microanastomose est très souvent présente lors de greffes.

Afin d'aider les chirurgiens, diverses sortes de robots ont été inventés et créés, le plus connu actuellement est le Da Vinci. Ces robots permettent d'augmenter la précision des actes chirurgicaux, d'augmenter le taux de succès des opérations et de diminuer le nombre de complications.

Ce mémoire s'inscrit dans la thèse de Léna Vanthournhout intitulé *"Assistance téléopérée adaptative pour l'augmentation de la précision des gestes de la micro-chirurgie reconstructrice"*. Le but de ce travail de fin d'étude est la conception et la réalisation d'une pince motorisée avec retour d'effort pour cette assistance. Étant un robot téléopéré, il est composé de deux parties, la première, se fixant à l'extrémité du robot, la seconde venant s'immiscer sur le joystick contrôlant le robot.

Un premier design de la pince motorisée a été effectué par une tierce personne. Le but de ce mémoire a été de réviser son travail et de réaliser le prototype. Ensuite, la conception de la seconde pince se fixant sur le joystick est réalisée en faisant une étude du capteur adéquat, pour mesurer la distance et la répercuter à l'autre. Finalement, la liaison entre les deux parties a été réalisée.

Ce rapport va s'articuler de la manière suivante. Une première partie introduit le contexte et les objectifs précis. Ensuite, la seconde partie porte sur le design et la réalisation des deux prototypes. D'un côté, les modifications implémentées vont être justifiées et de l'autre, la démarche suivie pour la réalisation du prototype vont être explicitée. Enfin, la troisième partie, se consacre à la liaison entre les deux parties, c'est à dire le contrôle, les expérimentations ainsi qu'une étude expérimentale avec les pinces classiques.

Première partie

Contexte et objectif

CHAPITRE 1

CONTEXTE ET OBJECTIF

Ce premier chapitre débute par une mise en contexte. Une description de la microchirurgie est expliquée et différents domaines d'applications vont être énoncés.

Par la suite, la microanastomose est décrite, au niveau des étapes de la chirurgie et de la suture. Cette dernière est très importante étant donné que c'est pour cette application précise que ce mémoire est réalisé. Aussi, l'intérêt de l'assistance médicale est développé.

Les objectifs précis de ce mémoire vont être présentés.

1.1 Microchirurgie

La microchirurgie est une discipline de la chirurgie utilisant un microscope opératoire, des lunettes avec des loupes, ayant un zoom permettant de grossir d'environ 40 fois le champ de vision [8]. Cette branche a pour but d'effectuer des interventions d'une précision extrême. En effet, l'ordre de grandeur est le dixième de millimètre.

La microchirurgie est très variée, voici une liste d'exemples de domaines où elle est utilisée :

- ☐ Gynécochirurgie : Chirurgie au niveau des organes génitaux. Par exemple, lors de l'enlèvement d'une tumeur au sein, ou même son ablation.
- ☐ Oto-rhino-laryngologie (ORL) : Domaine se rapportant aux nez, aux oreilles

et à la gorge. La chirurgie se trouve dans la stapélectomie.¹, otoplastie².

- ☐ Chirurgie oculaire : Chirurgie de la cataracte, chirurgie des glaucomes (nerf optique),...
- ☐ Traumatologie : Chirurgie consacrée à soigner des blessures, des suites d'accidents.
- ☐ Parodontale additive : Permet de rétablir une bonne épaisseur et santé des tissus gingivaux.
- ☐ ...

Les techniques de microchirurgie varient en fonction d'un type d'opération à l'autre. Néanmoins, un microscope binoculaire ou des lunettes avec loupes, restent souvent d'application et des instruments extrêmement fins sont utilisés. Le chirurgien ne regarde plus directement ses mains mais regarde la zone de travail via le microscope ou un écran. La Figure 1.1 illustre un environnement type de travail lors d'une telle opération.



FIGURE 1.1 – Environnement de travail lors d'une microchirurgie

1.2 Microanastomose

La microanastomose est un acte chirurgical consistant à suturer. Bien souvent, nous retrouvons des nerfs, des vaisseaux sanguins ou encore des vaisseaux lymphatiques. La microanastomose est utilisée pour la reconnexion de vaisseaux sanguins lors de la greffe d'un membre, une reconstruction mammaire par lambeau DIEP, par exemple [1].

1. Microchirurgie sur le plus petit os de l'oreille interne

2. Chirurgie correctrice des malformations du pavillon de l'oreille

Il existe 3 types de liaisons pour cette technique chirurgicale. La microanastomose latéro-latérale, termino-latérale et termino-terminale. Comme l'illustre la Figure 1.2, les différences entre ces 3 sutures sont les terminaisons, une microanastomose est :

- ☐ Latéro-latérale : suture de deux vaisseaux sur les parties latérales. Elle est également appelée connexion dite en "X".
- ☐ Termino-latérale : suture de l'extrémité d'un vaisseau sur la partie latérale d'un autre. Celle-ci possède le nom de connexion en "T".
- ☐ Termino-terminale : suture de deux extrémités de vaisseaux entre eux.

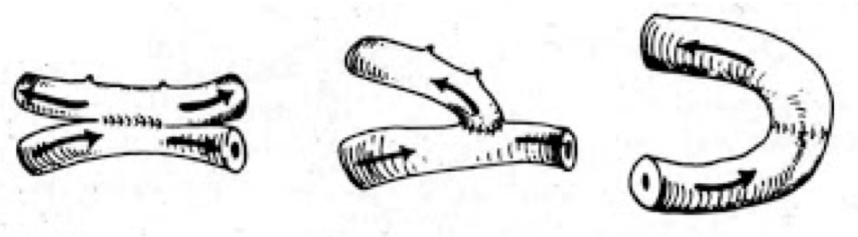


FIGURE 1.2 – Trois types de liaisons de l'anastomose, microanastomose latéro-latérale, termino-latérale et termino-terminale

Les mouvements d'un chirurgien à l'autre lors d'une microanastomose peuvent varier un peu, mais la base de la technique reste la même. Les différentes étapes de cette dernière sont énoncées ci-dessous et sont illustrées à la Figure 1.3 :

- a) Placer les clamps afin d'arrêter la circulation du sang
- b) Couper les extrémités des vaisseaux afin d'avoir une section nette
- c) Repousser l'adventice afin qu'elle ne gêne pas lors de la suture
- d) Ouvrir les lumières (parois internes du vaisseau)
- e) Rapprocher les clamps de sorte que les extrémités se touchent
- f) Insertion de l'aiguille dans le premier vaisseau
- g) Insertion de l'aiguille dans le second vaisseau

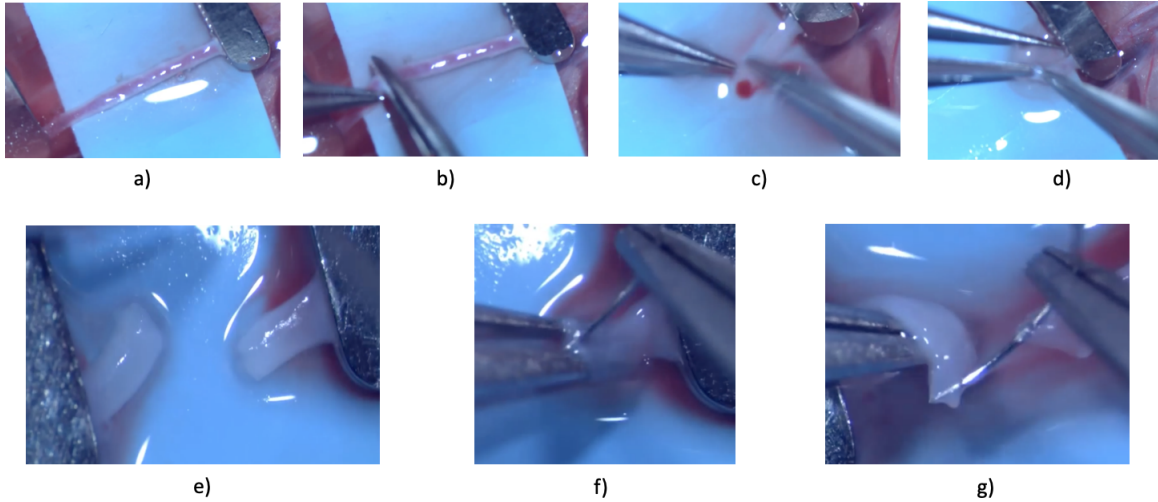


FIGURE 1.3 – Principe d’une microanastome termino-terminale

Ensuite, le chirurgien fait son premier noeud. Après cela, il effectue le deuxième noeud en opposition au premier, et il continue à chaque fois à en réaliser au milieu entre deux points. Quand il estime qu’un coté est correctement suturé, le clamp est retourné de 180 degrés et il s’attarde à faire l’autre coté. Les diverses étapes se retrouvent à la Figure 1.4. Le nombre de points que le chirurgien va effectuer va dépendre de la taille des vaisseaux à suturer. Néanmoins, ce nombre varie principalement entre 4 et 8 points, pour une moyenne de 5.5 points [34].

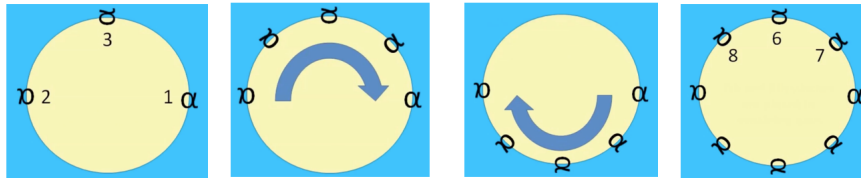


FIGURE 1.4 – Différentes étapes de la suture

Une fois la suture terminée, le chirurgien va relâcher les clamps et va tester l’étanchéité. Si cette dernière n’est pas satisfaisante, il devra alors recommencer.

Le matériel utilisé lors d’une microanastomose est principalement composé de pinces (bouts courbes ou droits) pour manipuler l’aiguille ou les vaisseaux, de micro-ciseaux (bouts courbes ou droits) et d’une pince pour le clamp. Des instruments types sont illustrés à la Figure 1.5. Les pinces possèdent principalement deux types de configurations. La première, celle de droite sur l’image, correspondant à deux

"lames", la raideur vient directement de celles-ci. La seconde, celle de gauche, est de configuration de type "ciseau", la raideur provient des deux lames entre-croisées sur l'arrière.



FIGURE 1.5 – Différents outils chirurgicaux [34]

L'ensemble de ces instruments possèdent de multiples caractéristiques semblables. Une liste peut être effectuée :

- ☐ Longueur variable, mais aux alentours de 15 cm
- ☐ Épaisseur très fine
- ☐ Ouverture faible
- ☐ Ouverture en mode repos
- ☐ L'endroit de la saisie de la pince est rond, de manière à effectuer facilement des pivotements selon l'axe longitudinal
- ☐ Les mors de la pince sont relativement courts
- ☐ Finition travaillée et lisse de sorte à ne pas accrocher
- ☐ Réalisés en acier inoxydable
- ☐ ...

1.3 Intérêt des robots dans la médecine

Les limitations de la microchirurgie proviennent souvent du manque de précision et des tremblements du spécialiste. En effet, la microchirurgie vise des vaisseaux du millimètre de diamètre et même de taille inférieure. Or, pour travailler sur de si petites mesures, seuls, les chirurgiens très expérimentés y arrivent, et ce même sous microscope. De plus, une étude a démontré que les tremblements physiologiques

de la main, peuvent varier entre $50 \mu m$ et un peu plus de $100 \mu m$ lors d'une microchirurgie rétinienne [36].

C'est à cet instant que l'assistance médicale intervient, elle permet de faire un grand pas en avant dans la médecine. De fait, elle va permettre d'améliorer la précision, la dextérité des chirurgiens et également de donner la possibilité à certains moins expérimentés d'y arriver. Il existe différentes méthodes pour augmenter la précision du chirurgien.

Premièrement, un filtre numérique peut-être utilisé afin de supprimer les fréquences indésirables. De cette façon, il est possible d'isoler le mouvement du chirurgien de ces tremblements physiologiques. Ces tremblements sont des hautes fréquences, donc utiliser un filtre passe-bas permettrait de les effacer. Cependant, les points négatifs d'un filtre résident dans la difficulté du choix de la fréquence de coupure et le fait qu'un filtre induit un délai dans les transmissions.

Deuxièmement, une mise à l'échelle peut être utilisée. Cette méthode a pour but d'améliorer grandement la précision. En effet, dans cette optique, l'instrument va répéter les mouvements du chirurgien en utilisant un facteur F de mise à l'échelle. Il y a donc une relation d'homothétie entre le mouvement direct du chirurgien et l'instrument.

Il existe 2 types d'assistances robotisées, la comanipulation et la téléopération :

- Comanipulation : la manipulation de l'instrument est effectuée à la fois via le chirurgien et le robot. On parle de comanipulation parallèle quand le chirurgien et le robot tiennent tous deux l'outil. Une seconde comanipulation existe en se basant sur le principe du parallèle, elle s'appelle la comanipulation orthétique. Cette dernière se base en effet sur la parallèle, à la seule différence qu'il y a plusieurs points d'interaction entre l'utilisateur et le robot. Malgré son existence, aucune assistance médicale n'utilise ce dernier type. Finalement la dernière méthode est la comanipulation en série. Elle est définie quand le robot tient l'outil et le chirurgien tient lui-même le robot. Ces trois configurations sont illustrées à la Figure 1.6. La comanipulation dans l'ensemble de ces configurations permet d'atténuer les tremblements de l'opérateur.
- Téléopération : la manipulation est effectuée par le chirurgien au travers d'un joystick qui retransmet l'information de position et d'orientation au robot. Il existe deux types de configuration, une proche du patient et une éloignée. Ces deux configurations ont toutes deux leurs avantages et inconvénients. La téléopération éloignée, comme elle le dit, permet à l'opérant de se trouver plus loin du patient, comme dans un autre endroit pour autant que la connexion



FIGURE 1.6 – Comanipulation - parallèle, orthétique, série [25]

entre les deux parties le permette. Le désavantage de cette dernière est qu'il peut y avoir une perte de communication entre les membres de l'équipe médicale. L'alternative est la téléopération proche, permettant au chirurgien de bien rester attentif et de séjourner dans le contexte dans lequel il a évolué toute sa carrière. Dans les deux cas, la téléopération permet de stabiliser numériquement les tremblements néfastes de l'opérant et permet également d'augmenter la précision, suite à une mise à l'échelle qui peut être adaptative.

Il se peut parfois que l'espace de travail du joystick soit inférieur à celui du robot. Dans ce cas, il faut débrayer le joystick du robot afin de le recentrer, puis il faut embrayer. Le débrayage se fait toujours au niveau de la position et non pas de l'orientation, sinon il peut y avoir des décalages d'orientations qui ne seront pas intuitifs.

La suite de cette section va exposer divers robots utilisés dans le domaine de la médecine. Seul des robots téléopérés vont être décrits.

Da Vinci

L'utilisation du **Da Vinci** [26] a été autorisée début des années 2000, voir Figure 1.7. Ce dernier vise à augmenter la dextérité du chirurgien lors de chirurgies laparoscopiques. Néanmoins, au vu de la précision qu'il confère, il est utilisé également dans d'autres domaines chirurgicaux. Ce robot est une avancée majeure dans le domaine médical, c'est un des premiers à avoir autant de degrés de liberté, on les compte au nombre de 7. En effet, il y a 3 degrés en orientation, 3 en position et finalement un degré de serrage au niveau de la pince. Le tout avec une précision de l'ordre du millimètre. De plus, le Da Vinci permet une mise à l'échelle fine et réduit les tremblements parasites du chirurgien. Étant un robot téléopéré, ce dernier se compose de 2 parties. La première se trouve au dessus du patient, nous y retrouvons 4 bras incluant un bras monté avec une caméra endoscopique. Les 3 autres, quant à eux, vont tenir les instruments nécessaires à l'opération. La deuxième partie, est composée d'écrans affichant les images 3D enregistrées par la

caméra, afin que l'opérateur puisse guider les autres bras. La Figure 1.8 illustre les instruments utilisés. Ces derniers sont bien des instruments motorisés. Aussi, ils sont montés sur de fines longues tiges permettant une insertion aisée. Néanmoins, le Da Vinci possède un défaut, aucun retour de force n'est implémenté, ce qui peut être perturbant pour l'utilisateur.



FIGURE 1.7 – Da Vinci [11]



FIGURE 1.8 – Différents instruments du Da Vinci [14]

Zeus

ZEUS Robotic Surgical System (ZRSS) [24] est un robot téléopéré conçu en 1995, voir Figure 1.9. Celui-ci possède 3 bras robotiques. Le premier bras possède un endoscope commandable via la parole, le pied ou la main. L'endoscope permet d'avoir une image gauche et une image droite, celles-ci sont transmises au chirurgien et lui permettent ainsi d'avoir une vue 3D du site chirurgical. Les deux autres bras portent les instruments nécessaires à l'opération. Tous les bras possèdent 6 degrés de liberté. Zeus est capable d'équiper 28 instruments chirurgicaux différents, ceux-ci sont également motorisés et semblables au Da Vinci. Grâce à l'interface robot-chirurgien, les tremblements du chirurgien sont éliminés. Aussi, il existe une mise à l'échelle 2 :1 et 10 :1, ce qui permet d'améliorer grandement la précision lors de moments importants. Le plus gros défaut de ce robot médical est le manque de retour de force.



FIGURE 1.9 – Zeus [24]

Artemis

Artemis [35] est l'abréviation de **A**dvanced **R**obotics and **T**Elemanipulator System for **M**inimally **I**nvasive **S**urgery, voir Figure 1.10. Ce dernier est un robot téléopéré. Il a été créé, dans les années 1990, pour des laparoscopies mini-invasives. Il est monté avec un endoscope permettant de recréer une image 3D, celui-ci peut-être guidé avec la voie, ou avec un joystick. Les bras de l'ARTEMIS possèdent 6 degrés de liberté, ce qui permet d'atteindre toutes les positions. L'angle maximum que l'instrument peut atteindre est 90° environ, pour un diamètre d'outil de 10 mm. Aussi, il s'agit d'un instrument motorisé tout comme le Da Vinci. Aucun retour d'effort n'est implémenté sur celui-ci également.

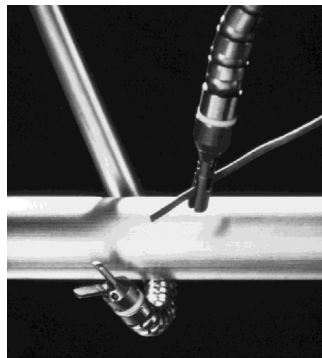


FIGURE 1.10 – Instruments de l'Artemis [35]

Robotol

Robotol [31] est l'un des premiers robots dédiés à l'assistance médicale de la chirurgie de l'oreille, voir Figure 1.11. Il a été développé au milieu des années

2000 par un groupe de chercheurs français. Ce robot est une révolution dans son domaine d'application, il possède 6 degrés de liberté, 3 degrés en translation auxquelles viennent s'additionner 3 degrés supplémentaires en orientation. De cette manière, nous avons un point pivot à l'extrémité de l'instrument. Un 7ème degré de liberté se retrouve au niveau de la fermeture de la pince. Ce robot va grandement aider le chirurgien, il sera beaucoup plus précis que le praticien et va réduire les tremblements. En effet, les tremblements sont une source importante de lésions au niveau de l'oreille. Il suffit d'endommager un des trois osselets (étrier, enclume, marteau) et l'audition peut-être dégradée.

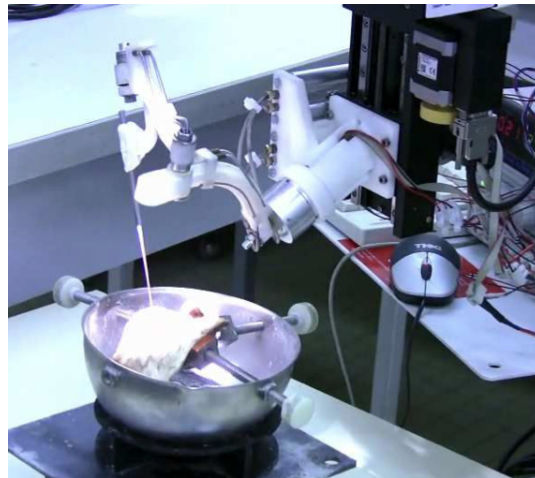


FIGURE 1.11 – Robotol [31]

1.4 Inscription du mémoire dans son contexte

Ce mémoire s'inscrit dans la thèse de Léna Vanthournhout, intitulée *"Assistance télé-opérée adaptative pour l'augmentation de la précision des gestes de microchirurgie reconstructrice"*. L'ASTEMA (**A**daptive **S**caling **T**Ele**M**icrosurgery **A**ssistance).

L'ASTEMA est un robot téléopéré bimanuel, visant à augmenter la précision et diminuer le temps des opérations. La précision de ce robot vise la dizaine de micromètres pour le positionnement et le degré près pour l'orientation. De ce fait, un découplage entre les deux mouvements est nécessaire. Le positionnement de la pointe de l'aiguille va se faire via des translations. En effet, utiliser des rotations avec un long bras risquent d'induire des erreurs trop grandes. Quant à l'orientation de la pointe de l'instrument, elle va se faire via 3 rotations concourantes. De cette manière, l'orientation de l'instrument peut varier sans que sa pointe ne se déplace.

La topologie de l'ASTEMA se trouve à la Figure 1.12. C'est donc bien un robot cartésien, suivi d'un poignet sphérique donnant ainsi les précisions en position et en orientation requises.

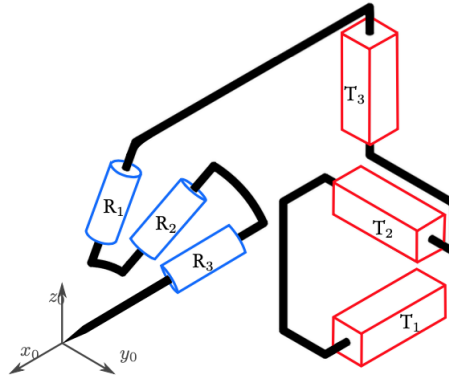


FIGURE 1.12 – Topologie de l'ASTEMA[39]

Les prototypes gauche et droit ont déjà été réalisés, ils sont illustrés à la Figure 1.13 et 1.14. Cependant, bien que la topologie entre les deux soit exactement la même, il existe quelques différences entre la partie gauche et droite. La première différence entre celles-ci est que l'impression 3D a été privilégiée pour la partie de gauche, de cette manière l'usinage de certaines pièces n'a pas été nécessaire. L'impression 3D permet d'avoir une bonne rigidité tout en allégeant la pièce, elle permet aussi un gain de temps et la conception de pièces complexes. Cette modification est visible sur les images, l'extrémité gauche semble bien plus allégée que le prototype droit. La seconde différence est le protocole de communication. En effet, un mémoire en cours de réalisation vise à modifier les cartes de contrôle, afin d'améliorer la vitesse de transmission des données.

Les deux parties, gauche et droite, de l'ASTEMA sont contrôlées via un joystick. Bien qu'un autre mémoire ayant fait l'étude de la réalisation d'une console de téléopération, le joystick utilisé est le *Geomagic touch*. Ce dernier possède 6 degrés de liberté. De plus, un stylet est monté sur l'extrémité, avec 2 boutons.

L'ASTEMA ne possède pas encore d'instrument motorisé, seule une aiguille est à son extrémité pour effectuer divers tests. Néanmoins, Fabrice Serville, a effectué un stage sous la tutelle de Léna. Son stage visait la conception d'une pince motorisée s'insérant à l'extrémité du robot. Fabrice Serville a eu le temps de faire

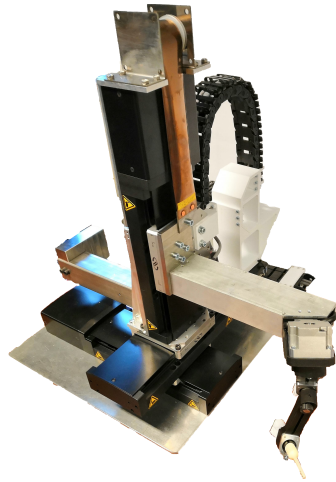


FIGURE 1.13 – ASTEMA, partie gauche[39]

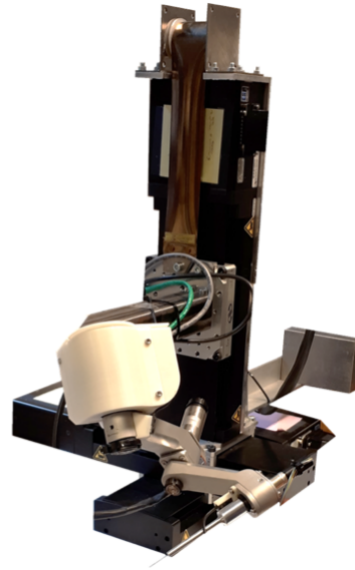


FIGURE 1.14 – ASTEMA, partie droite[39]

une étude préliminaire des besoins et contraintes. Il a ensuite débuté les dessins 3D de cette pince. Cependant, il n'a pas eu le temps d'aboutir à la réalisation.

1.5 Objectif du travail

Utilité d'un retour d'effort

Il est clair que l'évolution de l'assistance robotique dans la médecine ne cesse de croître. Tous ces robots permettent d'acquérir une meilleure précision, de réduire les tremblements, d'avoir une vision proche de la réalité. Cependant, très peu de robots ont implémenté la possibilité d'un retour d'effort, c'est à dire de ressentir une force, de percevoir la sensation d'entrer en contact contre une paroi ou encore de serrer un élément.

Il existe une multitude de formes selon lesquelles le retour de force peut être exprimé comme via un retour haptique, via une information sonore, via un afficheur numérique. Il existe donc plusieurs moyens de traduire ce retour de force. Toutes ces méthodes permettent d'avoir une meilleure perception de la réalité.

L'avis de différents chirurgiens sur l'utilité d'avoir un type de retour d'effort

est mitigé [38][23]. En effet, certains illustrent leurs propos en expliquant que les efforts effectués sont difficilement perceptibles, et ce même lorsque la chirurgie est effectuée à la main. C'est une des raisons pour laquelle ce retour n'est pas implémenté sur l'ASTEMA. La Figure 1.15 quantifie diverses forces mesurées dans le cadre d'une opération. En réalité, les chirurgiens se reposent plus sur le retour visuel, la déformation de tissus, de l'aiguille,...

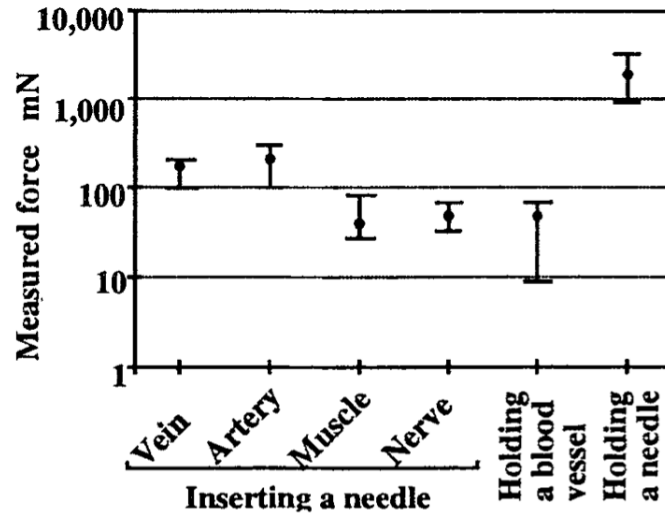


FIGURE 1.15 – Quantification des forces mesurées pour diverses actions [32]

Cependant, bien que la sensation d'attraper un tissu n'est pas présente, il est nécessaire d'en avoir un retour sur le serrage d'outils. Ces derniers étant fragiles, il faut éviter de serrer fort de manière à ne pas les déformer, voir les briser. Le retour d'effort est donc plus important pour le serrage d'éléments.

Diverses méthodes peuvent être utilisées afin de ne pas endommager ce qui est saisi. Premièrement, il est possible de faire une étalonnage de différents éléments et des forces maximales applicables avant l'endommagement de ces derniers. De cette manière, il suffirait de sélectionner l'objet serré et ainsi, une limitation sera utilisée pour ce type d'objet. La seconde méthode est d'avoir un retour de manière continu et précis, comme un retour haptique.

Objectifs

Le but de ce travail est la conception d'un instrument motorisé, avec retour de force venant se fixer sur l'ASTEMA. La réalisation se décompose en plusieurs parties.

La première partie se concentre sur le design, la conception et le prototypage d'une pince motorisée. Cet instrument ne possède qu'un seul degré de liberté, celui de serrage. Ce dernier doit savoir s'inscrire dans un cylindre de 28 mm de diamètre pour une hauteur de 102 mm, le tout ayant un poids inférieur à 100 g. De plus, cette pince doit pouvoir être stérilisée, limitant la pose de certains types de capteurs. Comme un premier design a été effectué, cette partie va se baser sur ce dernier.

Une deuxième partie vise la modification du joystick utilisé. Le joystick de base ne possède qu'un stylet. Il faut enlever celui-ci et venir y intégrer une pince qui permettra de contrôler la fermeture ou non de la pince motorisée. Dès lors, cette pince devra être munie d'un capteur permettant la lecture de fermeture de cette dernière. Celle-ci devra également être la plus naturelle possible, ce qui revient à avoir une ouverture active et une perception du contact. De plus, afin de garder un moyen de contrôle au niveau de cette pince, deux boutons doivent y être insérés.

Finalement, une troisième partie va se focaliser sur la liaison entre les deux prototypes. C'est-à-dire, permettre une bonne communication et un bon contrôle entre la pince motorisée (partie esclave) et la pince joystick (partie maître). Aussi, une étude expérimentale va être réalisée afin de valider et situer le prototype conçu vis-à-vis des pinces classiques.

