



HAL
open science

Prototypage d'un système des capteurs pour le positionnement d'un manipulateur déformable dans un contexte de chirurgie mini-invasive

Yehya Sharif

► **To cite this version:**

Yehya Sharif. Prototypage d'un système des capteurs pour le positionnement d'un manipulateur déformable dans un contexte de chirurgie mini-invasive. Automatique. 2023. hal-04717551

HAL Id: hal-04717551

<https://inria.hal.science/hal-04717551v1>

Submitted on 2 Oct 2024

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

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

Copyright

STAGE M2 (1 Mars -31 Aout)

Master 2 en Génie Mécatronique, Vision industrielle et
Intelligence Artificielle Formation Electronique, Energie
Electrique, Automatique

Centre Inria de l'Université de Lille – Equipe
DEFROST

Prototypage d'un système des capteurs pour le
positionnement d'un manipulateur déformable dans un
contexte de chirurgie mini-invasive

Date de soutenance: 1 Septembre 2023

Tuteurs :

M. Paul CHAILLOU, Tuteur professionnel

Pr. Stefan Escaida Navarro, co-encadrant

Pr. Samer ALFAYAD, Tuteur Pédagogique

Réalisé par :

Yehya SHARIF

1. Page identificatrice :

- **L'étudiant :**
 - Nom : SHARIF
 - Prénom : Yehya
 - Filière : M2 « Mechatronics, Machine Vision and AI »
 - Promotion : 2022/2023
 - Tel : +33 6 41 91 96 96
 - Adresse : yehyacharif@gmail.com
- **L'entreprise :**
 - Nom : centre Inria de l'Université de Lille
 - Adresse : Parc scientifique de la Haute-Borne 40, avenue Halley - Bât A - Park Plaza 59650 Villeneuve d'Ascq - France
 - Tel : +33 3 59 57 78 00
 - Adresse : contact-lille@Inria.fr
- **Le tuteur de l'entreprise :**
 - Nom : CHAILLOU
 - Prénom : Paul
 - Fonction : doctorant avec l'équipe DEFROST
 - Tel : +33 6 38 93 47 34
 - Adresse : paul.chaillou@Inria.fr
- **Le tuteur pédagogique :**
 - Nom : ALFAYAD
 - Prénom : Samer
 - Fonction : professeur titulaire - Laboratoire IBISC, Université d'Evry Val d'Essonne, Université Paris-Saclay
 - Adresse : samer.alfayad@univ-evry.fr
- **La mission :**
 - Date de début : 1 mars 2023
 - Date de fin : 31 août 2023
 - Service d'accueil : INRIA Lille - Université de Lille
 - Titre de la mission : Prototypage d'un système des capteurs pour le positionnement d'un manipulateur déformable

2. Remerciements :

Mon stage à Centre **Inria** a été une expérience enrichissante dans laquelle j'ai appliqué et approfondi mes compétences théoriques et pratiques. Il s'agit d'un environnement innovant et très adapté aux nouveaux projets et aux applications prototypes innovants ainsi qu'à l'intégration dans la recherche et le développement de systèmes robotiques utilisés dans les domaines du biomédical et de la robotique déformable. L'équipe **DEFROST** se fait un plaisir d'accompagner les nouveaux stagiaires et de leur fournir des connaissances scientifiques pertinentes.

Tout d'abord, je tiens à remercier le directeur de l'équipe DEFROST, **Pr. Christian DURIEZ**. Je remercie tout particulièrement mon tuteur de stage, **Mr. Paul CHAILLOU**, pour son accueil, sa patience, sa confiance en mes compétences et ses conseils professionnels qui m'aident à progresser dans mon stage. Il fut d'une aide précieuse dans les moments les plus délicats. Ensuite, j'aimerais remercier encore le professeur **Stefan Escaida Navarro** qui nous fait profiter de son expérience dans le domaine des capteurs utilisés dans la robotique déformable à travers plusieurs rencontres lors de mon stage. Je voudrais remercier encore **Tinhinane SMAIL**, ma collègue de stage, de m'avoir encouragé durant la période difficile de mon stage, et j'adresse mes remerciements également à **Dr. Quentin PEYRON**, qui m'a prodigué des conseils et des orientations grâce à sa longue expérience dans la recherche et l'ingénierie.

Je souhaiterais encore remercier mon tuteur pédagogique **Pr. Samer ALFAYAD** pour son suivi, ainsi que **les tuteurs de mon master** « *Mechatronics, Machine Vision, and AI* » qui me donnaient les connaissances et les compétences nécessaires pour avancer et réaliser mes missions de stage.

Finalement, je remercie également **mes parents** qui m'ont donné encouragements et confiance, m'ont aidé à poursuivre mes études en France et ont nourri ma meilleure copie malgré la distance qui nous séparait.

3. Sommaire :

1. Page identificatrice :	3
2. Remerciements :	4
3. Sommaire :	5
4. Tables des figures :	7
5. Introduction :	10
6. Présentation de l'organisme d'accueil :	11
i. Le laboratoire PRISM (Proteomics, Inflammatory Response & Mass Spectrometry) :	11
ii. Le Centre d'Inria :	11
1. L'organisation et la structure de l'Inria de l'Université de Lille :	12
2. L'équipe DEFROST :	13
7. Le Contexte :	15
i. La chirurgie mini-invasive :	15
ii. Le manipulateur flexible souple :	16
iii. Les missions et les tâches :	17
8. Etat de l'art :	17
i. Problématique :	17
ii. Des approches pour le positionnement de l'effecteur :	18
1. Des modèles et équations géométriques avec des optimisations :	19
2. Un observateur externe avec des modèles et des équations géométriques :	20
3. Des réseaux de neurones artificiels :	20
iii. Les capteurs de déformation :	20
1. Les capteurs résistifs et piezo-résistifs :	21
2. Les capteurs optiques :	23
3. Les capteurs pneumatiques :	24
4. Les capteurs capacitifs :	25
iv. Les capteurs magnétiques :	26
v. Conclusion :	27
9. Conception et utilisation des capteurs :	29
i. Les capteurs à cordes des élastomères :	29
1. Le principe de fonctionnement :	29
2. Les propriétés physiques et électriques :	30

3.	Le circuit d'acquisition :	30
4.	L'organigramme pour lire la résistance en utilisant l'Arduino IDE :	32
ii.	Les capteurs à guide d'ondes souple basés sur la perte de lumière :	33
1.	Le principe de fonctionnement :	33
2.	Les composants électroniques et mécaniques :	35
3.	Le circuit d'acquisition :	39
10.	Le banc de test pour caractériser les capteurs :	50
11.	Les résultats des caractéristiques des capteurs de test :	58
1.	Les caractéristiques d'évaluation des capteurs de test :	58
2.	Les résultats réels des caractéristiques des capteurs de test :	61
12.	Conclusion et perspective :	75
13.	Bibliographie :	76
14.	Les Annexes :	77

4. Tables des figures :

Figure 1: le logo du laboratoire PRISM.....	11
Figure 2: la répartition géographique des centres de l'INRIA.	11
Figure 3: Le centre Inria de l'Université de Lille	12
Figure 4 : L'organigramme d'Inria Lille	12
Figure 5: l'organisation de l'équipe DEFROST	13
Figure 6: les membres de l'équipe DEFROST	13
Figure 7: les diverses applications dans les domaines d'intérêt de l'équipe DEFROST.....	14
Figure 8 : Comparaison entre la chirurgie conventionnelle et la chirurgie mini-invasive.....	15
Figure 9 : les outils rigides utilisés dans le CMI.....	15
Figure 10: Le comportement de manipulateur déformable et son avantage sur les robots rigides.....	16
Figure 11: Les dimensions et les compositions de manipulateur déformable	16
Figure 12: Les fibres, et l'effet de ballonnement	17
Figure 13: l'utilisation d'une caméra RGBD pour appliquer le principe de nuage des points afin de localiser l'effecteur de manipulateur dans l'espace.....	18
Figure 14: le capteur magnétique Aurora avec ses compositions	18
Figure 15: le modèle géométrique de manipulateur souple continu pour calculer la position de l'effecteur	19
Figure 16: un capteur souple basé sur EGaln et KI-Gly	22
Figure 17: Doigts robotiques souples avec capteurs ioniques intégrés	22
Figure 18: détection la contraction des muscles pour contrôler une main prothétique et un manipulateur à trois chambres pneumatiques avec le capteur basés sur les élastomères	22
Figure 19: Control un manipulateur a trois chambres pneumatiques avec les capteurs (Electro-conductive Yarn).....	22
Figure 20: Schéma illustrant les fibres optiques FBG intégrées dans le manipulateur souple	24
Figure 21: les capteurs optiques souples et ses applications dans le monde de la robotique souple.....	24
Figure 22 : le capteur pneumatique D6F-series et ses applications dans le domaine de la robotique souple	24
Figure 23: capteurs à base de tissu souple et extensible pour les robots portables	25
Figure 24: capteurs nano-composites extensible	25
Figure 25: le capteur magnétique qfn 16 et l'application de ce type de capteur dans le robot Vizzy.....	26
Figure 26: Histogramme comparatif de la compatibilité des capteurs à déformation vis à vis de notre application / du contexte chirurgical.	28
Figure 27: le principe de fonctionnement des capteurs à cordes des élastomères.....	29
Figure 28: les propriétés physiques de capteur	30
Figure 29: schéma électrique représentant le diviseur de tension.....	31
Figure 30: un schéma représentant le circuit d'acquisition	31
Figure 31: les matériels utilisés pour construire le circuit d'acquisition	32
Figure 32: l'organigramme de code utilisé pour lire la résistance	32
Figure 33: schémas représentant les diverses grandeurs physiques mesurées par le capteur	33

Figure 34: la variation de courant électrique et l'intensité de lumière avec la déformation	33
Figure 35: la transmission de rayonnement IR de LED à la photodiode	34
Figure 36: la variation de l'absorbance en fonction de concentration de milieu de transmission	34
Figure 37: graphe représentant la variation linéaire de perte de lumière sur un plage de mesure entre 0 et 100%.....	35
Figure 38: schéma représentant les composants de capteur	35
Figure 39: schémas illustrant LED infrarouge et son symbole électrique	36
Figure 40: schéma représentant le circuit d'alimentation et le test pour vérifier la tension de fonctionnement de LED	36
Figure 41: schéma représentant les constituants internes et externes du guide d'onde	37
Figure 42: la forme et la transparence de Vytaflex20	37
Figure 43: représentant l'EcoFlex50 avec un colorant	38
Figure 44: tableau et figures représentant l'Elastosil40 et ses propriétés.....	38
Figure 45: schémas illustrant la LED infrarouge et son symbole électrique	39
Figure 46: schéma général représente la fonction de circuit d'acquisition	39
Figure 47: représentation électrique et physique du circuit d'acquisition	40
Figure 48: les pins I/O de l'amplificateur LM358N.....	40
Figure 49: représentation physique de circuit d'acquisition	41
Figure 50: la variation de tension lue par la photodiode	42
Figure 51: schéma présentant les différentes étapes de fabrication de capteur.....	42
Figure 52: les capteurs avec le Vytaflex qui est versé directement dans les moules, les ruptures et les coupures obtenues	43
Figure 53: les dimensions des moules pour former la partie inférieure	44
Figure 54: les étapes pour préparer l'EcoFlex50 avec colorant	44
Figure 55: les moules pour fabriquer les fils de VytaFlex20.	46
Figure 56: les dimensions du support	46
Figure 57: les processus de fabrication des capteurs.....	47
Figure 58: une section de capteur montre les différents problèmes obtenus par cette méthode de fabrication	47
Figure 59: le moule fermé pour l'injection à l'aide d'une seringue	48
Figure 60: le guide du cœur transparent contenant le fil, la LED et la photodiode par technique de moulage ouvert.....	48
Figure 61 : les graphes qui représentent le comportement des deux capteurs obtenus	49
Figure 62: les moules de la partie inférieure (7 mm x 7 mm)	49
Figure 63: les étapes pour fabriquer les nouveaux capteurs	50
Figure 64: le banc de test utilisé pour caractériser les capteurs.....	50
Figure 65: schéma représentant le fonction drivetoPosition(a,b,c).....	51
Figure 66: la fonctionnalité de capteur de distance Laser et son utilisation dans notre banc de test	52
Figure 67: les pins I/O du capteur Laser.....	52
Figure 68: Les étapes de conception des pièces d'attachement des capteurs de test	53
Figure 69: le banc de test des capteurs à cordes des élastomères	53
Figure 70: le banc de test des capteurs à guide d'onde souple	54
Figure 71: la méthodologie utilisée dans l'aspect logiciel de l'imprimante 3D.....	55
Figure 72: logigramme de l'algorithme pour lire les mesures des capteurs en utilisant l'Arduino IDE.....	56

Figure 73: le contenu de classe parent et les classes filles	56
Figure 74: L'ordre des fichiers utilisés pour caractériser les capteurs de test	57
Figure 75: la fonction générale d'un capteur	58
Figure 76: l'étendue de mesure d'un signal de sortie	58
Figure 77: représentation graphique de la sensibilité	59
Figure 78: représentation graphique de la linéarité	59
Figure 79: représentation graphique de la régression linéaire	60
Figure 80: représentation graphique de l'erreur de Linéarité.....	60
Figure 81: représentation graphique de l'hystérésis.....	60
Figure 82: la fidélité, la justesse, et la précision	61
Figure 85: ces graphes représentent les variations de tension en fonction de la déformation en %, du temps(secondes) lors des deux phases d'attirance.....	62
Figure 86: représente le graphe d'hystérésis et le problème de flambage à la fin de la phase de raccourcissement	63
<i>Figure 87: représente les variations de tension en fonction de la déformation lors de tests successifs de traction.....</i>	<i>64</i>
Figure 88:l'étendue de mesure de capteur 1 pour chaque cycle.....	64
<i>Figure 89: illustre la non-linéarité de la variation de tension ainsi que la linéarité de la variation de la perte de lumière en fonction de la déformation pour chaque cycle.....</i>	<i>65</i>
Figure 90: les différentes fonctions qui convertissent la tension en perte de lumière.....	66
<i>Figure 91:les graphes de l'hystérésis pour chaque cycle.....</i>	<i>67</i>
Figure 92: la variation de la tension en fonction du temps.....	67
Figure 93: les pins I/O de l'amplificateur LM741	68
<i>Figure 94: l'étendue de mesure de capteur 2 pour chaque cycle.....</i>	<i>68</i>
Figure 95:les graphes de l'hystérésis pour chaque cycle	70
Figure 96:la variation de la tension en fonction du temps.	71
Figure 97 : l'étendue de mesure de capteur en phase de traction.....	71
<i>Figure 98 : la vérification d'une augmentation inattendue de la résistance jusqu'à un pic pendant la phase de raccourcissement en utilisant l'Arduino IDE</i>	<i>73</i>
Figure 99: l'hystérésis et l'augmentation inattendue de la résistance jusqu'à un pic pendant la phase de raccourcissement	73
Figure 100 : la précision et l'exactitude du capteur en comparant les valeurs mesurées avec les spécifications du cahier des charges.....	76

5. Introduction :

Au cours des dernières années, les systèmes robotiques flexibles ont commencé à apparaître et à collaborer avec les systèmes robotiques rigides en raison de leur compatibilité avec les environnements complexes comme l'environnement de chirurgie mini-invasive (coelioscopie).

Les capteurs de déformation et de proprioception sont plus importants dans un système de robotique déformable. En effet, il est plus complexe d'anticiper leur comportement, par rapport aux systèmes robotiques rigides plus classiques. Ces capteurs sont capables de mesurer la déformation, la flexion, force de contact et la position.

Dans le cadre de Master 2 : « *Mechatronics, Machine Vision and AI* » à l'université Paris-Saclay Evry Val d'ESSONNE, j'ai effectué mon stage du 1^{er} mars 2023 au 31 août 2023 (6 mois) au sein de Centre INRIA de l'Université Lille avec l'équipe DEFROST (Deformable Robotics Software) qui travaille dans le domaine des systèmes robotiques déformables et le laboratoire PRISM qui travaille dans la spectrométrie de masse.

Mon stage à centre Inria a été une expérience qui m'a permis de découvrir le domaine de la recherche scientifique et notamment dans le domaine de robotique déformable qui est un domaine multidisciplinaire qui met en relation les différentes disciplines telles que la mécanique, l'électronique, et la programmation ce qui m'a aidé à appliquer et pratiquer mes compétences que j'ai acquises dans le domaine de l'ingénierie mécatronique.

Dans le cadre de la thèse de Mr. Paul CHAILLOU, intitulée « Modélisation et simulation d'un robot souple pour l'imagerie in vivo du cancer par spectrométrie de masse », j'ai été recruté pour concevoir et réaliser un système de capteurs de déformation, afin de récupérer la position de l'effecteur de manipulateur et de le contrôler en boucle fermée.

Les sections de mon rapport sur les stages comprendront :

- Une présentation de l'INRIA et l'équipe DEFROST.
- Des détails de mes missions et mes travaux pendant mon stage.
- Une conclusion qui résume toutes les grandes lignes de mon rapport de stage et mes futures perspectives.

6. Présentation de l'organisme d'accueil :

Afin de mieux comprendre le contexte du sujet de la thèse de Monsieur CHAILLOU, j'ai passé un mois au sein du laboratoire de biologie PRISM pour prendre en compte au mieux l'aspect médical du projet.

i. Le laboratoire PRISM (Proteomics, Inflammatory Response & Mass Spectrometry) :

Ce laboratoire appartient au département de biologie de l'université de Lille, et a été créé le 01/01/2015 en tant qu'Unité Inserm.

C'est un laboratoire unique au niveau mondial qui crée et améliore de nouvelles technologies de santé novatrices. L'objectif principal de PRISM est de mener des recherches afin de mieux comprendre la physiopathologie en oncologie et en neurologie, ainsi que de découvrir de nouveaux mécanismes pour les analyser. Il dispose de technologies de pointe en imagerie moléculaire et en omiques multiples. Pour plus des informations, consulter : <https://www.laboratoire-prism.fr/>



Figure 1: le logo du laboratoire PRISM

ii. Le Centre d'Inria :

L'Institut national de recherche en sciences et technologies du numérique (Inria) a été établi le 3 janvier 1967. Sa mission est de favoriser la recherche et l'innovation, surtout dans le domaine des sciences de la communication et de l'information, de développer de nouvelles technologies innovantes, de concevoir des systèmes novateurs, et favoriser la diffusion des connaissances scientifiques et technologiques à l'échelle nationale et internationale.

Cet institut est composé de 215 équipes de projet, et de 200 jeunes entreprises innovantes, regroupant environ 3900 chercheurs. Il est présent à travers neuf centres de recherche, comme il est indiqué dans la figure 2. (<https://www.inria.fr/fr>)

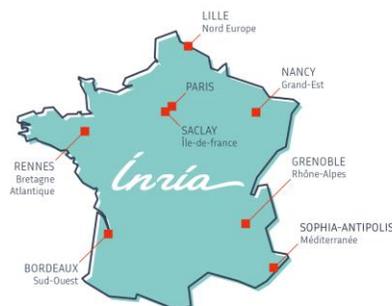


Figure 2: la répartition géographique des centres de l'INRIA.

1. L'organisation et la structure de l'Inria de l'Université de Lille :

J'effectue actuellement mon stage au sein du Centre Inria de l'Université de Lille, créé en 2008. Il est composé de 15 équipes-projets, dont l'équipe DEFROST où je réalise mon stage, qui collaborent avec des laboratoires et des organismes de recherche et d'enseignement supérieur locaux tels que l'Université de Lille, le CNRS, l'Inserm, Centrale, Polytech Lille, le CHU de Lille, PRISM, etc., ainsi que 10 start-ups. Il abrite 365 chercheurs scientifiques de 30 nationalités différentes. Il se concentre sur cinq domaines de recherche pour stimuler l'innovation :

- Science des données et l'intelligence artificielle.
- Génie logiciel.
- Systèmes cyber-physiques.
- Santé numérique.
- Sobriété numérique.