Deuxième partie

Conception et prototypage

CHAPITRE 2

DESIGN DE LA PINCE MOTORISÉE

Le design de la pince motorisée est une partie très importante. La pince ne va posséder qu'un seul degré de liberté, celui de serrage. Ce prototype va venir se fixer sur l'extrémité de l'ASTEMA.

La pince doit être réalisée avec rigueur et précision. En effet, étant donné le domaine d'application, à savoir la microchirurgie, la précision tant au niveau du contrôle, que de la réalisation doit répondre à l'appel.

Un travail a déjà été effectué par Fabrice Serville. Celui-ci était sous la supervision de Léna Vanthernout lors d'un stage qu'il a effectué. Dès lors, le design de la pince a été inspiré de son travail.

Ce chapitre va s'articuler de la manière suivante, dans un premier temps, les besoins et les limitations vont être explicités. Dans un second temps, le travail de Fabrice Serville va être présenté, et ensuite les modifications appliquées vont être détaillées. Finalement, le prototype final réalisé va être exposé.

2.1 Besoins et limitations

L'instrument doit venir s'insérer à l'extrémité de l'ASTEMA. Afin de garder la précision en positionnement et en orientation de ce dernier, nous avons des contraintes en dimensions. En effet, nous gardons cette précision seulement si l'extrémité de notre instrument se trouve au centre instantané des 3 rotations du poignet sphérique, voir Figure 2.1. L'outil vient se fixer via une vis de pression sur l'arbre (5) du moteur.

Une première limitation est donc la longueur de l'instrument, qui est fixée via le CIR (Centre Instantané de Rotation). Nous avons donc une longueur maximale de 102 mm.

Une seconde limitation va être l'épaisseur de l'instrument. En effet, afin de ne pas gêner et d'être le moins volumineux possible, l'épaisseur est fixée par la taille des moteurs du poignet sphérique de telle sorte que l'outil ressemble à un prolongement du moteur, ce qui correspond à une épaisseur de 28 mm.

Une troisième limitation est le poids de l'instrument, il doit être le plus léger possible. De cette manière, les moteurs du bras robotique seront plus faciles à contrôler. Le poids est donc fixé à une centaine de grammes.

Une quatrième limitation aurait pu être le temps de change entre les instruments. En microchirurgie, il y a 4 instruments types, une pince à clamps, des micro-ciseaux, une micro-pince à bouts courbes et une micro-pince à bouts droits. Le temps de change doit être relativement court afin que l'intervention dure le moins longtemps possible. Cependant, ce travail se focalise dans un premier temps sur un seul type d'instrument, des micro-pincettes à bouts courbés.

Finalement, la dernière limitation est que l'instrument doit être capable de se munir d'équipements de micro-chirurgie déjà existants.

Voici un résumé des différents critères :

- a) Longueur maximale : 102 mm
- b) Largeur maximale : 28 mm
- c) Poids maximal : 100 g
- d) Équipement : micro-pincette à bouts courbés

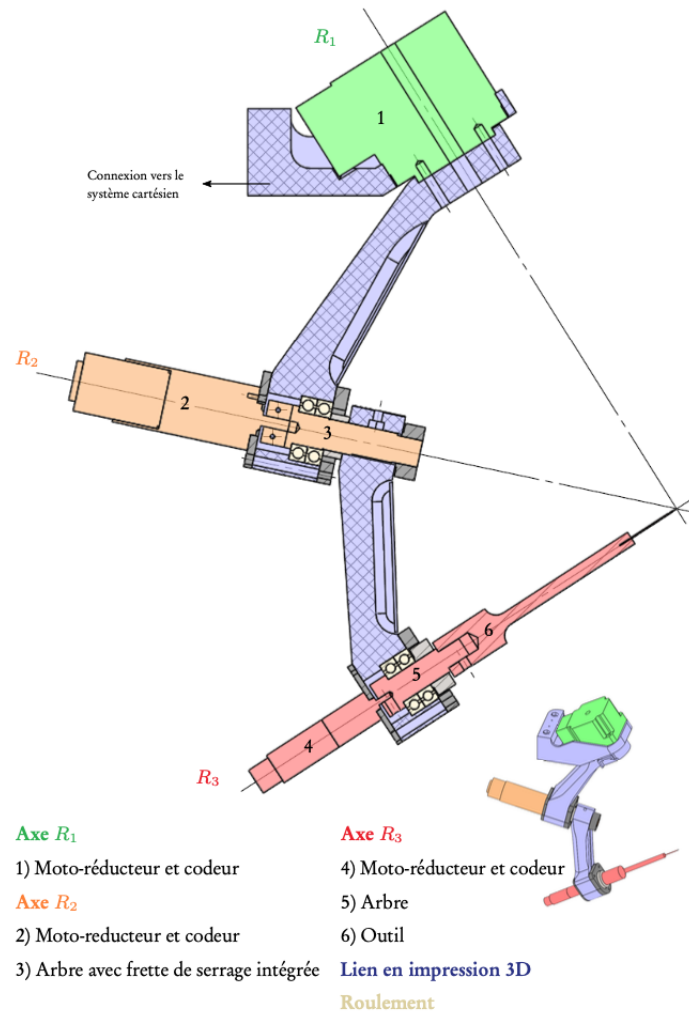


FIGURE 2.1 – Coupe du poignet sphérique de la partie gauche de l'ASTEMA [39]

2.2 Design préliminaire de Fabrice Serville

Le travail de Fabrice Serville durant son stage se retrouve à la Figure 2.2. La pince est composée de plusieurs éléments clés, tel que la pince de microchirurgie, le moteur et les pièces usinées ou imprimées en 3D. Le moteur en question va être monté avec une poulie, afin de contrôler la fermeture ou non de la pince. Ce prototype prend en compte toutes les limitations précédemment énoncées. En effet, le plus gros diamètre s'élève à 28 mm pour une hauteur de 102.6 mm, le tout pour un poids théorique situé au alentour de 90 g. Dans la suite de cette section, les différents éléments clés vont être énoncés et leurs rôles explicités.

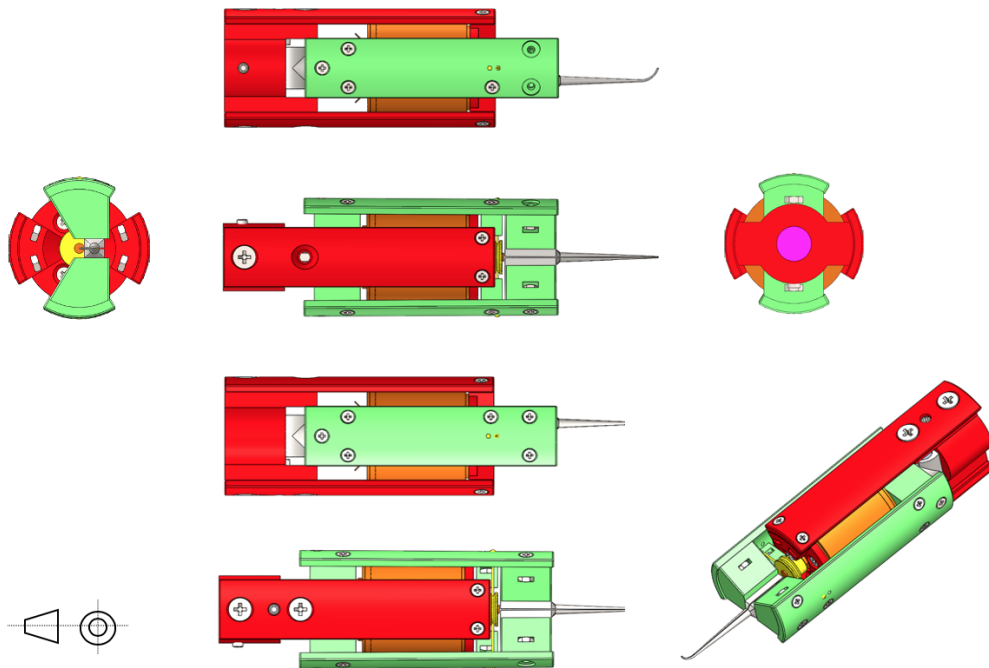


FIGURE 2.2 – Micro-pince à bouts courbes motorisée

2.2.1 Instrument de microchirurgie

La première partie est une pince de microchirurgie ayant subi une découpe électrolytique, afin d'avoir une bonne précision et de déformer le moins possible la pince. Cet outil découpé est la "Nano Tyinf Forceps 15cm, Geister 75-1001". Les 3 endroits où cette pince doit être découpée sont représentés sur la Figure 2.3.

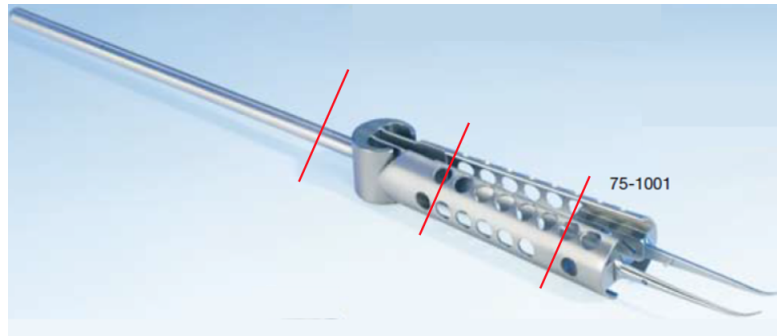


FIGURE 2.3 – Micro-pince à bouts courbes découpée, [39]

Ces endroits ont été choisis de manière stratégique. En effet, nous partons d'une pince de microchirurgie pour plusieurs raisons. La première, pour recueillir la pointe déjà réalisée avec une précision extrême. La seconde, nous avons également la possibilité de récupérer le ressort de la pince. La récupération de ces deux parties permet de réduire la complexité, il ne faut pas s'occuper du design et des différents traitements de ces micro-pincettes.

Cependant, dans un premier temps, une seule découpe a été réalisée, celle du milieu, permettant ainsi de dissocier le ressort du reste de la pince. La coupure située près de l'extrémité droite n'est pas nécessaire, étant donné que les micro-pincettes sont vissées. De plus, la tige attachée au ressort n'est pas gênante durant l'étude du prototype.

2.2.2 Support du moteur

Le support du moteur, illustré en vue éclatée à la Figure 2.4, se compose de 4 pièces. Comme son nom l'indique, il va supporter le moteur.

La première pièce (1) est la fixation, elle va permettre, d'une part, de joindre les deux parties latérales entre-elles. D'autre part, elle sert de fixation pour le support de l'instrument via une vis de pression. C'est également cette pièce maîtresse qui

vient se fixer sur l'extrémité du robot, à l'aide d'une vis de pression.

Les deux parois latérales (2,3), quant à elles, font la jointure entre la rondelle et la fixation. Ces pièces sont des lamelles d'un cylindre de 28 mm de diamètre, auxquelles on aurait tronqué une extrémité. Une particularité de ces dernières est l'excroissance à l'extrémité, permettant de bloquer la rondelle.

La dernière partie (4) est la rondelle. Le rôle de cette dernière est de fixer le moteur Faulhaber 2224U012SR. En se fixant dessus, celui-ci se retrouvera au centre de la pièce.

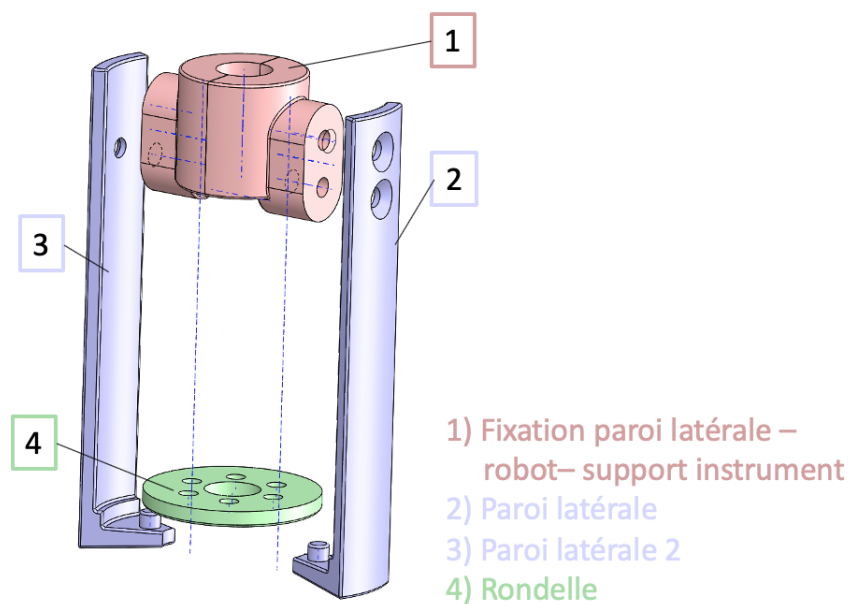


FIGURE 2.4 – Support moteur - Vue éclatée

2.2.3 Support de l'instrument

Le support de l'instrument, quant à lui, se compose de 3 pièces et leurs complémentaires. Le support de l'instrument est symétrique vu que l'instrument vient se fixer dessus, comme le montre la Figure 2.5.

La première partie (2) de cet assemblage est une fixation. Sa forme vient épouser le design du ressort de la pince (1), de cette manière, il est facile de venir s'emboîter dessus. A l'opposé du ressort, on va retrouver la partie latérale.

La deuxième partie (3,4) correspond aux pièces latérales. Elles servent d'extensions afin de passer le moteur en son centre. Contrairement à celles retrouvées sur le support du moteur, elles sont tronquées à chaque extrémité et le cylindre extérieur possède un diamètre de 26.4 mm.

La dernière partie (5) permet le maintien de l'extrémité de la pince chirurgicale (6) aux parois latérales.

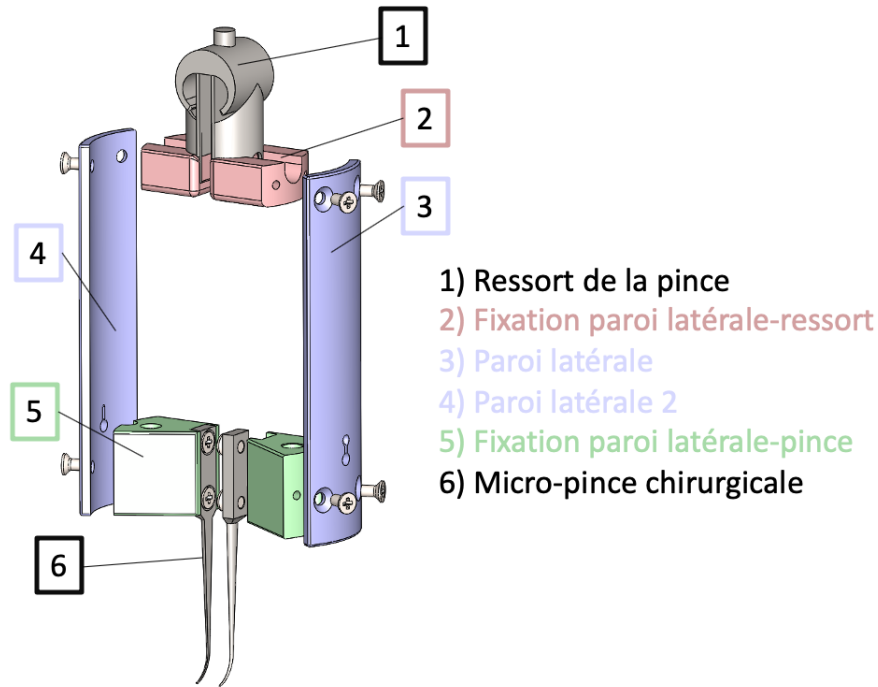


FIGURE 2.5 – Support de l'instrument

2.3 Modifications implémentées

Le design préalablement effectué est dans l'ensemble bien imaginé. Cependant, étant le deuxième à travailler dessus et sans avoir eu de contact avec mon prédécesseur, un regard neuf peut être apporté. Aussi, certaines conceptions semblent peu ou difficilement réalisables. Dans la suite de cette section, toutes les modifications effectuées vont être expliquées et illustrées, afin de rendre ce prototype réalisable de la manière la plus simple et la plus efficace.

Les deux prototypes se retrouvent à la Figure 2.7. Le principe reste exactement le même, le contrôle du moteur permet la fermeture ou non de la pince. Celui de gauche correspond à l'original et le second au prototype modifié.

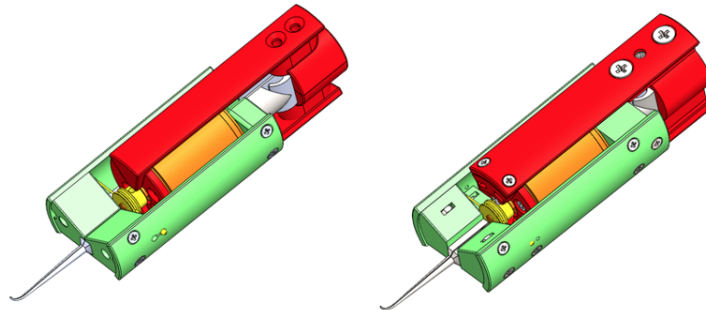


FIGURE 2.6 – Comparaison des deux prototypes

2.3.1 Modifications au niveau du support moteur

Cet assemblage a subi une multitude de transformations. En effet, certaines pièces étaient extrêmement complexes à réaliser lors de l'usinage. De plus, certaines tenues mécaniques n'étaient pas respectées. La Figure 2.7 illustre les diverses transformations. La partie gauche illustre une représentation 3D éclatée, tandis que celle de droite expose une coupe transversale. La suite des points ci-dessous va détailler l'ensemble des modifications, chaque point est illustré sur les figures :

1. Cette première modification porte sur la tenue mécanique. Les boulons tenant les parois latérales sont passés au nombre de 2 de chaque côté. De cette manière, une meilleure tenue est conférée. Par ailleurs, la raison principale est de permettre un meilleur alignement des parois latérales.
2. La deuxième modification consiste à augmenter la longueur de la portance de la fixation, afin d'avoir assez d'épaisseur pour insérer autant d'écrous. De plus, étant un premier prototype, l'esthétique n'est pas des plus importante, les finitions et les arrondis ne sont pas des plus travaillés.
3. La troisième modification est liée à la quatrième. La rondelle va venir se fixer latéralement et non plus axialement comme précédemment. Dès lors, il a fallu lui donner un peu d'épaisseur, afin de glisser des écrous, tout en laissant de la place afin que la poulie du moteur puisse tourner librement, sans entrer en contact avec cette épaisseur.

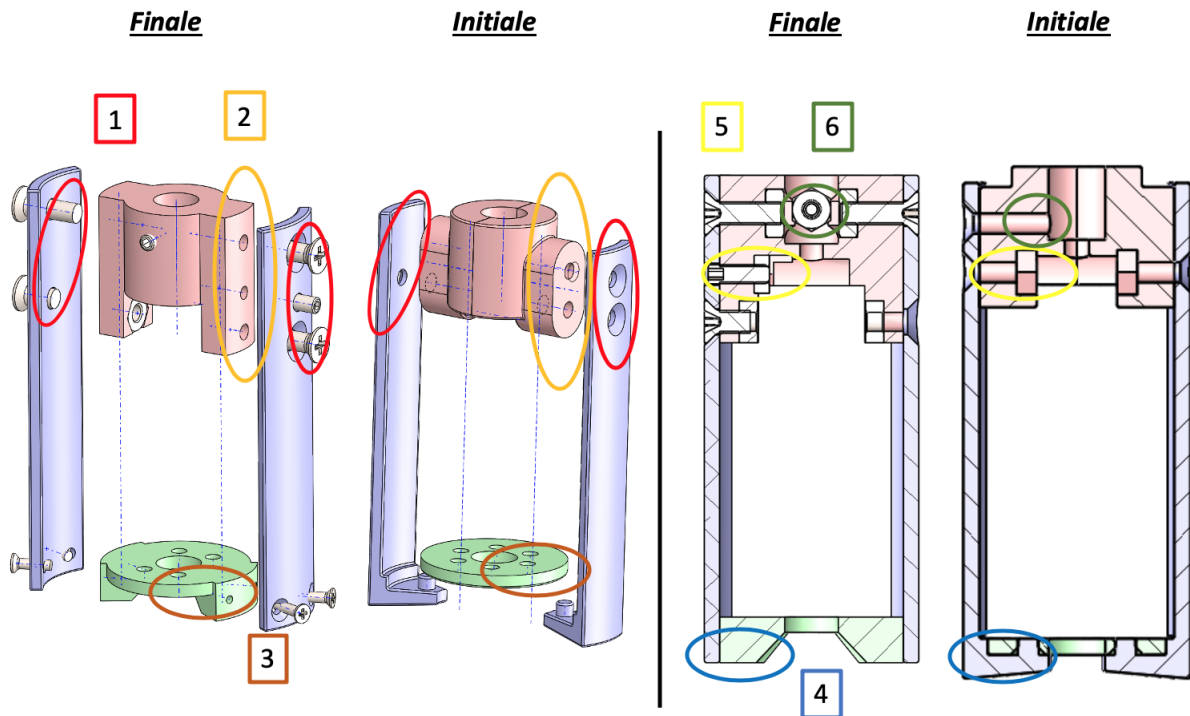


FIGURE 2.7 – Comparaison des prototypes du support moteur

4. La quatrième modification est de loin la plus importante. Si le design était resté inchangé, l'usinage aurait été extrêmement difficile et onéreux. Afin de rendre ce travail plus abordable, une grosse simplification a été de tronquer les deux extrémités des pièces latérales. De cette façon, on évite premièrement l'excroissance et deuxièmement on exporte la complexité dans la rondelle. Elle va être réalisée en impression 3D, afin de mieux gérer la complexité.
5. La cinquième modification se situe au niveau des vis de pressions. Dans la version initiale, des boulons servaient à la fois pour le maintien des parois latérales et également de vis de pressions, pour tenir le support des pinces. Cependant, ces deux actions doivent être découplées.
6. La dernière modification se trouve être l'emplacement d'une vis de pression. En effet, étant passé de un à deux boulons sur les faces latérales, la place manquant, l'emplacement de la vis de pression permettant la fixation à l'extrémité du robot a été déplacée de 90° selon l'axe longitudinal.

Il est à noter également que le fraisage de vis de pression a été supprimé. Aussi, afin d'assurer le serrage et le bon maintien mécanique, chaque boulon possède son écrou. Afin de réduire le coût du prototype, seules les parois latérales vont être usinées. Tandis que tous les autres éléments, excepté la visserie, vont être sujet à l'impression 3D en PLA (Polylactide), un détail se trouve en Annexe C.

2.3.2 Modifications au niveau du support de l'instrument

Cet assemblage a subi également quelques modifications. Cependant, ces dernières ont été moins importantes comparé à certaines de l'assemblage moteur. Cette partie était facilement réalisable à moindre coût. Les modifications ont été effectuées plus dans un sens de tenue mécanique et de possibilité de calibration. Les améliorations générales sont reprises par la suite et également illustrées à la Figure 2.8, où la partie de gauche correspond à une vue en 3D éclatée, tandis que celle de droite à une coupe transversale.

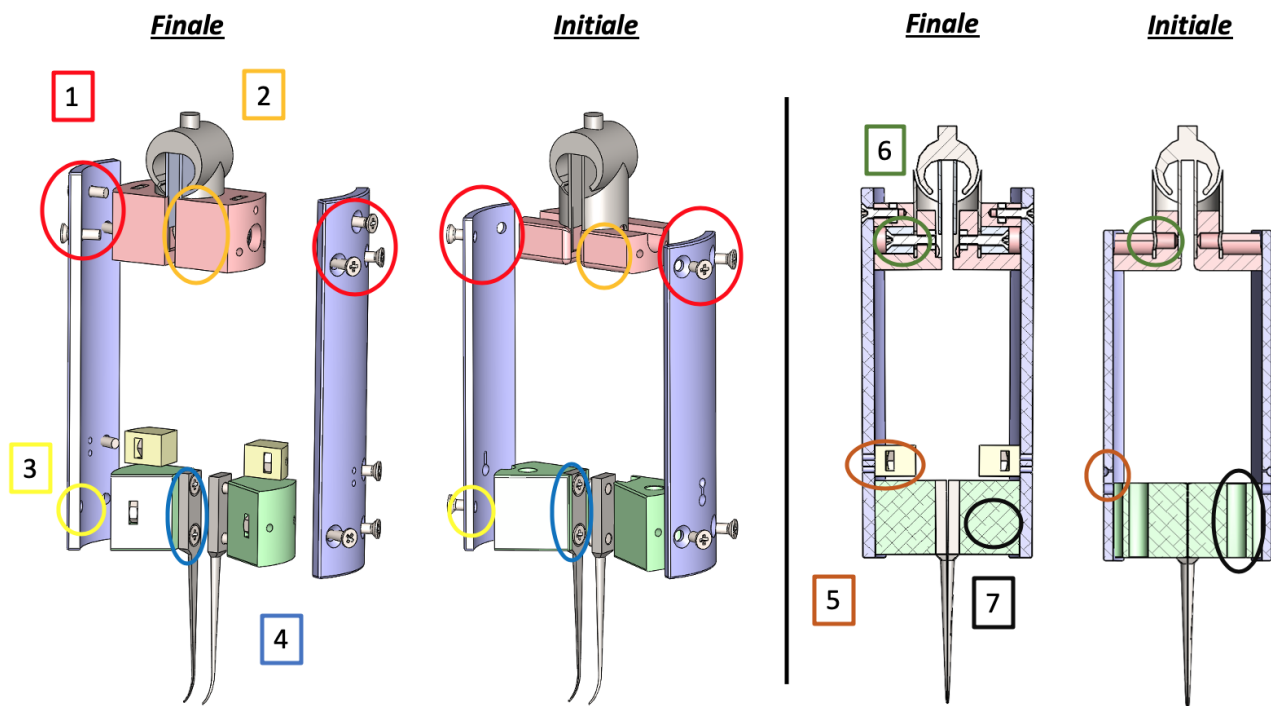


FIGURE 2.8 – Comparaison des prototypes du support de l'instrument

1. La première modification fut de passer de 2 boulons alignés sur le même plan, à 3 boulons placés en triangle, cette configuration permettant un meilleur

maintien mécanique. Afin de pouvoir implémenter cette modification, les parois latérales ont été allongées.

2. La deuxième modification est liée à la première. Suite au passage de 2 à 3 boulons, une adaptation de la fixation paroi latérale/ressort fut nécessaire.
3. La troisième modification consiste en une adaptation pour permettre une calibration. La version initiale proposait des passages de vis fraisées. Cependant, avec ce type de configuration, il est difficile d'avoir un jeu afin de régler le positionnement des micro-pinces. Dès lors, une paire de passages de vis est devenue un plat, afin de pouvoir ajuster une micro-pince par rapport à l'autre.
4. La quatrième modification fut de décaisser les micro-pinces. Ceci permet également un ajustement d'une pince par rapport à l'autre.
5. La cinquième modification est basée sur la fixation de la cordelette attachée à la poulie. En effet, le système a légèrement été changé. L'idée initiale était de placer une bille accrochée au fil qui aurait servi d'arrêt. Cependant, tendre le fil après aurait été compliqué. L'alternative a été de faire deux fins trous permettant de faire passer la cordelette vers l'extérieur, puis de la faire revenir à l'intérieur. Après cela, elle est glissée derrière une pièce imprimée en 3D. Ensuite, il suffit d'ajuster la longueur du fil en tirant légèrement dessus et de l'écraser grâce à la pièce imprimée en 3D et la paroi.
6. La sixième modification est de glisser une rondelle imprimée en 3D venant épouser la forme du ressort, afin de ne pas l'endommager.
7. La dernière modification est la suppression de trous permettant l'allégement de la pièce. Ce septième changement a été effectué par manque de place, également, le fait que ces trous ne possédaient pas un impact significatif.

Tout comme pour le support du moteur, chaque boulon possède son écrou. Une seule exception est à noter, les 2 boulons du bas dans le triangle des boulons (modification 1) ne possèdent pas d'écrou par manque de place. Cependant, un filetage a été effectué dans les pièces imprimées en 3D.

Pour le prototype, les parois latérales vont être usinées, la visserie va être achetée, les éléments de la pince vont être découpés et finalement le reste va être imprimé en 3D.

Afin de faciliter l'usinage et rendre le travail plus rapide, les diamètres du cylindre pour les parois latérales ont été modifiés de sorte à obtenir les mêmes que ceux du support moteur, un passage de 26.4 à 28 mm a donc été effectué. Dès lors, chaque pièce a été modifiée pour effectuer cette compensation.

2.4 Prototype réel final

Le prototype final est présenté à la Figure 2.9. Pour rappel, les contraintes en dimensions étaient les suivantes :

- Longueur maximale 102 mm
- Largeur maximale 28 mm
- Poids maximal 100 g

Toutes les contraintes ont été respectées. En effet, la pince rentre bien dans un cylindre de diamètre 28, étant donné que son plus grand diamètre est 28 mm. Aussi, la hauteur est bien respectée. Finalement, le poids de la pince s'élève à 91 g.

De plus, l'ouverture de l'extrémité est de 6 mm ce qui est plus que suffisant.

Il est à noter que les vraies pinces de micro-chirurgie ne sont pas montées. La raison est par peur de les abîmer lors de tests ne nécessitant pas l'utilisation de ces dernières. Aussi, des pinces réalisées en impression 3D ont été placées afin de simuler leurs présences.

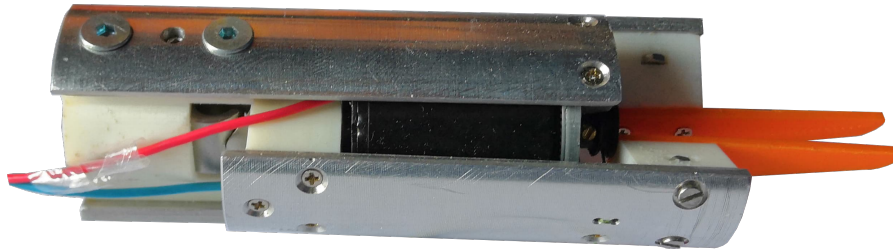


FIGURE 2.9 – Prototype final monté

CHAPITRE 3

DESIGN DE LA PINCE DU CHIRURGIEN

Le premier prototype a déjà été réalisé. C'est maintenant au tour de la seconde partie, la pince joystick tenue par le chirurgien. Cette pince est également une partie essentielle, sans elle, la première est inutile.