Pour plus des informations, consulter : [Centre Inria de l'Université de Lille | Inria](#)



Figure 3: Le centre Inria de l'Université de Lille

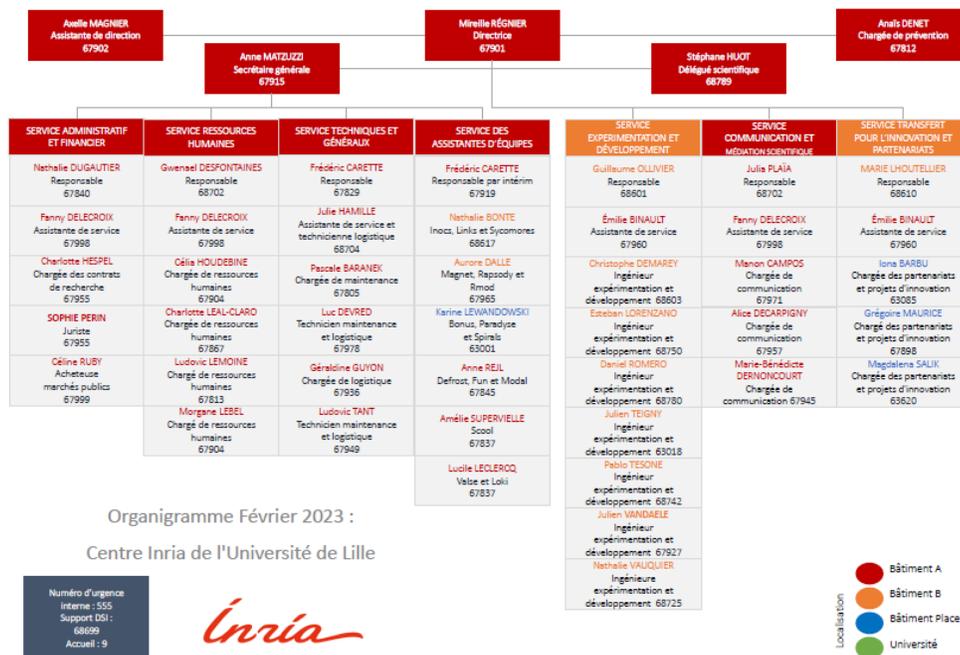


Figure 4 : L'organigramme d'Inria Lille

Les partenaires scientifiques régionaux : l'Université de Lille, CNRS, et Centrale Lille.

2. L'équipe DEFROST :

Il est créé en janvier 2015, et il fait partie d'Inria et du centre de recherche CRISTAL. Il est affilié à deux ministères français : le ministère de l'Économie et des Finances, et le ministère de l'enseignement supérieur, comme le montre la représentation graphique associée.

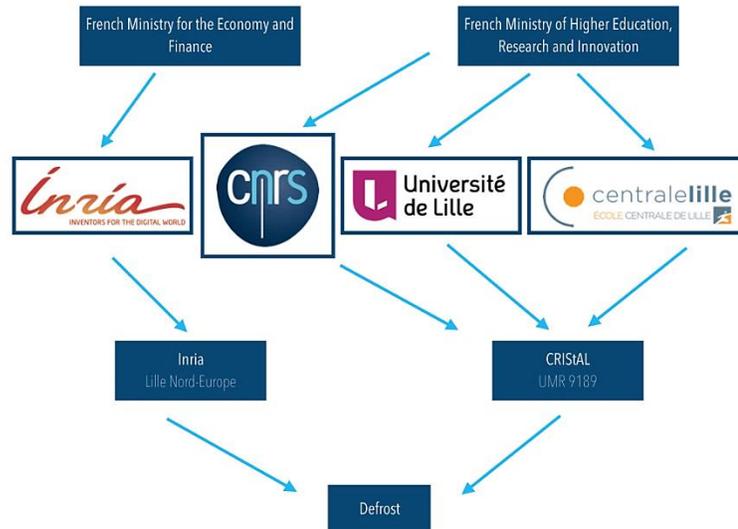


Figure 5: l'organisation de l'équipe DEFROST

L'équipe DEFROST est spécialisée dans la conception, le contrôle, la modélisation et la simulation de robots souples et déformable, ainsi dans le développement du logiciel de simulation physique SOFA.

Cette équipe regroupe 3 professeurs, 2 chercheurs permanents, 3 chercheurs postdoctorants, 7 doctorants, parmi lesquels M. Paul CHAILLOU, mon tuteur de stage qui travaille sur la thèse : « Modélisation et simulation d'un robot souple pour l'imagerie in vivo du cancer par spectrométrie de masse », 6 stagiaires et 4 ingénieurs chercheurs. Il est dirigé par le directeur Pr. Christian DURIEZ, qui a une riche expérience de recherche au sein d'Inria (Voir la figure 6).



Figure 6: les membres de l'équipe DEFROST

Les robots déformables de DEFROST ont des applications dans divers domaines :

- **L'industrie** : simulation et conception d'une pince robotique.
- **La santé** : simulation de la chirurgie coelioscopique, auditive, et de simulation neurologique.
- **Les arts** : notamment le pliage (origami) en collaboration avec Dewi, et L'Érosarbénus en collaboration avec Yosra Mojtahedi et Stefan Escada Navarro

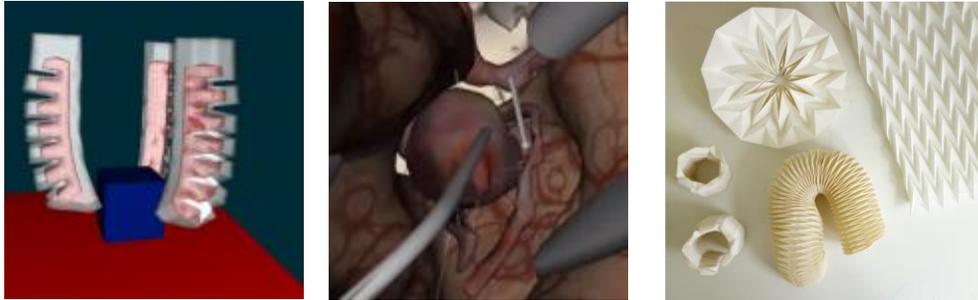


Figure 7: les diverses applications dans les domaines d'intérêt de l'équipe DEFROST

7. Le Contexte :

Afin d'atteindre l'objectif de mon stage, qui constitue une partie de la thèse de Monsieur Paul Chaillou portant sur le thème "Modélisation et simulation d'un robot souple pour l'imagerie in vivo du cancer par spectrométrie de masse", j'ai pu effectuer la partie recherche de mon travail au sein du laboratoire PRISM. Là-bas, j'ai pu acquérir une meilleure compréhension de ce sujet, notamment en comprenant le contexte médical de la thèse ce qui m'a aidé pour réaliser l'état de l'art en prenant en compte l'aspect chirurgical. Dans le contexte du projet d'imagerie, leur expertise permet de différencier les types et les grades de cancer par spectrométrie de masse et d'étudier l'intégration de cette technologie dans le robot souple. Ensuite, j'ai poursuivi mes travaux à l'INRIA, où j'ai réalisé des expériences matérielles et conçu le capteur souple nécessaire à ce projet.

Tout d'abord, j'aimerais expliquer le principe de la chirurgie mini-invasive, la nouvelle technique utilisée dans ce secteur et la raison de l'utilisation de manipulateur déformable pour cette application. Je voudrais ensuite poser la problématique de mon stage et les diverses hypothèses pour y résoudre en présentant l'état de l'art qui montre les différentes techniques et types des capteurs afin de récupérer la position de l'effecteur. Enfin, je présente les missions et les tâches effectuées dans mon stage.

i. La chirurgie mini-invasive :

La laparotomie (*Open Surgery*) est une approche chirurgicale conventionnelle, consistant à réaliser une large incision dans le corps humain afin d'accéder aux organes internes du corps humain pour identifier les tissus cancéreux des non-cancéreux.

La coelioscopie (*Minimally invasive surgery*) est utilisée pour accéder à l'intérieur de l'abdomen à travers de petites incisions dans la paroi abdominale. Ainsi, elle réduit les effets négatifs de la chirurgie traditionnelle, en limitant la taille de l'incision, la douleur du patient, le temps de récupération et le taux de perte du sang du patient.

Comme le montrent la figure 8 et la figure 9, les chirurgiens utilisent des outils longs et rigides qui traversent de petits trocarts à travers la paroi abdominale. Cela augmente la complexité de l'opération et rend difficile pour les chirurgiens le contrôle et la rotation des outils autour des organes internes.

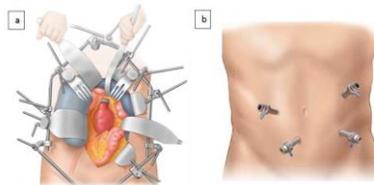


Figure 8 : Comparaison entre la chirurgie conventionnelle et la chirurgie mini-invasive



Figure 9 : les outils rigides utilisés dans la coelioscopie

ii. Le manipulateur flexible souple :

Pour éliminer la complexité imposée par l'utilisation des outils rigides et pour la compatibilité avec l'environnement de corps humain, une nouvelle technologie, le manipulateur déformable (STIFF-FLOP, or soft stiffness controllable manipulator), a été conçu par le chercheur scientifique Jialie Shi [1] dans le département de la génie mécanique, Université College London (Department of Mechanical Engineering, University College London, UK), modélisé et contrôlé par mon tuteur de stage Paul CHAILLOU [2]. Pour obtenir plus d'informations sur ce projet, vous pouvez consulter le lien suivant : <https://cordis.europa.eu/project/id/287728>

Comme le montre la figure 10, le manipulateur souple est plus convenable que celle rigide pour pivoter entre les organes internes de corps humain. Ce manipulateur a une forme cylindrique de *11.5 mm de diamètre et 50 mm de longueur* pour chaque module, et se compose de trois paires de chambres pneumatiques reliées à des actionneurs de pression et d'un seul ou de deux modules déformables qu'ils peuvent s'allonger et se plier dans toutes les directions, comme le montre la figure 11. Il est fabriqué en silicone *EcoFlex 00-50*, qui a les propriétés illustrées dans le tableau représenté dans l'Annexe A, et renforcé par des fibres pour éliminer l'effet de ballonnement des chambres pneumatiques, comme le montre la figure 12.

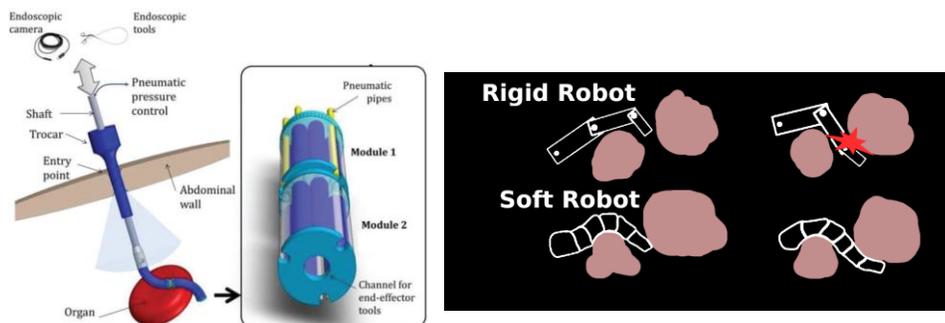


Figure 10: Le comportement de manipulateur déformable et son avantage sur les robots rigides.

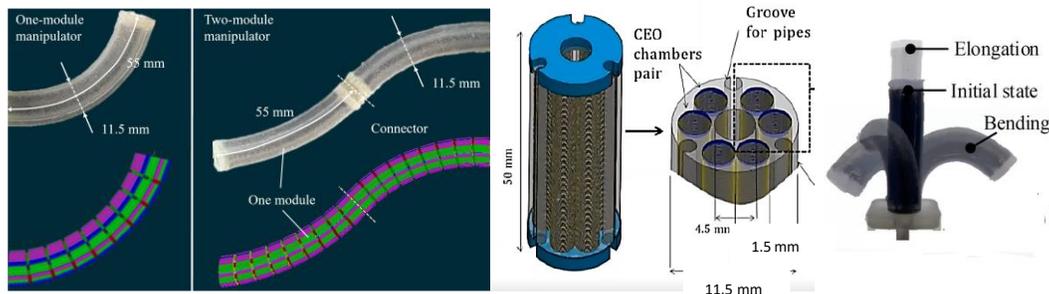


Figure 11: Les dimensions et les compositions de manipulateur déformable

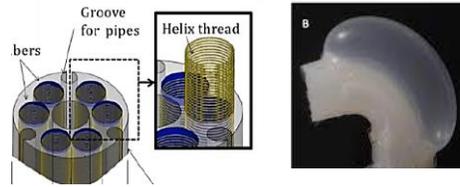


Figure 12: Les fibres, et l'effet de ballonnement

iii. Les missions et les tâches :

Les missions et les tâches qui m'ont été confiées pendant mon stage sont les suivantes :

- Réalisation d'un état de l'art sur les diverses approches existantes basées sur des capteurs de déformation internes, les approches basés sur les systèmes des capteurs externes, ainsi que les différents type des capteurs de déformation.
- Conception et fabrication d'un système des capteurs souples
- Développement d'une plateforme de caractérisation des capteurs robuste et utilisable par l'équipe.
- Intégration les capteurs conçus et caractérisés dans le manipulateur souple afin de récupérer la position de son effecteur dans l'espace.

8. Etat de l'art :

i. Problématique :

La problématique de mon stage consiste à estimer le plus précisément possible la position de l'effecteur de manipulateur déformable dans l'espace en développant un système de capteur proprioception sans l'utilisation des capteurs externes comme les capteurs magnétiques *Polhemus Liberty* et *NDI Aurora* [2] (Voir la figure 14). Ces capteurs externes ont des limitations diverses comme le prix, et la sensibilité à toutes les pièces métalliques existantes dans l'environnement de l'opération chirurgicale. De même, l'approche basée sur les capteurs utilisant la méthode de nuage de points réalisée par un système de vision 3D (RGBD) [3] pour récupérer les positions de l'effecteur en utilisant des marqueurs précise (Voir la figure 13), mais elle n'est pas applicable pour notre projet. En effet, ces capteurs externes ne sont pas compatibles avec le principe de proprioception (ce principe est le sens qui informe notre cerveau sur la position des différentes parties de notre corps entre elles). De plus, ce système est sensible à la lumière, en particulier à sa réflexion qui perturbe les valeurs des coordonnées des positions, il nécessite encore d'examiner les problèmes d'obstruction, notamment les risques de projection pouvant altérer la lentille de la caméra, ainsi que la possibilité de présence d'objets ou de tissus créant des obstacles entre la caméra et l'organe cible. Cette approche nécessite également l'utilisation un trocart supplémentaire pour insérer la caméra dans le corps humain.

Cependant, les capteurs de déformation internes sont plus économiques, et mieux adaptés à l'environnement chirurgical. L'intégration de tous les capteurs au sein du manipulateur permet de réduire le nombre d'outils à connecter, facilite la stérilisation du dispositif et élimine la nécessité d'utiliser un trocart supplémentaire pour insérer une caméra dans le corps humain. Ces capteurs internes offrent donc une alternative pour répondre à notre problématique de manière efficace et optimisée.

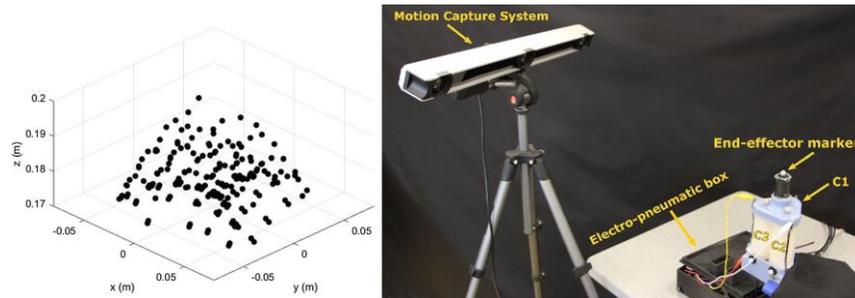


Figure 13: l'utilisation d'une caméra RGBD pour appliquer le principe de nuage des points afin de localiser l'effecteur de manipulateur dans l'espace



Figure 14: le capteur magnétique Aurora avec ses compositions

ii. Des approches pour le positionnement de l'effecteur :

Ces approches utilisent les capteurs de déformation, ce qui m'amène à réaliser un travail comparatif prenant en compte leurs principes et leurs performances, afin d'évaluer leur compatibilité avec notre problématique.

Il existe plusieurs approches pour résoudre la problématique, tel que :

1. Des modèles et équations géométriques avec des optimisations.
2. Un observateur externe avec des modèles et des équations géométriques.
3. Des réseaux de neurones artificiels.

Ces méthodes nécessitent l'utilisation d'un système des capteurs souples de déformation distribué dans le corps de manipulateur afin d'obtenir une relation entre leurs propriétés électriques (voltage, courant, capacité et résistance) et la position de l'effecteur dans l'espace.

Vous pouvez voir les schémas 1,2 et 3, pour voir le principe de chaque méthode.

1. Des modèles et équations géométriques avec des optimisations :

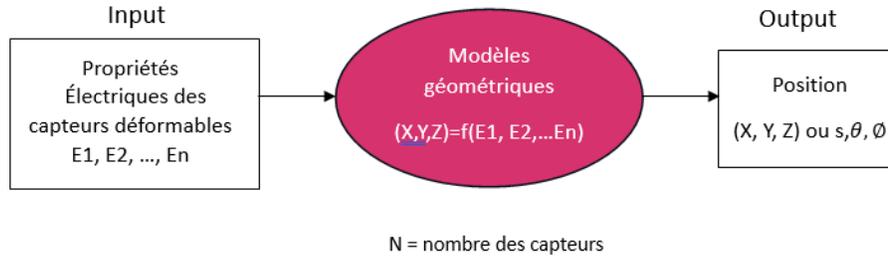


Schéma 1: représentation schématique des modèles géométriques

Malgré la simplicité de cette méthode, l'inconvénient de cette méthode est la prise en compte des approximations théoriques et la nécessité des méthodes itératives afin d'optimiser les relations entre les entrées et les sorties. Il est essentiel de voir et de respecter sa convergence et son long temps d'opération.

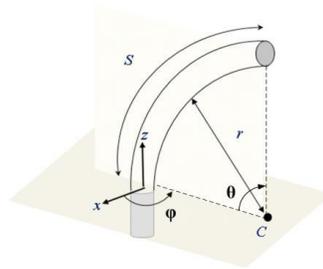


Figure 15: le modèle géométrique de manipulateur souple continu pour calculer la position de l'effecteur

Les équations géométriques de ce modèle [4] sont les suivantes :

$$S = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 (s_i)$$

$$\theta = \frac{S - s_1}{d \cos\left(\frac{\pi}{2} - \varphi\right)}$$

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{\sqrt{3}(s_2 + s_3 - 2s_1)}{3(s_2 - s_3)}\right)$$

S : longueur de l'axe de manipulateur cylindrique
 $\theta = S/r$: l'angle de flexion
 φ : l'orientation de manipulateur
 s_i : la longueur de chaque capteur
 d : la distance entre le centre du manipulateur et les capteurs répartis.
 r : le rayon de courbure

Il existe encore une relation entre les propriétés électriques (tensions, capacités...) des capteurs et ses longueurs.

2. Un observateur externe avec des modèles et des équations géométriques :

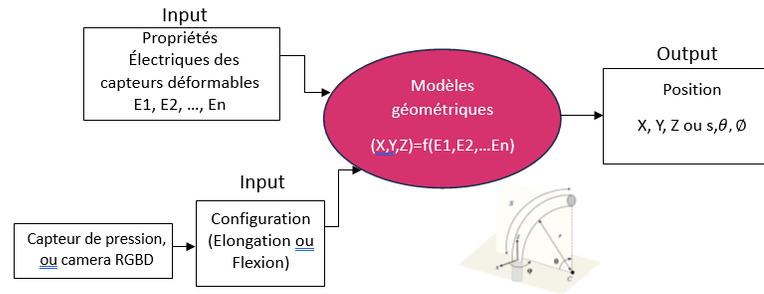


Schéma 2: représentation schématique des modèles géométriques avec un observateur externe

Cette méthode se ressemble à la première méthode, mais son avantage est sa capacité à déterminer la configuration globale de manipulateur.

3. Des réseaux de neurones artificiels :

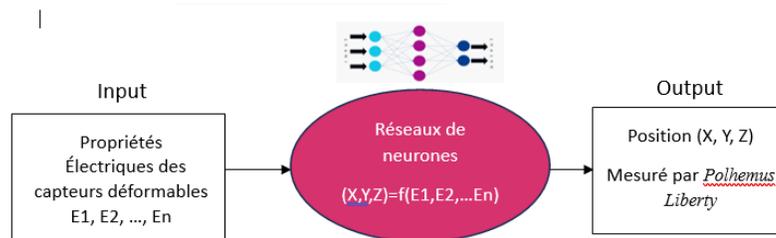


Schéma 3: représentation schématique de méthode de réseaux de neurones

Ce modèle d'apprentissage base sur les mesures des capteurs déformables et sur la position de l'effecteur récupéré par le capteur magnétique *Polhemus Liberty* et après cette phase d'apprentissage, ce modèle peut estimer une nouvelle position basée sur des nouvelles entrées.

Malgré la précision et la robustesse de cette méthode, son inconvénient est la nécessité de répéter la phase d'apprentissage à chaque modification des propriétés physiques comme la longueur et le diamètre de manipulateur.

iii. Les capteurs de déformation :

Toutes ces approches nécessitent des capteurs de déformation, ce qui m'amène à réaliser un travail comparatif prenant en compte leurs propriétés et leurs performances, afin d'évaluer leur compatibilité avec notre problématique.

Il existe plusieurs types des capteurs utilisés dans le domaine de la robotique souple afin de contrôler en boucle fermée ces systèmes robotiques.

Ces technologies ou ces types sont :

1. Les capteurs résistifs et piezo-résistifs.
2. Les capteurs optiques.
3. Les capteurs capacitifs.
4. Les capteurs pneumatiques

1. Les capteurs résistifs et piezo-résistifs :

Les capteurs résistifs ou piezo-résistifs sont des dispositifs qui détectent les variations des grandeurs mécaniques, comme la déformation dans notre cas, ce qui provoque une variation dans la résistivité électrique des matériaux conducteurs.

Ces capteurs sont capables de mesurer la déformation ε dans la phase de traction ou de raccourcissement en lisant la variation de sa résistance électrique R .

Dans le domaine de la robotique souple, on a plusieurs types des capteurs résistifs :

1. Capteurs basés sur les métaux liquides (*Liquid Metals*) comme l'alliage gallium-indium (*EGaln*), le mercure (Hg), l'alliage gallium-indium-tin (*Galinstan*) [5].
2. Capteurs basés sur les liquides ioniques (*Conductive Ionic Ink*) [6].
3. Capteurs basés sur les élastomères comme le caoutchouc (*Conductive Rubber Cord Sensor*) [7] [3].
4. Capteur basé sur un mélange entre le polyester et les fibres *stainless-steel* [4].

1. Les capteurs basés sur les métaux liquides (Liquid Metals) :

Ce type de capteur a une très bonne conductivité, mais il a une limitation au niveau de la température, on ne peut pas travailler correctement au-dessous de point de fusion (*Melting point*) et leurs densités sont plus lourdes que les substances élastomérique (Voir la figure 16).

2. Les capteurs basés sur les liquides ioniques :

Ce type est léger, pas cher, cependant, il souffre d'une mauvaise conductivité, et stabilité à long terme grâce à l'électrolyse produite de l'application d'un courant électrique. De plus, sa méthode de fabrication présente encore des complexités et des difficultés due à la nécessité de créer des micro-canaux, d'assurer les interactions entre les fils électriques et les micro-canaux des liquides ioniques, et encore le risque des fuites de ces liquides (Voir la figure 17).

3. Capteurs basés sur les élastomères comme le caoutchouc (Conductive Rubber Cord Sensor) :

Concernant les capteurs en caoutchouc conducteur, ils ont déjà été utilisés dans un projet pour détecter la contraction des muscles pour contrôler une main prothétique [7] à la place de l'utilisation les électrodes EMG traditionnelles (Voir la figure 18). Ce capteur est de forme cylindrique de diamètre 2 mm, de résistance $R=150 \text{ Ohm/cm}$, et de plage de mesure entre 0 et 50-60% de déformation.

4. Capteur basé sur un mélange entre le polyester et les fibres stainless-steel (Electro-conductive Yarn) :

Je voudrais finaliser la section des capteurs résistifs, avec les capteurs (*Electro-conductive Yarn*) qui est le produit d'un mélange entre le polyester et les fibres *stainless-steel* (Voir la figure 19). Ce capteur a des avantages concernant le prix, la simplicité de l'intégration au manipulateur, et la minimisation, mais il a beaucoup des limitations concernant l'hystérésis (Maximum=45%, Moyenne =17%) et la précision (moins précis que les fibres optiques).

Malgré la simplicité de l'utilisation de ce capteur et de l'intégrer dans le manipulateur, ce capteur a beaucoup des limitations au niveau des caractéristiques électriques comme une linéarité, une grande hystérésis, et une fidélité faible.

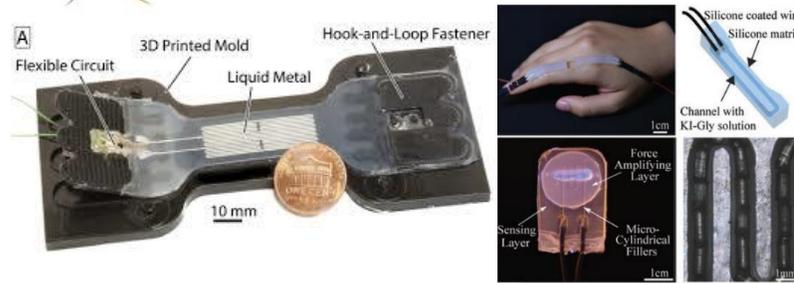


Figure 16: un capteur souple basé sur EGaIn et KI-Gly



Figure 17: Doigts robotiques souples avec capteurs ioniques intégrés



Figure 18: détection la contraction des muscles pour contrôler une main prothétique et un manipulateur à trois chambres pneumatiques avec le capteur basés sur les élastomères

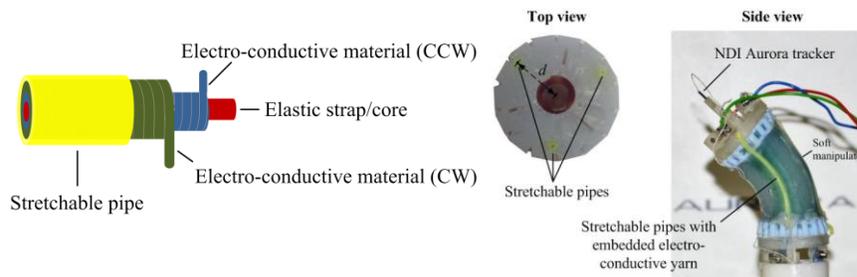


Figure 19: Control un manipulateur a trois chambres pneumatiques avec les capteurs (Electro-conductive Yarn)

En bref, ces capteurs à une simplicité dans l'utilisation, mais difficile à fabriquer et à miniaturiser. La plupart de ces capteurs ont une sensibilité pauvre, une grande hystérésis, comportement non-linéaire, et une faible répétabilité.

2. Les capteurs optiques :

Les capteurs optiques sont des dispositifs qui détectent la variation des grandeurs mécaniques, comme la déformation dans notre cas, qui provoque une variation d'intensité lumineuse dans un milieu transmettant la lumière.

Ces capteurs sont capables de mesurer la déformation ε dans la phase de traction ou de raccourcissement en lisant la variation de voltage V ou l'intensité de lumière I qui est proportionnelle à la taille de la section du capteur.

Dans le domaine de la robotique souple, on a plusieurs types des capteurs optiques :

1. Les fibres optiques basées sur la technologie FBG (*Fiber Bragg Grating*).[8]
2. Les capteurs à guide d'ondes souple basés sur la perte de lumière (*Optical-Based Soft Waveguide Sensors*).[9] [10]

1. Les fibres optiques basées sur la technologie FBG (Fiber Bragg Grating) :

Ce type des capteurs peut mesurer la forme des structures flexibles.

Ces capteurs FBG illustrés dans la figure 20 ont des avantages concernant la minimisation (petit diamètre), et la simplicité d'intégration dans les endoscopes pour estimer précisément la position et l'orientation de l'effecteur. Mais ces capteurs ont beaucoup des inconvénients comme l'inextensibilité (plus rigide et fragile que *EcoFlex 00-50* utilisé dans le manipulateur) ce qui bloque le mouvement de ce manipulateur, la nécessité d'avoir un système de traitement de signal très cher, et la sensibilité à température (*Temperature Drifts*).

2. Les capteurs à guide d'ondes souple basés sur la perte de lumière (Optical-Based Soft Waveguide Sensors) :

Le deuxième type des capteurs est une approche peu coûteuse de celles de FBG, et ce genre des capteurs a des avantages nombreux par rapport à notre application. En effet, ces capteurs sont souples comme les matériaux utilisés dans ce manipulateur et il ne bloque pas le mouvement des manipulateurs comme le FBG, de plus il est biocompatible, et il est simple de fabriquer. En outre, l'inconvénient de ce type des capteurs comme la sensibilité de ces capteurs pour les contacts physiques (internes et externes), ne se dressera pas devant nous dans ce projet, puisque les forces de contact externes sont négligées, et la même chose pour celle-ci internes due aux pressions internes des chambres pneumatiques qui sont des erreurs statiques et on peut les négliger. Ce capteur est utilisé dans une main prothétique souple et dans un manchon robotique souple pour la coloscopie (Voir la figure 21).

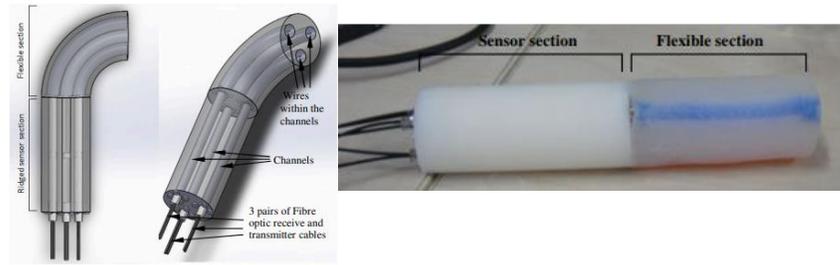


Figure 20: Schéma illustrant les fibres optiques FBG intégrées dans le manipulateur souple

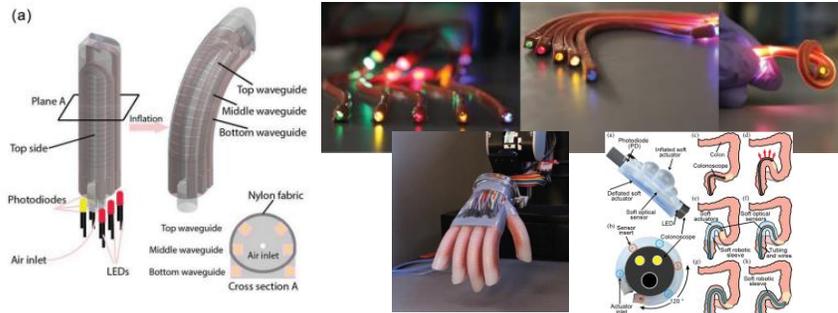


Figure 21: les capteurs optiques souples et ses applications dans le monde de la robotique souple

3. Les capteurs pneumatiques :

Ce type de capteur capable de mesurer la variation de débit de l'air ou le volume d'une chambre pneumatique. En effet, il est utilisé par Pr. Stefan Escalda Navarro, pour réaliser un capteur souple basé sur la mesure de débit de l'air pour estimer la position et la magnitude des forces externes exercées sur une chambre fabriquée par le silicone en détectant la variation de volume par le capteur pneumatique [11] et encore dans les doigts souples [12].

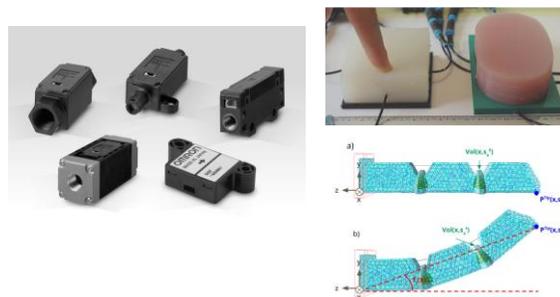


Figure 22 : le capteur pneumatique D6F-series et ses applications dans le domaine de la robotique souple

On peut utiliser ce capteur dans notre projet, en intégrant des chambres pneumatiques dans le manipulateur afin d'estimer la position de l'effecteur, mais le problème est la manque des machines et des matériaux dans le laboratoire pour fabriquer le nouveau manipulateur.

4. Les capteurs capacitifs :

Les capteurs capacitifs sont des dispositifs qui détectent la variation des grandeurs mécaniques, comme la déformation dans notre cas, qui provoque une variation dans sa capacité.

Ces capteurs sont capables de mesurer la déformation ε dans la phase de traction ou de raccourcissement en lisant la variation de capacité C .

Dans ce type des capteurs, on utilise les tissus conducteurs illustrés dans la figure 23 [13], nano-composites illustrés dans la figure 24 [14], polymère/hydrogel conducteur, film mince gonflant et liquide conducteur comme des électrodes.

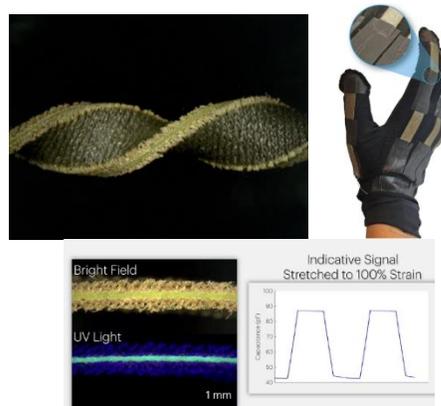


Figure 23: capteurs à base de tissu souple et extensible pour les robots portables



Figure 24: capteurs nano-composites extensible

Malgré la bonne sensibilité, linéarité et leur grande plage de mesure (100 %), et la rapidité de réponse, on ne peut pas l'adopter dans notre projet dû à la sensibilité aux contaminants environnementaux (huile, poussière, liquide, eau vaporeuse...). De plus, ces capteurs peuvent être affectés par leur proximité avec les objets conducteurs, et pour résoudre ce problème, on utilise des techniques comme la configuration de trois électrodes, ce qui augmente la complexité de processus de fabrication.

iv. Les capteurs magnétiques :

Ce type de capteur nécessite un aimant magnétique, un capteur de champ magnétique (Hall-effect Sensor), et un milieu souple.

On peut utiliser ce type de capteur pour récupérer la position et l'orientation de l'aimant magnétique par rapport au capteur de champ magnétique en étirement, compression ou torsion de milieu souple qui contribue à un changement dans la valeur de champ magnétique.

Ce capteur est utilisé comme un capteur tactile souple pour la manipulation robotique (cas d'un capteur interne qfn16) [15] .

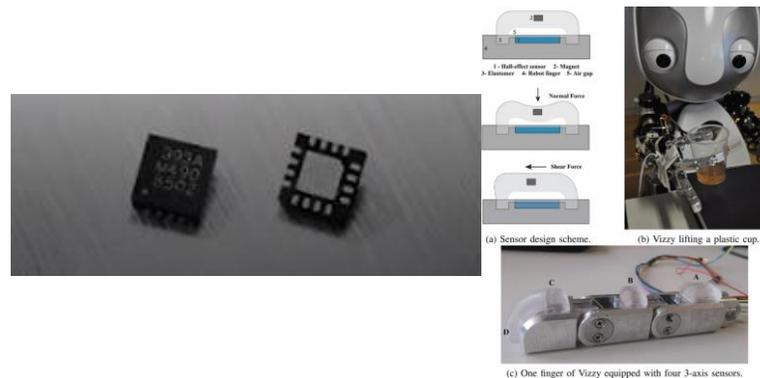


Figure 25: le capteur magnétique qfn 16 et l'application de ce type de capteur dans le robot Vizzy

Malgré sa bonne sensibilité, sa rapidité de réponse, sa facilité de fabrication et d'intégration, il est impossible d'utiliser ce type capteur dans notre projet à cause de sa sensibilité à l'environnement métallique représentant dans la salle des opérations chirurgicales.

Cependant, il existe certaines salles chirurgicales sont entièrement équipées d'outils en plastique, spécifiquement pour les opérations sous IRM (imagerie par résonance magnétique). Néanmoins, ces salles sont coûteuses à mettre en place et leur utilisation présente des contraintes. De plus, cela limiterait considérablement l'utilisation quotidienne du robot lors des opérations.

v. **Conclusion :**

Types		Flexibilité (1)	Caractéristi- Ques ⁽²⁾	Fabrica- tion ⁽³⁾	Intégra- Tion ⁽⁴⁾	Prix ⁽⁵⁾	Biocompatib- ilité ⁽⁶⁾	Environn- ement chirurgcale ⁽⁷⁾		Total
Résistif	Les métaux liquides	+	-	○	○	-	-	-	1 4 2	- 3
	Les liquides ioniques	+	-	-	-	+	+	○	3 3 1	0
	Les élastomères	+	-	+	+	+	+	+	6 1 0	5
	Electro- conductive Yarn	+	-	-	+	+	+	+	5 2 0	3
Optique	Fibre FBG	-	+	+	-	-	+	-	3 4 0	-1
	Optical- Based Soft Waveguide Sensors	+	+	+	-	+	+	+	6 1 0	5
Pneumatique	-----	+	+	+	-	+	+	+	6 1 0	5
Magnétique	qfn 16	-	+	+	+	+	+	-	5 2 0	3
Capacitif		+	+	-	-	○	+	-	3 3 1	0

Tableau 1: tableau comparatif des performances des capteurs dans le contexte chirurgical.

: avantage = + 1

: inconvénient = -1

: Pas des informations = 0

- (1): la flexibilité par rapport au mouvement de manipulateur déformable. Il doit être conforme pour ne pas limiter ni modifier les propriétés mécaniques des actionneurs souples. Le module de Young du capteur doit être inférieur ou égal à celui du manipulateur ($E=100\text{KPa}$).
- (2): les caractéristiques des capteurs (hystérésis, linéarité et plage de mesure) sont évaluées de manière qualitative en se basant sur des articles scientifiques.
- (3): la complexité et les défis liés au processus de fabrication (le nombre des étapes, les précautions à prendre, les outils utilisés, le temps à la fabrication...).
- (4) : la facilité d'intégration des capteurs dans les manipulateurs robotiques.
- (5) : le coût des matériaux mécaniques et électroniques (Nous avons choisi arbitrairement le seuil comme étant de 500 euros maximum. Nous avons réalisé des estimations approximatives puisqu'il est difficile d'estimer le coût de développement des capteurs présentés dans les articles scientifiques).
- (6) : la biocompatibilité des matériaux utilisés avec les tissus du corps humain.
- (7) : la compatibilité avec l'environnement chirurgical, caractérisé par la présence de nombreuses pièces métalliques.

J'effectue cette évaluation en se basant sur une revue portant sur les robots souples pilotés par des fluides [16] et ainsi que sur des articles scientifiques cités dans celui-ci et dans l'état de l'art.

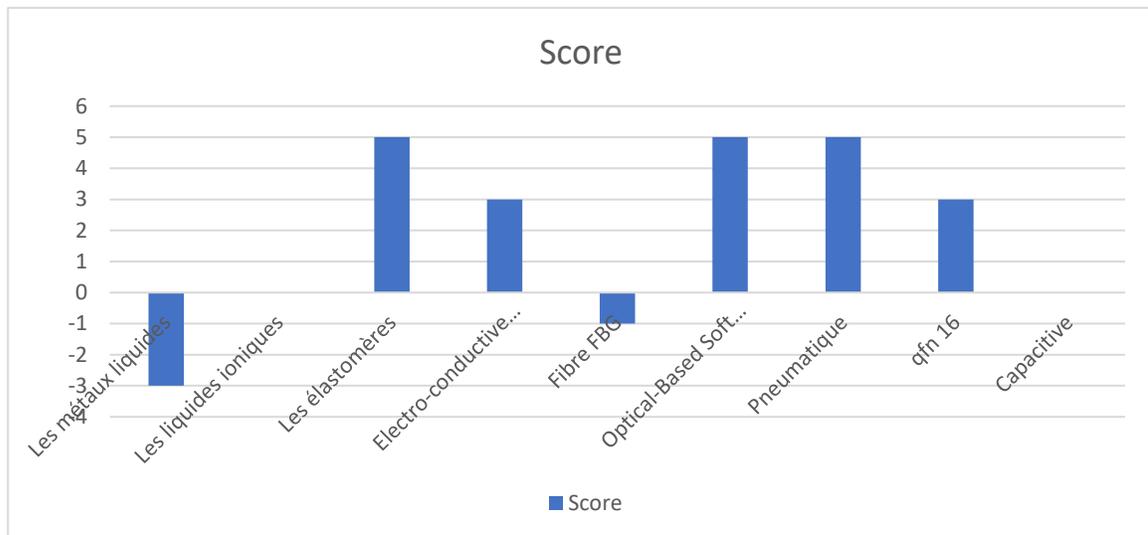


Figure 26: Histogramme comparatif de la compatibilité des capteurs à déformation vis à vis de notre application / du contexte chirurgical.

D'après ce tableau et cet histogramme, on peut conclure que les capteurs à guide d'ondes souple basés sur la perte de lumière, et pneumatique sont les meilleurs pour notre projet.