Ce chapitre va s'articuler de la manière suivante. Dans une première section, les besoins et limitations vont être énoncés. Ensuite, les détails du joystick et son adaptation vont être expliqués. Un état de l'art sur des capteurs de positions va être présenté. Après cela, une étude plus approfondie sur le capteur choisi va être réalisée. Finalement, les différents designs de la pince vont être illustrés. Pour terminer, le prototype final réalisé va être présenté.

3.1 Besoins et limitations

Tout comme le premier prototype, celui-ci a des besoins et des limitations. Premièrement, cette pince doit venir se fixer sur le joystick contrôlant l'ASTEMA. Il faut donc adapter la console et prévoir un moyen d'y fixer le prototype.

Deuxièmement, il est nécessaire de garder la même topologie, celle d'une pince. De manière à ce que l'opérant, un chirurgien, garde ses habitudes, ses marques et ne soit pas trop déstabilisé. Par conséquent, le prototype doit posséder une ouverture passive. Il est également nécessaire de ressentir une force différente lors d'un contact.

Troisièmement, il faut que le prototype soit le plus léger possible afin de ne pas fatiguer la main de l'opérant.

De plus, cette pince étant la partie maîtresse, il faut savoir récupérer l'information de fermeture de la pince, nécessitant un capteur.

Finalement, deux boutons doivent également être intégrés au prototype, de manière à avoir un moyen de contrôle au niveau de la pince, pour, par exemple, débrayer l'ASTEMA et/ou le recentrer.

Voici un résumé des différents critères :

- a) Fixation sur le joystick
- b) Ouverture passive
- c) Ressentir le contact
- d) Lecture de position, ouverture/fermeture
- e) Inclure 2 boutons
- f) Le plus léger possible

3.2 Joystick de base et son adaptation

Le robot cartésien est contrôlé via un joystick. Celui choisi par Léna est le *Geomagic Touch*, voir Figure 3.1. Ce dernier possède 6 degrés de liberté, soit 3 en translations et 3 en orientations [19]. Ce joystick est un dispositif haptique semi-professionnel envoyant les informations via un câble Ethernet à une fréquence de 1000 Hz. La résolution théorique d'un tel dispositif est de $55 \mu m$.

Autorisant un retour de force dans les degrés de translations allant jusqu'à 3 N, il permet ainsi de simuler, par exemple, un effort lors de l'approche des limites de l'espace de travail.

L'espace de travail quant à lui reste raisonnable, $160 \times 120 \times 70 \text{ mm}^3$. Ayant implémenté des facteurs de mises à l'échelle afin d'augmenter la précision, il se peut que l'utilisateur soit aux limites de l'espace de travail du joystick, sans pour autant l'être au niveau du robot. Dès lors, la possibilité de débrayage a été utilisée, c'est-à-dire qu'il y a un découplage temporaire du positionnement du joystick par rapport au robot.

L'extrémité du joystick est un stylet ayant 2 boutons. Les informations de ces boutons sont transmises via un connecteur jack 6.35 mm, voir Figure 3.2.

L'adaptation va se faire à ce niveau. En effet, afin que le chirurgien soit plus à l'aise et se sente dans son environnement, l'idéal est de remplacer le stylet par

une pince ayant la topologie d'une pince chirurgicale. Cette dernière doit venir s'attacher au *geomagic touch* via une clavette, un connecteur jack est également présent pour la communication des boutons. En plus de garder les deux boutons, il faut également inclure un capteur de position, afin de renvoyer l'information de fermeture ou non de la pince.



FIGURE 3.1 – Joystick utilisé : *Geomagic touch*
[19]

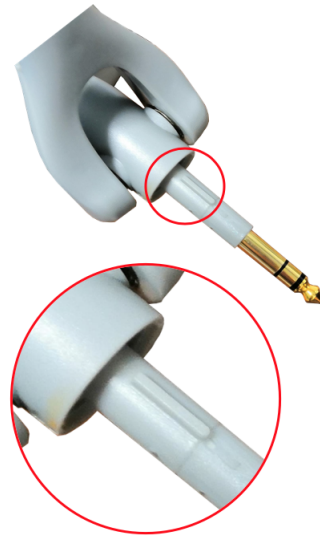


FIGURE 3.2 – Fixation du stylet

3.3 État de l'art sur les capteurs de positions

Dans ce chapitre, un état de l'art sur les capteurs de positions va être présenté. Les capteurs détaillés ci-dessous vont être très variés. L'important est de récupérer un signal proportionnel à une position. Enfin, le principe de fonctionnement des capteurs ainsi que des valeurs typiques vont être exposés, pour permettre d'en retirer les avantages et les inconvénients de chacun d'entre eux.

3.3.1 Potentiomètre SMD ou non

Un potentiomètre est une résistance variable, voir Figure 3.3. Il en existe de différents types comme des linéaires ou rotatifs. La tension de sortie d'un potentiomètre varie en fonction de la position linéaire ou angulaire d'une partie amovible. La Figure 3.4 illustre l'intérieur d'un potentiomètre rotatif, un balais conducteur se déplace et change ainsi la résistance. Un potentiomètre typique est

celui de la Figure 3.3 [17], ayant comme caractéristiques une ouverture mécanique de 244° , une résistance maximale de $100\text{ k}\Omega$, et une tolérance de 10%. Cependant ce capteur ne sera pas des plus précis et ses dimensions sont les suivantes : diamètre de 9 mm et hauteur de 10 mm.

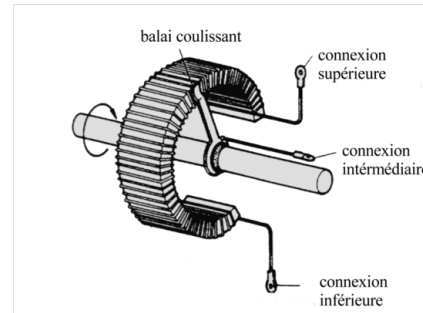


FIGURE 3.3 – Potentiomètre rotatif [17] FIGURE 3.4 – Schéma potentiomètre rotatif [4]

3.3.2 Encodeur

Un encodeur est un dispositif électromécanique qui va générer un signal électrique variant en fonction de la position. Il existe deux types d'encodeurs, les incrémentaux et les absolus. Le premier type utilise une source de lumière, un récepteur et une roue codeuse. La lumière est projetée sur la roue codeuse et le récepteur se trouve derrière, voir Figure 3.5. Ce type ne connaît que la valeur de la position relative et non absolue. La résolution de ce dernier dépend de la roue codeuse et de son nombre d'encoches. Le second type, encodeur absolu, utilise aussi une roue codeuse, mais les trous sont répartis sur toute la surface et non plus que sur l'extérieur du disque, voir Figure 3.6. Les encodeurs peuvent être extrêmement précis. Cependant, il y a un compromis entre la précision et la taille de la roue codeuse.

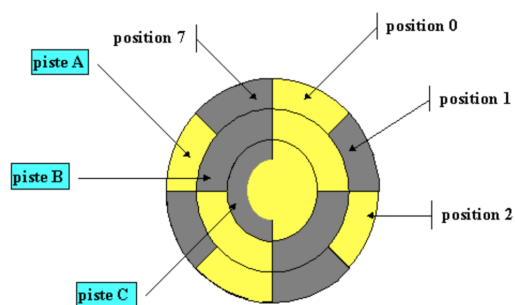
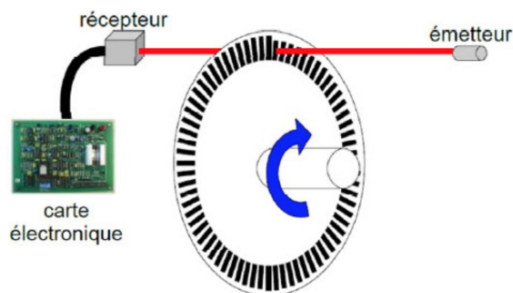


FIGURE 3.5 – Encodeur incrémental [15]

FIGURE 3.6 – Encodeur absolu [6]

3.3.3 Capteur à courant de Foucault

Les capteurs à courant de Foucault sont principalement employés comme capteurs de déplacement sans contact, bien souvent utilisés dans les moteurs à combustion. Le principe de fonctionnement est le suivant, la sonde du capteur transmet une onde depuis la bobine du circuit oscillant, voir Figure 3.7. Mis à la surface d'un objet métallique, des courants induits de Foucault vont être générés. Ces courants induits vont réduire l'amplitude du circuit oscillant, cette atténuation est inversement proportionnelle à la distance. Ces types de capteurs de formes variables, voir Figure 3.8, sont extrêmement précis. Certains, disponibles sur le marché, possèdent une précision de l'ordre de 10 nm. La plage de mesures est variable mais reste tout de même petite, environ 0.5 à 10 mm. Cependant, les capteurs restent imposants. Le plus petit cylindrique trouvé est de diamètre 8.5 mm, de longueur 8.5 mm et de portée 2 mm [16].



FIGURE 3.7 – Principe du capteur [16] de Foucault [12]

3.3.4 Jauge de déformation

Une jauge de déformation [10] va permettre la transformation d'une information mécanique en une information électrique, cette transformation se fait en plusieurs étapes, voir Figure 3.9. Tout d'abord, la jauge de déformation est attachée au corps étudié. Ensuite, ce dernier va subir une force, une déformation ϵ qui va se répercuter également au niveau de la jauge. La déformation de la jauge va faire varier la résistance électrique de celle-ci, tel un convertisseur mécano-électrique. La variation de résistance va induire une variation de tension proportionnelle à la puissance. Les jauges de déformation sont souvent montées en pont de Wheatstone. Cette configuration a de multiples avantages. Premièrement, elle permet de mesurer des déformations plus faibles. Deuxièmement, ce montage permet une compensation de la variation de température. Un signal de sortie d'une jauge se situe entre 0.3 et 3

mV/V. Il est donc nécessaire d'avoir une électronique importante derrière, afin de pouvoir amplifier le signal et de le traiter au mieux.

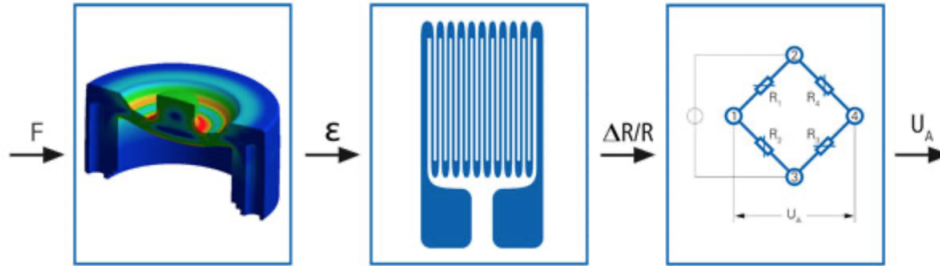


FIGURE 3.9 – Principe des jauges de déformation [10]

3.3.5 Capteur LVDT

Un capteur **L**inear **V**ariable **D**ifferential **T**ransformer est, comme son nom l'indique, un transformateur. Le capteur est composé de 3 bobines, 1 primaire et 2 secondaires, voir Figure 3.10. L'alimentation au niveau de la primaire est sinusoïdale alternative. Un objet ferromagnétique vient se glisser dans le cœur des bobines. Ce dernier va canaliser le flux et influencer les tensions de sortie en fonction de son avancement au centre des bobines. Ce capteur possède des performances extrêmes [5], comme une plage de 0 à 400 mm, une sensibilité d'environ 0.5% et un écart de linéarité de 0.1 à 0.2%. Cependant, pour une plage de 0 à 5 mm, la plus petite longueur de capteurs trouvés est 51 mm, voir Figure 3.11.

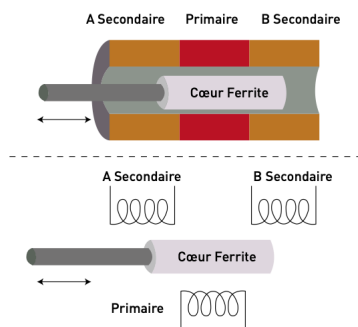


FIGURE 3.10 – Principe du capteur LVDT [5] FIGURE 3.11 – Capteurs LVDT[18]

3.3.6 Capteur effet Hall

Un capteur à effet hall se base, comme son nom l'indique, sur l'effet hall. Ce dernier est utilisé pour détecter la présence et/ou l'intensité d'un champ magnétique. Le principe de fonctionnement de ce dernier est relativement simple et se base sur la loi de la force de Lorentz. Supposons un matériau conducteur ou semi-conducteur, voir Figure 3.12, appliquons un champ électrique selon l'axe y. En approchant un aimant, le champ magnétique de l'aimant sera orienté perpendiculairement à la surface du matériau, selon l'axe z. Suivant la loi de Lorentz $\vec{F} = q(\vec{E} + \vec{v}\vec{B})$ où :

- = Force de Lorentz
- q = charge électrique non nulle
- = champ électrique
- = champ magnétique
- = vitesse de la particule

Les charges libres parcourant l'axe y vont être déviées, dû au champ magnétique, vers l'axe x. Cependant, comme le courant ne peut pas circuler dans cette direction, une accumulation de charge se produit et la tension V_h de hall va apparaître. La sensibilité magnétique à 5 V peut varier entre 0.75 mV/Gauss et 1.72 mV/Gauss [3]. Le capteur est généralement composé de 3 à 8 broches (pattes) et peut être omipolaire, unipolaire ou bipolaire. Différents types de capteurs hall sont représentés à la Figure 3.13.

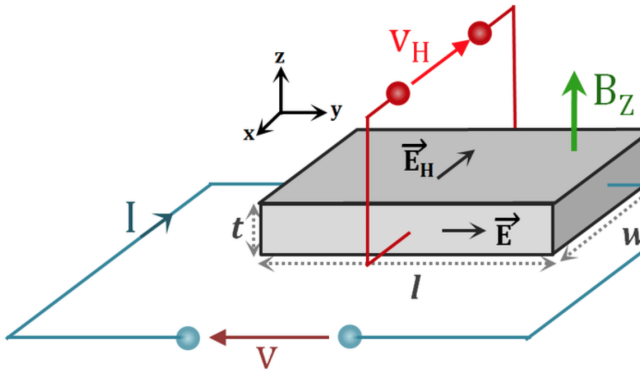


FIGURE 3.12 – Principe du capteur hall [13]

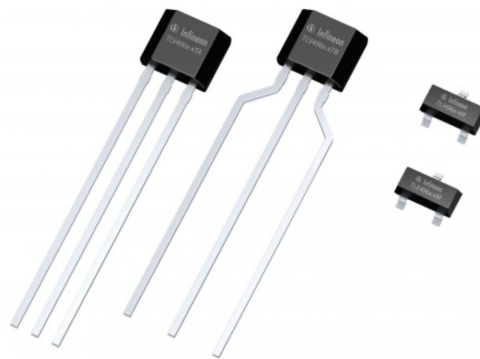


FIGURE 3.13 – Capteurs hall[3]

3.4 Étude approfondie du capteur

3.4.1 Choix du type de capteur

Comme énoncé précédemment, un capteur de position doit être intégré au design de la pince. Ce dernier permet de récupérer l'information de fermeture de la pince pour ensuite la renvoyer vers l'ordinateur de contrôle, qui pourra traiter cette information, avant de l'appliquer au robot.

Le capteur doit être directement intégré dans le design de la pince. Ceci implique que le capteur soit le plus petit possible, afin de ne pas rendre la pince trop volumineuse. Il doit également être le plus léger possible afin de ne pas alourdir cette dernière et ne pas fatiguer la main de l'opérateur.

De plus, le capteur doit avoir une certaine précision pour notre application. La précision des anastomoses varie selon les domaines par exemple :

- ☐ Anastomoses veineuses : 0.8 à 4.5 mm
- ☐ Anastomoses lymphatiques : 0.3 à 0.8 mm

En raccord avec le type de reconstruction, et donc de la taille des vaisseaux, la taille du fil et de l'aiguille varient également, la Table 3.1 reprend des exemples de ces variations.

Diamètre vaisseau [mm]	Référence fil	Diamètre fil [μm]	Diamètre aiguille [μm]
$\emptyset < 2$	9/0	35	100
$1 < \emptyset < 2$	10/0	17	70
$\emptyset < 1$	11/0	14	50

TABLE 3.1 – Diamètres de fils et aiguilles en fonction du diamètre du vaisseau [39]

Une multitude de capteurs ont déjà été détaillés dans le Chapitre 3.3. En fonction des critères de légèreté, d'encombrement, de résolution et de coût, il va falloir dénicher le capteur optimal qui rejoindra le design. La Table 3.2 reprend l'ensemble des capteurs et des critères énoncés. Elle montre une comparaison entre chacun, afin de déterminer le meilleur choix pour notre prototype. Chaque capteur a été évalué selon les critères ci-dessus, sur une échelle allant de 0 à 5, où 0 est le plus mauvais et 5 le meilleur. En supposant que les trois critères aient la même importance, on peut sommer les différents résultats attribués et avoir un classement. Le capteur à effet hall est le premier choix, il obtient un score maximal. Le deuxième choix est la jauge de déformation, cependant, son électronique reste assez imposante et onéreuse.

Critères	Encombrement	Précision	Prix	TOTAL
Potentiomètre (SMD ou non)	4	2	5	12
Encodeur	1	5	4	10
Capteur courant de foucault	2	5	1	8
Capteur LVDT	1	5	1	7
Jauge de déformation	5	5	3	13
Capteur effet hall	5	5	5	15

TABLE 3.2 – Comparatif des différents capteurs de distance

Le choix du capteur va donc se porter sur le capteur à effet hall. Ce dernier va fonctionner avec un aimant que l'on approche ou non. Dans la suite de cette section, on va retrouver le choix de l'aimant. Ensuite, le choix du capteur et ses caractéristiques théoriques vont être présentés.

3.4.2 Choix de l'aimant

La caractérisation de l'aimant est également une partie très importante. En effet, un aimant produisant un champ magnétique trop important va directement saturer la sortie d'un capteur, tandis qu'un aimant avec un champ trop faible va fortement diminuer la plage d'action de ce dernier. L'aimant sera placé de manière à s'éloigner ou se rapprocher du capteur, à mesure que l'on ferme la pince du chirurgien.

Deux types d'aimants vont être étudiés afin de déterminer le plus adapté. Des cylindriques de rayon et hauteur variables, et des parallélépipédiques de dimensions variables. Évidemment, les dimensions sont choisies en fonction de leur disponibilité dans le commerce.

Une analyse de l'intensité du flux magnétique développé par l'aimant dans une certaine zone est nécessaire. En effet, l'ouverture d'une pince chirurgicale ne va jamais dépasser 20 cm. Étant donné que le prototype doit garder la topologie d'une pince chirurgicale, c'est dans une zone de 20 cm que l'étude va être effectuée.

La densité du flux magnétique pour les aimants cylindriques va être considérée dans l'axe z du cylindre, voir Figure 3.16. Par conséquent, la formule du champ magnétique [37] est :

$$B_z = \frac{B_r}{2} \left(\frac{H+z}{\sqrt{R^2 + (H+z)^2}} - \frac{z}{\sqrt{R^2 + z^2}} \right)$$

- B_r : Champ rémanent
- z : Distance de la surface de l'aimant
- H : Hauteur du cylindre
- R : Rayon du cylindre

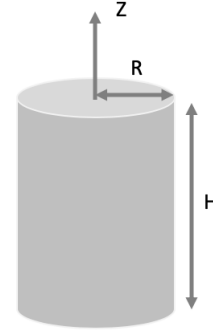


FIGURE 3.14 – Schéma aimant cylindrique

Tout comme les cylindriques, la densité du flux magnétique pour les aimants parallélépipédiques va être considérée selon l'axe z , voir Figure A.1. Par conséquent, la formule du champ magnétique [37] est :

$$B_z = \frac{B_r}{\pi} \left[\arctan \left(\frac{LW}{2z\sqrt{4z^2 + L^2 + W^2}} \right) - \arctan \left(\frac{LW}{2(D+z)\sqrt{4(D+z)^2 + L^2 + W^2}} \right) \right]$$

- B_r : Champ rémanent
- z : Distance de la surface de l'aimant
- L : Longueur du parallélépipède
- W : Largeur du parallélépipède
- D : Épaisseur du parallélépipède

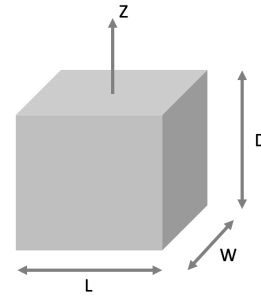


FIGURE 3.15 – Schéma aimant parallélépipédique

Les Figures 3.16 et 3.17 montrent l'intensité du champ magnétique en fonction de la distance à la surface, respectivement pour des aimants cylindriques et parallélépipédiques. Les différentes dimensions de chaque aimant sont reprises à la table 3.3.

Pour chacune des courbes, peu importe la géométrie, l'intensité du champ magnétique décroît rapidement sur une distance très courte. Cette forte variation induit une forte sensibilité. Dans l'application considérée, chirurgicale, il va falloir choisir un aimant n'ayant pas une trop forte variation. Dès lors, le choix peut être

N°	Cylindre			Parallélépipède			
	Br[T]	H[mm]	R[mm]	Br[T]	L[mm]	W[mm]	D[mm]
1	1.32	4	1	1.32	5	2.5	2
2	1.37	6	1.5	1.32	10	5	1.5
3	1.32	5	2	1.29	10	10	1
4	1.32	8.47	2.5	1.32	12	7	2
5	1.37	10	2.5				

TABLE 3.3 – Dimensions des aimants étudiés

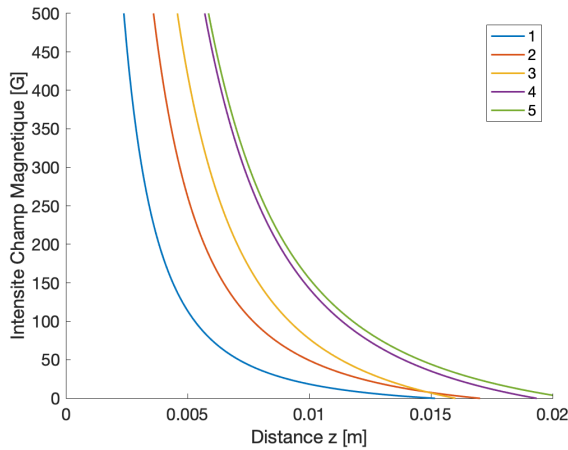


FIGURE 3.16 – Intensité du CM en fonction de la distance - Aimant cylindrique

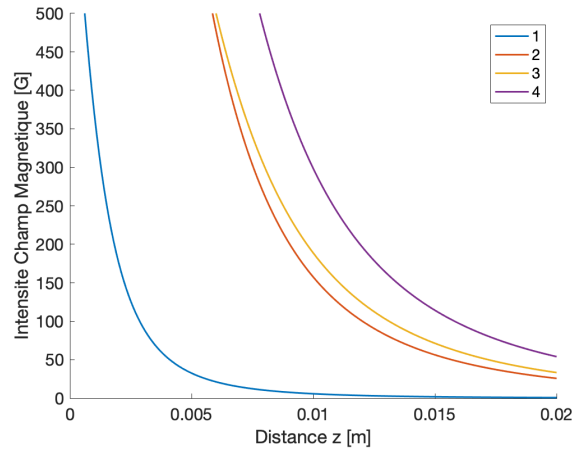


FIGURE 3.17 – Intensité du CM en fonction de la distance - Aimant parallélépipédique

réduit aux aimants 4 et 5 des cylindriques et 4 des parallélépipédiques.

Finalement, la différence entre les 3 aimants étant faible, il n'y a pas de priorité. Cependant, c'est l'aimant cylindrique 5 qui va être préconisé, il s'agit d'une dimension d'aimants déjà disponibles, pas besoin de le commander. L'Annexe A regroupe toutes les caractéristiques de l'aimant.

3.4.3 Caractéristiques théoriques du capteur

Après avoir défini la gamme de capteurs utilisés pour le prototype, une recherche plus approfondie est nécessaire, afin de trouver le capteur approprié à notre situation. Une multitude de choix est possible cependant, celui-ci s'est orienté vers le capteur à effet hall AH8500-FDC-7 développé par *Diodes Incorporated*. Ce capteur [27] semi-analogique est de type SMD, ce qui lui confère une petite taille, 2x2x0.6 mm.

Aussi, il possède une résolution de 8-bit pour une sortie qui est proportionnelle à la tension d'alimentation du capteur et le champ magnétique perçu. Alimenté entre 1.8 et 3.6 V, il délivre une sensibilité de 2.1 mV/G à 3.55 mV/G suivant l'alimentation, le tout pour une plage de ± 430 Gauss.

En résumé nous avons :

- 8-bit de résolution : $2^8 = 256$
- Sensibilité : 2.1 mV/G à 1.8 V et 3.55 mV/G à 3.6 V
- Plage : ± 430 G
- Dimensions : 2x2x0.6 mm

Les caractéristiques de l'aimant se retrouvent à la Figure 3.18. Vis-à-vis de la plage de notre capteur, l'ouverture de la pince peut varier de 6 à 20 mm. De plus, la sensibilité du champ magnétique en fonction de la distance varie énormément, de 125 G/mm en début de parcours à 14 G/mm en bout de course. Ceci signifie 2 choses, premièrement, le début de course permet d'avoir une bonne précision. Deuxièmement, la fin de course est peu sensible, elle permet d'avoir un filtre naturel pour atténuer certains tremblements.

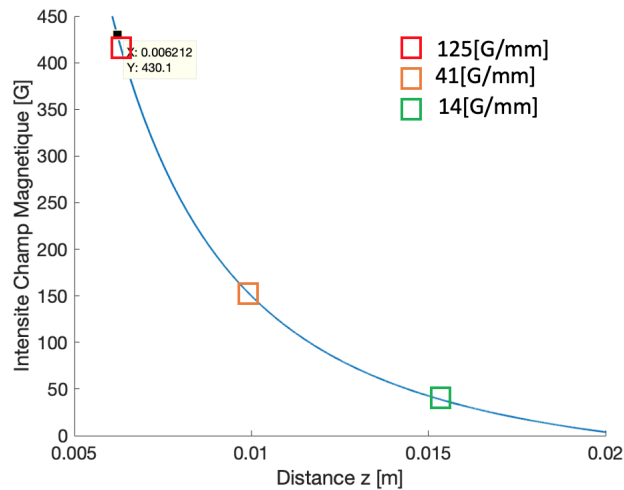


FIGURE 3.18 – Aimant cylindrique $r = 2.5mm$, $h = 10mm$

3.5 Design de la pince

Cette pince est la seconde partie de notre robot télé-opéré. Le chirurgien manipulera celle-ci afin de tout contrôler. Dès lors, elle va devoir se plier à divers critères. En effet, la topologie doit rester la même qu'une pince classique, de sorte que le chirurgien garde ses sensations. De plus, il faut un encombrement minimum, ainsi qu'un faible poids afin de ne pas fatiguer la main de l'opérateur, qui peut pratiquer durant un certain nombre d'heures.

La Figure 3.19 illustre diverses possibilités envisageables avec le capteur hall utilisé. La solution 1 correspond à une pince normale où l'on vient fixer un aimant d'un coté de la pince et le capteur de l'autre, de cette manière, la fermeture de la pince induit un rapprochement de l'aimant vers le capteur. La solution 2 garde le même principe. Cependant, le capteur est fixé sur un support, lors de la fermeture, la distance entre l'aimant et le capteur augmente ce qui donne la dynamique inverse de la solution 1. La solution 3 garde la même dynamique que la solution 1, néanmoins la pince possède la forme de ciseaux, le capteur et l'aimant se situent sur l'arrière et non plus sur l'avant de la pince. Une seule chose ne change pas au travers des 3 solutions, il s'agit de la fixation via une clavette.

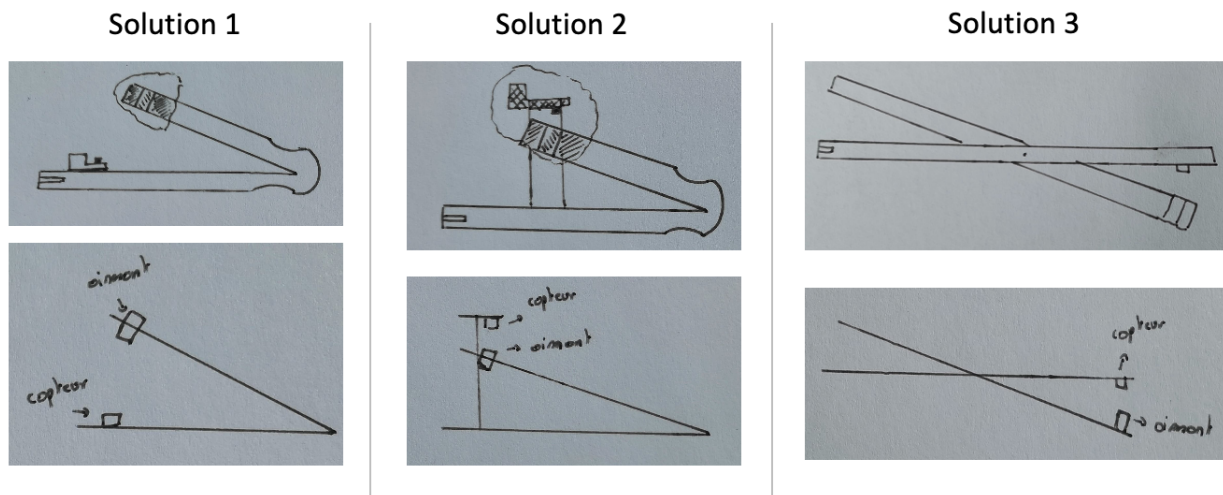


FIGURE 3.19 – Graphes morphologiques des solutions envisagées

La Table 3.4 reprend les 3 solutions possibles, ainsi que divers critères afin de déterminer la meilleure solution. Les différents critères comme déjà énoncés précédemment sont l'encombrement, le poids et la difficulté de réalisation. Les solutions vont être notées en fonction des critères entre 0 et 5, où 0 est le plus mauvais et 5 le meilleur.