9. Conception et utilisation des capteurs :

Après avoir réalisé l'état de l'art, nous avons décidé de concevoir des capteurs à guides d'ondes souples basés sur l'optique (*Optical-based waveguide sensor*). En outre, l'indisponibilité des matériaux et des composants électroniques nécessaires à la fabrication de ce capteur nous a incités à travailler sur les capteurs à cordes de caoutchouc (*Rubber Cord Sensor*), en raison de leur disponibilité dans le laboratoire et afin de nous familiariser, de comprendre et de travailler sur les codes et les pièces nécessaires pour obtenir une plateforme de caractérisation optimisée et robuste. Enfin, nous avons commencé à fabriquer et à calibrer les capteurs à guides d'ondes flexibles à base optiques dès que les composants électroniques et les matériaux seront disponibles au laboratoire.

i. Les capteurs à cordes des élastomères :

1. Le principe de fonctionnement :

Avant de rentrer dans le détail de la partie pratique, nous allons décrire le fonctionnement de ce capteur.

Tout d'abord, ce capteur détecte la déformation axiale ϵ et traduit cette variation dans la longueur physique en une variation de résistance R. En effet, la résistance augmente avec l'élongation de capteur et diminue avec le raccourcissement de ce capteur (Voir le graphe dans la figure 27).

Il se base sur la relation suivante entre la résistance et la résistivité :

$$R = \rho \frac{L}{A}$$

R = la résistance de capteur.

ρ = la résistivité de matériau utilisé dans le capteur.

L = la longueur de capteur.

A = la section de capteur $A = \frac{\pi D^2}{4}$.

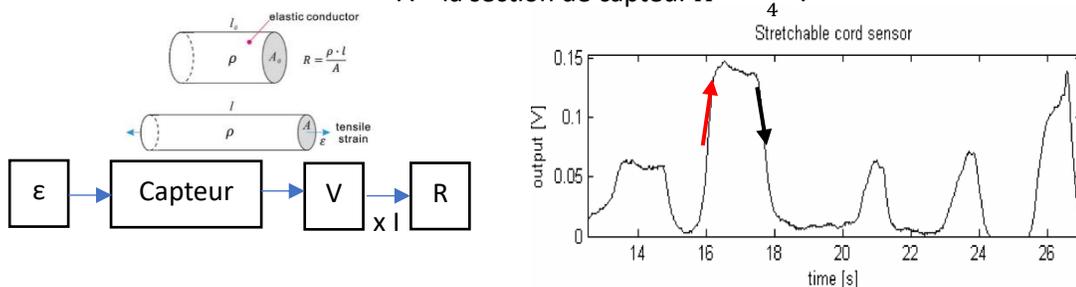


Figure 27: le principe de fonctionnement des capteurs à cordes des élastomères

ϵ = la déformation axiale (mm)

V = la tension aux bornes du capteur (Volt)

I = le courant électrique (A)

R = la résistance (KOhm)

2. Les propriétés physiques et électriques :

Ce capteur a les propriétés physiques suivantes :

- Section circulaire de diamètre 2 mm
- Corps cylindrique de longueur 1 m.
- Matériel : élastomères caoutchouc (*Carbon impregnated Rubber*).
- Après relâchement de la force, le caoutchouc se rétracte lentement en prenant 1 à 2 minutes pour revenir à sa longueur d'origine.

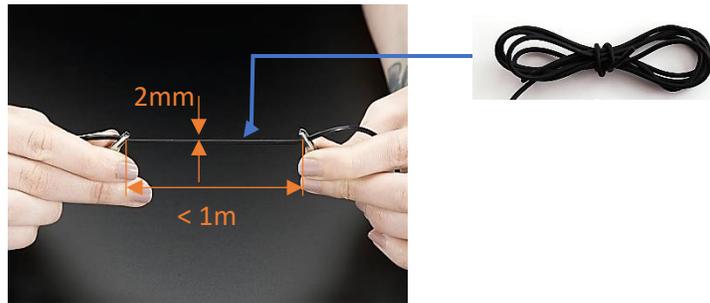


Figure 28: les propriétés physiques de capteur

Les propriétés électriques de capteur sont les suivantes :

- Sa résistance électrique en état détendu : $R = 350\Omega / \text{inch} = 13,78 \Omega / \text{mm}$
- Sa plage de mesure : $\varepsilon = 0 \rightarrow 50 - 70\%$
- Il a un comportement non-linéaire, une large hystérésis et il n'est pas précis.

3. Le circuit d'acquisition :

Pour mesurer la variation de résistance R obtenue par la déformation ε , on a besoin d'un circuit d'acquisition qui nous permet de calibrer et de caractériser le capteur à cordes des élastomères.

Le montage électronique utilisé dans ce cas est le diviseur de tension simple qui permet de diviser la tension d'entrée U_e et de mesurer le voltage de capteur U_s correspondant à chaque déformation appliquée sur le capteur.

Le diviseur de tension est constitué de deux résistances en séries en appliquant une tension d'alimentation U sur les deux résistances. L'une est connectée à la masse (voir figure 29).

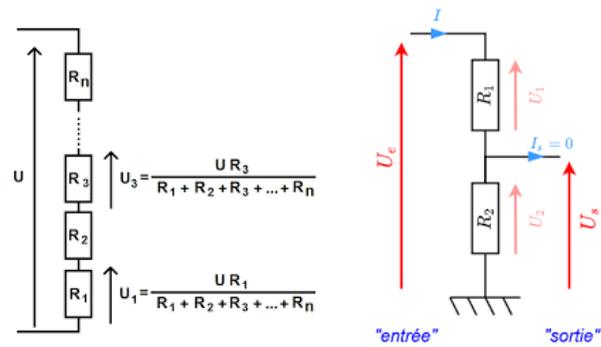


Figure 29: schéma électrique représentant le diviseur de tension

En utilisant la loi des mailles avec la loi d'Ohm, on peut calculer la tension de sortie V_s en fonction de la tension d'entrée V_e et les résistance R_1 et R_2 :

$$U_e = I(R_1 + R_2) \text{ Avec } U_s = I R_2 \text{ et } I = U_e \frac{1}{R_1 + R_2}$$

$$\rightarrow U_s = U_e \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

En effet, la résolution de l'ADC (analog to digital convert) varie de 8 bits to 24 bits. Dans notre cas, il est suffi d'utiliser une carte électronique constituant un convertisseur ADC avec une résolution 10 bits (un intervalle de l'analogue entre 0 et 1023) et un intervalle de voltage entre 0 et 5 V ce qui nous donne un pas de mesure 5 mV.

Actuellement, les microcontrôleurs ATmega 328 représentant dans l'Arduino UNO prend en charge cette fonctionnalité ce qui nous est motivé à utiliser la carte électronique Arduino UNO en connectant le pont diviseur avec l'analogue pin A0 de cette carte pour lire le voltage de sortie U_s de ce capteur (voir figure 22).

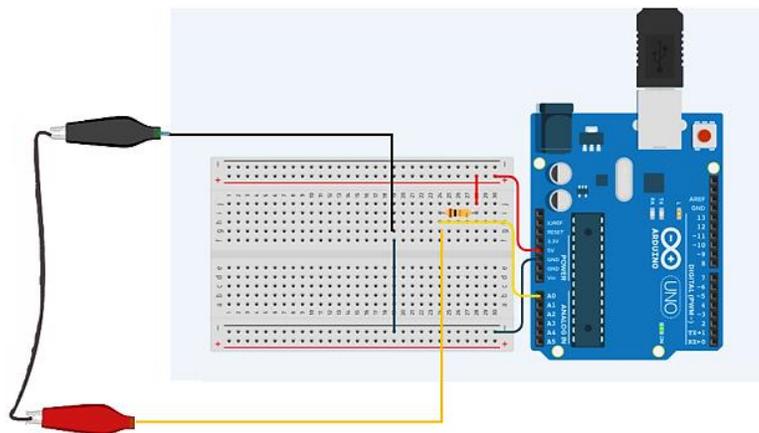


Figure 30: un schéma représentant le circuit d'acquisition

Les matériels utilisés pour construire ce circuit :

- Corde élastique en caoutchouc (le capteur).
- Résistance de 10 KOhm.
- Pincettes des crocodiles avec des fils de connexion.
- Carte Arduino UNO qui constitue le microcontrôleur ATmega 320.

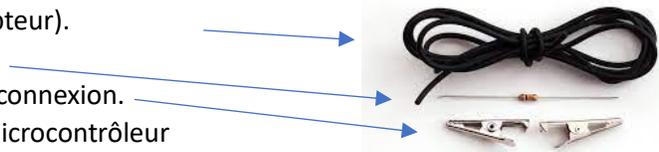


Figure 31: les matériels utilisés pour construire le circuit d'acquisition

4. L'organigramme pour lire la résistance en utilisant l'Arduino IDE :

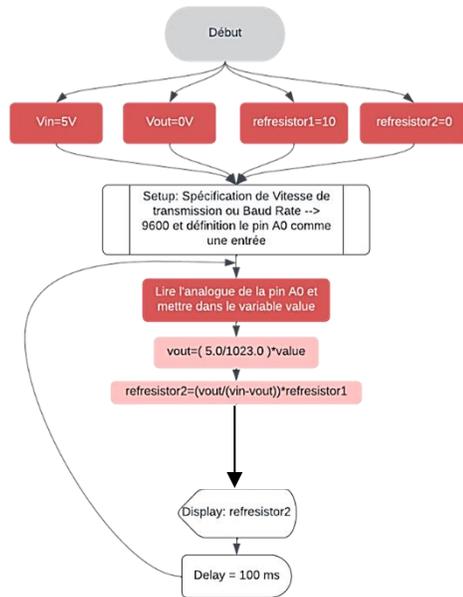


Figure 32: l'organigramme de code utilisé pour lire la résistance

Tout d'abord, on va initialiser toutes les variables nécessaires pour exécuter le code :

- Vin=5V : voltage d'alimentation.
- Vout=0V : voltage mesuré par l'Arduino IDE.
- refresistor1=10 : Résistance R1=10 Kohm.
- refresistor2=0 : Résistance de capteur Rc.

Ensuite on va spécifier la vitesse de transmission ou Baud Rate pour être 9600, et définir le pin A0 comme un entrée dans la fonction Setup () qui s'exécute pour une seule fois.

Dans la fonction Loop (), on va lire l'analogique de la pin A0 et le mettre dans la variable value, calculer le voltage en utilisant la formule suivante :

$$v_{out} = \frac{5}{1023} \times \text{Analog value}$$

Et la résistance en utilisant la formule suivante :

$$Rc = \frac{v_{out}}{5} \times R1$$

- Rc = la résistance de capteur
- R1= Résistance de valeur fixe 10 KOhm

Enfin, on a synchronisé notre code de bas niveau en transmettant une trame à intervalles réguliers de 100 millisecondes.

ii. Les capteurs à guide d'ondes souple basés sur la perte de lumière :

1. Le principe de fonctionnement :

Comme il est illustré dans la figure 33, ce capteur est un dispositif optique utilisé pour détecter des changements physiques comme la déformation axiale ε , le force de contact F , et la courbure, en se basant sur le principe de la propagation de la lumière dans un guide d'ondes fabriqué de silicone comme un matériel flexible et souple.

Les éléments essentiels pour le fonctionnement de ce capteur sont les suivants :

- Une source de rayonnement infrarouge (IR).
- Une photodiode.
- Un guide d'onde flexible et souple.

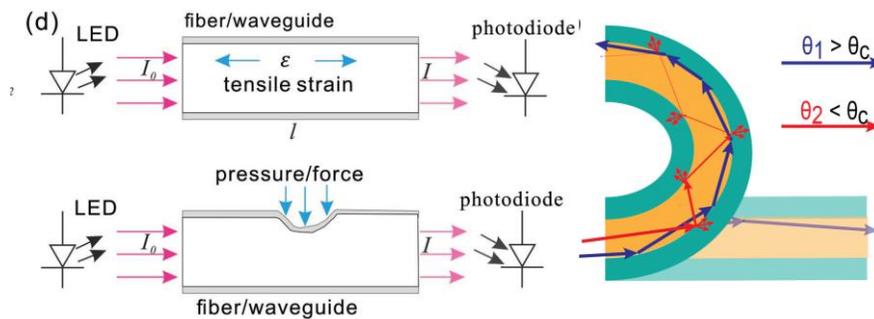


Figure 33: schémas représentant les diverses grandeurs physiques mesurées par le capteur

Ces changements physiques se traduisent par une perte d'intensité lumineuse I , due à la variation des dimensions de section de milieu transparent. Lorsque les changements physiques (ε et F) augmentent, la section diminue. Moins de lumière est reçue et transmise de la source à la photodiode, ce qui réduit le courant électrique de la photodiode. En conséquence, l'intensité lumineuse reçue diminue (Voir la figure 34).

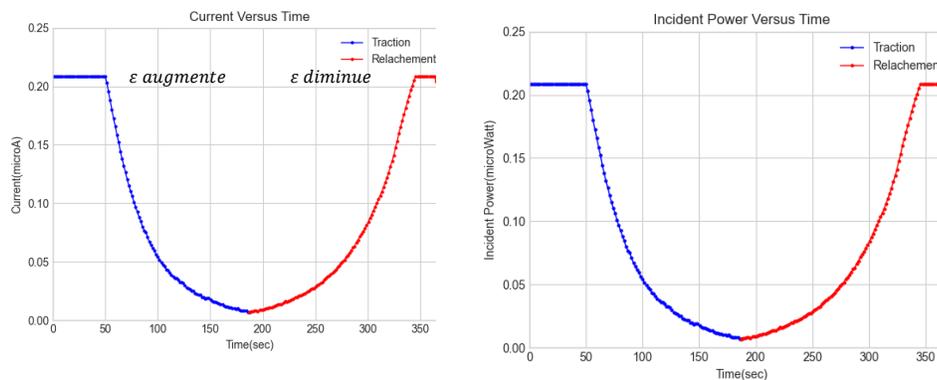


Figure 34: la variation de courant électrique et l'intensité de lumière avec la déformation

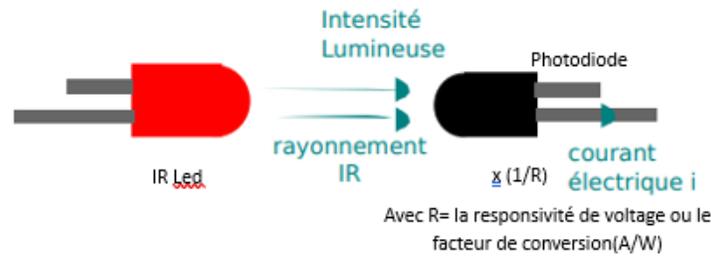


Figure 35: la transmission de rayonnement IR de LED à la photodiode

Ce capteur est basé sur la loi de Beer-Lambert qui met en évidence la relation de proportionnalité entre l'absorbance et la concentration d'une solution (Voir la figure 36) :

A : l'absorbance d'une solution

e : l'absorptivité molaire d'un matériel

$$A = eLC \text{ ou } A = kC$$

L (en m) : la longueur du trajet parcouru par le rayonnement lumineux dans un milieu considéré.

C (en mol/L) : la concentration des espèces chimiques présente dans le milieu de propagation de la lumière A = la section de capteur $A = \frac{\pi D^2}{4}$.

$K = eL$: le constant la pente de proportionnalité entre la concentration C d'une solution chimique et l'absorbance A .

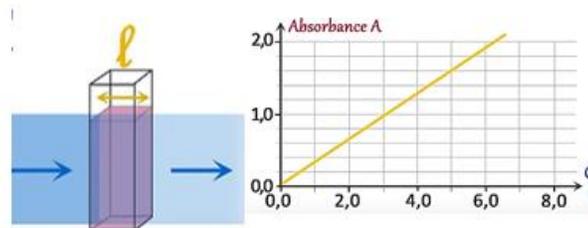


Figure 36: la variation de l'absorbance en fonction de concentration de milieu de transmission

Dans notre application, les coefficients e et C sont considérés comme des constantes, et en définissant la relation suivante :

$$A = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_i} \right) + b = \frac{a_i}{10} + b$$

I_i (W) : l'intensité lumineuse reçu par la photodiode en une déformation ε_i .

I_0 (W) : l'intensité lumineuse reçu par la photodiode en une déformation ε_0 .

a_i (dB) = $10 \cdot \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_i} \right)$: la perte de puissance de l'intensité lumineuse I .

b (dB): l'absorbance de base.

Et on a encore la déformation axiale ε_i :

$$\varepsilon_i = \frac{l_i - l_0}{l_0}$$

Donc

$$a_i = 10 e c l_0 \varepsilon_i$$

Avec $e c l_0$ est un constant, on pourra constater que la relation entre la perte de puissance de l'intensité lumineuse a_i et la déformation ε_i est linéaire comme il est illustré dans la figure suivante.

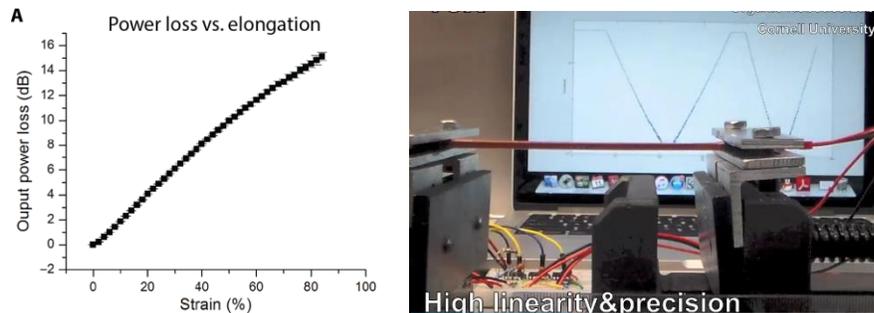


Figure 37: graphe représentant la variation linéaire de perte de lumière sur un plage de mesure entre 0 et 100%

2. Les composants électroniques et mécaniques :

Ce type de capteur est composé des éléments suivants :

1. Une source de rayonnement infrarouge (IR) : LED infrarouge TSHA4400.
2. Un guide d'onde flexible et souple.
3. Une photodiode : SFH 229, ORSAM licht AG.

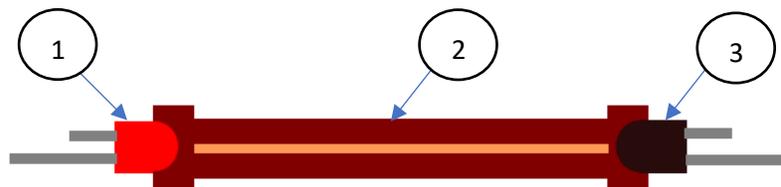


Figure 38: schéma représentant les composants de capteur

1. LED infrarouge TSHA4400 :

La LED infrarouge TSHA440, présentée dans la figure 39, est un composant électronique conçu pour émettre une lumière infrarouge IR, ayant une intensité lumineuse élevée en consommant une petite puissance électrique.

Les propriétés électriques et les dimensions essentielles de cette LED sont :

- La tension directe de fonctionnement : $v_f = 1,8 \text{ V}$.
- Le courant électrique direct : $I_F = 100 \text{ mA}$.
- Boîtier compact et durable de longueur $L = 4,4 \text{ mm}$ et de diamètre $D = 3 \text{ mm}$.

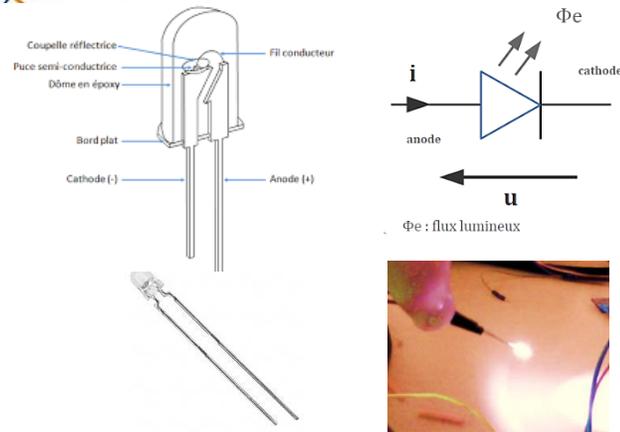


Figure 39: schémas illustrant LED infrarouge et son symbole électrique

Le circuit d'alimentation de LED infrarouge, illustré dans la figure 40, est constitué des éléments suivants :

- Une tension d'alimentation v_a .
- Une résistance R.
- Une LED.
- Une masse (ou référence de mise à la terre).

On peut calculer la résistance en utilisant la relation suivante :

$$R = \frac{v_a - v_F}{I_F}$$

$$\rightarrow R = \frac{5 - 1,8}{100 * 10^{-3}} = 32 \Omega$$

R = la résistance utilisée pour maintenir les bons conditions (tension, courant) de la LED infrarouge.

v_a = Le voltage d'alimentation de circuit = 5V (Alimentation de carte électronique Arduino UNO)

v_F = La tension directe de fonctionnement de la LED= 1,8 V

I_F = Le courant électrique direct de la LED= 100 mA

La résistance nécessaire pour maintenir les bonnes conditions de fonctionnement de la LED infrarouge est donc de 32 ohms.

On a choisi, par précaution, une résistance de 38Ω comme résistance pour avoir 1,315V aux bornes de la LED Infrarouge et 97 mA comme un courant électrique, ce qui assure l'alimentation de fonctionnement de la diode (Voir la figure 40).

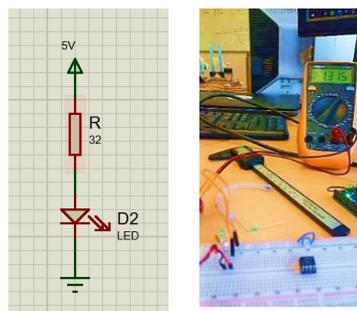


Figure 40: schéma représentant le circuit d'alimentation et le test pour vérifier la tension de fonctionnement de LED

2. Le guide d'onde flexible et souple :

Ce guide est constitué d'un :

1. Noyau transparent fabriqué de silicone Vytaflex 00-20.
2. Gaine opaque fabriquée de l'EcoFlex50 colorant.



Figure 41: schéma représentant les constituants internes et externes du guide d'onde

a) Noyau transparent :

Ce noyau est le milieu transparent à travers lequel le rayonnement infrarouge se propage de LED à photodiode.

Il joue un rôle important en modifiant l'intensité lumineuse reçue par la photodiode grâce à la variation de la déformation axiale ε . Ce noyau est fabriqué à partir d'un matériau transparent et souple appelé silicone Vytaflex00-20.

On a choisi le Vytaflex 00-20, présenté dans la figure 42, pour les raisons suivantes :

- L'indice de réfraction : il est élevé par rapport à l'EcoFlex 00-50 ce qui assure une transmission lumineuse efficace et améliore les performances de ce capteur.
- La transparence : il est transparent, ce qui laisse passer le rayonnement IR de LED à la photodiode, ce qui nous donne un transfert optimal de l'intensité lumineuse.



Figure 42: la forme et la transparence de Vytaflex20

b) Gaine opaque :

Cette gaine est le milieu opaque qui isole le noyau de son environnement externe.

Son rôle est important dans la protection de photodiode avec le noyau contre les rayonnements infrarouges externes comme le rayonnement de soleil et de l'éclairage interne.

Le matériau utilisé pour fabriquer ce noyau est le silicone Ecoflex 00-50, qui est transparent et souple, mais on lui donne une couleur comme le marron pour devenir opaque.

On a choisi le Ecoflex 00-50, présenté dans la figure 43, pour les raisons suivantes :

- Compatibilité des propriétés mécaniques : le manipulateur souple est fabriqué de l'EcoFlex50, c'est pourquoi on l'a été utilisé avec des colorants à la place de l'Elastosil M4061 A/B utilisé dans l'application de la main prothétique souple qui est plus rigide de matériau utilisé dans le manipulateur.
- Flexibilité : il est un matériau flexible avec un module d'Young 83 KPa, ce qui permet de ne pas entraver les mouvements du manipulateur souple.
- Indice de réfraction : il est faible par rapport au Vytaflex 00-20 ce qui assure une transmission lumineuse efficace à travers de noyau transparent et améliore les performances de ce capteur.
- Extensibilité : il a une grande extensibilité (1000%) ce qui renforce le capteur contre les tractions et protège le noyau contre les coupures, ce qui nous donne une large plage de la mesure.

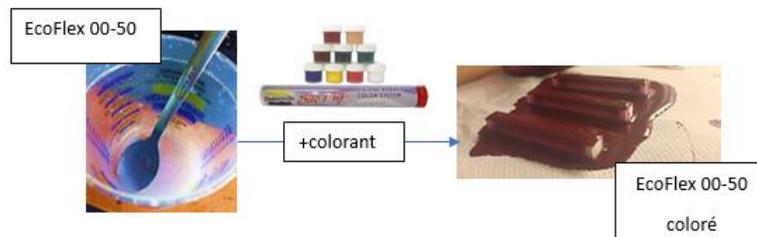


Figure 43: représentant l'EcoFlex50 avec un colorant



Figure 44: tableau et figures représentant l'Elastosil40 et ses propriétés

Consulter l'annexe A pour obtenir les propriétés des matériaux mentionnés ci-dessus.

3. Photodiode SFH 229 :

La photodiode SFH 229 de ORSAM Licht AG, présentée dans la figure 45, est un composant électronique conçu pour détecter la lumière infrarouge avec une sensibilité lumineuse élevée, assurant ainsi une détection rapide et précise des changements d'intensité lumineuse.

Les propriétés électriques et les dimensions essentielles de ces photodiodes sont :

- Longueur d'onde maximale : $\lambda = 1100$ nm et minimale : $\lambda = 730$ nm ce qui est compatible avec les rayonnements IR ($\lambda = 875$ nm) générés par la LED TSHA4400.
- La tension directe de fonctionnement : $v_f = 1,3$ V.
- Le courant électrique direct : $I_f = 100$ mA.
- Boîtier compact et durable de longueur $L = 4,5$ mm et de diamètre $D = 3$ mm.

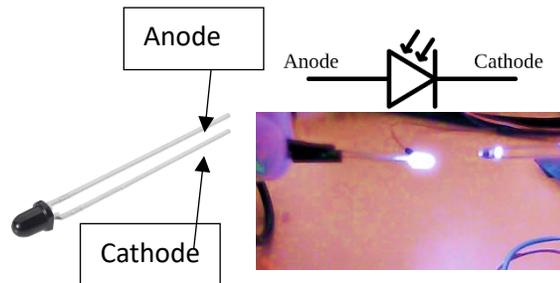


Figure 45: schémas illustrant la LED infrarouge et son symbole électrique

Cette photodiode est un capteur de courant, et pour obtenir des mesures précises, il est essentiel d'utiliser un circuit d'acquisition spécifique. Ce dernier sera détaillé dans la section suivante.

3. Le circuit d'acquisition :

Dans la section de circuit d'acquisition de capteur à cordes élastomères, on a été parlé des raisons de choix de la carte ArduinoUNO comme un microcontrôleur pour lire les mesures récupérées des capteurs.

Dans ce cas, on va utiliser encore cette carte pour récupérer les mesures de photodiode qui est un dispositif qui traduit la variation des rayonnements IR reçus à un courant électrique i .

Cependant, L'Arduino UNO est capable de lire uniquement les tensions situées dans la plage de 0 à 5V. Et pour cette raison, on va utiliser un circuit qui prend le courant électrique de photodiode et nous donne une tension filtrée des bruits entre 0 et 5V (voir la figure suivante).

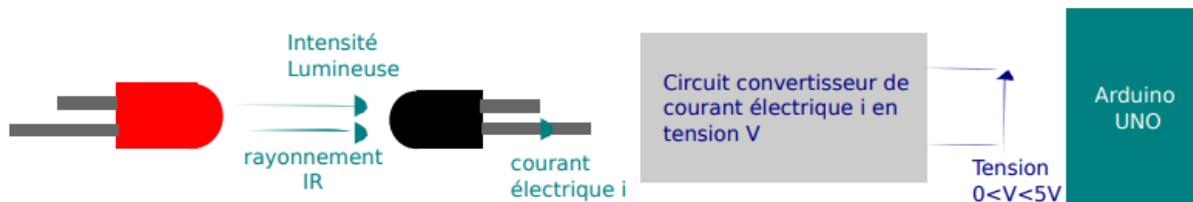


Figure 46: schéma général représente la fonction de circuit d'acquisition

Ce circuit électronique, illustré dans la figure 47, est l'amplificateur à transimpédance qui est un convertisseur courant-tension. Son rôle principal est de mesurer les courants faibles produits des capteurs comme la photodiode. L'avantage de ce circuit est sa capacité à donner des mesures précises et sensibles en minimisant les perturbations et le bruit.

Ce circuit est utilisé dans des applications de détection optique, les capteurs de lumière et les systèmes de communication.

Ce circuit est constitué des composants électroniques suivants :

1. Amplificateur Lm358n.
2. Résistance de rétroaction R_f .
3. Condensateur C_f .
4. Alimentation électrique de tension + 12V.

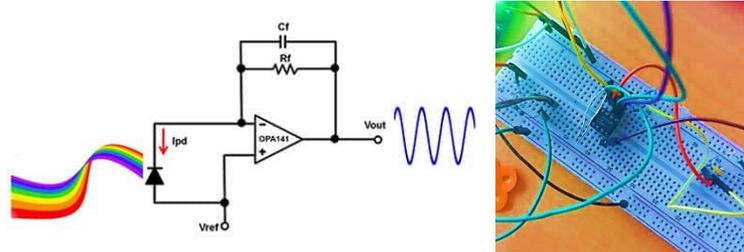


Figure 47: représentation électrique et physique du circuit d'acquisition

1. Amplificateur Lm358n :

C'est un circuit intégré opérationnel de marque National semi-conducteur, conçu pour faire une amplification des signaux électriques avec une faible variation.

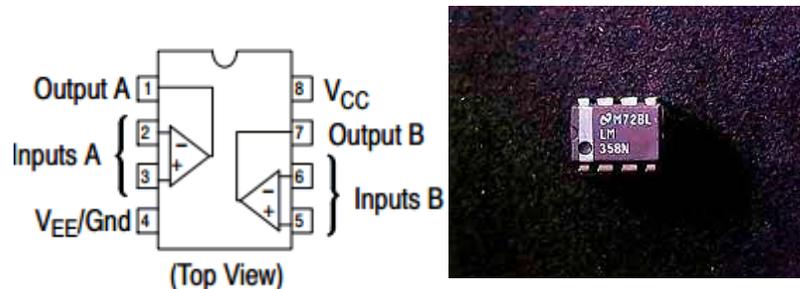


Figure 48: les pins I/O de l'amplificateur LM358N

Ce circuit intégré possède deux amplificateurs A et B, six I/O pins, et deux pins d'alimentation.

Dans notre circuit, on a été connecté les pins de façon suivante :

- Pin 4 → masse GND de l'Arduino UNO.
- Pin 5 → Anode de photodiode, et masse GND de l'Arduino UNO.
- Pin 6 → Cathode de photodiode, condensateur, et résistance.
- Pin 7 → pin analogue A0 de l'Arduino UNO, condensateur, et résistance.
- Pin 8 → 12V.

Voir les propriétés électriques de l'amplificateur LM358N dans l'Annexe B.

2. Résistance de rétroaction R_f :

Dans le cas d'un amplificateur idéal aucun courant ne circule à travers les entrées + et - de l'amplificateur, ce qui oblige l'intégralité le courant généré par la photodiode de passer par la résistance R_f .

D'après la loi d'Ohm, cette résistance détermine la tension de sortie v_{Out} qui est proportionnelle au courant généré par la photodiode. La relation entre le courant de photodiode et la tension mesurée par l'Arduino est :

$$v_{Out} = R_f I_{PD}$$

On choisit la résistance de manière d'obtenir une variation de tension entre 0 et 5V, et cette valeur de la résistance varie légèrement d'un capteur à l'autre, principalement en raison des petites variations introduites pendant leur fabrication.

3. Condensateur C_f :

Le rôle de condensateur dans ce circuit est de stabiliser le circuit en formant avec la résistance de rétroaction R_f un filtre passe-bas qui limite les hautes fréquences amplifiées et indésirables. Ces fréquences provoquent une amplification excessive et conduisent à des instabilités du circuit.

Grâce à ce condensateur, le circuit est capable de fournir des mesures précises sans bruits ou des variations indésirables.

La valeur de ce condensateur est spécifiée de formule suivante :

$$C_f \leq \frac{1}{2\pi R_f f_p}$$

- C_f : la valeur de condensateur en Farad
- R_f : la résistance de rétroaction
- f_p : fréquence de bande passante
-

Avec ce circuit, on peut obtenir une variation de tension mesurée entre 0V et 5V sans aucun bruit ou variation indésirable.

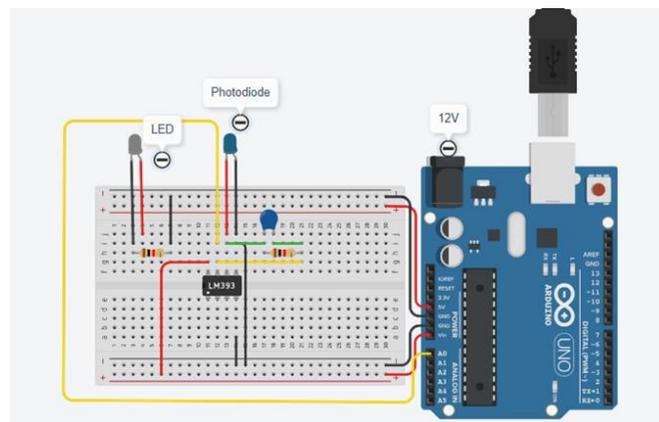


Figure 49: représentation physique de circuit d'acquisition

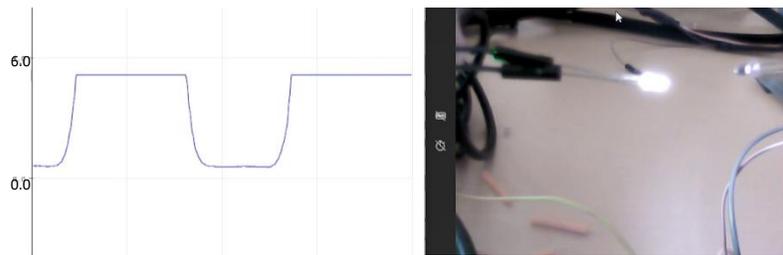


Figure 50: la variation de tension lue par la photodiode

4. Les processus de fabrication :

Comme mentionné précédemment, les capteurs à guide d'onde souple sont composés de deux parties fabriquées à partir de matériaux souples tels que les silicones EcoFlex50 et Vytaflex20, ce qui m'a conduit à suivre la méthode de moulage en concevant des moules spécifiques pour fabriquer ces capteurs.

C'est pourquoi j'ai exploré les différentes méthodes mentionnées dans des articles scientifiques, comme l'application d'une main prothétique souple [10], qui repose sur la technologie de l'imprimante 3D pour concevoir les moules nécessaires au processus de fabrication.

Les étapes de fabrication de ces capteurs telles que décrites dans l'article, sont les suivantes :

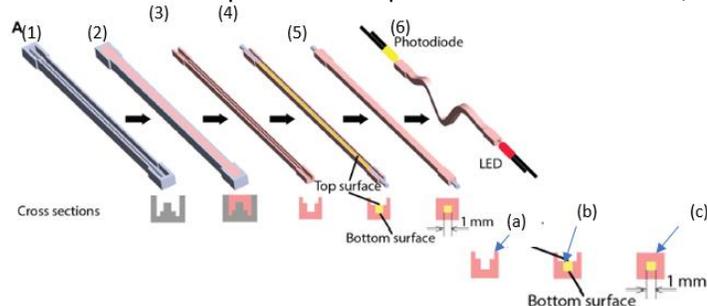


Figure 51: schéma présentant les différentes étapes de fabrication de capteur

1. Concevoir et imprimer les moules nécessaires pour fabriquer la première partie (a) du capteur en utilisant l'Elastosil 40 conformément aux indications fournies dans le papier de référence. Dans notre cas, nous avons choisi EcoFlex 50 pour les raisons mentionnées dans la partie sur le choix des matériaux.
2. Verser l'EcoFlex50 colorée dans le moule, avec une seule direction, et une vitesse constante.
3. Démouler soigneusement la partie (a) après la polymérisation qui prend environ 5 heures.
4. Insérer des pièces cylindriques dans chaque extrémité du moule et remplir la rainure de section carrée (1 mm x 1 mm) de Vytaflex 20 (b).
5. Après la polymérisation de Vytaflex20 (environ 16 heures), on verse l'EcoFlex 50 colorée pour former la partie supérieure de la gaine souple.
6. Enlever les pièces imprimées de chaque extrémité de guide d'onde obtenu et placer la LED et la photodiode dans les cavités formées dans chacune d'elles.

Mais cette méthode présente des difficultés à l'étape 4 en raison de la finesse de la rainure à remplir. Cela nous oblige à contrôler la quantité de Vytaflex versée dans cette rainure, pour maintenir l'interface entre la partie inférieure et supérieure de l'Ecoflex50 coloré. En effet, si nous ajoutons trop de Vytaflex entre les deux parties, cela affecte négativement l'adhérence entre elles et la gaine ne peut pas être fermée de manière étanche dans toutes les directions. (Voir Figure 52-b)



Figure 52: les capteurs avec le Vytaflex qui est versé directement dans les moules, les ruptures et les coupures obtenues

Comme il est illustré dans la figure ci-dessus, les capteurs obtenus ne sont pas complètement fermés et ils se déchirent pendant les phases de test. Cela nous conduit à explorer des nouvelles méthodes pour insérer le Vytaflex20 dans le noyau de capteur.

Les méthodes alternatives sont les suivantes :

1. Injection à l'aide d'une seringue dans un moule ouvert.
2. Fabrication de fils de Vytaflex20 de section (1mm x 1mm) en utilisant des moules imprimés par l'imprimante 3D.
3. Injection à l'aide d'une seringue dans un moule fermé.
4. Fabrication d'un guide de Vytaflex contenant le fil, la LED et la photodiode en utilisant un moule imprimé par l'imprimante 3D.

1. Conception des moules pour la partie inférieure du capteur :

Pour fabriquer la partie inférieure du capteur en utilisant la technique de moulage ouverte, on a conçu des moules en effectuant les opérations booléennes sur le logiciel Catia V5.

Les dimensions des moules s'illustrent dans la figure suivante :

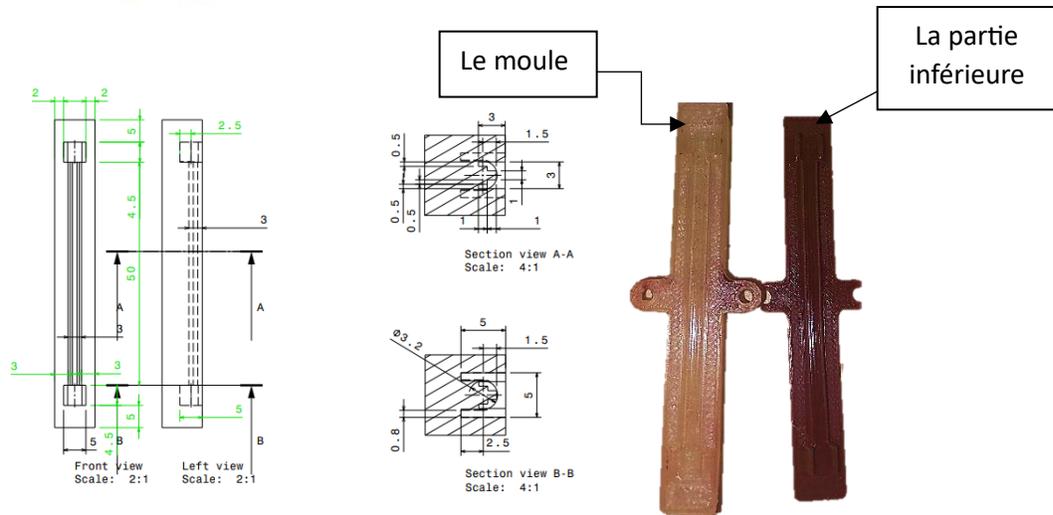


Figure 53: les dimensions des moules pour former la partie inférieure

On a imprimé ce moule en utilisant le Prusa Slicer avec une qualité de 0,2 mm pour assurer la forme de rainure de section 1 mm par 1 mm

Après l'impression de la pièce, nous allons verser de l'EcoFlex50 dans ce moule et attendre 5 heures pour qu'il sèche.

Pour obtenir l'EcoFlex 50 coloré, on va suivre les étapes suivantes :

1. Verser la partie A dans un bécher placé sur un balance.
2. Ajouter la même quantité de partie B dans le bécher.
3. Mettre les colorants nécessaires.
4. Mélanger les parties jusqu'à obtenir un mélange homogène (environ 3 min) et dans une direction unique.
5. Placer le mélange dans une chambre de pression négative pour éliminer toutes les bulles d'air (3 min environ, 250 mbar de pression).
6. Retirer le mélange de la chambre de pression négative et le verser dans les moules imprimés.

Ces étapes prendront 6 heures environ.