Critères	Encombrement	Poids	Facilité de réalisation	TOTAL
Solution 1	5	4	4	13
Solution 2	4	4	4	12
Solution 3	2	4	3	9

TABLE 3.4 – Comparatif des diverses solutions

La solution 1 remporte la première place, néanmoins la solution 2 est seulement 1 point en dessous. Cependant, avoir une dynamique inverse comme la solution 2 est un gros avantage. En effet, quand la pince sera en position fermée, l'aimant sera éloigné du capteur donnant une moins grosse sensibilité. Cette configuration permet d'avoir un filtre passe-bas naturel. Le choix de la solution va donc se porter sur la numéro 2.

3.5.1 Première version de la pince joystick

La première version de la pince joystick est illustrée à la Figure 3.20. Cette dernière mesure 70 mm de haut, 16 mm de largeur et 200 mm de long, le tout pour un poids inférieur à 50 g. La longueur de cette pince a été choisie de manière à se rapprocher d'une de micro-chirurgie.

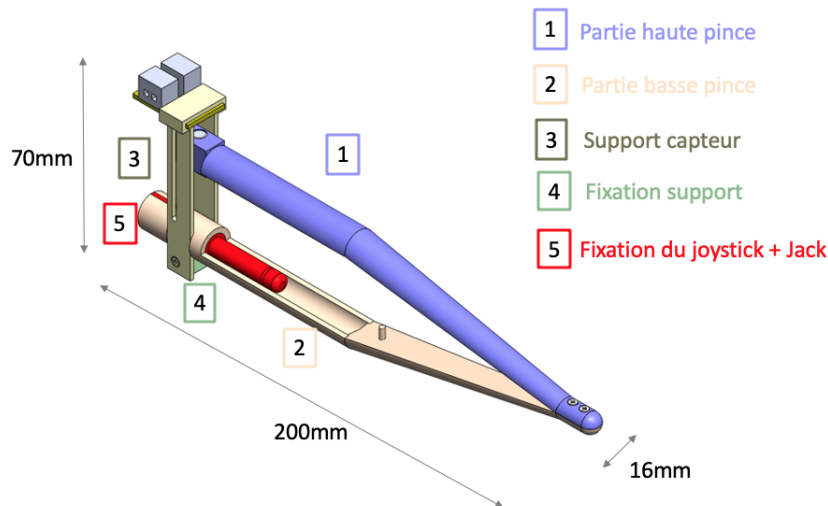


FIGURE 3.20 – Première version de la pince joystick

Cette première version se compose de 4 parties, les deux premières sont les parties haute et basse de la pince, elles sont reliées entre-elles par deux boulons

et leurs écrous. Les deux dernières parties permettent la fixation du support du capteur à la pince. Le capteur, quant à lui, est fixé grâce à un montage forcé. Il en va de même pour l'attache de l'aimant. Toutes les pièces vont être réalisées en impression 3D permettant ainsi de gérer leur densité, leur poids et leur rigidité.

L'envergure possible pour la distance aimant/capteur s'étend de 5 à 25 mm. Au vu de la plage du capteur, c'est largement suffisant. La pince possède une géométrie particulière, le début démarre avec une ouverture angulaire pour se redresser et finir avec les deux extrémités parallèles. Cette géométrie a été choisie afin de laisser de la place pour y insérer un connecteur jack femelle et les deux boutons sur la pince comme sur le stylet du joystick de base.

3.5.2 Seconde version de la pince joystick

La première version fut, en réalité, très rapidement remplacée par la seconde version. En effet, la version initiale ne prenait pas en compte tous les besoins et limitations énoncés. Par exemple, la sensation de contact n'était pas ressentie, la forme n'était pas totalement conventionnelle et donnait une mauvaise sensation de fermeture.

La seconde version se retrouve à la Figure 3.21. Les différentes modifications effectuées sont énoncées ci-dessous.

La première modification fut de réduire la plage distance/capteur de 25 à 20 mm, étant donné que le capteur est limité à 20 mm. Ceci permet donc d'amincir la pince.

Une seconde modification fut de changer la forme, de manière à en avoir une plus conventionnelle. Un connecteur jack femelle a été réalisé "*Home made*", détails en Annexe D.2. En effet, après avoir étudié différents jack femelles, la conception reste souvent la même et la majeure partie de la place est utilisée par la "coque" du connecteur. J'ai donc décidé de l'intégrer directement à la pince. De cette manière, celui-ci prend moins de place et les parties basse et haute de la pince peuvent se redresser, afin d'être droite sans gêner l'insertion de ce connecteur. De plus, deux boutons poussoirs ont été ajoutés de manière à les activer avec le pouce.

Une troisième modification se situe au niveau de la pince, elle va être réalisée non plus en deux parties mais une seule, de plus la raideur va être diminuée en plaçant des cols de cygne.

Une quatrième modification consiste en un meilleur ajustement de la position du capteur, par rapport à l'aimant. En effet, dans la première version, le capteur était placé de manière parallèle à l'aimant lorsque la pince était en position ouverte. L'ajustement effectué a été de placer le capteur parallèle quand la pince se situe en milieu de course.

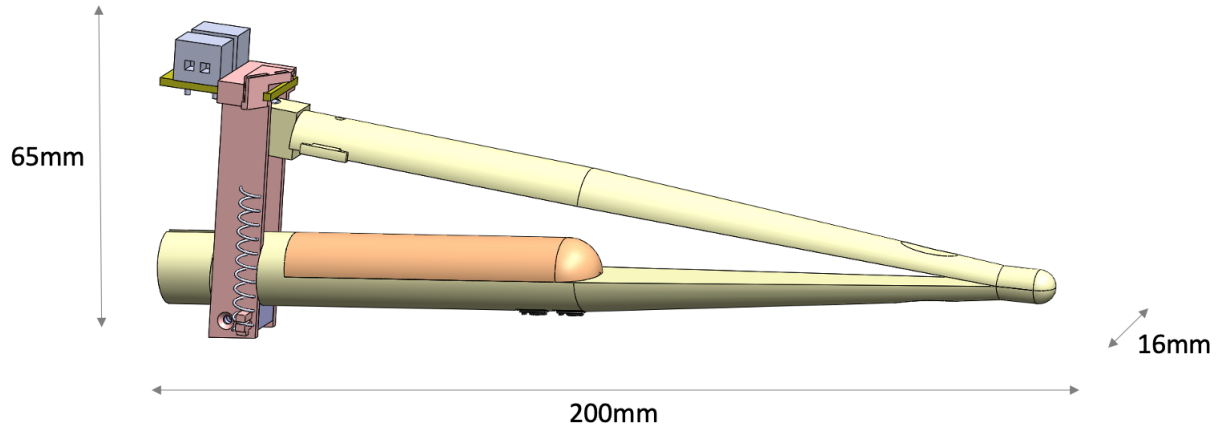


FIGURE 3.21 – Seconde version de la pince joystick

Finalement, l'amélioration la plus importante est la pose d'un ressort, auquel est relié un fil venant s'attacher à l'extrémité haute de la pince, en passant par le support du capteur. Ce ressort permet de simuler le second ressort d'une vraie pince. En effet, comme le montre la Figure 3.22, apparaît un premier ressort nécessaire à l'entrée en contact des extrémités de la pince, un second ressort intervient pour simuler l'écrasement. Dans le prototype, le ressort sera activé en traction via un fil, passant par le haut du support du capteur et venant se fixer sur l'extrémité de la pince.

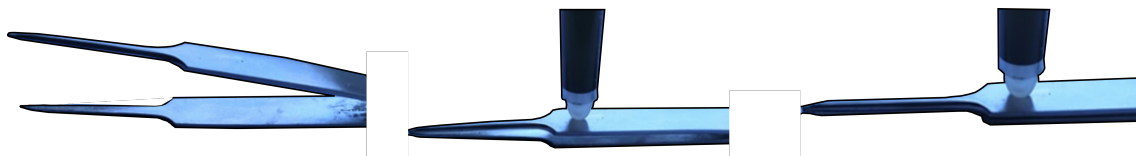


FIGURE 3.22 – Illustration ressort : Base - 1er ressort - 2ième ressort

Ce ressort confère donc en quelque sorte, un retour d'effort au chirurgien lorsque la pince entre en contact avec un objet ou un tissu. De plus, la fixation de ce dernier étant très basique, voir Annexe D.3, il est tout à fait possible de changer le ressort afin d'en placer un autre avec une raideur différente, pour que l'outil soit adapté à la tenue du chirurgien. En résumé, l'utilisateur peut choisir la raideur qu'il souhaite avoir lorsque la pince entre en contact avec un objet.

3.6 Prototype réel final

Le prototype final est présenté à la Figure 3.23. Il a été entièrement réalisé en impression 3D. La pince mesure bien 200 mm pour une hauteur de 63 mm et une épaisseur de 16 mm. La pince est également très légère et pèse 27 g.



FIGURE 3.23 – Prototype final réalisé

Les boutons poussoirs ont été insérés sur la partie basse. Ces derniers ont été placés de manière à avoir la possibilité de les activer via le pouce.

La force nécessaire à l'activation des boutons est de 1.5 N. Dès lors, tenter d'activer ces boutons tout en gardant la pince fermée dans une position précise, devient un vrai challenge. Cependant, ces boutons vont être utilisés pour diverses calibrations ou recentrer l'outil dans son espace de travail. Durant un centrage, l'information de fermeture de la pince n'est pas souvent nécessaire et il est possible d'appuyer facilement sur les boutons.

Toutes les contraintes et besoins sont correctement respectés. La forme et la prise en main sont semblables à une pince classique de chirurgie. La pince est fermée via une flexion des membres inférieurs et supérieurs, ce qui donne donc bien une ouverture passive. De plus, l'ajout et la fixation simple du ressort permettent, d'une part, un ajustement de la raideur et de son enclenchement, d'autre part une sensation de contact. Finalement, le connecteur jack, et les boutons sont intégrés.

Troisième partie

Expérimentation et commande

Maintenant que les deux prototypes ont été réalisés, la connexion entre ceux-ci est nécessaire. C'est-à-dire, lier les deux parties à l'ordinateur de contrôle et effectuer les calibrations et ajustements.

Ce chapitre va s'articuler comme tel, une première section va établir l'architecture hardware. Ensuite, la récupération et le traitement du courant vont être développés. Après, le capteur hall va être caractérisé de manière expérimentale. Un étalonnage des deux parties va être réalisé. Et finalement, le schéma de contrôle et l'optimisation expérimentale des gains vont être présentés.

4.1 Architecture Hardware

Une vue d'ensemble est reprise à la Figure 4.1. Cette dernière représente l'architecture hardware permettant le contrôle et la liaison des deux prototypes. Nous y retrouvons, la pince robot, la pince joystick, la carte de contrôle, et finalement l'alimentation.

Le schéma illustre les informations entre chacun des blocs. Le moteur de la pince robot est un moteur Faulhaber 12 V sans encodeur. Ce dernier est alimenté via la carte de contrôle en PWM (Pulse Width Modulation). De plus, seul le courant consommé par le moteur est récupéré. La lecture de la position ou la vitesse angulaire n'est pas disponible.

Ensuite, de l'autre côté, le capteur hall est alimenté en 3.3 V, et la tension de sortie du capteur hall est récupérée. Il est également possible de récupérer l'information des boutons si un connecteur jack y est inséré.

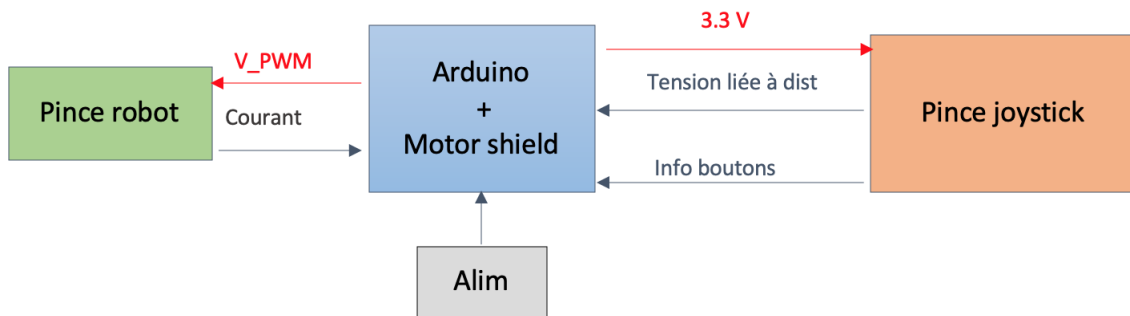


FIGURE 4.1 – Architecture hardware

Finalement, la carte de contrôle est un arduino et son extension motor shield, ils permettent de contrôler un moteur et de récupérer directement le courant consommé. La carte est alimentée via une alimentation extérieure de 12 V. Les caractéristiques techniques de cette carte de contrôle sont les suivantes :

- Plage de courant : 2 A
- Temps de réponse : $< 1 \mu s$
- Précision : 2.96 mA
- Alimentation : 5 V à 12 V

La Table 4.1 rassemble l'ensemble des signaux, informations connus ou non.

Connu	Inconnu
Courant consommé du moteur	Vitesse du moteur
Tension de sortie Hall	Position du moteur
Informations des boutons	
Tension envoyée au moteur	

TABLE 4.1 – Informations connues

4.2 Récupération et traitement du courant

Le traitement et la récupération du courant consommé se font pour la pince coté robot. La première chose à réaliser est une mesure, en imposant une consigne bien précise et analyser l'allure de celle-ci. La Figure 4.2 montre une mesure de courant sans traitement, en réaction à un échelon de 6 V appliqué au moteur à 1 seconde. Comme le montre l'image, le courant varie énormément et très rapidement.

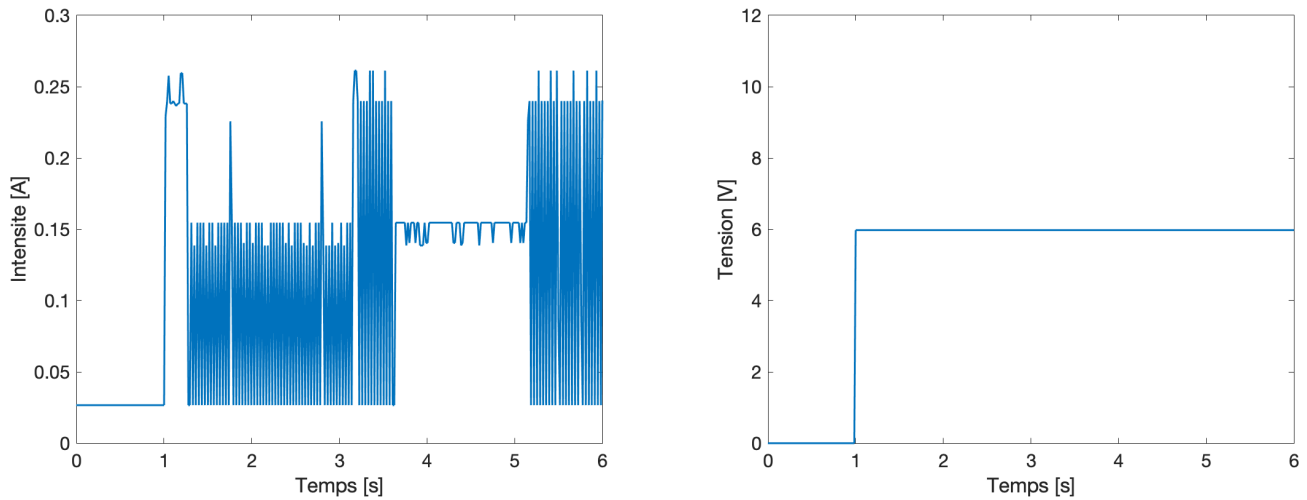
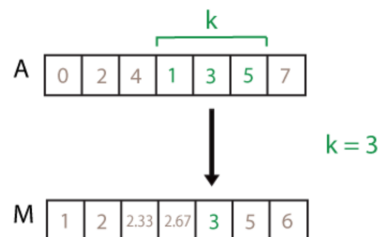


FIGURE 4.2 – Graphe du courant en fonction d'un échelon de 6 V

Différents traitements de ce signal sont possibles, chacun avec leurs avantages et leurs inconvénients. Ces diverses méthodes sont une moyenne, un *movmean*, de l'*oversampling*. Ces dernières sont expliquées ci-dessous.

Moyenne : Moyenne sur un nombre de valeurs choisies : $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x_i$. Elle provoque du sous-échantillonnage, cette méthode permet d'économiser la bande passante des données par rapport à l'espace mémoire. Cependant, elle conduit à la perte de la dynamique du signal.

Movmean : Moyenne décalée sur un bloc de valeurs choisies, voir Figure 4.3. Permet d'éviter le sous-échantillonnage. Ce traitement limite le bruit blanc, tout en gardant la dynamique du signal. Cependant, il est un mauvais filtre passe-bas.

FIGURE 4.3 – Exemple traitement *movmean* - Matlab

Oversampling : Échantillonnage a une fréquence au moins 2 fois supérieure à la fréquence du signal : $f_{sample} > 2 \cdot f_{signal}$ [22]. Permet de réduire des contraintes sur des filtres et d'atténuer le bruit.

Ces 3 méthodes ont été implémentées et testées afin de décèler celle la plus adaptée à notre application. Deux tests ont été réalisés, le premier est la réponse du signal traité lors d'une consigne en forme de rampe. Le second est également la réponse, lors d'une consigne comportant 2 échelons successifs.

La première consigne est illustrée à la Figure 4.4. A droite, se retrouve la consigne appliquée, une rampe jusqu'à 11.4 V, 95% de la valeur limite du moteur. A gauche, le courant consommé par le moteur. Les 3 méthodes de traitements sont comparées à la mesure de base. La moyenne a été faite sur 50 échantillons, tandis que la moyenne décalée a été effectuée sur 20 valeurs et $f_{sample} = 1\text{MHz}$ pour l'*oversampling*. Il est clair que les 3 méthodes améliorent grandement la qualité du signal. Il est à remarquer que l'*oversampling* et la moyenne sont presque semblables et permettent de diminuer les oscillations. Le *movmean*, quant à lui, suit plus la dynamique du signal de base.

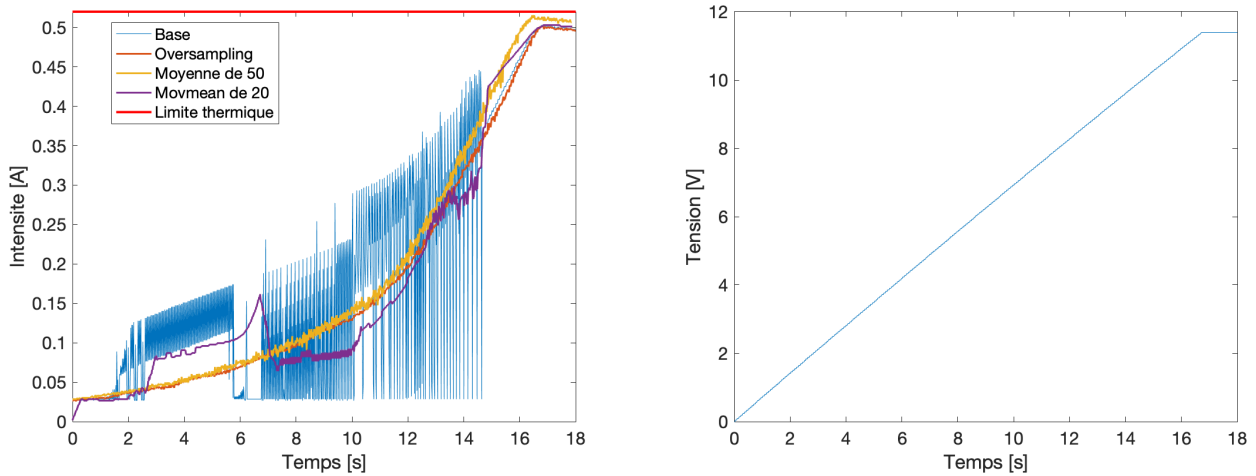


FIGURE 4.4 – Graphe du courant en fonction d'une rampe en consigne

La Figure 4.5 expose la seconde consigne implémentée. La consigne se retrouve également sur la droite, tandis que le courant est à gauche. Comme précédemment, les différents cas améliorent la lecture du courant. Cependant, il est à remarquer que la moyenne semble donner quelque chose de moins constant lors d'un échelon. La moyenne décalée n'est pas non plus constante. Finalement, l'*oversampling* semble bien traiter le signal et garde assez bien la dynamique.

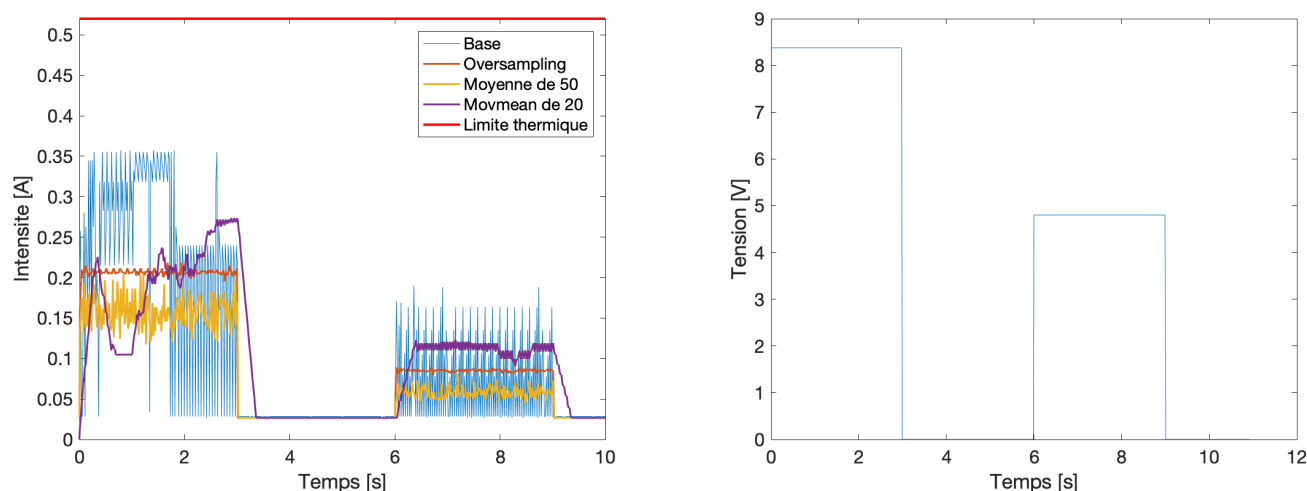


FIGURE 4.5 – Graphe du courant en fonction de 2 échelons successifs en consigne

Les deux types de consignes ont permis de voir l'évolution du courant en dynamique, mais également en statique. Il est clair que la meilleure méthode de traitement est l'*oversampling*, permettant d'atténuer toutes les oscillations, tout en gardant la dynamique du signal. C'est donc cette dernière méthode qui va être priorisée pour le traitement, lors du contrôle du moteur.

Il faut savoir que la limite thermique du moteur est située à 0.52 A [30]. Cette information nous indique quel est le courant maximal à ne pas dépasser, lorsque le moteur tourne en continu. Cependant, il faut également savoir que cette limite peut être dépassée de manière infinitésimale, sans pour autant "casser" le moteur. De plus, la carte de contrôle étant également limitée, c'est bien l'électronique qui céderait avant le moteur.

4.3 Caractéristiques expérimentales du capteur hall

Protocole expérimental

Le capteur hall est attaché à l'extrémité d'un pied à coulisse numérique. Un aimant est placé sur un support en vis-à-vis du capteur. Le pied à coulisse permet de pousser dans une direction le support de l'aimant avec sa tige. De plus, cette dernière permet de récupérer précisément la distance capteur-aimant. Le capteur

hall est alimenté en 3.6 V via une source externe et la tension de sortie de celui-ci est récupérée à l'aide d'un oscilloscope. Dans la suite de cette section, la plage, la répétabilité ainsi que la sensibilité vont être étudiées. Les différents tests ont toujours été effectués sur 2 capteurs, afin de déceler les défauts de production.

Plage

Pour tester la plage des capteurs, l'aimant a été placé avec le pôle négatif, en face du capteur à une distance de 3 mm. Ensuite, l'aimant a été éloigné tous les 0.5 mm et la tension de sortie a été relevée à chaque incrément. La Figure 4.6 montre donc bien la plage de sortie du capteur hall, en fonction de la distance capteur-aimant. Le pôle négatif étant en face de l'aimant (champ négatif), il est normal d'avoir une tension de sortie variant entre 0 à 1.8 V et non pas 1.8 à 3.6 V. La différence entre les deux capteurs au niveau de la plage est très mince, elle est inférieure à 0.5 mm. De plus, la plage mesurable est de 7-8 à 25 mm.

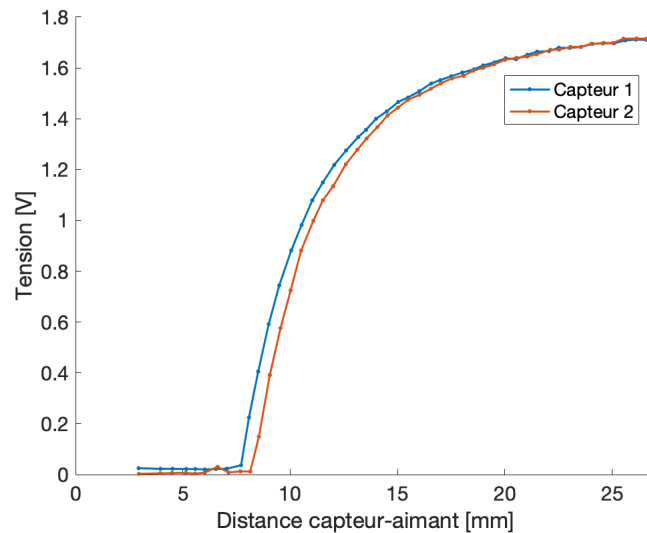


FIGURE 4.6 – Tension de sortie en fonction de la distance - capteur hall

Répétabilité

La répétabilité a été effectuée de la manière suivante, l'aimant a été placé en position fixe par rapport aux capteurs, distance de 8.5 mm. Ensuite, 16 mesures ont été effectuées, espacées chacune de 5 minutes. La Figure 4.7 montre la tension de sortie pour chaque essai, vis-à-vis de la tension maximale. Tandis que la Figure 4.8 expose le même résultat mais avec un zoom. Pour chacun des deux capteurs, la

tension de sortie varie très peu entre les essais. Les caractéristiques se retrouvent à la Table 4.2, il existe une erreur de 0.49% pour le capteur 1 contre 1.8% pour le second. Le premier capteur est donc plus stable que le second. A noter que la différence moyenne de tension, pour une même distance des capteurs, varie en fonction du décalage que l'on observe sur le graphe de la plage.

	Tension sortie moyenne [V]	Valeur max [V]	Valeur min [V]	Erreur [%]
Capteur 1	0.3614	0.3621	0.3603	0.49
Capteur 2	0.4285	0.433	0.4249	1.8

TABLE 4.2 – Caractéristiques des capteurs hall - répétabilité

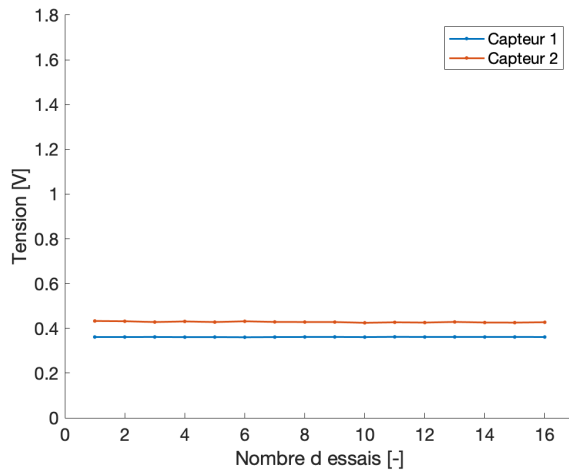


FIGURE 4.7 – Répétabilité de la mesure

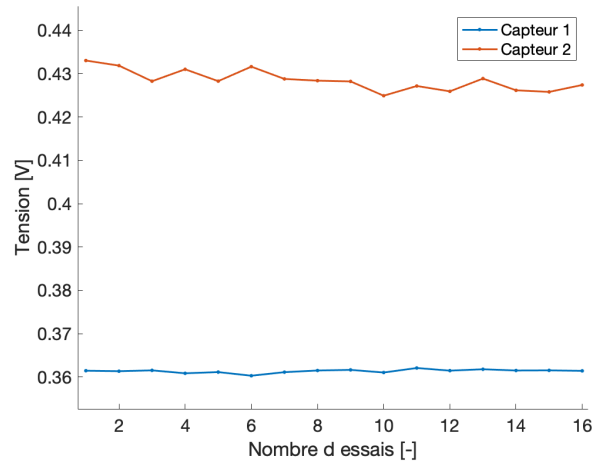


FIGURE 4.8 – Répétabilité de la mesure -zoom

Sensibilité

La dernière caractérisation consiste à tester la sensibilité, en fonction de la tension d'alimentation du capteur. Dès lors, une distance entre l'aimant et les capteurs a été fixée à 8.5 mm. Ensuite, des prises de mesures ont été effectuées, en faisant varier la tension d'entrée de 1.8 V à 3.6 V par incrément de 0.1 V. Ensuite, les tensions de sortie ont été divisées par le flux magnétique théorique afin d'obtenir la sensibilité. La Figure 4.9 expose les résultats, les deux capteurs sont semblables, de plus ils concordent à la sensibilité de la datasheet. La sensibilité de ces derniers est bien linéaire en fonction de la tension d'entrée. Aussi, aucune différence significative n'existe entre ces deux-ci.