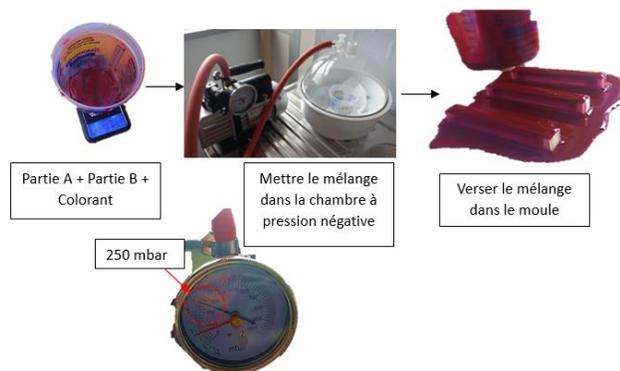


Figure 54: les étapes pour préparer l'EcoFlex50 avec colorant

2. Les méthodes alternatives :

1. Injection à l'aide d'une seringue dans un moule ouvert :

Après cette étape, on a commencé à essayer la méthode d'injection à l'aide d'une seringue pour injecter le Vytaflex dans la rainure de partie inférieure en réalisant les étapes suivantes :

1. Préparer le Vytaflex20 :

- 1) Respecter les mesures de précaution (porter des gants et un masque).
- 2) Verser la partie A dans un bécher placé sur une balance.
- 3) Ajouter la même quantité de partie B dans le bécher.
- 4) Mélanger les parties jusqu'à obtenir un mélange homogène (environ 1 minute) et dans une direction unique.
- 5) Mettre le mélange dans la seringue.

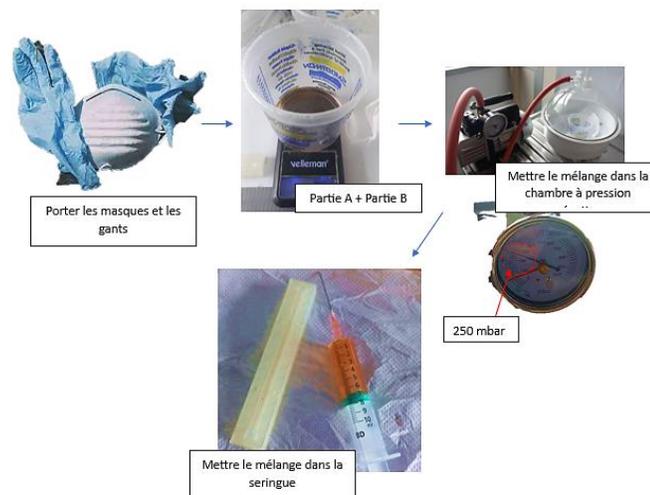


Figure 48 : les étapes pour préparer le Vytaflex20

2. Utiliser la seringue pour injecter le mélange dans la rainure.
3. Placer les moules dans une chambre de pression négative pour éliminer toutes les bulles d'air (environ 3 minutes, 250 mbar de pression).
4. Retirer les moules de la chambre de pression négative.
5. Après la polymérisation du Vytaflex20 (environ 16 heures), on verse l'EcoFlex 50 colorée pour former la partie supérieure de la gaine souple.
6. Enlever les pièces imprimées de chaque extrémité du guide d'onde obtenu et placer la LED et la photodiode dans les cavités formées dans chacune d'elles.
7. Cependant, nous avons rencontré un problème lié à l'incompatibilité de la viscosité du Vytaflex 20 avec les diamètres des aiguilles de seringue, ce qui les empêche de pénétrer le Vytaflex 20 en raison de sa viscosité. Cela complique la méthode de fabrication.

2. Fabrication de fils de Vytaflex20 en utilisant des moules imprimés :

Pour résoudre ce problème, on a décidé de concevoir des moules pour fabriquer des fils de Vytaflex20 de section (1mm x 1mm). On a imprimé ces moules en utilisant le Prusa Slicer avec une qualité de 0,2 mm pour assurer la forme de rainure 1mm par 1 mm.

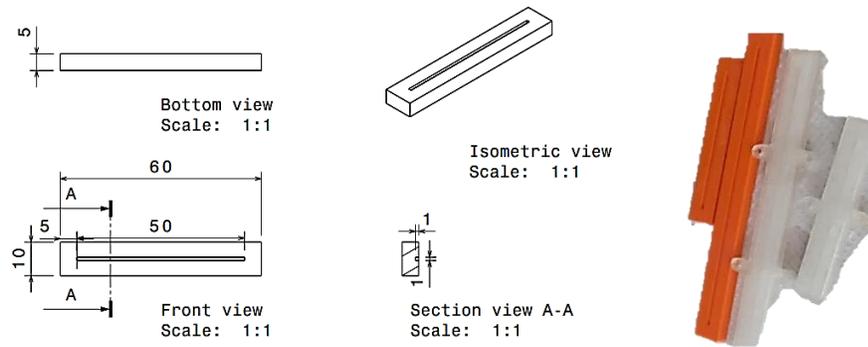


Figure 55: les moules pour fabriquer les fils de VytaFlex20.

Les étapes pour fabriquer ces guides sont les suivantes (veuillez consulter la figure 57 en parallèle) :

1. Préparer le Vytaflex20.
2. Verser le Vytaflex20 dans les moules imprimés.
3. Placer les moules dans une chambre de pression négative pour éliminer toutes les bulles d'air (environ 3 minutes à 250 mbar de pression).
4. Retirer les moules et les laisser sur la table jusqu'à la fin de la polymérisation (environ 16 heures).
5. Pendant ce temps, placer les parties inférieures de l'EcoFlex 50 dans un support imprimé (voir les dimensions du support dans la figure suivante).

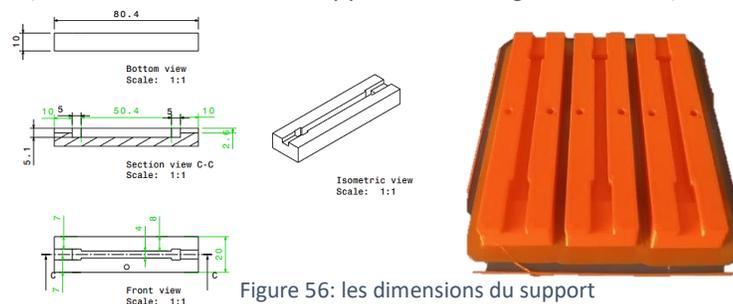


Figure 56: les dimensions du support

6. Après la polymérisation de Vytaflex20, retirer les fils des moules et enlève les supplémentaires avec un cutter et placer les fils dans la rainure de la partie inférieure.
7. Mettre les pièces imprimées à chaque extrémité.
8. Verser de l'EcoFlex coloré pour former la partie supérieure de guide d'onde.
9. Attendre 6 heures pour que la partie supérieure sèche, puis retirer le guide d'onde du support.
10. Retirer les pièces et placer la LED et la photodiode.
11. Appliquer de l'époxy sur les extrémités de la LED et de la photodiode pour les maintenir en place dans les guides d'onde.

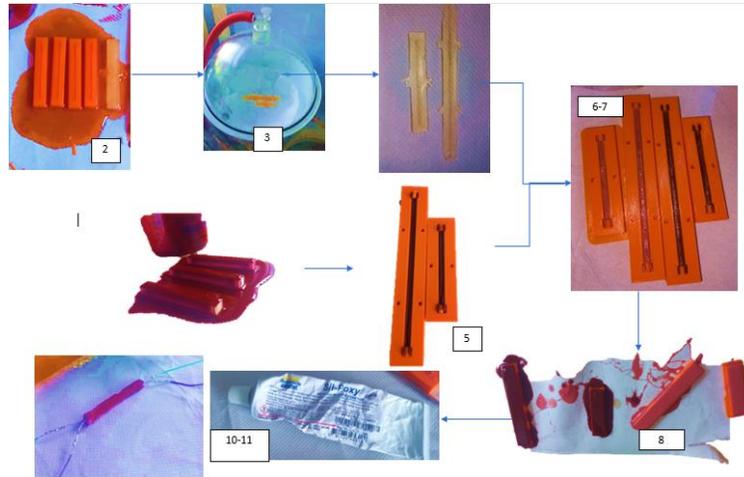


Figure 57: les processus de fabrication des capteurs

Ces étapes prennent environ deux jours à réaliser. Grâce à cette méthode, nous avons fabriqué 3 capteurs avec de l'EcoFlex transparent (sans colorant) qui sont sensibles aux rayonnements infrarouges externes ce qui nous conduit à fabriquer des capteurs avec EcoFlex50 coloré et avec de l'Elastosil 40.

Nous avons également fabriqué tout d'abord 3 capteurs avec de l'EcoFlex 50 coloré, ainsi que 2 capteurs de l'Elastosil40, mais nous n'avons obtenu qu'un seul capteur sensible à la déformation, à la force de contact et à la flexion.

Nous avons répété trois fois cette méthode, mais malheureusement, aucun des capteurs obtenus n'a fonctionné.

Nous avons identifié les problèmes, notamment la présence d'Ecoflex colorant entre la LED et le fil de Vytaflex, ainsi qu'entre la photodiode et le Vytaflex.

En outre, les fils de Vytaflex se sont cassés en raison de leur finesse et de la présence de bulles d'air dans les moules (voir la figure suivante).

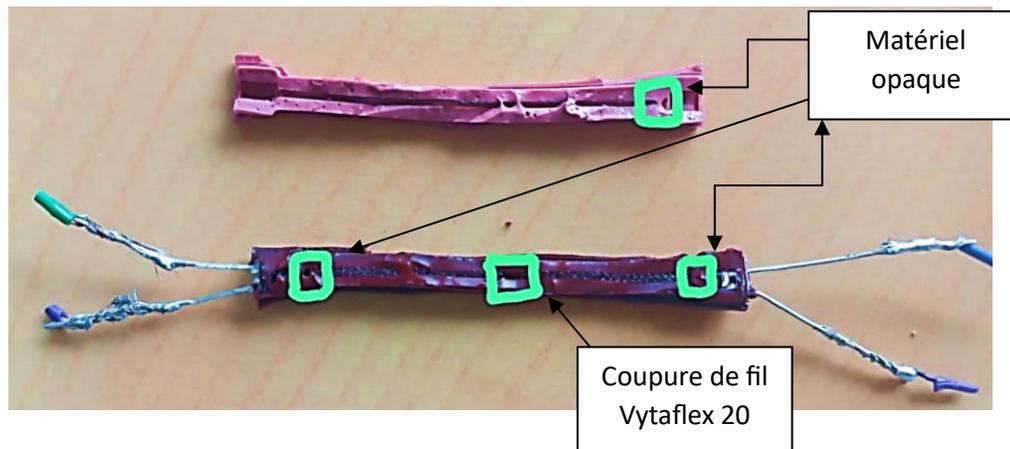


Figure 58: une section de capteur montre les différents problèmes obtenus par cette méthode de fabrication

3. Injection à l'aide d'une seringue dans un moule fermé :

Pour éviter ces problèmes, on a envisagé de concevoir des moules fermés avec injection à l'opposé de la gravité en positionnant le moule de manière verticale. Cette approche permettrait d'éliminer les bulles d'air et de placer les photodiodes et les LED ensemble dans les moules.



Figure 59: Le moule fermé pour l'injection à l'aide d'une seringue

Cependant, cette méthode n'a pas réussi à résoudre les problèmes liés à la viscosité du Vytaflex, ce qui a rendu difficile l'injection assistée par gravité en raison de la finesse des rainures présentes dans les moules.

4. Fabrication d'un guide de Vytaflex contenant le fil, la LED et la photodiode par technique de moulage ouvert :

Afin de résoudre les problèmes mentionnés dans les deux parties précédentes, on a décidé d'augmenter les dimensions du cœur transparent, afin de le rendre moins fin et donc moins fragile, mais aussi plus facile à manipuler. Ce guide va constituer les parties suivantes :

1. La LED.
2. Le fil de Vytaflex20.
3. La photodiode.



Figure 60: le guide du cœur transparent contenant le fil, la LED et la photodiode par technique de moulage ouvert

Grâce à cette méthode de fabrication, j'ai pu résoudre les problèmes précédents en assurant une interface robuste entre la LED et la photodiode à travers d'un fil de Vytaflex plus solide que le précédent.

Avec cette approche, nous avons réussi à obtenir trois capteurs sensibles uniquement à la déformation, ce qui présente l'avantage de ne pas faire de distinction entre différents types de variations physiques tels que la force de contact et la flexion.

9. Retirer les guides d'onde tout en faisant attention pour éviter toute rupture des composants électroniques.
10. Appliquer de l'époxy sur les extrémités de la LED et de la photodiode pour les maintenir en place dans les guides d'onde.
11. Mettre des gaines sur les extrémités pour protéger les composantes électroniques pendant les phases d'attirage.

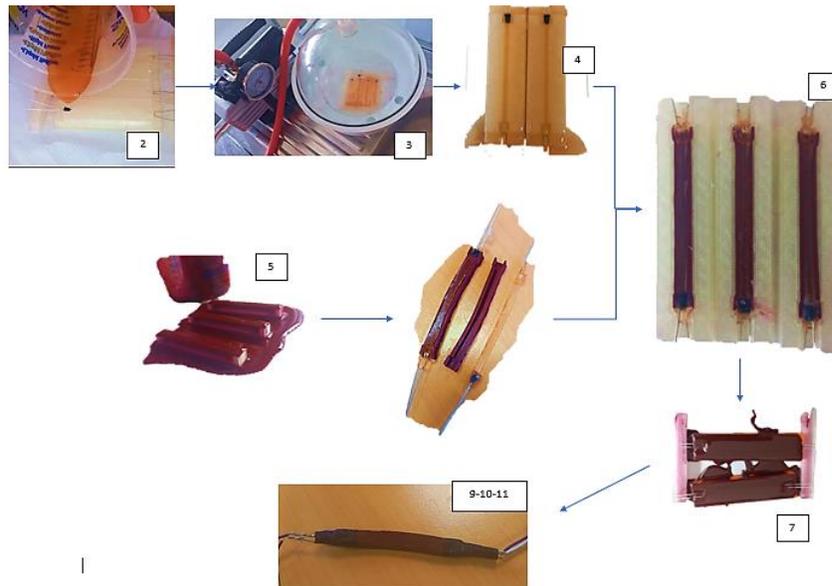


Figure 63: les étapes pour fabriquer les nouveaux capteurs

10. Le banc de test pour caractériser les capteurs :

Il constitue de quatre éléments essentiels, ils sont les suivantes :

1. Imprimante CR10 pour faire des mouvements de traction et de raccourcissement.
2. Capteur de distance Laser HG-C1100-P pour récupérer des valeurs de déformation précises.
3. Des pièces d'attachement pour fixer les capteurs de test.
4. Circuit d'acquisition pour récupérer les valeurs de propriété électrique de capteur (résistance, voltage, capacité...).

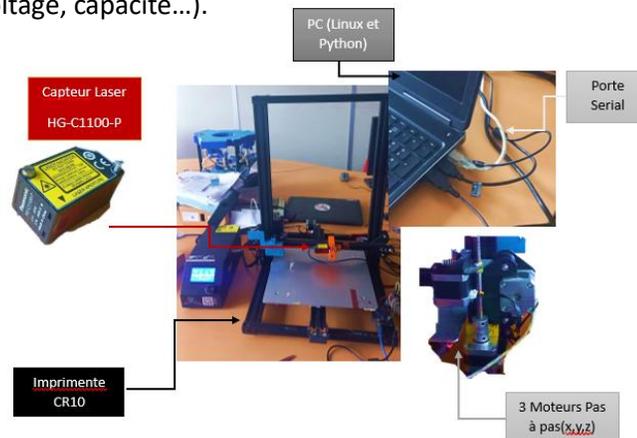


Figure 64: le banc de test utilisé pour caractériser les capteurs

1. Imprimante CR10 :

Cette imprimante a été utilisée comme une machine de traction en utilisant ses trois moteurs pas à pas suivant les trois axes x, y et z, et en éliminant sa fonction principale d'impression en soulevant le nozzle de l'imprimante et en fixant la température du lit d'impression à la température ambiante.

Le contrôle de cette machine a été réalisé à travers des codes Python en utilisant le G-code pour envoyer une commande à l'imprimante (le code G28 par exemple) ce qui rend ces codes réutilisables pour tous les modèles d'imprimante, ainsi la librairie pyserial pour le connecter avec l'ordinateur à travers d'une interface série nommée '/dev/ttyUSB0' par exemple et une vitesse de bauds 115200.

Les principales fonctions que j'ai utilisées dans mon acquisition sont les suivantes :

- **Home ()** : cette fonction ramène l'effecteur à sa position d'origine $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ et il est nécessaire d'exécuter cette fonction avant de démarrer les phases de traction pour assurer un point de départ cohérent.
- **driveToPosition(a,b,c)** : cette fonction déplace l'effecteur vers la position $(x,y,z)=(a,b,c)$. Dans mon cas, j'utilise cette fonction pour déplacer l'effecteur suivant axe y en variant la valeur b dans un intervalle bien déterminé et un pas spécifique avec un délai qui sépare chaque deux pas.



Figure 65: schéma représentant le fonction driveToPosition(a,b,c)

Grâce à l'utilisation de ces deux fonctions, j'ai fait les différentes phases de traction qui m'aident à obtenir les différentes courbes qui nous donnent la relation entre la déformation et les propriétés électriques de capteurs souple de déformation.

2. Capteur de distance Laser HG-C1100-P :

Le capteur laser HG-C1100-P de la marque Panasonic est un dispositif électro-optique qui sert à mesurer la distance le long d'un axe avec une grande fiabilité et précision. Il fonctionne en émettant un faisceau laser vers la surface de l'objet cible et en recevant la réflexion de celle-ci.

Ce capteur est capable de fournir des mesures en temps réel, ce qui nous permet de récupérer avec précision les mouvements et les distances dans des processus en cours.

Comme le montre la figure 66, le capteur peut mesurer l'épaisseur « e » d'un objet placé entre la surface de référence (spécifiée par l'utilisateur à l'aide des méthodes de calibrage

présentées dans son cahier des charges) et les deux surfaces virtuelles (-35 mm, 35 mm) qui se situent au-dessus et en dessous de la surface de référence.

La plage de mesure de ce capteur est comprise entre -35 mm et 35 mm, et la surface de référence est situé à 100 mm du capteur laser.

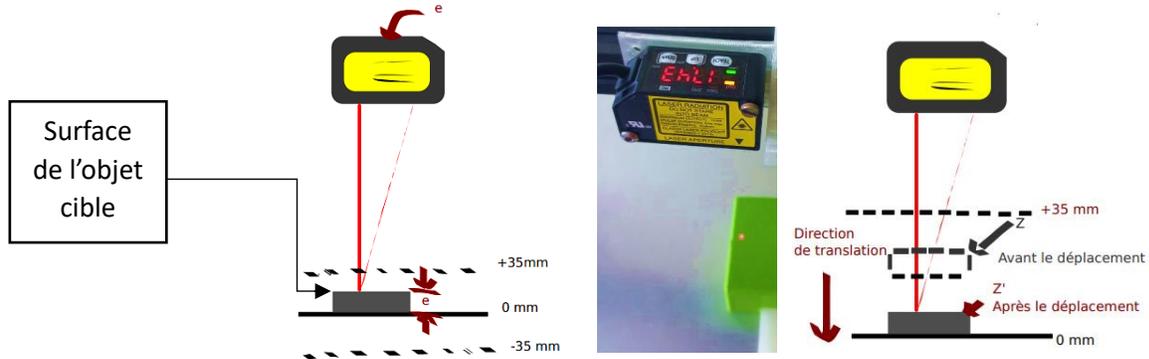


Figure 66: la fonctionnalité de capteur de distance Laser et son utilisation dans notre banc de test

On a utilisé ce capteur pour récupérer la distance à chaque pas de phase de traction et de raccourcissement pour calculer les déformations et les déplacements des capteurs de test à chaque pas, comme illustré dans la figure suivante et en utilisant les formules suivantes :

$$\text{Déplacement en mm: } \Delta z = z' - z$$

$$\text{Déformation en \%: } \varepsilon = \frac{\Delta z}{l_0} \times 100 \text{ avec } l_0: \text{ la longueur initiale de capteur de test}$$

Les pins d'entrée-sortie de ce capteur, ainsi que les connexions associées, sont les suivantes :

- Pin +V : connectée à l'alimentation 12V.
- Pin 0V : connectée à la masse (0V) de l'alimentation.
- Sortie analogique en V : Reliée au pin analogique A0 de l'Arduino.
- Masse analogique : Connectée à la masse (GND) de l'Arduino.

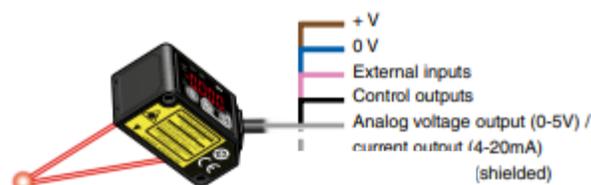


Figure 67: les pins I/O du capteur Laser

Pour lire les tensions de sortie de ce capteur, j'ai utilisé un code Arduino de l'équipe DEFROST sur GitLab. Ce code permet de lire les tensions et de calculer la distance en mm en utilisant la formule suivante :

$$D = \left(\frac{\sum a_i}{20} \times \frac{70}{1023} \right) - 35 + 0,18$$

Avec D=la distance en mm

Σv_i = la somme des valeurs analogues lues jusqu'à la variable nommée « counter » atteigne la valeur 20.