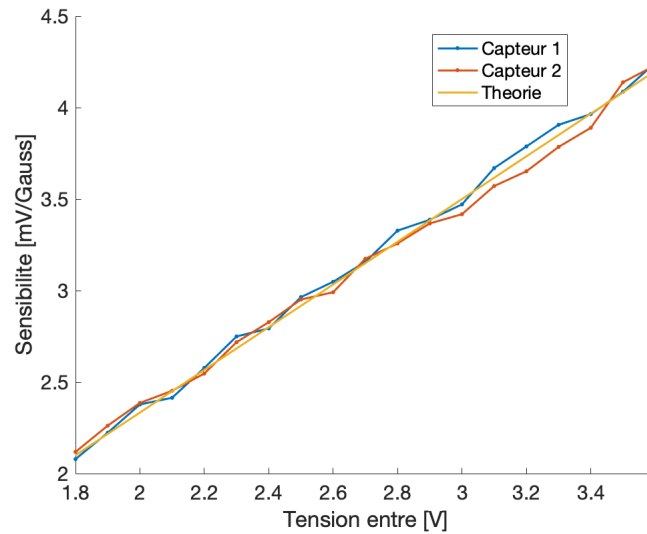


FIGURE 4.9 – Sensibilité des capteurs hall en fonction de la tension d’alimentation

4.4 Etalonnage

Cette partie va permettre d’établir la relation, entre la distance cotée joystick et le courant nécessaire pour la fermeture de la pince motorisée. Deux étapes sont nécessaires pour passer d’une distance, à un courant de référence. La première est de connaître la relation propre au capteur hall. C’est-à-dire, la relation liant sa tension de sortie et la distance aimant/capteur. La seconde est de connaître la relation électrique/mécanique du système. Cette seconde relation est donc le courant nécessaire, pour un certain déplacement de la pince.

Les deux parties sont totalement découplées et indépendantes. L’étalonnage de chacune peut être réalisé de manière individuelle.

Finalement, un lien entre les deux étalonnages sera nécessaire. L’ouverture de la pince joystick étant supérieure à celle de la pince motorisée, cette différence va être utilisée de manière à augmenter le courant lorsque la pince motorisée entre en contact, de sorte à provoquer une augmentation de la force appliquée aux extrémités.

4.4.1 Pince joystick

L’étalonnage de la pince joystick va permettre de connaître la relation liant la tension de sortie du capteur hall, à la distance entre l’aimant et le capteur.

Protocole expérimental

Le protocole expérimental est le même que dans la Section 4.3, la caractérisation expérimentale du capteur hall. En résumé, l'aimant a été placé en vis-à-vis du capteur, et il a été déplacé par incrément de 0.5 mm. Contrairement à ce qui précède, dans la plage du capteur, il est alimenté via la carte de contrôle en 3.3 V au vu des sorties de la carte et non plus 3.6 V. De plus, c'est le capteur 2 qui est utilisé.

Résultats

Les résultats de l'expérience sont illustrés à la Figure 4.10. La courbe est semblable à celle de la page. Cependant, la tension maximale a diminué, ce qui est logique étant donné la dépendance à l'alimentation. De plus, la plage de fonctionnement commence à 6 et se termine à 20. La relation tension de sortie hall, par rapport à la distance n'est pas du tout linéaire.

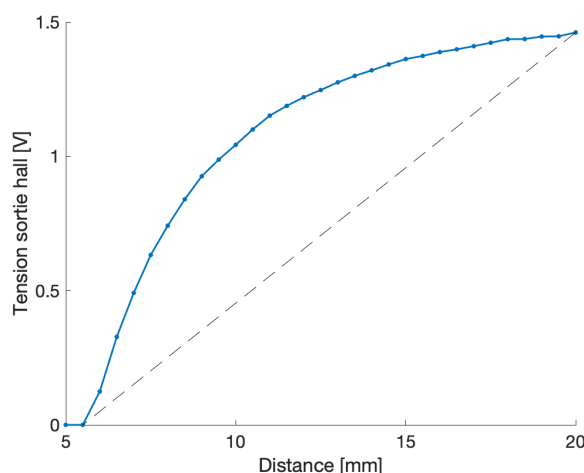


FIGURE 4.10 – Etalonnage de la tension hall en fonction de la distance

Maintenant que la relation tension de sortie/distance est connue, il est possible de retrouver la distance pour une certaine tension. Les incréments d'étalonnage ainsi que la plage étant faibles, une interpolation linéaire a été effectuée entre les points de mesures.

4.4.2 Pince motorisée

L'étalonnage de la pince motorisée va permettre de récupérer la relation qui existe, entre le courant consommé par le moteur et la fermeture de pince. C'est donc bien une relation liée à la mécanique de la pince.

Protocole expérimental

La procédure est la suivante, des consignes de courant parcourant toute la plage de fonctionnement, de 0 à 0.5 A par incrément de 0.025 A, ont été envoyées au moteur. A chaque consigne différente, la distance d'ouverture de la pince est mesurée.

Résultats

La Figure 4.11 illustre l'expérience. Cette dernière est un résultat très étonnant. En effet, au vu du mécanisme, une relation non-linéaire était attendue. Or, c'est bien une relation linéaire proportionnelle qui apparaît. Ceci peut être expliqué au vu du faible déplacement de la poulie. Le déplacement angulaire est inférieur à 20° . C'est donc bien, une relation proportionnelle qui est liée directement à la raideur de la pince. Au delà de 0.2 A, les deux micro-pincettes sont entrées en contact, c'est donc la force appliquée qui augmente à cet instant.

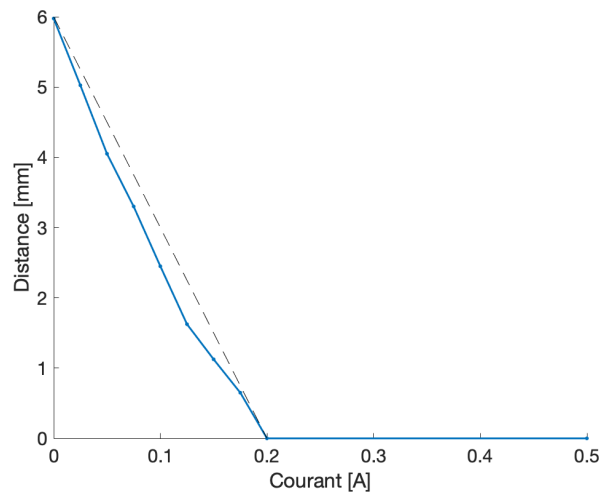


FIGURE 4.11 – Distance d'ouverture de la pince mesurée en fonction du courant imposé

4.5 Schéma de contrôle

Le contrôle moteur va être réalisé en utilisant une boucle de rétro-action au niveau du courant, la seule mesure possible. Le courant de référence est lié à la tension de sortie hall. Pour passer de l'un à l'autre, plusieurs étapes sont nécessaires.

Premièrement, la pince joystick va envoyer la tension de sortie du capteur hall lié à la fermeture de la pince. Il est donc possible d'en ressortir la distance. Cette étape correspond à l'étalonnage de la pince joystick, voir Section 4.10

Deuxièmement, il faut savoir transformer cette distance récupérée en un courant. Cette relation est directement liée à la mécanique du système. Cette étape correspond à l'étalonnage de la pince motorisée, voir Section 4.4.2.

Finalement, le courant de référence est retiré de toutes ces transformations, il est possible de faire la régulation en courant. Ce contrôle est de type PI (Proportionnel Intégral). La Figure 4.12 illustre l'entière des transformations et de la régulation.

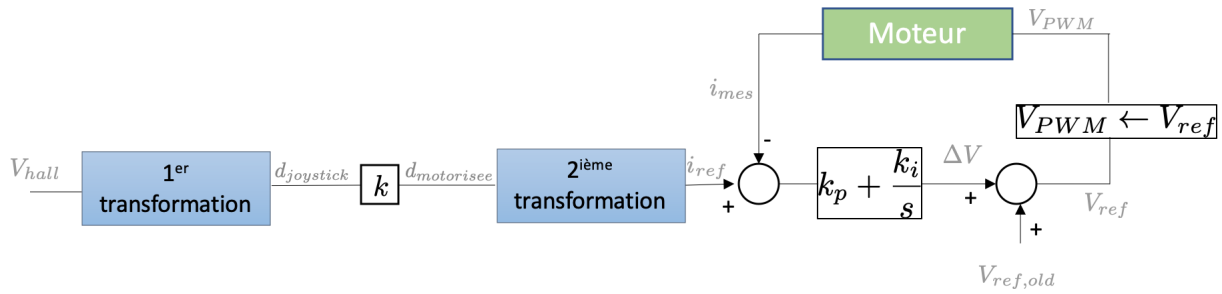


FIGURE 4.12 – Schéma de contrôle

Les équations qui régissent de la régulation sont les suivantes :

$$V_{ref} = V_{ref,old} + \Delta V \quad (4.1)$$

$$\Delta V = \left(k_p + \frac{k_i}{s}\right) \Delta i \quad (4.2)$$

$$\Delta i = i_{ref} - i_{mes} \quad (4.3)$$

Les coefficients du contrôleur vont être détaillés au travers de la Section 4.6. Cependant, les valeurs retenues pour la suite sont 140 et 2 pour k_i et k_p , respectivement.

Les deux transformations correspondent aux étalonnages. Il faut encore faire la liaison entre la tension de sortie hall et le courant de référence à envoyer. De

fait, la plage coté joystick est supérieure à la plage coté moteur, il peut y avoir un facteur de proportionnalité k entre les deux. En effet, il y a 20 mm d'un coté, pour 6 mm de l'autre coté.

La méthode implémentée est la suivante, l'avancement de 6 mm coté joystick induit un déplacement de 6 mm coté moteur. Après cela, tous les incréments de déplacement coté joystick vont induire une augmentation linéaire de courant pour augmenter la force de contact. De plus, en terme hardware, c'est l'instant précis où le ressort supplémentaire entre en action, pour obtenir une raideur différente dès le contact.

La Figure 4.13 illustre la relation entre la distance joystick et le courant de référence. Des cales ont été glissées entre la pince et le capteur afin de maintenir cette distance fixe. Ensuite, le courant de référence envoyé a été relevé. La relation est presque linéaire, et le contact est bien observé à 12 mm. Après ce contact, le courant continue à augmenter de manière à amplifier la force appliquée.

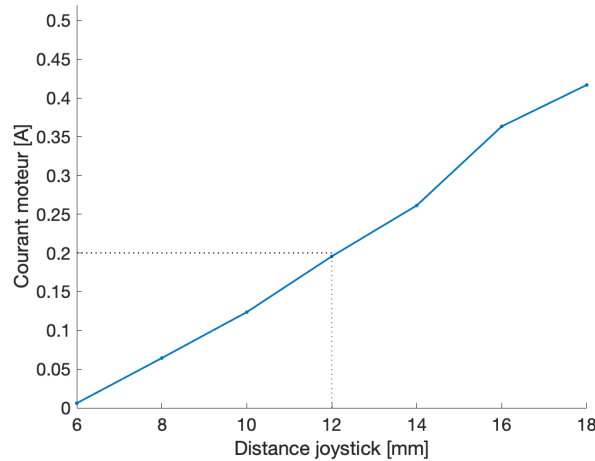


FIGURE 4.13 – Relation de contrôle distance joystick - courant référence

4.6 Optimisation expérimentale des gains

Dans cette section, différentes méthodes vont être analysées et étudiées afin de déterminer au mieux les coefficients du contrôleur PI. Deux méthodes expérimentales vont être présentées. Ensuite, une méthode analytique est effectuée pour finalement terminer par une méthode d'essai-erreur.

4.6.1 Ziegler et Nichols 1

La première méthode expérimentale est une méthode de Ziegler et Nichols [33]. Il s'agit de la méthode de la réponse indicielle. Cette technique peut se décomposer en 4 étapes. Premièrement, il faut enregistrer la réponse indicielle, c'est-à-dire, sans régulateur. Deuxièmement, il faut tracer la tangente au point d'inflexion. Ensuite, il faut mesurer des paramètres clés. Tel que, la pente p , le retard apparent L correspondant au point d'intersection de la tangente, avec l'abscisse et le gain $K_0 = y_\infty/E$. Finalement, il faut consulter un tableau afin de connaître les coefficients. Ce tableau est repris à la Table 4.3. Cette dernière ressort les valeurs pour un contrôleur du type : $C = k_p \left(1 + \frac{1}{T_i s}\right)$. Il ne faut pas oublier de l'adapter au contrôle implémenté.

Type	K_p	T_i	T_d
P	$\frac{1}{pLK_0}$		
PI	$\frac{0.9}{pLK_0}$	3L	
PID	$\frac{1.2}{pLK_0}$	2L	0.5L

TABLE 4.3 – Table des paramètres PID - ZN1

Étant donné qu'il n'est pas possible de directement envoyer du courant au moteur, une tension a été appliquée. Ensuite, en regardant la courbe du moteur tension/courant, il est possible de connaître le courant. Un échelon de 0.403 A a été envoyé. La Figure 4.14 montre la réponse indicielle. Cependant, comme la lecture du courant n'est pas continue mais discrète, l'allure de la courbe a été interpolée via une spline. La tangente a été dessinée, les paramètres peuvent être relevés :

- $p = 2.74$
- $L = 0.003$
- $K_0 = 1.01$

En regardant dans la Table, les gains k_p et T_i équivalent à 108.4 et 9e-3, respectivement. Adaptés à notre contrôleur, k_p vaut la même valeur, cependant k_i change tel que $k_i = \frac{k_p}{T_i}$. La Table 4.4, résume la valeur des gains. Même si ces valeurs sont énormes, elles ont été testées sur le système réel. Cependant, le système réagissait beaucoup trop rapidement et était totalement instable.

k_p	k_i
108.4	12044.4

TABLE 4.4 – Valeur des gains

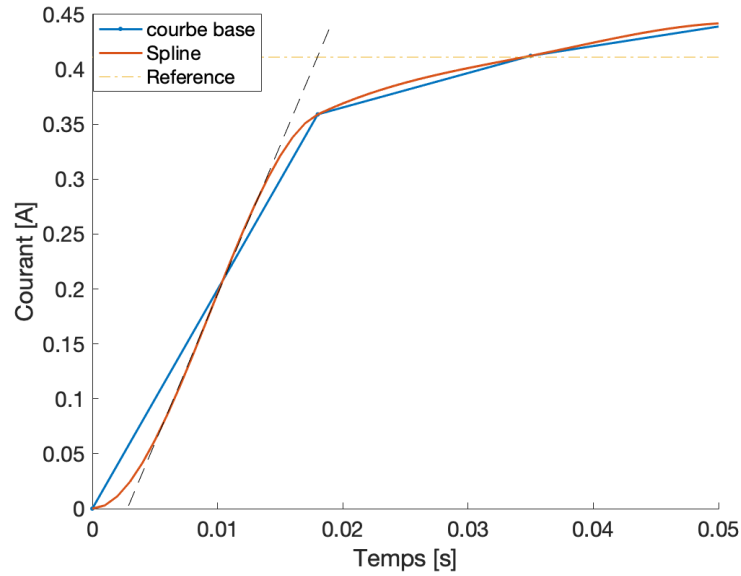


FIGURE 4.14 – Courant consommé en fonction de la distance d’ouverture de la pince

4.6.2 Ziegler et Nichols 2

La seconde méthode expérimentale est également une méthode de Ziegler et Nichols [33]. Il s’agit de la méthode du point critique. Celle-ci procède également par étapes. La première est de mettre tous les gains à 0. Ensuite, il faut augmenter le k_p jusqu’à obtenir une oscillation permanente du système. Après cela, il faut relever plusieurs paramètres, le gain critique K_{cr} ainsi que la période d’oscillation T_{cr} . Tout comme la première méthode, il faut regarder dans un tableau la valeur des paramètres, la Table 4.5 illustre ces valeurs.

Type	K_p	T_i	T_d
P	$0.5K_{cr}$		
PI	$0.4K_{cr}$	$0.8T_{cr}$	
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5T_{cr}$	$0.125T_{cr}$

TABLE 4.5 – Table des paramètres PID - ZN2

En effectuant l’expérience, une valeur de 28.2 a été obtenue pour K_{cr} et 0.476 pour le T_{cr} . Regardant en parallèle dans la table, les valeurs de k_p et T_i équivalent à 11.28 et 0.3808, respectivement.

Il faut encore les traduire au contrôleur implémenté, la Table 4.6 illustre les bons gains.

k_p	k_i
11.8	29.62

TABLE 4.6 – Valeur des gains

Ces gains étant raisonnables, ils ont été testés sur le système réel. Les Figures 4.15 et 4.16 illustrent la tension et le courant au niveau du moteur, suite à un échelon en consigne. Il est clair que, pour ces valeurs de gains, le système est instable. En effet, le système n'arrive pas à se stabiliser et diverge.

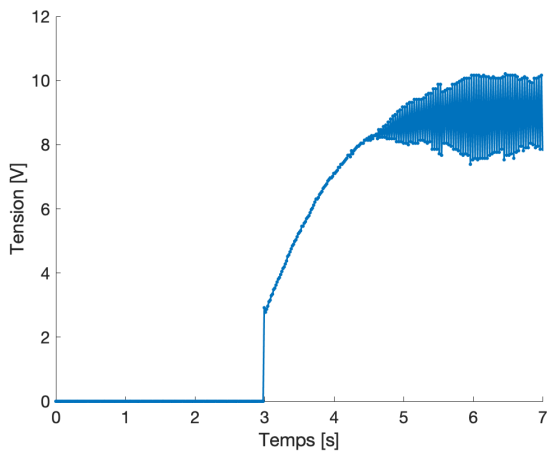


FIGURE 4.15 – Tension appliquée au moteur en fonction du temps

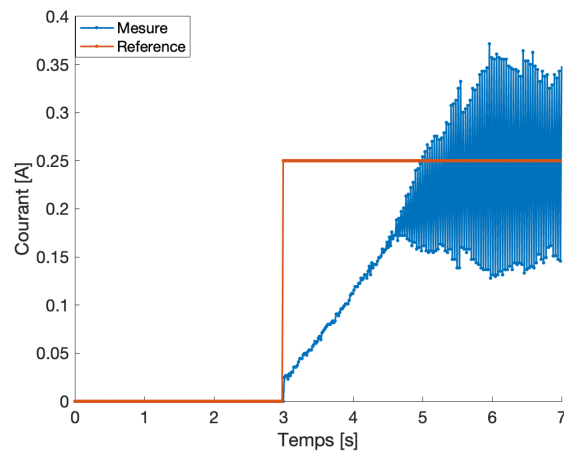


FIGURE 4.16 – Courant consommé en fonction du temps

4.6.3 Méthode analytique

Cette troisième méthode est analytique. Le schéma de régulation basique est représenté à la Figure 4.17, l'équation régissant du moteur a été simplifiée à la partie électrique.

Il y a donc une boucle de rétro-action. L'équation type est la suivante :

$$i = \frac{CA}{1+CA} i_{ref} \quad (4.4)$$

En transposant à notre application, il vient :

$$i = \frac{(\frac{K_p}{K_i}s + 1) \frac{K_i}{R_a}}{(\tau_e s + 1)s + (\frac{K_p}{K_i}s + 1) \frac{K_i}{R_a}} i_{ref} \quad (4.5)$$

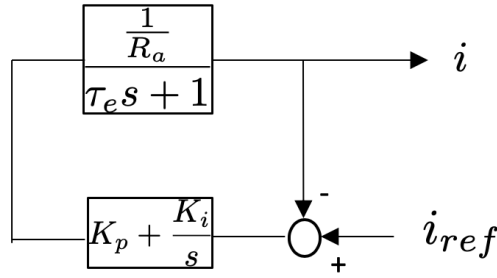


FIGURE 4.17 – Schéma de régulation simplifiée

Il est donc possible de faire une annulation pôle/zéro $\tau_e = \frac{k_p}{k_i}$, l'équation devient alors :

$$i = \frac{\frac{K_i}{R_a}}{s + \frac{K_i}{R_a}} i_{ref} \quad (4.6)$$

Qui peut se réécrire de la manière suivante :

$$i = \frac{1}{\frac{R_a}{K_i}s + 1} i_{ref} \quad (4.7)$$

Il s'agit bien d'une fonction de transfert du premier degré. Elle peut être comparée à la fonction canonique : $H(s) = \frac{K}{1+\tau s}$. Il existe un seul paramètre sur lequel il est possible de jouer, la constante de temps.

En prenant la constante de temps égale à la constante de temps du courant dans le circuit, c'est-à-dire $\tau = \tau_{ci} \simeq \tau_e = 2.29 \cdot 10^{-5}$, les gains k_p et k_i équivalent, respectivement, 8.71 et 12236. Ces gains sont relativement grands.

Or, en prenant une constante de temps plus raisonnable comme, 0.1 ou 0.05 s, les gains, voir Table 4.7, sont relativement plus abordables et proches de ceux trouvés par essai-erreur, voir ci-après.

τ	0.1	0.05
k_p	0.0619	0.124
k_i	87.1	174.2

TABLE 4.7 – Valeur des gains

4.6.4 Essai - erreur

Finalement, une méthode d'essai-erreur a été effectuée. Les gains ont été modifiés à de multiples reprises, en analysant la réponse du système et en connaissant les effets du gain proportionnel, ainsi que du gain intégral. Par exemple, un gain proportionnel trop élevé provoque de fortes oscillations. Quant au gain intégral, il sert à annuler l'erreur statique. Si ce dernier est trop élevé, un dépassement sera constaté et le système va osciller autour de la référence, jusqu'à annuler l'erreur statique.

Cette méthode permet d'avoir un bon ordre de grandeur. La Table 4.8 donne la valeur de gains obtenus via l'essai-erreur.

k_p	k_i
2	140

TABLE 4.8 – Valeur des gains

Différents tests ont été réalisés afin d'analyser les performances de ce contrôleur, la réponse du système suite à une consigne spécifique. Un échelon simple, une rampe, plusieurs échelons successifs ont été effectués, afin de constater les erreurs moyennes, le délai.

Consigne - Échelon simple

La première partie a été d'implémenter un échelon. Ceci permet d'observer si le contrôleur arrive bien à suivre la consigne, et si des oscillations importantes sont générées. De plus, cet essai permet de récupérer le temps de réponse. L'échelon imposé est un courant de 0.4 A, ce qui correspond à 80% de la limite thermique. Les Figures 4.18 et 4.19 représentent le courant consommé par le moteur et la tension appliquée à ces bornes. En analysant de plus près, le temps de réponse à 95% est de 0.34 s ce qui est raisonnable. De plus, aucun dépassement n'est constaté.

La Figure 4.20 illustre l'erreur commise avec un tel contrôleur. Évidemment, il y a une grosse erreur sur le début, due à l'échelon. Néanmoins, une fois le courant stabilisé, il faut observer que l'erreur reste très faible. En effet, l'erreur moyenne est de 1.64e-04 A, ce qui correspond à 0.032% de la valeur maximale. Cette erreur est donc vraiment minime.

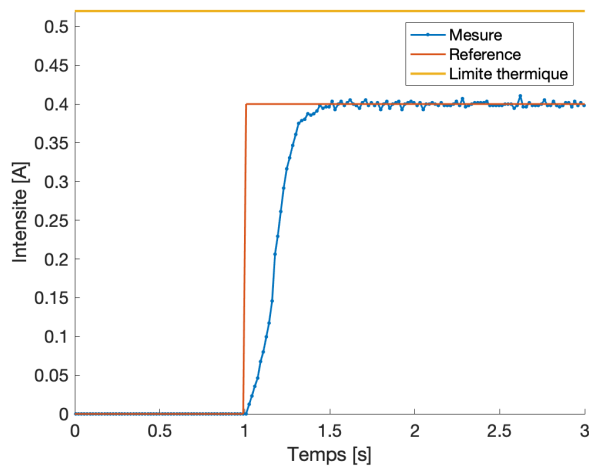


FIGURE 4.18 – Réponse du système suite à un échelon en consigne

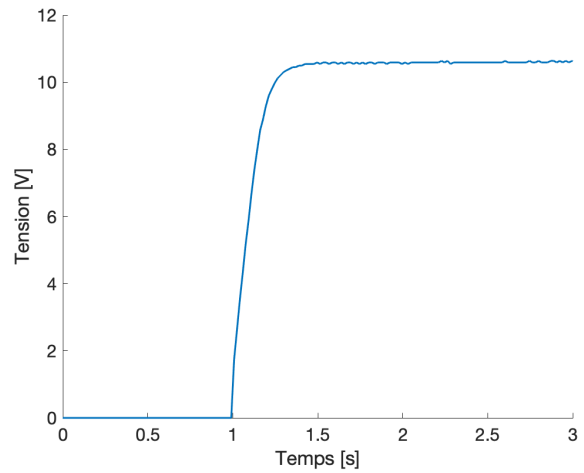


FIGURE 4.19 – Tension correspondante envoyée aux bornes du moteur

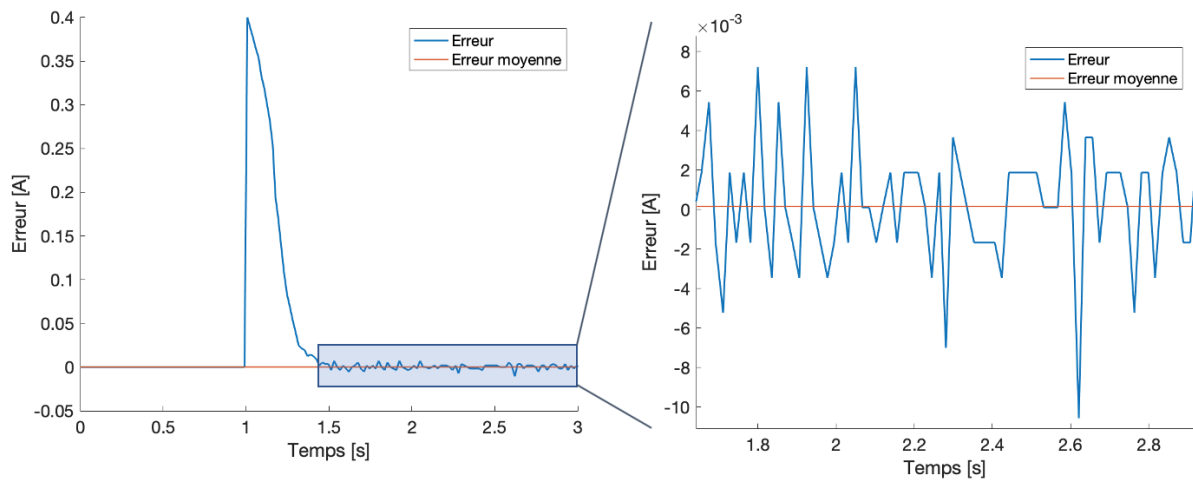


FIGURE 4.20 – Erreur en courant du contrôleur et son zoom en région stabilisée à droite

Consigne - Rampe

Cette seconde consigne correspond à augmenter progressivement le courant de référence envoyé. Cela correspond bien à une rampe. Cet essai permet de voir l'évolution de la réponse, lors d'un changement constant du signal de référence. Les Figures 4.21 et 4.22 illustrent d'un côté, la réponse du contrôleur et de l'autre, la tension appliquée aux bornes du moteur. Le contrôleur réagit assez bien. En effet,

seul un léger décalage est à noter au début de la rampe.

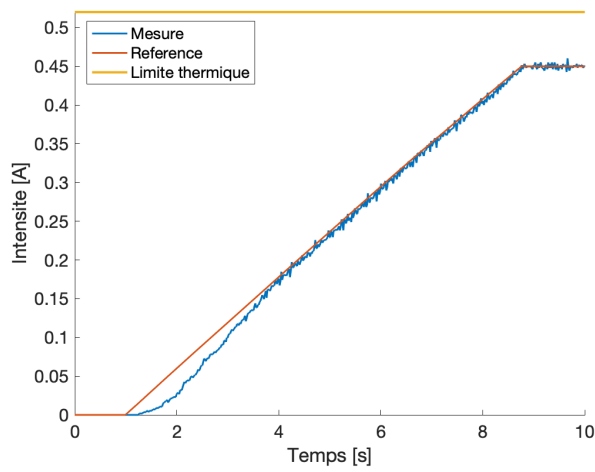


FIGURE 4.21 – Réponse du système suite à une rampe en consigne

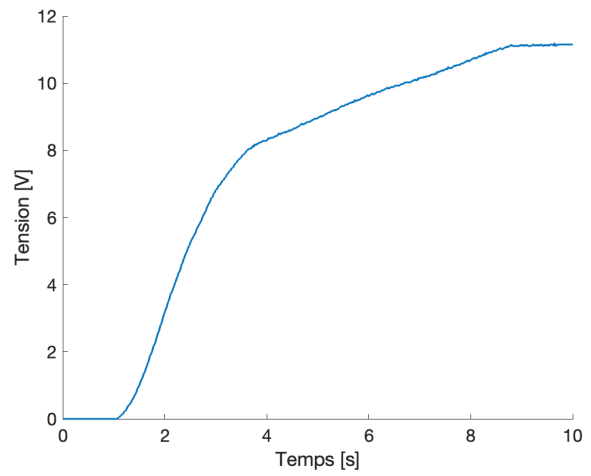


FIGURE 4.22 – Tension correspondante envoyée aux bornes du moteur

La Figure 4.23 montre l'erreur commise. Une fois encore, elle reste assez faible. En effet, l'erreur moyenne est de 0.0055 A, ce qui correspond à 1.09% de la plage de fonctionnement. De plus, l'erreur maximale est de 0.036 A, soit 7.2%. Cette erreur est localisée au début de la rampe.

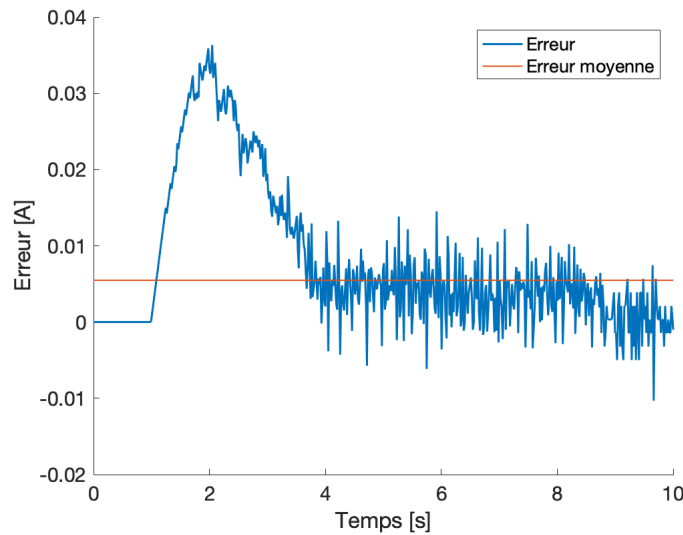


FIGURE 4.23 – Erreur en courant du contrôleur

Consigne - 2 échelons successifs

Cet essai consiste à effectuer deux échelons successifs. Le premier se fait à 0.4 A durant 3 secondes. Ensuite, la consigne retourne à 0 A durant également 3 secondes. Après cela, commence un second échelon de 0.3 A pour une durée de 3 secondes et retourne à 0 A. Ce test permet de voir la réponse à de multiples changements brutaux de consignes. De plus, il est possible d'observer la réaction tant à la fermeture qu'à l'ouverture de la pince. Les Figures 4.24 et 4.25 montrent la réponse du système aux échelons et la tension envoyée aux bornes du moteur, respectivement. Le temps de réponse est encore une fois très rapide, peu importe l'échelon. Néanmoins, il faut observer que le temps de réponse pour l'ouverture de la pince est plus important que sa fermeture.

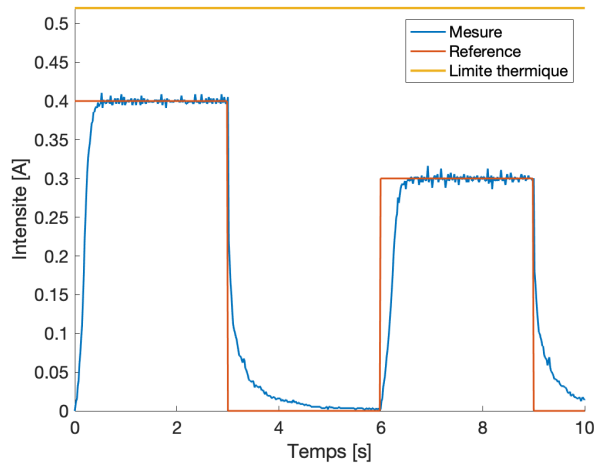


FIGURE 4.24 – Réponse du système suite à deux échelons successifs en consigne

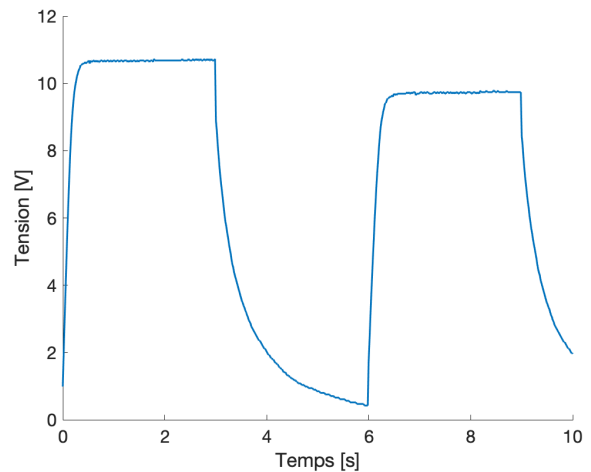


FIGURE 4.25 – Tension correspondante envoyée aux bornes du moteur

La Figure 4.26 illustre une fois de plus l'erreur absolue. L'erreur moyenne absolue équivaut à 0.0261 A, ce qui correspond à 5% de la limite thermique.

Consigne - générée par la pince joystick

Finalement, ce dernier test consiste à utiliser la pince joystick. Cette dernière va donc être la référence, comme elle le sera dans la pratique. Lors de cet essai, l'ensemble du système est utilisé. Les Figures 4.27 et 4.28 exposent le suivi du système, vis-à-vis de la consigne générée ainsi que l'erreur absolue, respectivement. Le système arrive à suivre assez bien la référence, seuls des décalages vers le retour

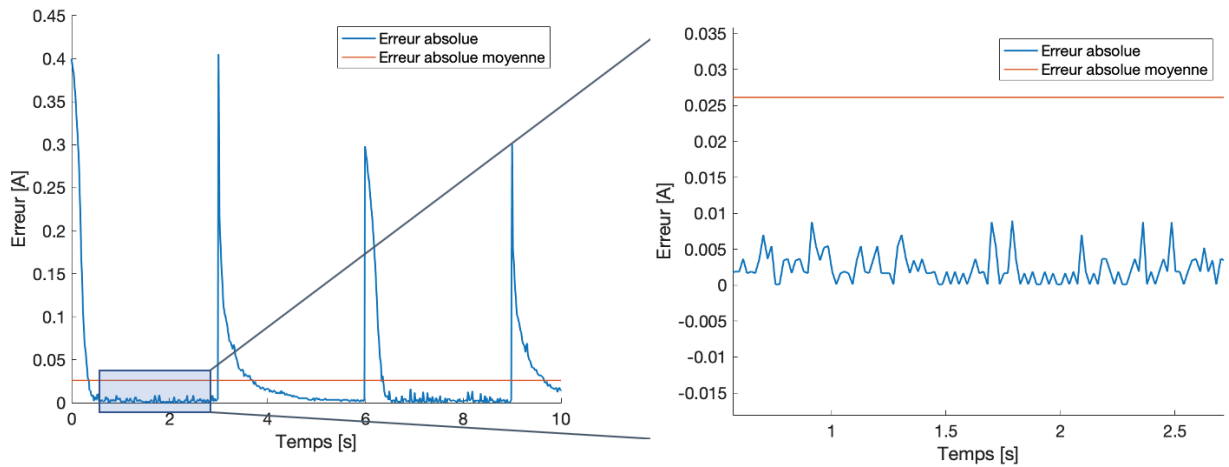


FIGURE 4.26 – Erreur absolue en courant du contrôleur

à 0 A sont à noter. L'erreur absolue moyenne est de 0.0323 A, correspondant à 6.4%.

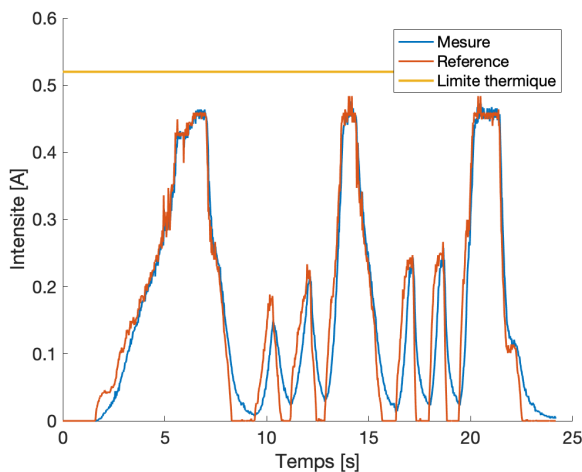


FIGURE 4.27 – Réponse du système suite à une consigne générée à l'aide de la pince joystick

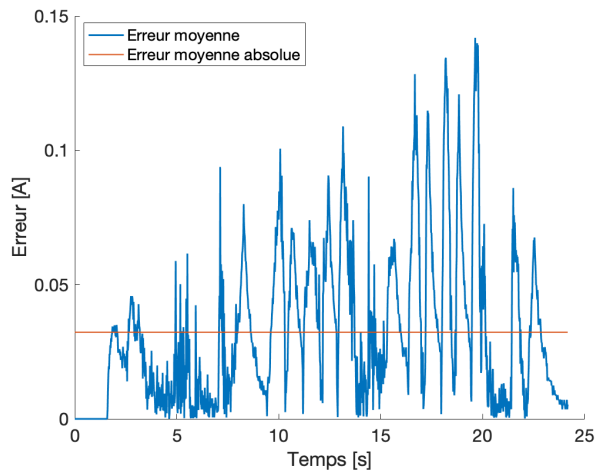


FIGURE 4.28 – Erreur en courant du contrôleur

De manière à obtenir quelque chose de plus parlant, le courant peut être converti en distance de fermeture. La Figure 4.29 l'illustre. Il faut remarquer que la mesure s'arrête à 0. C'est à cet instant, que la pince est totalement fermée. Cependant, malgré le fait que cette dernière soit fermée et que la consigne continue, c'est bien la force de serrage qui augmente.

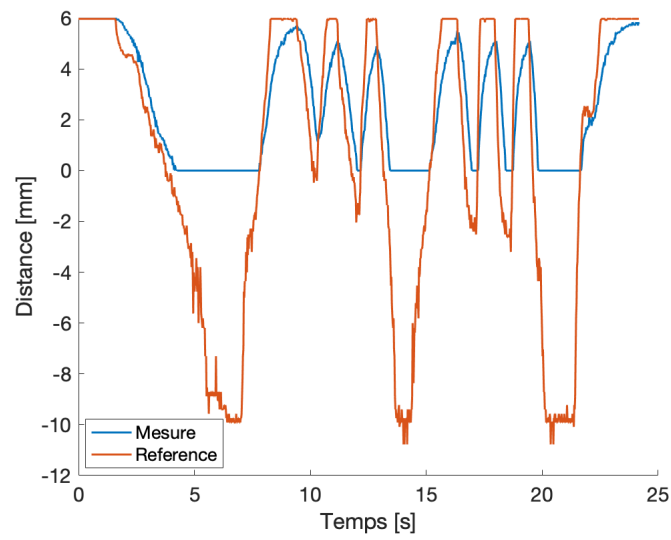


FIGURE 4.29 – Distance de fermeture du système vis-à-vis de la consigne

CHAPITRE 5

EXPÉRIMENTATION

Ce chapitre a pour but une étude plus détaillée, expérimentale du prototype réalisé. Dans un premier temps, l'effet de la fatigue va être étudié. Ensuite, une ouverture active de la pince va être présentée. Après, une détection du contact va être analysée. Pour finalement, quantifier la force développée par chaque partie.

5.1 Effet de la fatigue

L'impact de la fatigue est très important. En effet, si les prototypes possèdent une variation de leurs propriétés avec le temps et les mouvements, ces derniers devront être sujet à diverses calibrations. Cette influence est très importante à analyser.

Protocole expérimental

L'impact de la fatigue a été réalisé sur l'ensemble du dispositif. Deux expériences séparées ont été menées.

Premièrement, des cales ont été placées entre le capteur et la pince joystick, de manière à garder une distance fixe. L'épaisseur des cales varie de 6 à 18 mm par incréments de 2 mm. A chaque cale, le courant consommé est mesuré. De plus, entre chaque incrément, la pince subit des mouvements d'ouverture/fermeture totale durant 3 minutes.

Deuxièmement, concernant uniquement la pince motorisée, des consignes de courant parcourant toute la plage ont été générées, soit de 0 à 0.5 A avec incrément de 0.05 A. A chaque pas, la distance de l'extrémité est mesurée. Tout comme la première expérience, entre chaque mesure, un mouvement aléatoire est généré. Ce dernier est créé en engendrant une consigne d'échelons d'amplitudes variables aléatoires toutes les 5 secondes, et ce durant également 3 minutes.

Ces mesures ont été effectuées tous les jours durant une semaine. L'impact de la fatigue va principalement viser la relation courant mesuré vis-à-vis de la distance joystick et la distance moteur vis-à-vis du courant mesuré. Cela permet de voir d'une part, l'impact de la fatigue de la pince imprimée en 3D, et d'autre part, l'impact du ressort coté moteur.

Résultats

Les résultats de la première expérience sont présentés à la Table 5.1. Cette dernière reprend, la distance joystick imposée (correspond à la distance entre le capteur et l'aimant), la moyenne du courant mesuré au fil des jours ainsi que l'écart-type. Aux vues des valeurs des moyennes par rapport à la distance, la tendance est plutôt linéaire. De plus, chacun des écarts-types ont une valeur relativement faible. Cela signifie donc une très faible variation suite à la fatigue.

Distance joystick [mm]	6	8	10	12	14	16	18
Moyennes [A]	0.006	0.06	0.119	0.194	0.261	0.363	0.417
Écarts-types [A]	0.0151	0.0064	0.00115	0.0056	0.006	0.0083	0.0068

TABLE 5.1 – Moyennes et écarts-types des différentes mesures de courant durant 7 jours d'expériences

Les résultats de la seconde expérience sont repris dans la Table 5.2. Les moyennes et les écarts-types de l'ensemble des jours s'y retrouvent pour chaque incrément de courant. En observant plus attentivement les écarts-types, les valeurs sont également relativement faibles et donc peu de variations sont constatées. La raideur apparente de la pince motorisée n'a pas l'air de varier, fluctuer avec le temps.

Courant [A]	0	0.025	0.05	0.075	0.1	0.125	0.15	0.175	0.2	0.5
Moyenne [mm]	5.975	5.025	4.05	3.3	2.45	1.625	1.125	0.65	0	0
Ecart-types [mm]	0.05	0.0957	0.1732	0.1826	0.1915	0.0957	0.05	0.0577	0	0

TABLE 5.2 – Moyennes et écarts-types des différentes distances durant 7 jours d'expériences

5.2 Ouverture active de la pince

L'ouverture active consiste à utiliser le moteur, également lors de l'ouverture de celle-ci et non plus juste sa fermeture. En effet, cela pourrait permettre une ouverture plus rapide et donc une utilisation à 100% des performances du prototype.

5.2.1 Quantification de l'ouverture

La première chose à effectuer, est de quantifier l'ouverture de la pince. En effet, lors de tests visant à explorer le contrôleur, il a été remarqué que le temps de réponse de l'ouverture, était beaucoup plus lent que sa fermeture. En effet, lors de l'ouverture, le moteur ne change pas de polarité afin de tourner dans l'autre sens. Le courant est juste diminué.

En reprenant le cas du double échelon à 0.4 puis 0.3 A, mais en remplaçant le courant par la distance, ce sera beaucoup plus significatif, la distance étant une grandeur physique. Les Figures 5.1 et 5.2 illustrent ces échelons tant pour le courant mesuré que pour la distance coté pince motorisée. Il est vrai que l'ouverture de la pince est beaucoup plus lente que sa fermeture. Cependant, en regardant plus attentivement la distance d'ouverture, en moins de 0.4 s, cette dernière s'est déjà ouverte de 4 mm, ce qui est significatif. Certes, pour l'ouverture maximale, la lenteur reste présente.

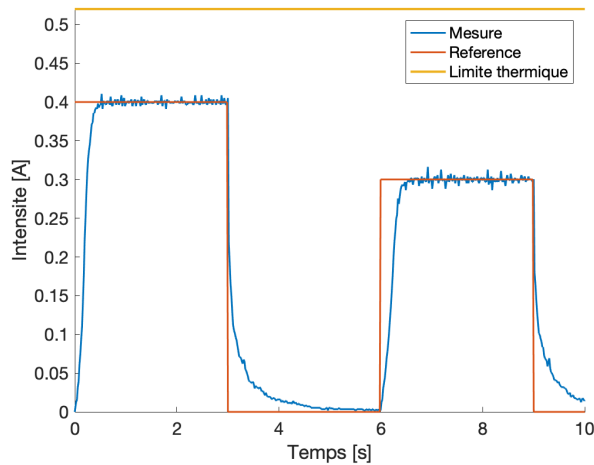


FIGURE 5.1 – Réponse du système suite à 2 échelons - courant mesuré

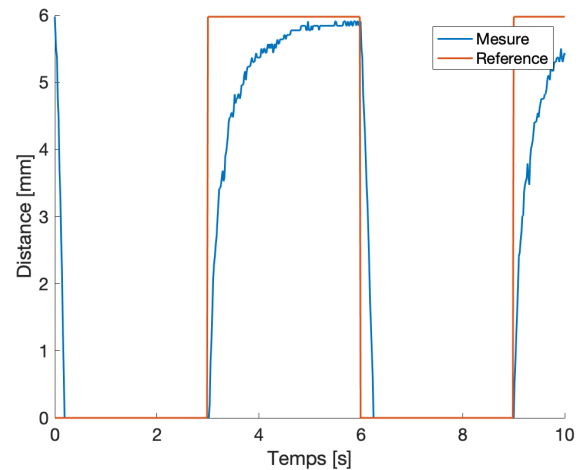


FIGURE 5.2 – Réponse du système suite à 2 échelons - distance pince motorisée

Une chose importante est de connaître l'origine de ce phénomène. Pour ce faire, une succession d'échelons à différentes amplitudes ont été réalisés, la Figure 5.3 l'illustre. Il faut remarquer que le temps de réponse de la seconde ouverture est beaucoup plus faible. Certains pourraient dire que cela est dû à une différence d'amplitudes d'échelons moins importante. Un second test a été réalisé pour expliquer ce phénomène. Le même écart mais le tout à une amplitude différente, la Figure 5.4 montre le résultat. Le temps de réponse augmente encore fortement malgré la faible différence comme précédemment. En faisant plus attention, on constate que dès que l'échelon est en-dessous de 0.2 A, valeur du contact de la pince, le temps de réponse augmente. La conclusion est que ce phénomène est probablement dû au ressort mécanique de la pince.

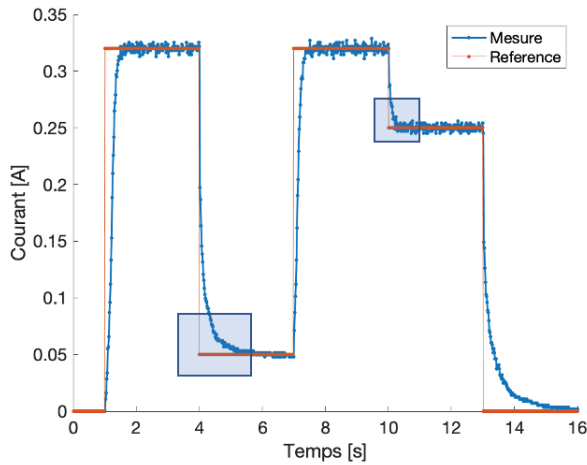


FIGURE 5.3 – Réponse du système suite des échelons - courant mesuré

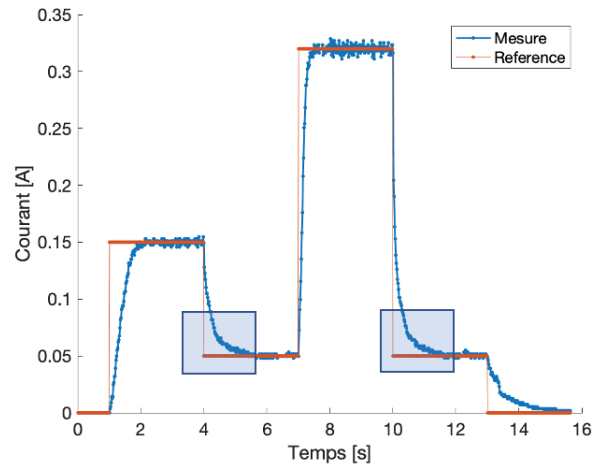


FIGURE 5.4 – Réponse du système suite des échelons - courant mesuré

5.2.2 Implémentation de l'ouverture active

L'implémentation d'une ouverture active consiste à inverser la polarité aux bornes du moteur, grâce à cela il peut tourner dans le sens inverse. Si la réalisation et la fiabilité de cette ouverture active est possible, alors le temps de réponse d'ouverture sera grandement réduit.

Le premier test est d'envoyer un échelon positif, suivi d'un échelon négatif. Lorsque la référence devient négative, la polarité est inversée et le contrôle reste exactement le même. La Figure 5.5 illustre ce test. Le courant négatif signifie juste que le moteur tourne dans le sens inverse. Comme le montre le graphe, le

changement de consignes se fait de manière extrêmement rapide. Pour être précis, il est réalisé en un pas de temps. De plus, un léger dépassement est constaté.

Un second test est réalisé, cette fois, dans une optique plus pratique afin de l'implémenter sur la pince. Comme le montre la Figure 5.6, il s'agit d'appliquer une succession d'échelons, cependant, tous positifs. Par rapport à précédemment, l'inversion de polarité a été effectuée quand la consigne devenait inférieure à 0.2 A, la limite du contact. De plus, l'inversion était active lorsque la différence entre la référence et la mesure était inférieure à -0.08. Comme le montre le graphe, d'énormes dépassements existent. Cela entraîne le déroulement total du fil de la poulie, et le ré-enroulement, dans l'autre sens jusqu'au contact des micro-pincettes.

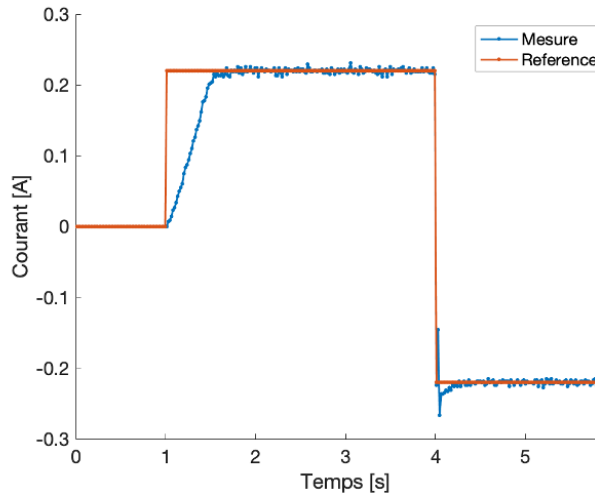


FIGURE 5.5 – Réponse du système suite à un échelon positif puis négatif

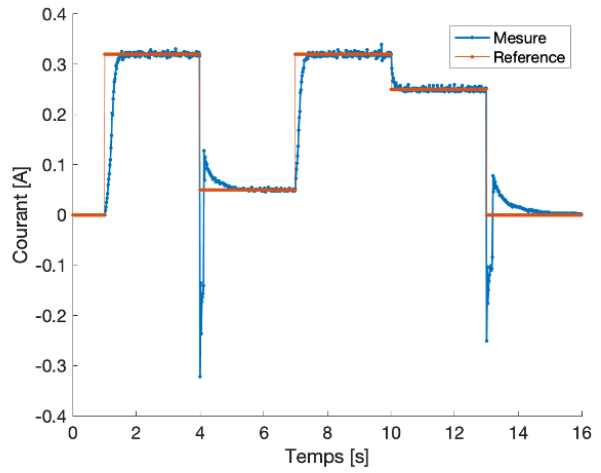


FIGURE 5.6 – Réponse du système suite à une séquence d'échelons

D'autres méthodes ont été implémentées comme la remise de l'erreur intégrale à zéro, lors d'une inversion de polarité. Ou d'imposer une consigne légèrement négative afin que le changement ne soit pas trop brutal, que la poulie ne se ré-enroule pas dans l'autre sens. Néanmoins, dans un cas, cela entraîne des discontinuités et dans l'autre, des dépassements considérables sont constatés. En effet, dans tous les cas, lors d'un changement de polarité, le système réagit beaucoup trop vite, en un pas de temps, il y a déjà des dépassements énormes. Le fil se déroule et se ré-enroule dans l'autre sens jusqu'à ce que les micro-pincettes entrent en contact. Il n'y a donc pas de possibilité de rechanger la polarité assez rapidement. L'implémentation d'une ouverture active semble donc comprise.

5.3 Détection du contact

Cette section est consacrée à la détection du contact. En effet, cette action peut être importante à différents niveaux. Par exemple, pour estimer la force précise appliquée sur un objet dès qu'il y a contact. Connaissant la force qui est appliquée, elle peut être limitée si nécessaire, comme pour le serrage d'une aiguille.

N'ayant aucun capteur sur la pince motorisée, il faut se baser sur le moteur. En effet, en observant le schéma de commande, tous les paramètres de celui-ci sont liés par des relations prédéfinies. La seule variation observée se situe au niveau du moteur. Il faut donc analyser la relation liant la tension envoyée au moteur et le courant mesuré.

L'expérience réalisée est de fermer la pince, de la façon la plus linéaire possible, et tenter d'observer une variation d'incrément de tension. La Figure 5.7 illustre la distance coté joystick en fonction du temps. La fermeture de la pince a été réalisée sans rien saisir, puis en prenant un câble électrique. Le temps de fermeture dure approximativement 3 secondes.

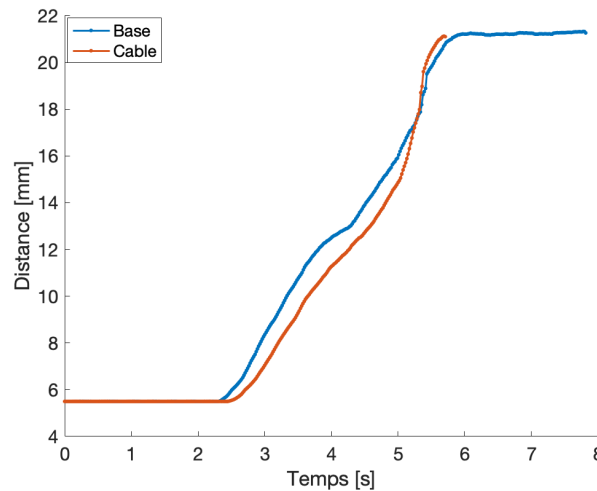


FIGURE 5.7 – Distance coté joystick en fonction du temps

La Figure 5.8 illustre le courant mesuré en fonction de la tension envoyée. Le contact se fait à 0.2 A à vide et à 0.16 A sur le câble. Afin d'avoir une meilleure forme du signal, un traitement supplémentaire a été effectué sur la mesure de courant, il s'agit d'un *movmean* sur 5 valeurs.

En observant plus attentivement le zoom, pas de différences importantes ne sont à remarquer. Il n'est donc malheureusement pas possible de faire une détection de contact avec cette méthode, sans capteur extérieur.

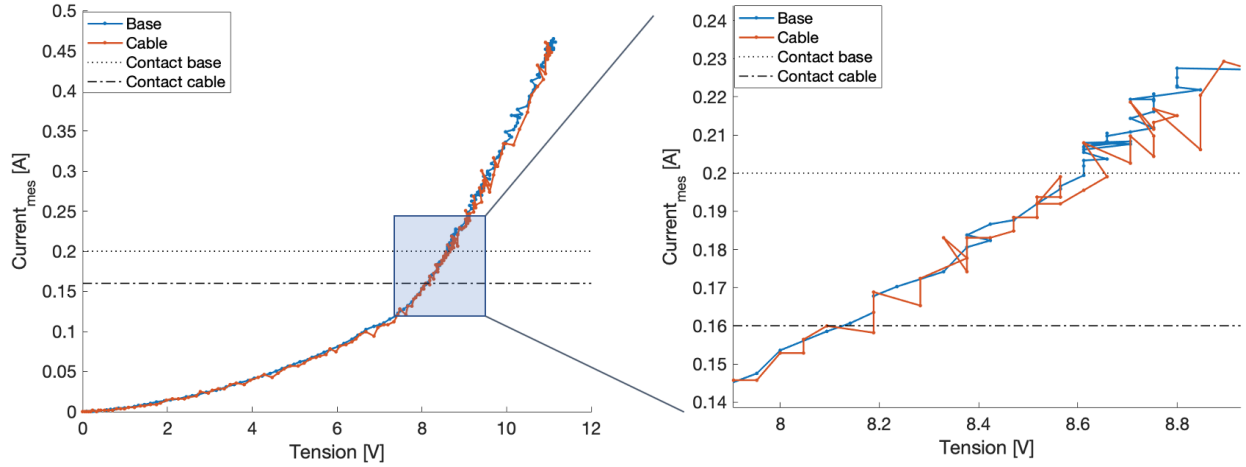


FIGURE 5.8 – Courants mesurés en fonction de la tension envoyée au moteur

5.4 Force développée

Cette partie va permettre d'analyser la force nécessaire pour un certain déplacement au niveau de la pince joystick. De plus, cette analyse va permettre de voir l'influence du ressort s'activant dès le contact coté pince motorisée. La force développée par ce dernier va également être analysée.

Protocole Expérimental

La méthode expérimentale est la suivante, une boîte va être attachée sur l'extrémité haute de la pince. Des masses vont être ajoutées par incrément de 5 g. A chaque ajout, la mesure est prise à l'aide d'un pied à coulisse, entre l'aimant et le capteur, afin de mesurer le déplacement effectué.

Pour ce qui est du coté pince motorisée, le travail a déjà été effectué en ayant fait l'étalonnage. En effet, la force va être estimée via la mesure de courant. Le couple développé par le moteur est proportionnel au courant. De plus, en connaissant le rayon de la poulie, il est possible de déduire la tension des cordes. En résumé : $C_{em} = k\phi i$ et $F = \frac{C_{em}}{2r_{poulie}}$

Résultats

La Figure 6.4 illustre le déplacement induit, vis-à-vis de la force, tant pour la pince joystick que pour la motorisée.

Dans un premier temps, la pince joystick est étudiée. La force nécessaire pour un déplacement maximal est de l'ordre de 1 N. L'impact du second ressort venant s'ajouter à celui de la pince est bien observable, le changement de pente est bien net. La force à appliquer double pour un même déplacement.

Quant à la pince motorisée, il s'agit bien de la force que le moteur exerce sur les fils. Dès lors, quand la pince est à vide, la force maximale développée à l'extrémité est de 1.5 N, étant donné qu'il faut retirer la force nécessaire pour contrer le ressort naturel. Cependant, ne sachant pas détecter le contact avec un objet, il n'est pas possible de connaître cette force précisément. Néanmoins, connaissant les diamètres des aiguilles, des limitations peuvent être implémentées si nécessaire.