3. Les pièces d'attachement des capteurs de test :

Cette imprimante CR-10 ne proposait pas des pièces d'attachement pour fixer les capteurs de test sur le banc d'essai. Cela m'a conduit à concevoir des pièces sur des logiciels CAO comme CATIA V5 et les imprimer avec l'imprimante « Original Prusa i3 MK3S » présenté dans la figure suivante :

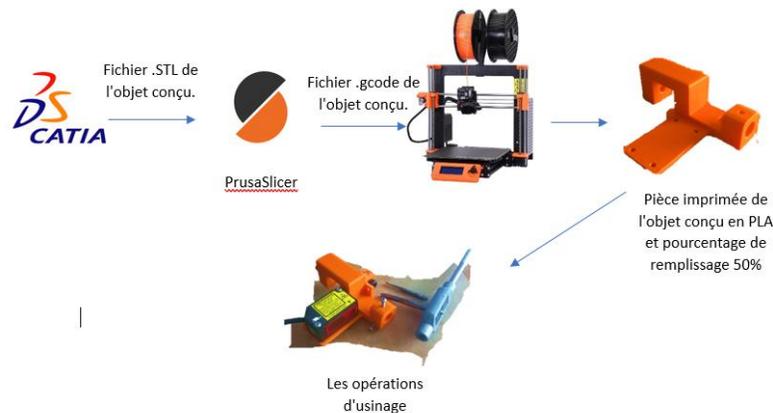


Figure 68: Les étapes de conception des pièces d'attachement des capteurs de test

On a besoin de ces pièces pour assurer une fixation solide du capteur de distance Laser avec le capteur de test pour obtenir des mesures précises pendant les phases d'essai.

J'ai conçu deux types de pièces pour fixer sur le lit et sur l'axe de l'imprimante :

- i. Le capteur Laser avec le capteur à cordes des élastomères.
- ii. Le capteur Laser avec le capteur à guide d'ondes souple.

i. Les pièces d'attachement de capteur laser avec le capteur à cordes des élastomères :

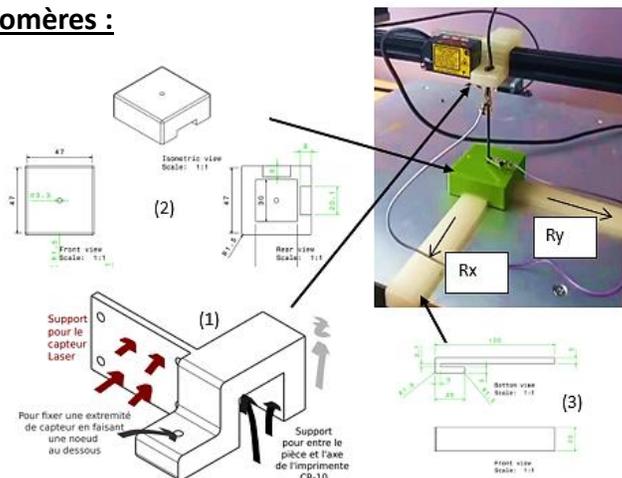


Figure 69: le banc de test des capteurs à cordes des élastomères

Dans cette phase d'attriage (axe z) on a trois pièces :

1. Pièce (1) : elle est utilisée pour fixer le capteur Laser sur le support illustré dans la figure ci-dessus en utilisant des vis M3. Les dimensions de ce support sont déterminées en utilisant le cahier de charge de capteur laser. Il est encore utilisé pour fixer une extrémité du capteur en réalisant un nœud dans un trou de diamètre 3,3 mm.
2. Pièce (2) : elle est utilisée pour fixer l'autre extrémité du capteur à des cordes d'élastomères en faisant un autre nœud dans un trou de diamètre 3,3 mm. Cette pièce (2) est fixée sur la pièce (3) qui est attachée au lit d'une épaisseur 3,1 mm. Cette configuration nous donne des réactions selon trois axes : x, y et z (voir les dessins techniques de ces pièces dans l'annexe A).

ii. **Les pièces d'attachement de capteur laser avec le capteur à guide d'onde souple :**

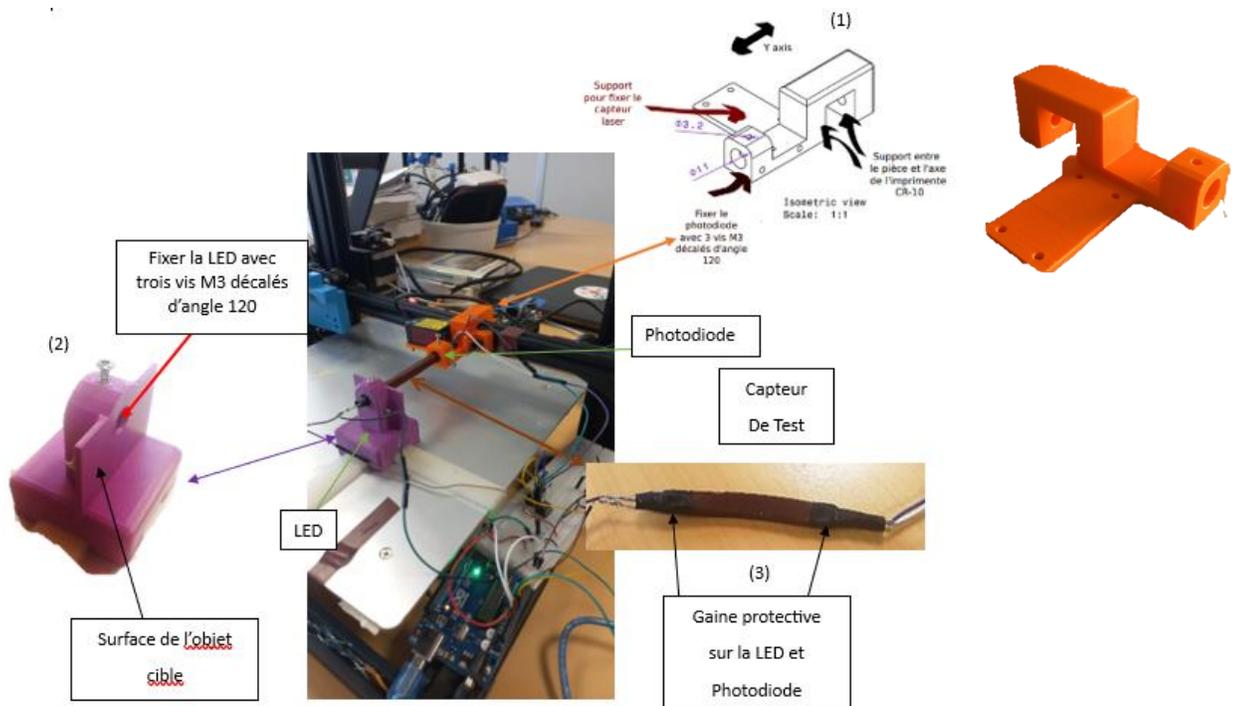


Figure 70: le banc de test des capteurs à guide d'onde souple

Dans cette phase d'attriage (axe y) on a trois pièces :

- i. Pièce (1) : elle est utilisée pour fixer le capteur Laser sur le support, tel qu'illustré dans la figure ci-dessus, en utilisant des vis M3. Les dimensions de ce support sont déterminées en se référant au cahier des charges du capteur laser. Il est encore utilisé pour fixer la photodiode du capteur dans un cylindre creux de diamètre 11 mm et de hauteur 23 mm en utilisant un système de composé de 3 vis M3 décalées d'un angle de 120 degrés.
- ii. Pièce (2) : elle est utilisée pour fixer la LED du capteur à guide d'onde souple dans un cylindre creux de diamètre 11 mm. Pour cela, on utilise un système de fixation

composé de trois vis M3, décalées d'un angle de 120 degrés les unes par rapport aux autres. Cette pièce (2) est fixée sur la pièce (3) qui est attachée au lit d'une épaisseur 3,1 mm ce qui nous donne des réactions selon trois axes : x, y et z (voir les dessins techniques de ces pièces dans l'annexe B).

Ces conceptions de pièces permettent une intégration efficace des capteurs, assurant ainsi une mesure précise lors des phases d'essai.

4. Acquisition et Analyse des mesures de capteurs à l'aide des codes Arduino et Python :

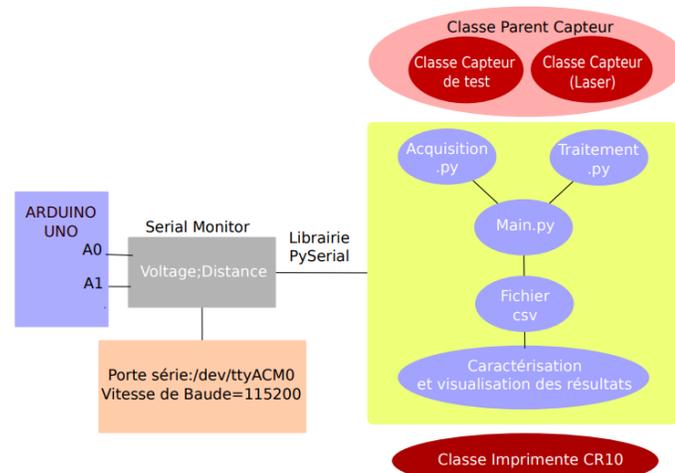


Figure 71: la méthodologie utilisée dans l'aspect logiciel de l'imprimante 3D

Dans les sections précédentes, on a abordé l'aspect matériel du banc de test et dans cette partie, on va parler de l'aspect logiciel en mettant l'accent sur la méthodologie utilisée pour récupérer et analyser les mesures du capteur de déformation pendant les phases de traction et de raccourcissement sur l'imprimante 3D CR10.

La méthodologie illustrée dans la figure ci-dessus, est basée sur deux parties complémentaires :

1. Section Arduino.
2. Section Python.

1. Section Arduino :

Dans les parties précédentes, on a présenté les raisons de choix de la carte Arduino UNO pour l'acquisition des mesures sur le banc de test (voir *page 31*, la section « *Le circuit d'acquisition des capteurs à cordes des élastomères* »).

Dans cette section, on discute la méthode utilisée pour récupérer les tensions du capteur de déformation et les distances mesurées par le capteur laser lors de chaque déformation appliquée.

La carte Arduino UNO a été programmée pour récupérer les tensions de capteur de déformation, et les distances mesurées de capteur Laser en utilisant les pins A0 et A1

respectivement et les afficher sur un moniteur Serial sous une syntaxe spécifique : tension ; distance avec une vitesse de bauds de 115200. Les tensions de capteur de déformation et les distances mesurées par le capteur laser par rapport à l'objet cible ont été récupérées à chaque étape de déformation. Les formules nécessaires pour le calcul de la déformation et du déplacement ont été précédemment présentées dans les sections précédentes.

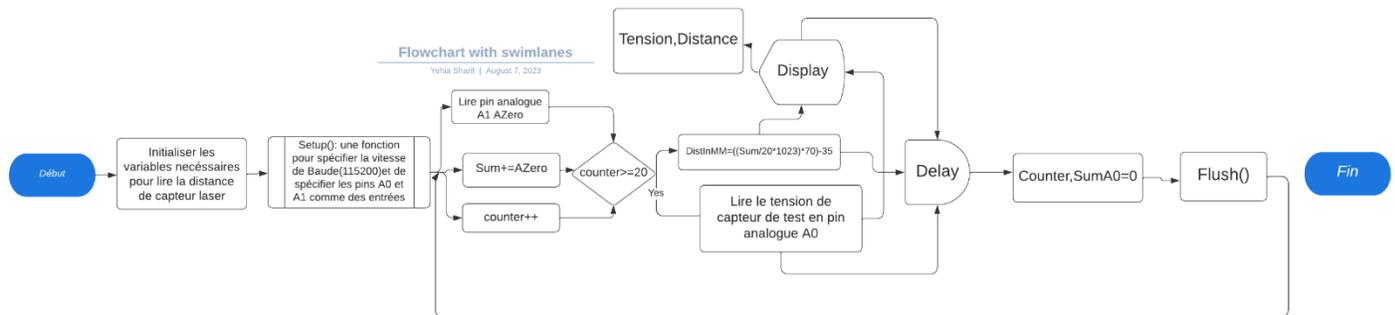


Figure 72: logigramme de l'algorithme pour lire les mesures des capteurs en utilisant l'Arduino IDE

Ce logigramme décrit l'ensemble de l'algorithme mis en œuvre dans le code Arduino pour lire les mesures des capteurs et les afficher sur un moniteur Serial.

Cependant, cette approche a des limites importantes, surtout l'impossibilité d'enregistrer des mesures pour une analyse et une visualisation. De plus, il n'est pas possible de tracer les courbes de calibrage des capteurs de déformation (tension en fonction de la déformation par exemple).

2. Section python :

Pour éliminer ces limitations, on a développé des scripts en Python basés sur la logique de programmation orientée objet et l'héritage informatique. Ces scripts ont permis de créer les classes suivantes :

1. **Classe Sensor** : cette classe est la classe parente qui possède deux classes filles :
 - **Classe TestSensor** : il s'agit de la classe du capteur de test.
 - **Classe DistanceSensor** : il s'agit de la classe du capteur de distance Laser.

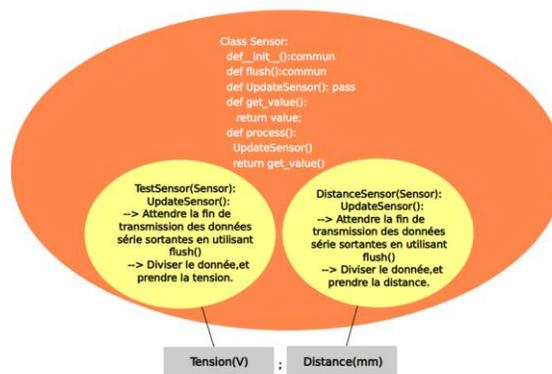


Figure 73: le contenu de classe parent et les classes filles

Cette méthode a été utilisée, car il existe des caractéristiques communes entre les classes filles. Elle vous permet de créer un nombre illimité de capteurs qui héritent des attributs et des fonctions de la classe capteur parente, cela permet surtout de tester de nouveau capteur facilement, en collant au formalisme de la classe parent.

2. *Classe CR10Duino* : cette classe représente l'imprimante 3D CR10. Elle est utilisée pour assurer la connexion entre l'imprimante et l'ordinateur à travers un port Serial. De plus, elle permet de déplacer l'effecteur de l'imprimante à position désirée.

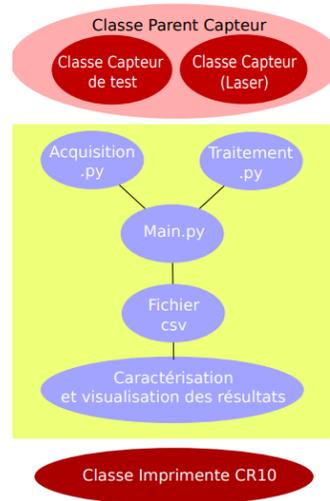


Figure 74: L'ordre des fichiers utilisés pour caractériser les capteurs de test

En utilisant la structure des fichiers illustrée dans la figure 74, et basée sur la programmation des objets orientés, on a réussi à faire une plateforme d'essai permettant la caractérisation de divers capteurs. De plus, en proposant un code open-source, cet outil a été développé pour être accessible aux membres de l'équipe (voir l'Annexe E pour obtenir plus des descriptions sur les fichiers utilisés dans cette structure).

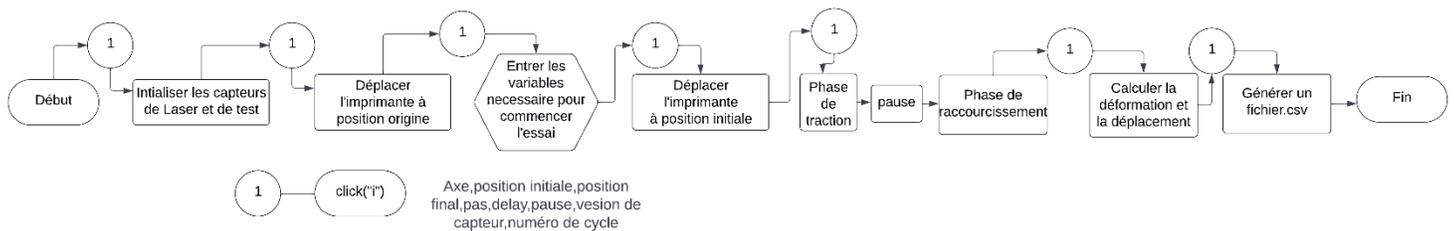


Figure 76: logigramme représentant les instructions données pendant la phase d'attirage

11. Les résultats des caractéristiques des capteurs de test :

1. Les caractéristiques d'évaluation des capteurs de test :

Le capteur est un appareil qui convertit le signal de propriété non-électrique mesuré en une propriété électrique en sortie.

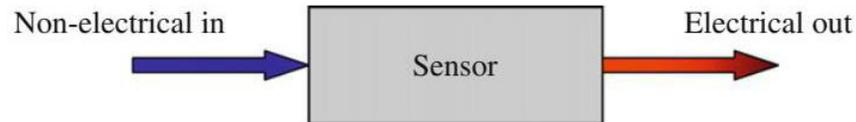


Figure 75: la fonction générale d'un capteur

Pour identifier si le capteur est efficace et a un bien fonctionnement, on va calculer et déterminer les différentes caractéristiques et propriétés statiques, qu'ils sont les suivantes :

1. **Étendue de mesure I :** c'est l'intervalle des valeurs d'entrée d'une grandeur physique qu'i peut traiter et mesurer sans dégrader son fonctionnement. Dans notre cas, c'est la plage de déformation qu'il peut le mesurer le capteur de déformation.

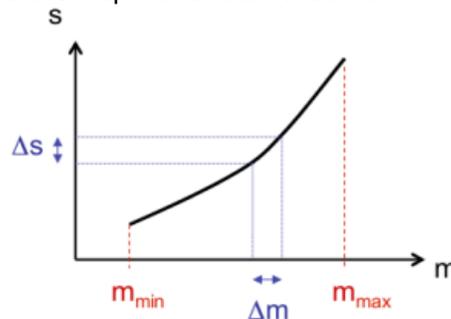


Figure 76: l'étendue de mesure d'un signal de sortie

$$I = |m_{max} - m_{min}|$$

- m: la grandeur physique mesurée par le capteur
- S: la sortie électrique de capteur (tension, courant, résistance...)
- I : étendue de mesure
- m_{max}: C'est la valeur maximale mesurée par le capteur
- m_{min}: C'est la valeur minimale mesurée par le capteur

2. **Sensibilité :** c'est le coefficient de proportion qui exprime la variation de paramètre de sortie par rapport à la variation de celle de l'entrée qui pose la variation de sortie.

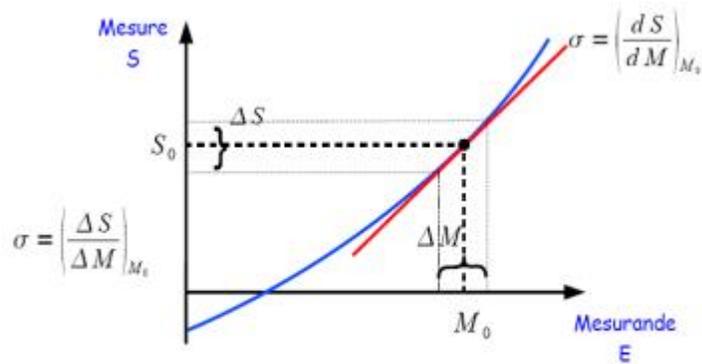


Figure 77: représentation graphique de la sensibilité

$$S = \frac{d(\text{sortie})}{d(\text{entrée})} \rightarrow 1 \text{ (plus sensible)}$$

3. **La répétabilité :** C'est la capacité de capteur à donner le même comportement et les mêmes signaux de sortie, lorsqu'on applique plusieurs cycles répétés.

4. **Linéarité :** C'est la capacité que la relation entre l'entrée et la sortie de capteur peut être linéaire. C'est à dire un capteur est linéaire si la sensibilité est constante. En pratique, lorsque on fait les tests de capteur pour avoir les courbes de calibrage de ces capteurs. Ces courbes ne sont pas parfaitement linéaires, ce qui nous conduit à déterminer une droite en utilisant la régression linéaire où on obtient une droite linéaire d'équation :

$$s = a * e + b$$

s : la sortie électrique de capteur (tension, courant, résistance...)

a : la pente de la relation linéaire ou la sensibilité globale.

e : le mesurande

b : c'est la valeur de la grandeur de sortie lorsque le mesurande est nulle.