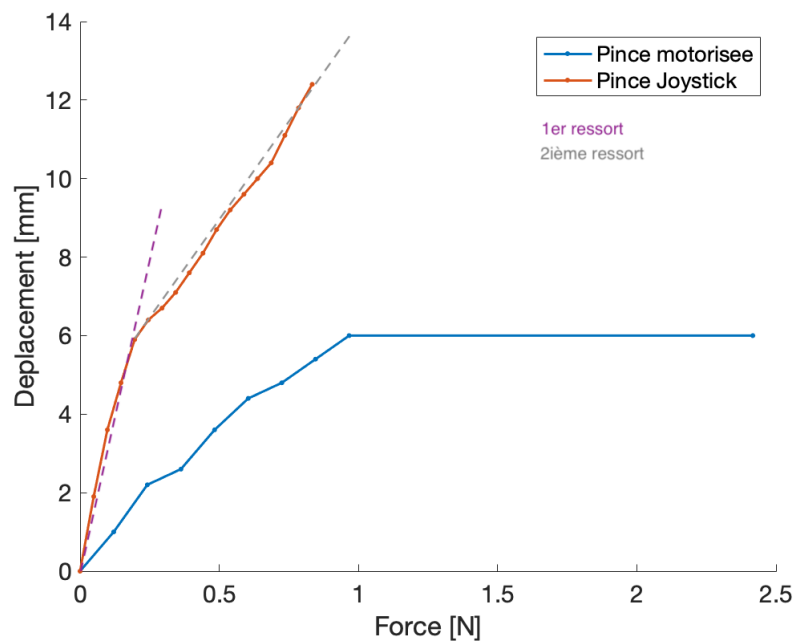


FIGURE 5.9 – Déplacement de la pince induit par un certain poids

CHAPITRE 6

COMPARAISON AVEC LES PINCES EXISTANTES

Les différents types de micro-pincettes utilisées lors d'une micro-chirurgie sont représentées à la Figure 6.1. Le premier type possède une configuration de type ciseaux. De manière plus précise, un point pivot existe sur l'avant de l'outil et il possède un ressort à lames entre-croisées à l'extrémité. Cette première configuration correspond aux 3 pinces sur la droite. Les pointes des pinces peuvent être courbes ou droites. Ce type permet d'avoir une raideur beaucoup plus faible, due à la faiblesse des lames. Il est donc possible de ressentir la perception de toucher un objet. Cependant, étant donné un bras de levier important, ressentir l'objet se déformer au travers de la pince est difficile, voire non perceptible.

La seconde configuration correspond à la gauche sur l'image. Il s'agit de micro-pincettes, respectivement, à lames bombées, plates. Dans les deux cas, l'extrémité peut être droite ou courbée. Cette cinématique permet d'avoir une faible raideur jusqu'au contact, la lame plie au col de cygne. Dès qu'il y a contact, la raideur augmente énormément, toute la lame entre en flexion et il devient donc plus difficile d'appuyer. Cette configuration permet donc d'appliquer une faible force jusqu'au contact, ensuite, l'incrément de force devient important pour déformer d'avantage. Par conséquent, seul, le ressenti du toucher est perceptible et non pas l'écrasement de l'objet.

La configuration du prototype tenue par le chirurgien, se compose de deux ressorts linéaires en parallèle. Celui de la pince lui-même et ensuite le ressort sur le côté n'intervenant qu'à partir d'un certain seuil de déplacement. De plus, grâce au second ressort, la pince possède une sorte de retour d'effort. En effet, le ressort s'active quand les micro-pincettes, côté pince motorisée, entrent en contact

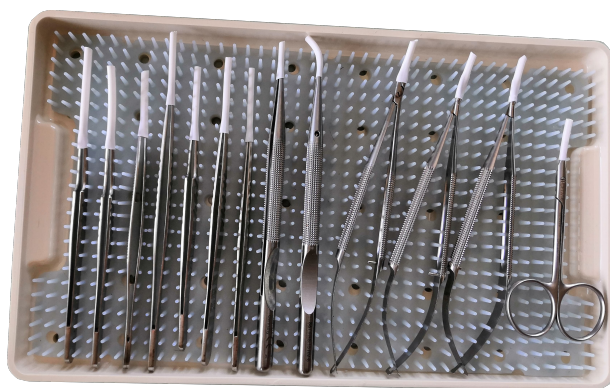


FIGURE 6.1 – Plateau d'instruments chirurgie ORL

entre elles-même. Dès lors, tout incrément de courant est directement lié à une augmentation d'une force statique générée au contact. Étant donné l'activation du second ressort, la force à appliquer augmente également coté joystick. Il existe donc un lien entre ces deux relations, au plus le lien est linéaire, au plus le ressenti est naturel. Un gros avantage de ce design de pinces est la possibilité de changer de ressort et de créer le modèle désiré, afin d'avoir une correspondance et une relation proportionnelle entre les deux cotés.

Dans la médecine classique, 90% du ressenti est la déformation de la pince et le reste seulement, correspond à l'écrasement du tissu. Dans le cas du prototype, il existe, comme dans les pinces en général, la déformation de la pince. Cependant, la déformation du second ressort reflète l'effort exercé sur le tissu. Le design est donc une amélioration des pinces classiques permettant un meilleur retour de force en prise direct. La possibilité d'avoir un facteur de proportionnalité est présente, c'est-à-dire que si le chirurgien veut ressentir plus rapidement la saisie d'un objet, il lui suffit de changer la raideur du ressort.

Une étude expérimentale a été réalisée afin de valider les ressentis de chaque pince. De plus, cette analyse a permis de situer au mieux la position du prototype réalisé. L'étude a été réalisée sur 13 personnes dont 3 ayant des expériences en chirurgie, les détails se trouvent en Annexe E. L'expérience consiste à estimer divers critères pour chacune des configurations :

- La sensation de prise en main
- La maniabilité
- La raideur de la pince
- La perception du contact
- La sensation d'écrasement

Ceux-ci ont été estimés sur une échelle allant de 0 à 5 selon l'importance, 0 correspond à très faible et 5 à très important. Pour chacun des critères, la pince 1 correspond à la configuration "ciseaux", la pince 2 à la configure "lames", la pince 3 au prototype réalisé.

La Figure 6.2 illustre les résultats de la prise en main. Dans l'ensemble, les résultats sont très bons. En effet, tous les sujets ont noté les pinces supérieures à 3.

La maniabilité est exposée à la Figure 6.3. Une divergence d'opinion au niveau de la pince 2 est constatée. Les pinces 1 et 3, quant à elles, restent bien concentrées. Cependant, il était difficile de juger le prototype n'étant pas monté sur son joystick durant le test. En effet, au vu de la situation de confinement, celui-ci était indisponible.

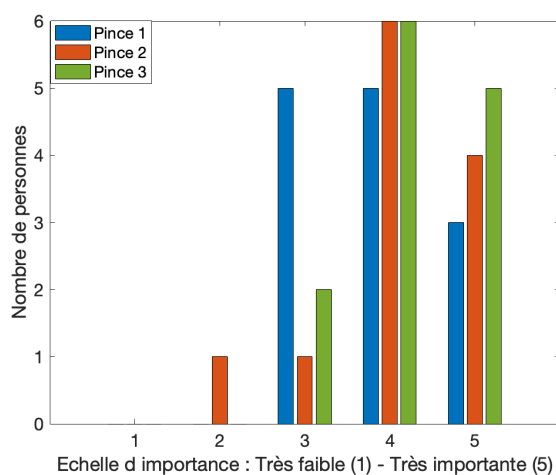


FIGURE 6.2 – Étude expérimentale - Prise en main

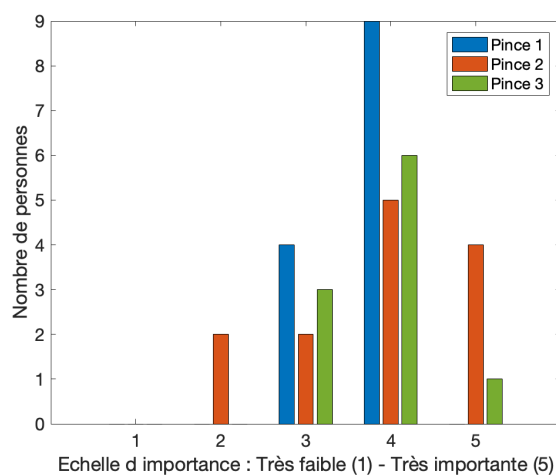


FIGURE 6.3 – Étude expérimentale - Maniabilité

La raideur est analysée à la Figure 6.4. Comme dit précédemment, la configuration 1 possède une raideur plus faible que la seconde. De plus, l'avis des utilisateurs a tendance à dire que le prototype, la pince 3, possède une raideur plus faible que la première.

La sensation de contact, voir Figure 6.5, a été effectuée sur le petit mousse de protection des pinces. La moyenne pour chaque configuration est, respectivement, de 3.4167, 3.0833 et 3.6667. La sensation du contact est bien ressentie pour l'ensemble des pinces. De plus, le prototype possède la meilleur sensation, ce qui est une bonne nouvelle.

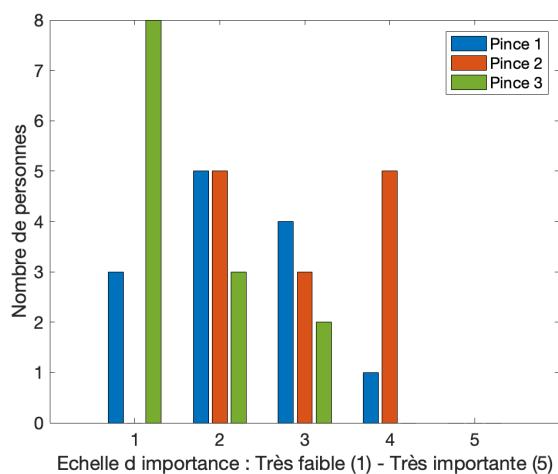


FIGURE 6.4 – Étude expérimentale - Raideur

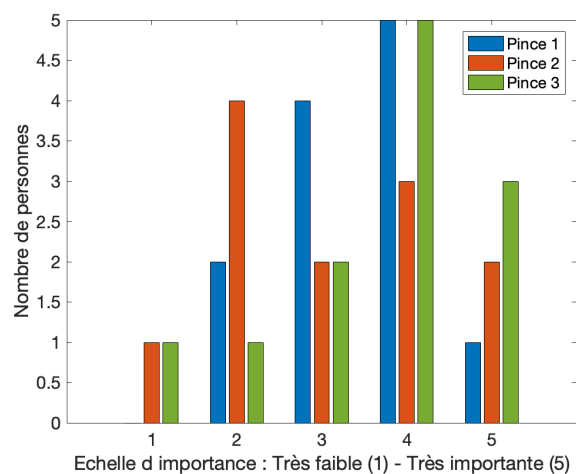


FIGURE 6.5 – Étude expérimentale - Sensation de contact

Le dernier test, la sensation d'écrasement, également sur le petit mousse, se retrouve à la Figure 6.6. La moyenne pour chaque prototype est, respectivement, de 2.58, 2.66 et 3.25. Il y a peu de différences entre les deux premières configurations, les sujets ont plus ou moins ressenti l'écrasement. Cependant, le ressenti du prototype est bien meilleur.

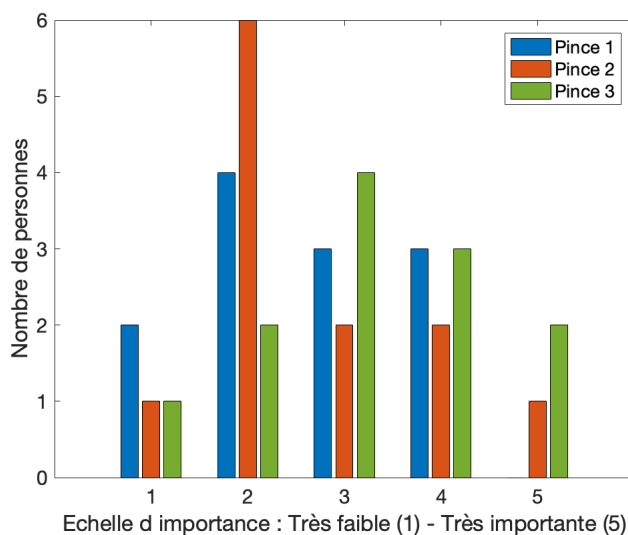


FIGURE 6.6 – Étude expérimentale - Sensation d'écrasement

Deux questions ont ensuite été posées vis-à-vis du prototype réalisé : l'avis sur le poids de l'objet, ainsi que l'estimation du délai entre les deux parties. Pour la première partie, les participants sont du même avis, le poids de l'objet est très faible. En ce qui concerne la seconde partie, l'avis des sujets converge vers la même réponse. Ces derniers n'ont constaté aucun délai entre les deux parties, tant à la fermeture qu'à l'ouverture.

Finalement bien que le retour d'effort ne soit pas électro-mécanique, une sorte de retour est constaté. En effet, d'un côté, la mesure du courant permet d'estimer la force. Et de l'autre, la raideur de base de la pince à laquelle vient s'ajouter la raideur de l'objet que l'on saisit est présente. L'ensemble des tests permettent de conclure que le prototype confère un meilleur ressenti, comparé aux pinces existantes sur le marché.

Travail accompli

La chirurgie évolue constamment. Diverses techniques et méthodes sont découvertes. L'avancée dans la technologie augmente également. Le mélange des deux donne naissance à divers robots, permettant une plus grande performance dans le domaine de la médecine.

Dans cette optique, le travail de Léna intitulé, *"Assistance téléopérée adaptative pour l'augmentation de la précision des gestes de microchirurgie reconstructrice"*, a été développé. L'ASTEMA, est un robot téléopéré. Il a été créé afin d'augmenter la précision lors d'actes chirurgicaux. Ces derniers visent la microanastomose. Cette pratique consiste en la suture de vaisseaux sanguins, lymphatiques ou nerveux de l'ordre du millimètre ou inférieur.

L'objectif de ce mémoire est la conception de la pince motorisée avec retour d'effort venant s'intégrer à ce robot.

Pour ce faire, deux prototypes, un pour le coté dit "maître", et le second pour le coté dit "esclave", ont été imaginés, dessinés et finalement créés.

1. Le maître, se fixant sur l'extrémité du bras robotique, s'est basé sur le travail d'un prédécesseur. L'étude de ce dernier a été analysée et modifiée afin de simplifier au maximum les pièces usinées, permettant de réduire le coût.
2. L'esclave, s'intègre sur un joystick. Celui-ci a été modifié afin de l'accueillir. Le prototype est réalisé sur base d'une pince classique. Celui-ci est muni d'un capteur, afin de récupérer l'information de fermeture de la pince et la répercuter à la partie esclave. Aussi, elle doit donner un retour d'effort.

3. La connexion entre les deux a été réalisée. N'ayant pas de capteur sur le premier prototype, le contrôle a été effectué en boucle fermée sur le courant. Plusieurs tests et implémentations ont été réalisés afin d'optimiser la liaison entre les deux parties.

Une étude expérimentale a été exécutée. Cette dernière analyse les ressentis des pinces classiques en vis-à-vis du prototype réalisé. L'expérience a été réalisée sur 13 personnes dont 3 chirurgiens. Les résultats sont très concluants malgré le petit échantillon. En effet, l'ensemble des avis convergent vers un meilleur ressenti avec le prototype. De plus, une remarque émise par un chirurgien est *"Le plus important est de ressentir quand tu es en contact sans même regarder ta main"*. Le design imaginé permet justement de bien percevoir cette différence.

Perspectives

Une étude expérimentale a été réalisée, afin de tester le ressenti des personnes vis-à-vis de la pince. Cette étude a démontré une appréhension positive vis-à-vis des autres pinces du commerce. De plus, des remarques d'améliorations ont été émises.

1. Des tests supplémentaires doivent être exécutés avec la pince montée sur l'ASTEMA, comme de la suture. De sorte à permettre aux chirurgiens de donner leur avis sur le design lorsqu'ils travaillent. De plus, ils auraient l'occasion de relever des défauts éventuels.
2. La rigidité des fils, au niveau du capteur hall, est dérangeante. En effet, ceux-ci se déforment difficilement. Par conséquent, une amélioration consiste à modifier ces derniers, par exemple, par une nappe électrique. Il faudrait également modifier les connecteurs sur le pcb, ceux-ci étant encombrants et volumineux pour un design final.
3. Le contrôle entre les deux parties pourrait être implémenté sur le même type de carte que l'ASTEMA, des cartes technosofts.
4. Les tests de fatigue ont été réalisés manuellement. Il serait intéressant de les mettre dans un dispositif permettant de générer des millions de cycles de fermeture/ouverture afin d'analyser l'impact à long terme.

5. Une étude vis-à-vis d'un capteur au niveau de la pince motorisée, permettant de récupérer l'information de fermeture, serait intéressant afin de détecter le contact avec un objet et d'en déduire la force exercée sur ce dernier.
6. Finalement, la pince joystick, à long terme, pourrait être réalisée en acier inoxydable.

Apports personnels

Finalement, la réalisation de ce mémoire m'a apporté énormément. Tout d'abord, ce projet m'a permis une ouverture d'esprit au monde biomédical, étant orienté dans le domaine électro-mécanique, certaines notions m'étaient peu, voir non connues. Ensuite, ce mémoire m'a permis de revoir et de mettre en pratique des éléments vu théoriquement dans différents cours. Il m'a également accordé la possibilité de suivre un projet de A à Z, c'est-à-dire de l'imagination à la conception, suivi des tests expérimentaux.

ANNEXE A

FICHE TECHNIQUE DE L'AIMANT

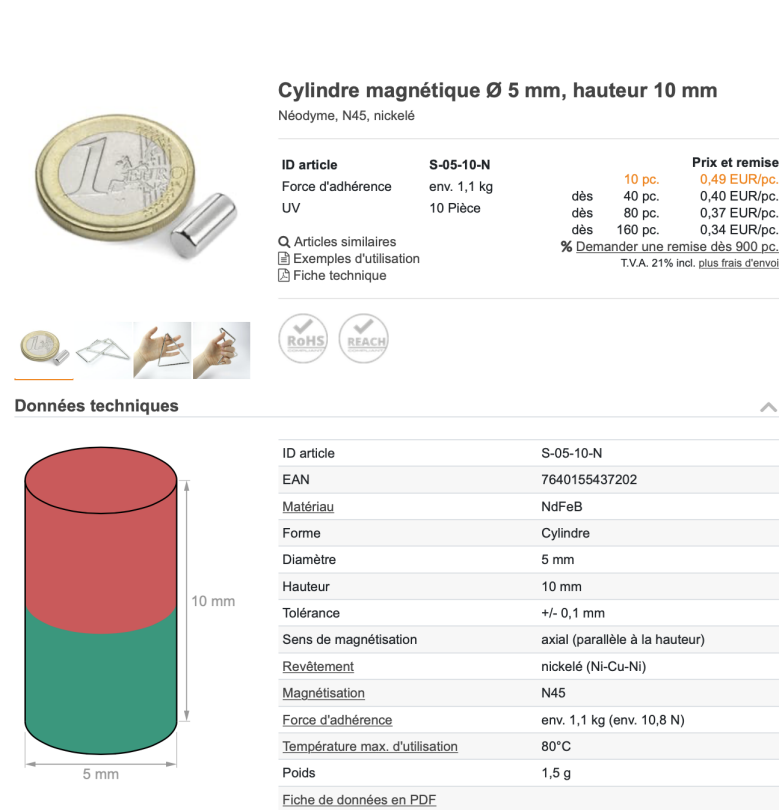


FIGURE A.1 – Caractéristiques de l'aimant choisi

ANNEXE B

CAPTEUR HALL PCB

Le capteur hall devant être monté sur un PCB, il faut designer ce dernier. Ce capteur possède 6 pins dont seulement 4 sont utiles, les 2 autres n'étant pas connectés. Les 4 pins correspondent à l'alimentation, la masse, le signal de sortie V_{out} et finalement V_{enable} permettant de gérer la fréquence d'acquisition.

Le schéma du PCB est assez simple et illustré à la Figure B.1. Il se compose du capteur hall, d'une capacité placée entre la masse et l'alimentation puis finalement des connecteurs pour les câbles. Les dimensions du PCB sont de 16 par 23 mm.

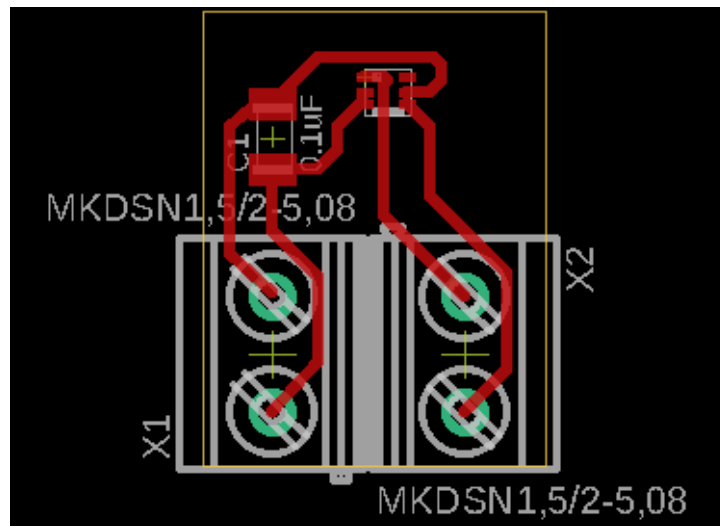


FIGURE B.1 – Schématisation du PCB

ANNEXE C

DÉTAILS - PINCE MOTORISÉE

L'ensemble des pièces et achats sont regroupés ci-dessous. La Table C.1 représente une estimation du coût pour la création du prototype. Cette estimation de prix ne tient pas en compte celui de l'instrument, c'est-à-dire des micro-pincettes de chirurgie. On constate que le plus gros travail est effectué en usinage. Le coût des impressions 3D sont vraiment négligeables.

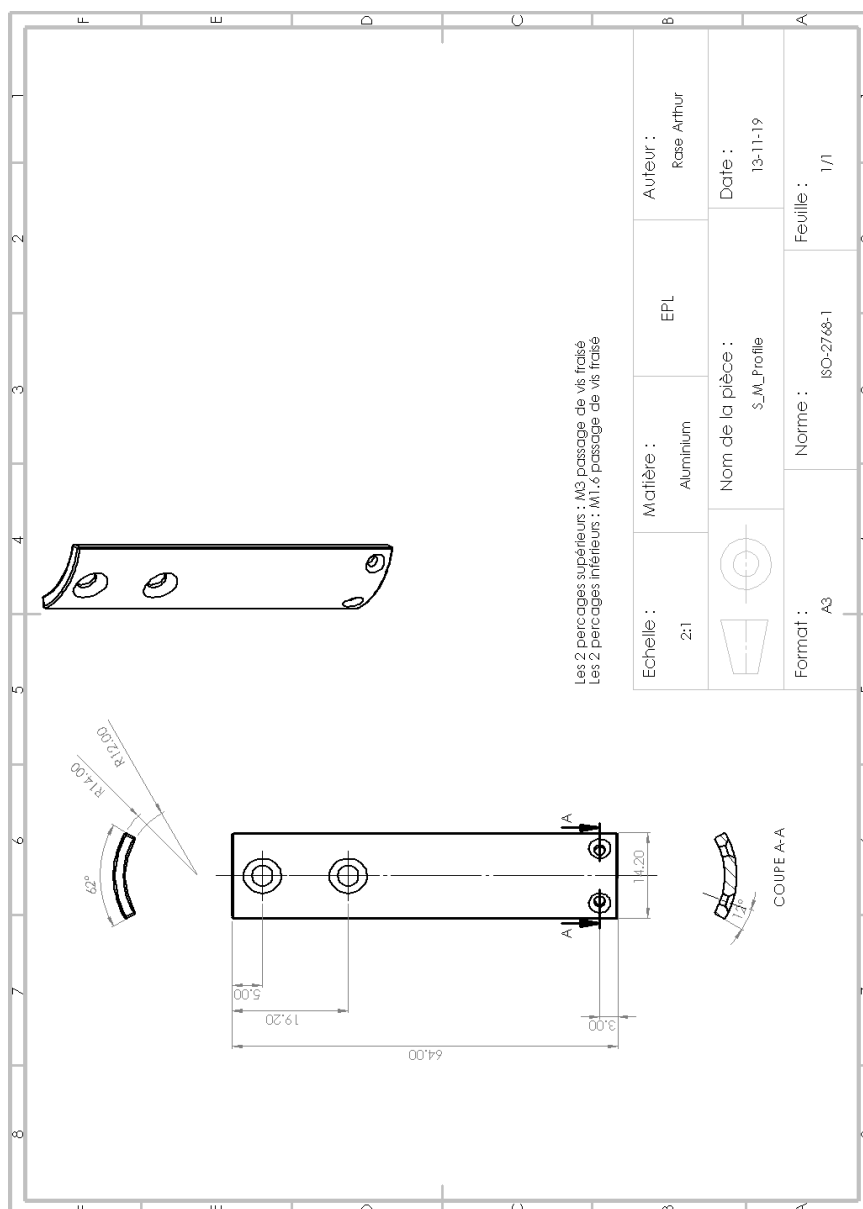
Finalement, le coût estimé théoriquement pour ce prototype est de 616 €.

Pièce	Procédé de fabrication	Quantité [-]	Temps [min]	Prix unitaire	Prix Total [€]
Support moteur	Usinage	1	180	60 €/h	120
Support moteur2	Usinage	1	180	60 €/h	120
Support pince	Usinage	1	180	60 €/h	120
Support pince2	Usinage	1	180	60 €/h	120
SM bague	Impression 3D	1	220	0.17 €	0.17
SM bridge	Impression 3D	1	75	0.045 €	0.045
SP liaison profile	Impression 3D	2	70	0.035 €	0.07
SP attache pince	Impression 3D	2	60	0.035 €	0.07
SP attache corde	Impression 3D	2	10	0.009 €	0.018
SP rondelle	Impression 3D	2	5	0 €	0
Moteur faulhaber	Achat	1	-	100 €	100
Visseries	Achat	-	-	-	36
TOTAL					616.373

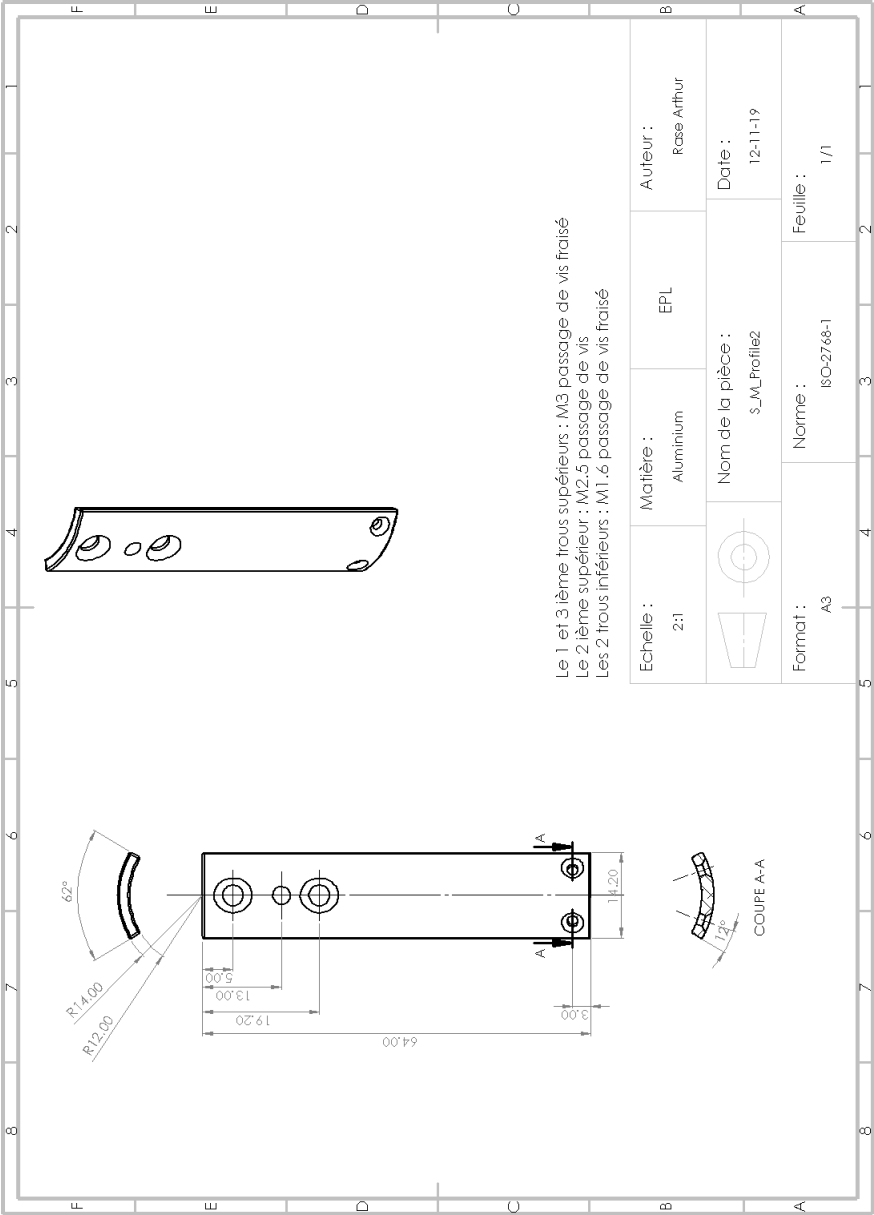
TABLE C.1 – Estimation du coût du prototype de la pince motorisée

C.1 Pièces usinées

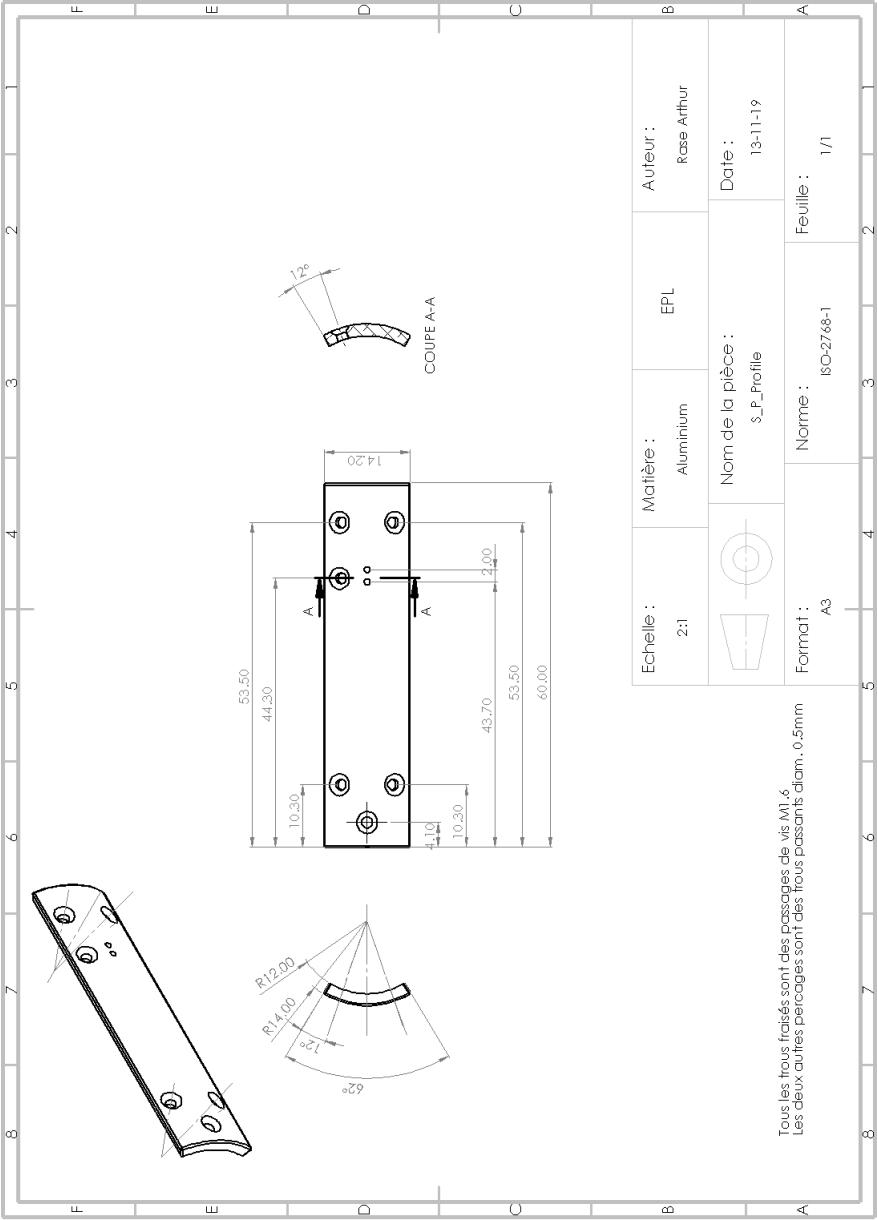
C.1.1 Dessin technique - Support moteur



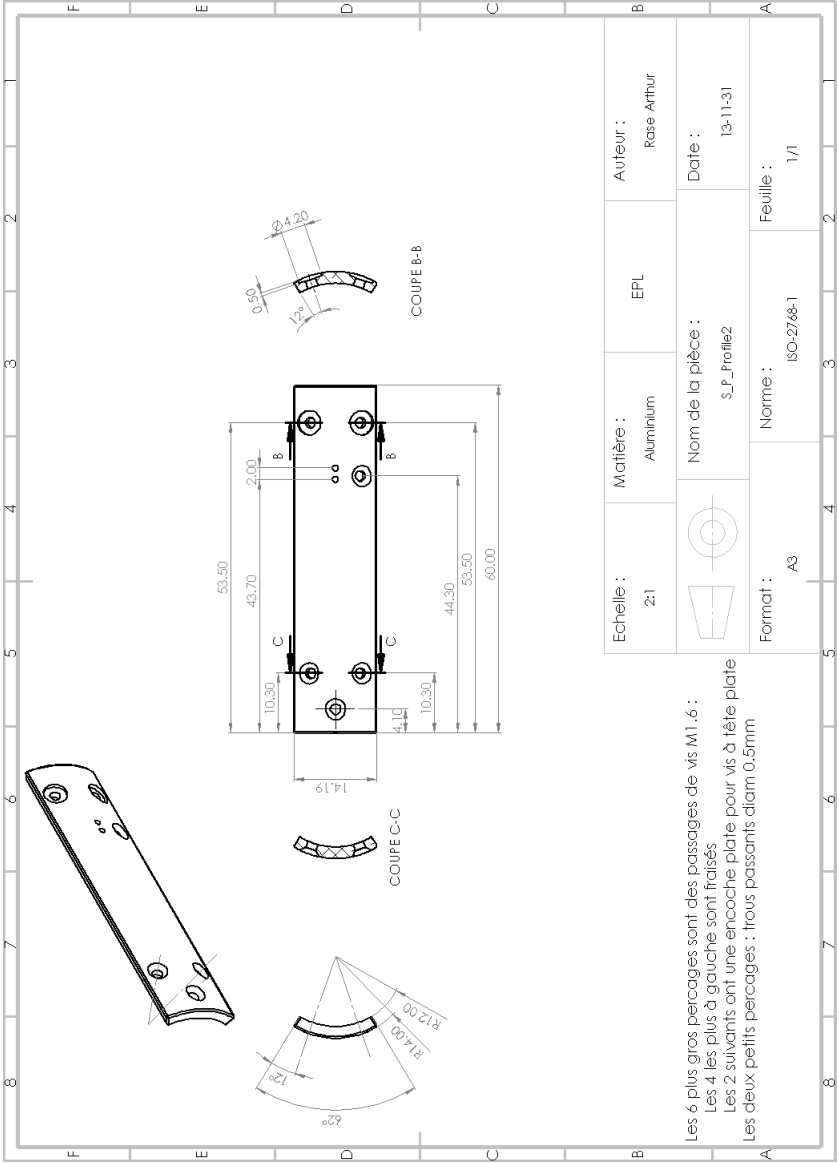
C.1.2 Dessin technique - Support moteur 2



C.1.3 Dessin technique - Support pince



C.1.4 Dessin technique - Support pince 2



C.2 Pièces imprimées en 3D

Toutes les pièces imprimées en 3D, pour le prototype de la pince motorisée ont été effectuées avec l'imprimante raised 3D pro 2 plus. Les paramètres utilisés lors des impressions sont repris à la Table C.2.

Layer height [mm]	0.05	Shells	2.0
Infill density	80%	Infill speed [mm/s]	60
Support	Brim only	Layer start point type	Random

TABLE C.2 – Paramètres utilisés lors des impressions 3D

C.2.1 Support Moteur - Bague

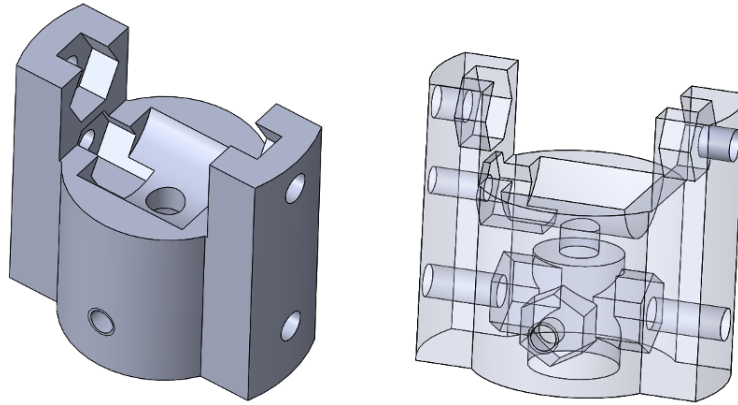


FIGURE C.1 – SM_{bague}

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
24x24x22	2h40	4.2	0.19

TABLE C.3 – Estimation des coûts

C.2.2 Support Moteur - Bridge

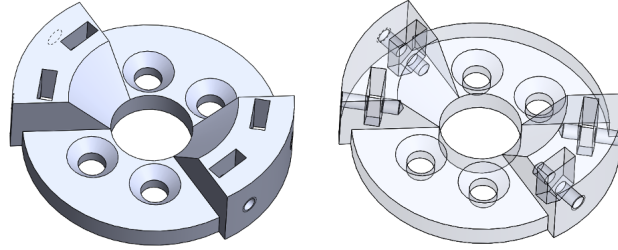


FIGURE C.2 – SM_{bridge}

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
24x24x6	1h15	1.7	0.05

TABLE C.4 – Estimation des coûts

C.2.3 Support Pince - Liaison profile

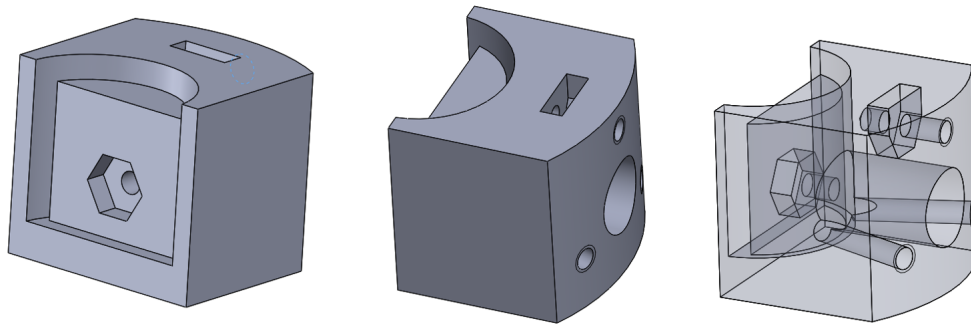


FIGURE C.3 – $Liaison_{profile}$

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
10x12x11	1h10	1.3	0.04

TABLE C.5 – Estimation des coûts

C.2.4 Support Pince - attache pince

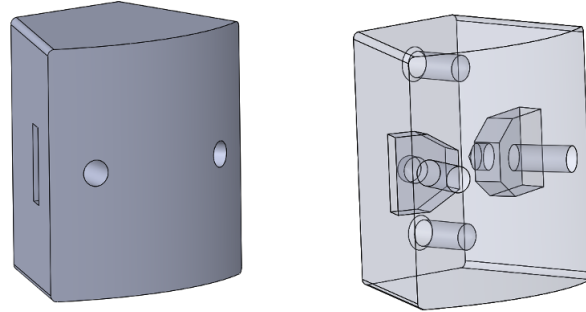


FIGURE C.4 – $SP_{attache}$

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
11x12x12	1h	1.2	0.04

TABLE C.6 – Estimation des coûts

C.2.5 Support Pince - attache corde

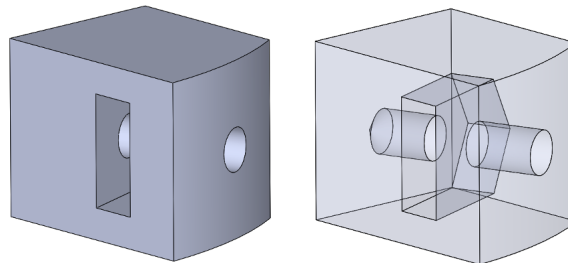


FIGURE C.5 – $attache_{corde}$

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
7x5x5	10min	0.2	0.01

TABLE C.7 – Estimation des coûts

C.2.6 Support Pince - rondelle

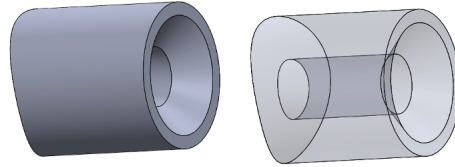


FIGURE C.6 – *rondelle*

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]
4.5x4.5x5	5min	0.1	0.00

TABLE C.8 – Estimation des coûts

ANNEXE D

DÉTAILS - PINCE JOYSTICK

Le prototype, entièrement réalisé en impression 3D, a permis de réduire considérablement le coût. En effet, le coût d'impression en 3D est négligeable. Le seul élément ayant été acheté, se trouve être le capteur Hall. Ce dernier a été commandé pour un montant inférieur à 10 €.

Finalement, le coût total de ce prototype est donc vraiment faible.

D.1 Pièces imprimées en 3D

Toutes les pièces de ce prototype ont été imprimées via l'impression 3D. N'ayant plus accès à la raise, ces dernières ont été imprimées à l'aide de l'imprimante 3D ender 3 pro, une imprimante en kit. Les paramètres utilisés ont un peu changés et sont repris à la Table D.1

Layer height [mm]	0.12	Shells	2.0
Infill density	30%	Infill speed [mm/s]	50

TABLE D.1 – Paramètres utilisés lors des impressions 3D

D.1.1 Attache support capteur

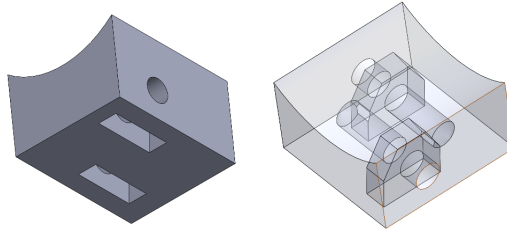


FIGURE D.1 – Attache support capteur

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]	Support
10x9x6	15min	0	0	brim only

TABLE D.2 – Estimation des coûts

D.1.2 Support capteur

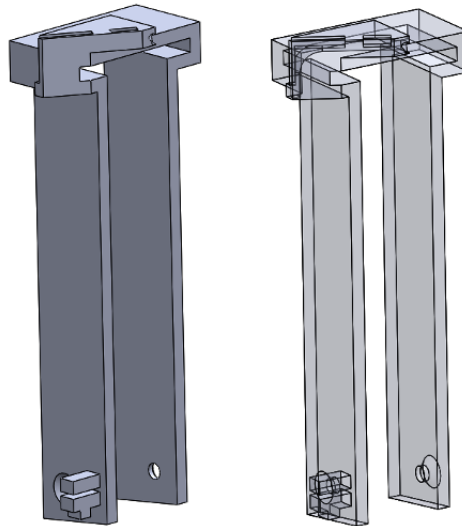


FIGURE D.2 – Support capteur

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]	Support
46x21x13	50min	3	0.09	brim and support everywhere

TABLE D.3 – Estimation des coûts

D.1.3 Couvercle

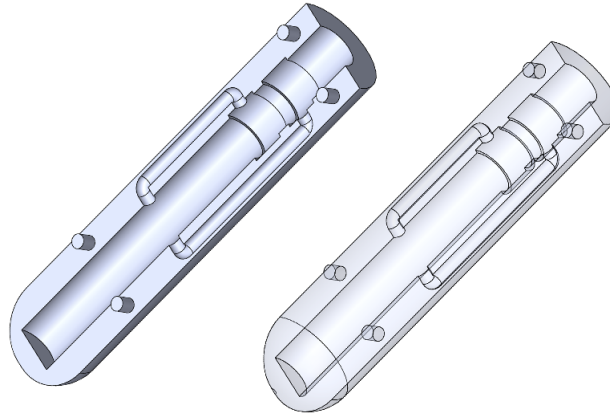


FIGURE D.3 – Couvercle

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]	Support
66x15x7.5	1h10	4	0.13	brim only

TABLE D.4 – Estimation des coûts

D.1.4 Pince

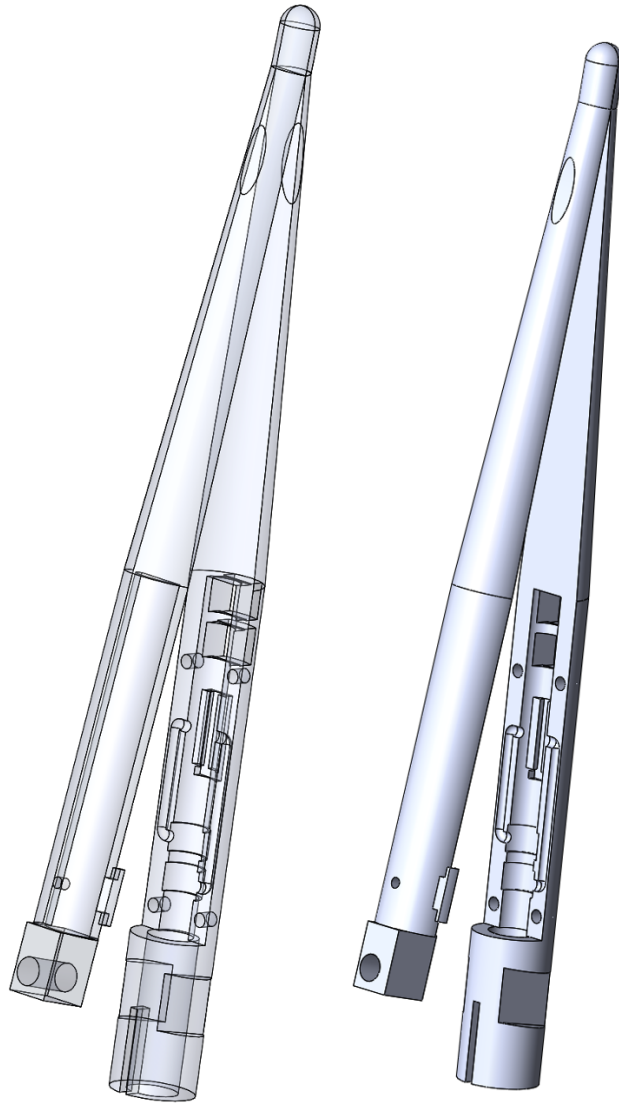


FIGURE D.4 – Pince

Dimensions [mm]	Temps	Poids [g]	Coût [\$]	Support
200x42x15	6h06	20	0.61	brim and support everywhere

TABLE D.5 – Estimation des coûts

D.2 Connecteur jack femelle

Le connecteur jack femelle a été réalisé "maison", pour permettre de réduire un maximum la place utilisée. Aussi, après avoir étudié les divers formats des connecteurs jack femelles, ce qui prend le plus de place, est la "coque" du connecteur. Par conséquent, ce dernier est directement intégré dans la pince., voir Figure D.5

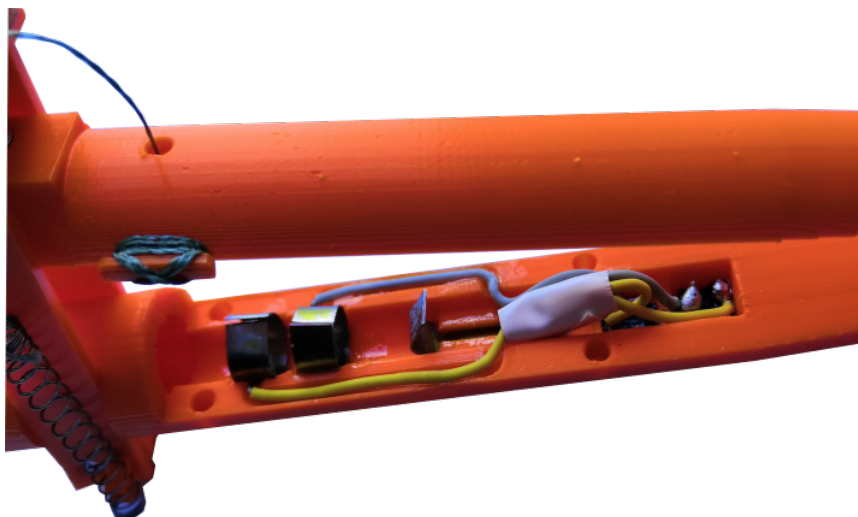


FIGURE D.5 – Implémentation du connecteur jack

Le connecteur jack utilisé sur le joystick est un connecteur 6.35 mm possédant 2 signaux et la masse. Cette dernière et un de ceux-ci vont être récupérés par des anneaux métalliques fendus, de diamètres légèrement inférieurs à celui du jack, afin d'assurer le contact entre les deux. Le dernier signal est récupéré sur l'extrémité via une butée du jack, contre un plat métallique. Des encoches ont été réalisées afin de placer et de bloquer les anneaux. Mais également pour laisser passer le câblage permettant de relier le connecteur aux boutons.

Les boutons utilisés sont des boutons poussoirs PT645 possédant une force d'activation de 1.5 N. Malgré le fait de leur difficulté d'activation tout en gardant une fermeture précise de la pince, cela reste la meilleure des solutions. En effet, une autre gamme de boutons a été étudiée, des boutons capacitifs. Facile de réalisation et d'activation, les gros défauts de ces derniers résultent dans le fait qu'ils sont très sensibles et l'utilisation de gants est à proscrire. Or, dans le domaine médical, il est nécessaire d'en porter.

D.3 Attache ressort supplémentaire

L'image D.6 illustre l'attache du ressort supplémentaire. Celle-ci est très basique. En effet, deux extrémités sortent proches l'une de l'autre. De plus, une de ces extrémités possède un "arrêt" empêchant le ressort de sortir. Il suffit de venir glisser ce dernier entre les deux extrémités.

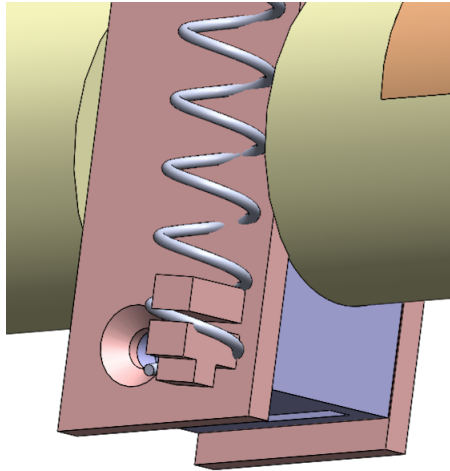


FIGURE D.6 – Zoom sur l'attache du ressort

ANNEXE E

DÉTAILS - ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

La Table E.1 reprend l'ensemble des données des sujets ayant réalisé les expériences. Ils sont au nombre de 13 dont 3 ayant une expérience chirurgicale.

no du sujet	Expérience chirurgicale	Expérience en téléopération	Droitier/ Gaucher	Commentaire(s)
1	Oui	Non	D	Pince 3 : Rigidité des fils importante
2	Non	Non	D	x
3	Non	Non	D	x
4	Non	Non	D	x
5	Oui	Non	D	Pince 1 : bonne stabilité des mors Pince 3 : rigidité des fils importante
6	Non	Non	D	x
7	Non	Non	D	x
8	Non	Non	D	x Pince 2 : Fragile
9	Oui	Non	D	Pince 3 : Étape suivante, validation sur des rats en micro-chir
10	Non	Non	D	x
11	Non	Non	D	x
12	Non	Non	G	x
13	Non	Non	D	x

TABLE E.1 – Données des sujets ayant réalisé l'expérience de la comparaison des pinces

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Anastomose : tout savoir sur la communication entre les nerfs. <https://www.passeportsante.net/fr/parties-corps/Fiche.aspx?doc=anastomose>.
- [2] Arduino Motor Shield Rev3 | Arduino Official Store. <https://store.arduino.cc/arduino-motor-shield-rev3>.
- [3] Capteur Effet Hall - Caractéristiques et applications. <https://www.mga-technologies.fr/capteur-effet-hall/>.
- [4] Capteurs-Actionneurs : technologie - Les potentiomètres angulaires et rotatifs. <http://stephane.genouel.free.fr/FT/0Dossiertechnique/1Texte/Scenaricapteurs/co/module{ }DT{ }13.html>.
- [5] Capteurs de déplacement LVDT Source d'innovation. https://www.sensorex.fr/upload/fiches_techniques/81-fr-BD-LVDT_FR.pdf. Technical report.
- [6] Capteurs de vitesse et de position. <https://sitelec.org/cours/abati/captvit.html>.
- [7] Current Transducer CTSR series I PRN = 300, 600 mA. Technical report.
- [8] Encyclopédie Larousse en ligne - microchirurgie. <https://www.larousse.fr/encyclopedia/medical/microchirurgie/14549>.
- [9] Hapkit Board - Seeed Studio. <https://www.seeedstudio.com/Hapkit-Board.html>.
- [10] Le fonctionnement des capteurs de force | Baumer. <https://www.baumer.com/fr/fr/service-assistance/savoir-faire/fonctionnement/le-fonctionnement-des-capteurs-de-force/a/Know-how{ }function{ }force{ }sensor>.
- [11] Les robots chirurgiens : une révolution dans le monde de la médecine? - Santé.org. <https://www.sante.org/le-blog-sante.org/les-robots-chirurgiens-une-revolution-dans-le-monde-de-la-medecine>.

-
- [12] Principe de fonctionnement des détecteurs à courants de Foucault. <https://www.sensel-measurement.fr/fr/blog/principe-de-fonctionnement-des-detecteurs-a-courants-de-foucault-n341>.
 - [13] Principe de fonctionnement d'une sonde à effet Hall | Download Scientific Diagram. <https://www.researchgate.net/figure/Principe-de-fonctionnement-dune-sonde-a-effet-Hall{ }fig85{ }303366352>.
 - [14] Prise en charge des DMR du robot DA VINCI. Dr Christine DENIS Pharmacien CHRU Lille - PDF Téléchargement Gratuit.
 - [15] Robot Ericc 3 - Codeur incrémental (ou roue codeuse) et nécessité d'un capteur absolu supplémentaire. <http://stephane.genouel.free.fr/FT/0Dossiertechnique/1Texte/RobotEricc{ }web1/co/module{ }Robot{ }Ericc{ }12.html>.
 - [16] Serie T Détecteurs à courants de Foucault haute précision. <https://www.sensel-measurement.fr/fr/detecteur-a-courant-de-foucault/2161-644-serie-t-detecteurs-a-courants-de-foucault-haute-precision.html{ }/267-versions-t05{ }g{ }ka>.
 - [17] Single Turn Trimmer. www.ttelectronics.com. Technical report.
 - [18] SM-LVDT-SP : Capteur de déplacement LVDT miniature avec ressort de rappe. <https://www.sensel-measurement.fr/fr/capteur-lvdt/913-sm-lvdt-sp-capteur-de-deplacement-lvdt-miniature-avec-ressort-de-rappel.html>.
 - [19] Specifications | 3D Systems. <https://www.3dsystems.com/haptics-devices/touch/specifications>.
 - [20] Stryker Mako Robotic System | Farm. <https://www.farmpd.com/work/stryker-mako-robotic-system>.
 - [21] DUAL FULL-BRIDGE DRIVER. <https://www.mouser.be/datasheet/2/389/cd00000240-1795236.pdf>. Technical report, 2000.
 - [22] David Bol. L5 Data acquisition. 2018.
 - [23] Stéphane Cotin, Hervé Delingette, Jean-Marie Clement, Vincent Tasseti, Jacques Marescaux, and Nicholas Ayache. Simulation de Chirurgie Hépatique avec Système de Retour de Forces. Technical report.
 - [24] Masatoshi Eto and Seiji Naito. Robotic Surgery Assisted by the ZEUS System. Technical report.
 - [25] Vincent FRANÇOISE. Assistance au fraisage par comanipulation en chirurgie orthopédique. Technical report.
 - [26] Gary S Guthart. The Intuitive™ Telesurgery System : Overview and Application The Intuitive™ Telesurgery System : Overview and Application. In

- Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA '00. IEEE International Conference on*, volume 1, pages 618–621, 2015.
- [27] Diodes Incorporated. AH8500. Technical report, 2015.
 - [28] Melle AKLI Isma. Elaboration d’une stratégie de coordination de mouvements pour un manipulateur mobile redondant.
 - [29] Jess H. Lonner. Robotically Assisted Unicompartmental Knee Arthroplasty with a Handheld Image-Free Sculpting Tool. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 25(2) :104–113, jun 2015.
 - [30] Faulhaber Micromoteurs, C C. 6 , 8 mNm. pages 5–6, 2019.
 - [31] Mathieu Miroir, Yann Nguyen, Jérôme Szewczyk, Stéphane Mazalaigue, Evelyne Ferrary, Olivier Sterkers, and Alexis Bozorg Grayeli. RobOtol : From design to evaluation of a robot for middle ear surgery. In *IEEE/RSJ 2010 International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2010 - Conference Proceedings*, pages 850–856, 2010.
 - [32] Mamoru Mitsuishi, Hiroyoshi Watanabe, Hiroyuki Kubota, Yasuhiro Iizuka, and Hiroyuki Hashizume. Tele-micro-surgery : analysis and tele-micro-blood-vessel suturing experiment. pages 457–470. 1998.
 - [33] Prof F Mudry and Freddy Mudry. Note d ’ application Ajustage des Paramètres d ’ un Régulateur PID Ajustage des Param ‘ . 2002.
 - [34] Q. Qassemyar and R. Sinna. From microsurgery to supermicrosurgery : Experimental feasibility study and perspectives. *Annales de Chirurgie Plastique Esthétique*, 56(6) :518–527, dec 2011.
 - [35] M. O. Schurr, G. Buess, B. Neisius, and U. Voges. Robotics and telemanipulation technologies for endoscopic surgery : A review of the ARTEMIS project. *Surgical Endoscopy*, 14(4) :375–381, apr 2000.
 - [36] S. P.N. Singhy and C. N. Riviere. Physiological tremor amplitude during retinal microsurgery. In *Proceedings of the IEEE Annual Northeast Bioengineering Conference, NEBEC*, volume 2002-January, pages 171–172. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2002.
 - [37] Supermagnet. Comment calculer la densité du flux magnétique ? <https://www.supermagnete.fr/faq/Comment-calculer-la-densite-du-flux-magnetique>.
 - [38] Youri P. A. Tan, Philippe Liverneaux, and Jason K. F. Wong. Current Limitations of Surgical Robotics in Reconstructive Plastic Microsurgery. *Frontiers in Surgery*, 5 :22, mar 2018.
 - [39] Lena Vanthournhout. Assistance téléopérée adaptative pour l’augmentation de la précision. <https://pul.uclouvain.be/book/?GCOI=29303100873490>.

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN

École polytechnique de Louvain

Rue Archimède, 1 bte L6.11.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/epl