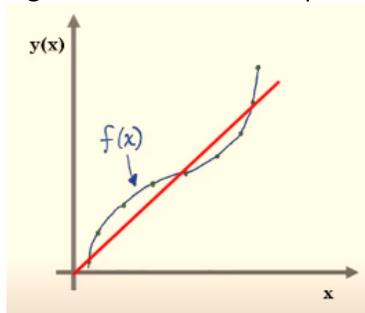


Figure 78: représentation graphique de la linéarité

Dans notre projet, on cherche cette relation linéaire en se basant sur la librairie *scikit-learn statsmodels* en utilisant le script présenté dans l'annexe C.

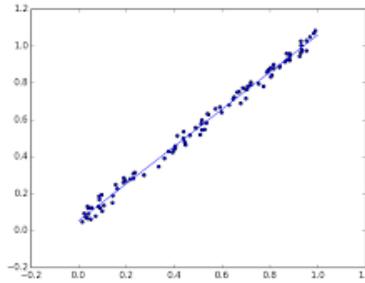


Figure 79: représentation graphique de la régression linéaire

5. Erreur de Linéarité : c'est la déviation maximale de la réponse du capteur non-linéaire par rapport à la droite linéaire obtenue de la régression linéaire, sur l'étendue de mesure.

$$e = \frac{\Delta y_{max}}{y_{max} - y_0}$$

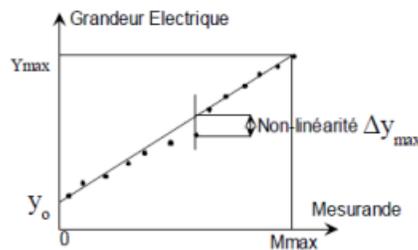


Figure 80: représentation graphique de l'erreur de Linéarité

6. Hystérésis : c'est la différence maximale dans le signal de sortie quand le mesurande augmente dans une seule direction puis diminue dans un intervalle spécifié.

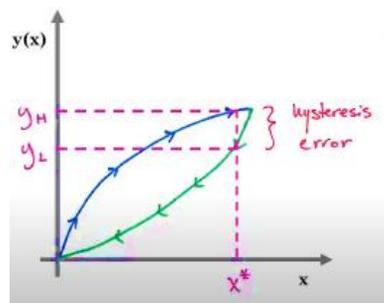


Figure 81: représentation graphique de l'hystérésis

$$e_h = \frac{(y_H - y_L)_{max}}{y_{max} - y_{min}} * 100$$

7. Fidélité : c'est la capacité de capteur de donner approximativement la même valeur de sortie en un valeur d'entré spécifique.

8. Justesse : c'est la capacité de capteur à donner une valeur de sortie moyenne de mesures répétées (V_{moy}) correspond à la valeur vraie du mesurande (V_m).

$$e_{abs} = v_{mes} - v_{vraie}$$

$$e_{relative} = \frac{e_{abs}}{v_{vraie}}$$

9. Précision : Un capteur est précis s'il est fidèle et juste.

Ces trois dernières caractéristiques définissent les erreurs de mesure.

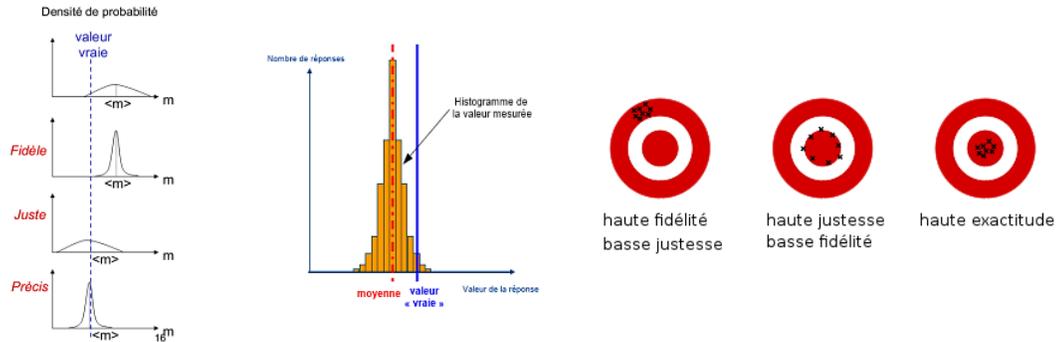


Figure 82: la fidélité, la justesse, et la précision

Ces caractéristiques sont calculées de manière automatique en développant des scripts Python contenant des fonctions basées sur le principe de la structure des données et de traitement des données en utilisant les bibliothèques suivantes :

- Pandas, qui facilite le traitement des fichiers CSV.
- Matplotlib, utilisé pour visualiser les résultats obtenus.
- Statistics et SciPy, pour réaliser des régressions polynomiales et linéaires afin d'obtenir les courbes de calibration.

2. Les résultats réels des caractéristiques des capteurs de test :

Dans les sections précédentes, j'ai expliqué la théorie des caractéristiques des capteurs et le banc de test de point de vue logiciel et matériel, afin de montrer la partie pratique et les résultats que j'ai obtenu au niveau de ces caractéristiques avec les trois types de capteurs, qu'ils sont les suivantes :

- 1) Les capteurs à guide d'onde souple (4 mm x 4 mm).
- 2) Les capteurs à guide d'onde souple (7 mm x 7 mm).
- 3) Les capteurs à cordes des élastomères.

1. Les capteurs à guide d'onde souple (4 mm x 4 mm) :

On illustre les courbes de calibrage obtenues afin de déterminer les caractéristiques expliqués dans la section précédente.

- Test 1 (pas=0,3mm, Delay=3sec, pause=1min, 0---50%) :

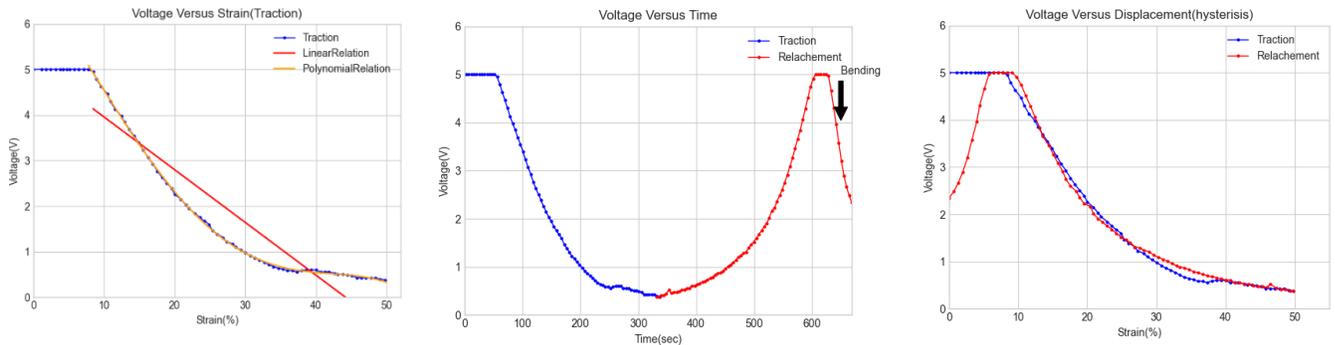


Figure 83: ces graphes représentent les variations de tension en fonction de la déformation en %, du temps(seconde) lors des deux phases d'attirance.

1. Étendue de mesure :

Comme il est illustré dans la figure ci-dessus.

La tension reste constante (5V) de 0 à 7,78% à cause des tensions supérieures à 5V. L'Arduino UNO est une carte capable de lire entre 0V et 5V. Pour éviter ce problème, je vous recommande d'utiliser un pont diviseur de tension entre le circuit de transimpédance et l'Arduino. Puis, elle diminue selon une relation polynomiale pour atteindre la valeur 0,38V entre 7,78% et 50%.

$$\text{Étendue de mesure : } \Delta s = 50 - 7,78 = 42,22\%$$

$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta v = 5 - 0,38 = 4,62V$$

2. La linéarité : la droite obtenue par une régression linéaire est la suivante :

$$V = -0,1158\varepsilon + 5,113$$

Mais on ne peut pas l'adopter puisque la courbe n'est pas linéaire et se semble à une fonction polynomiale d'ordre 4. On détermine cette fonction en utilisant la librairie *Numpy* et les deux fonctions suivantes :

```
coef=np. polyfit(axe_x, axe_y, ordre)
poly_reg=np. poly1d(coef)
```

- $V = -3,363 \times 10^{-6} \varepsilon^4 + 0,00034852 \varepsilon^3 - 0,0082269 \varepsilon^2 - 0,167468 \varepsilon + 6,711$

3. Erreur de Linéarité :

$$e = \frac{\Delta v_{max} * 100}{v_{max} - v_{min}} = \frac{0,91 * 100}{4,62} = 19,71\%$$

4. Hystérésis :

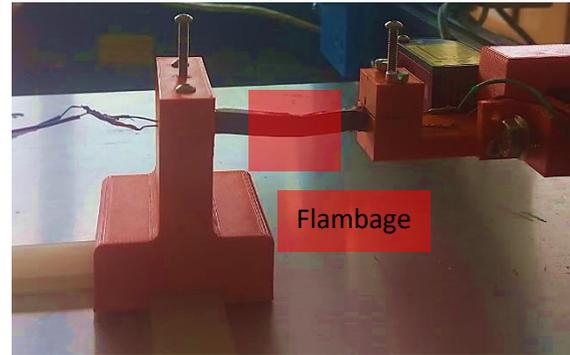
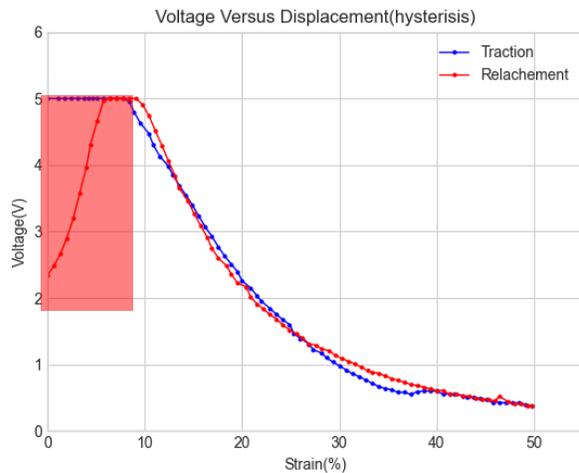


Figure 84: représente le graphe d'hystérésis et le problème de flambage à la fin de la phase de raccourcissement

$$e_{\max} = 13,646\%$$

$$e_{\text{moyenne}} = 4,4\%$$

La diminution observée à la fin de la phase de raccourcissements est causée par le phénomène de flambage. Ce capteur est sensible à la flexion et sa tension commence à diminuer lorsque le capteur commence à fléchir (voir la figure ci-dessus).

- Test 2 (pas=0,3mm, Delay=1sec, pause=1min, 0---70%), Test 3 (pas=0,3mm, Delay=0,001sec, pause=1sec, 0---70%) :

5. La fidélité et la répétabilité :

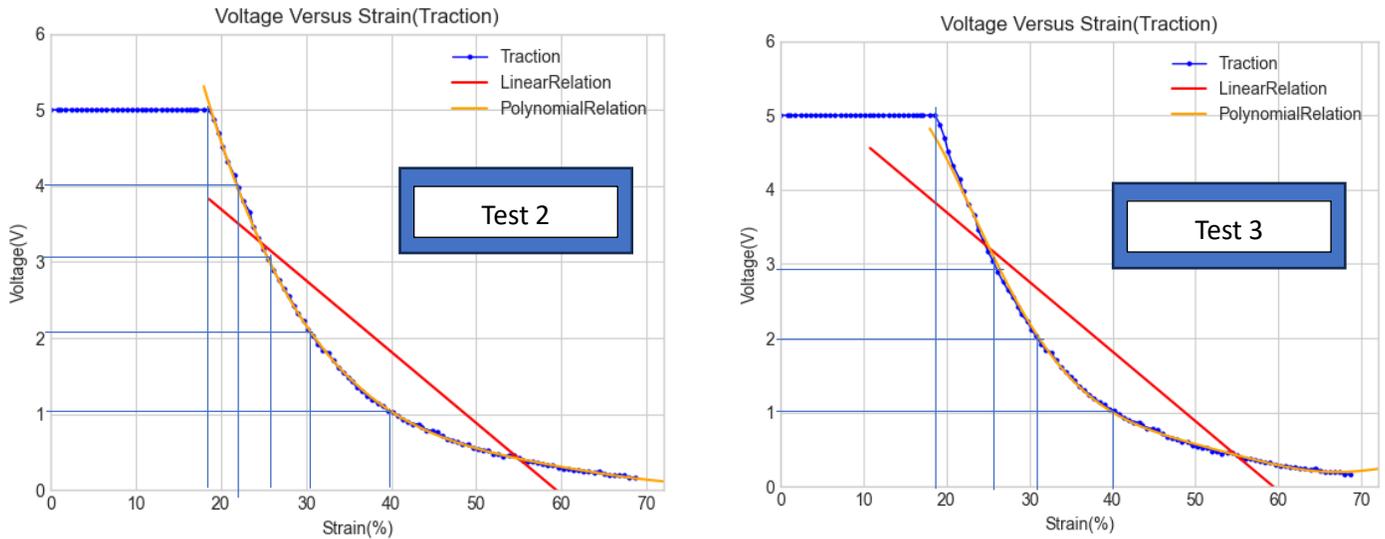


Figure 85: représente les variations de tension en fonction de la déformation lors de tests successifs de traction.

On remarque une bonne répétabilité et fidélité dans les deux figures ci-dessus.

Lorsque on prend en considération les tensions (1,2,3,4, et 5 V) dans les deux tests, on constate que les valeurs de déformation obtenues dans les deux séries d'essais sont identiques.

On peut conclure que ce capteur a une faible hystérésis, bonne fidélité et répétabilité. Mais l'inconvénient de ce capteur est le phénomène de flambage qui se présente à la fin de la phase de raccourcissement.

2. Les capteurs à guide d'onde souple (7 mm x 7 mm) :

Pour ce type de capteur, on a réussi à fabriquer trois capteurs, parmi lesquels on a testé deux capteurs et on a obtenu les résultats suivants :

- Capteur 1 :

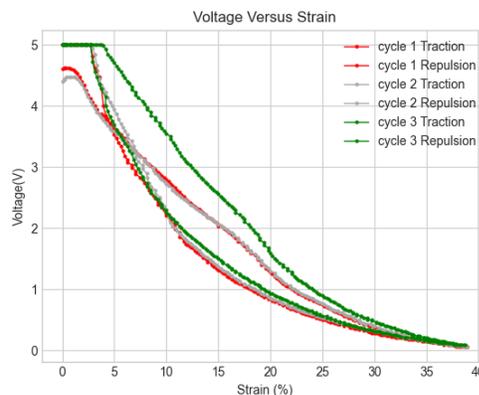


Figure 86: l'étendue de mesure de capteur 1 pour chaque cycle

1. Étendue de mesure :

Comme il est illustré dans la figure ci-dessus.

On a appliqué 3 cycles de traction et de raccourcissement sur le capteur et on obtient dans chaque cycle :

- Cycle 1 ($R_f=10M\Omega$) :

Étendue de mesure : $\Delta s = 40 - 2 = 38\%$
L'intervalle de mesure : $\Delta v = 4,8 - 0 = 4,8V$

- Cycle 2 ($R_f=10M\Omega$) :

Étendue de mesure : $\Delta s = 40 - 2 = 38\%$
L'intervalle de mesure : $\Delta v = 4,7 - 0 = 4,7V$

- Cycle 3 ($R_f=30M\Omega$) :

Étendue de mesure : $\Delta s = 40 - 4,8 = 35,8\%$
L'intervalle de mesure : $\Delta v = 5 - 0 = 5V$

J'ai modifié la résistance afin de vérifier s'il existe une relation entre la valeur de résistance et la borne minimale de l'étendue de mesure. Je conclus que ce problème est dû aux limites de tension que l'Arduino peut lire (entre 0V et 5V).

2. La linéarité :

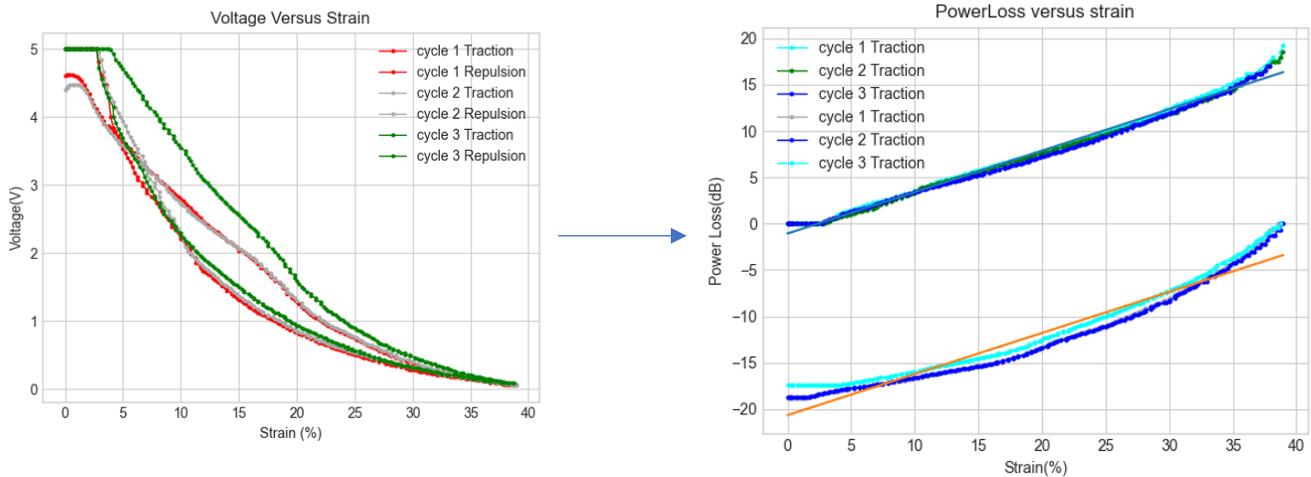


Figure 87: illustre la non-linéarité de la variation de tension ainsi que la linéarité de la variation de la perte de lumière en fonction de la déformation pour chaque cycle

Le graphe ci-dessus représente une relation non-linéaire entre la tension et la déformation. Ce qui nous conduit à chercher une relation plus simple et linéaire qui illustre dans le deuxième graphe. C'est une relation logarithmique à base 10 entre la déformation et la perte de la lumière.

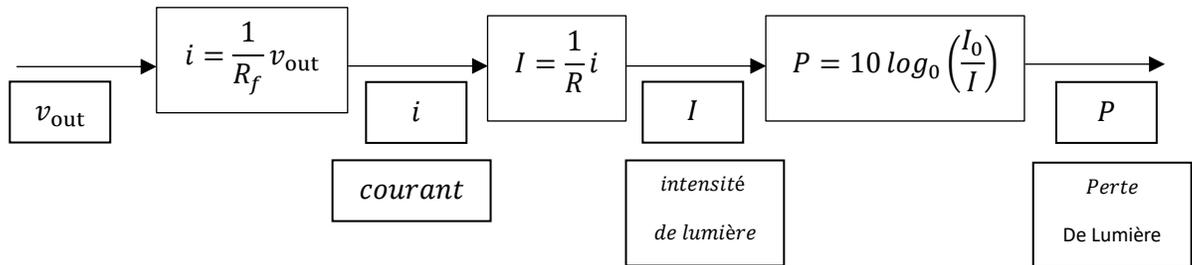


Figure 88: les différentes fonctions qui convertissent la tension en perte de lumière.

La droite obtenue par une régression linéaire est la suivante :

- *Traction* : $P = 0,447\varepsilon - 1,067$
- *Raccourcissement* : $P = 0,443\varepsilon - 20654$

Les pentes calculées sont les valeurs moyennes des trois pentes obtenues dans chacun des trois cycles.

3. Erreur de Linéarité :

- *Cycle 1 (Rf=10MOhm)* :

$$e1 = \frac{\Delta p_{max} * 100}{p_{max} - p_{min}} = \frac{2,866 * 100}{19,2} = 14,92\%$$
- *Cycle 2 (Rf=10MOhm)* :

$$e2 = \frac{\Delta p_{max} * 100}{p_{max} - p_{min}} = \frac{2,1964 * 100}{18,54} = 11,847\%$$
- *Cycle 3 (Rf=30MOhm)* :

$$e3 = \frac{\Delta v_{max} * 100}{v_{max} - v_{min}} = \frac{1,248 * 100}{17} = 7,341\%$$

$$\rightarrow e_{avg} = \frac{14,92 + 11,847 + 7,341}{3} = 11,36\%$$

4. Hystérésis :

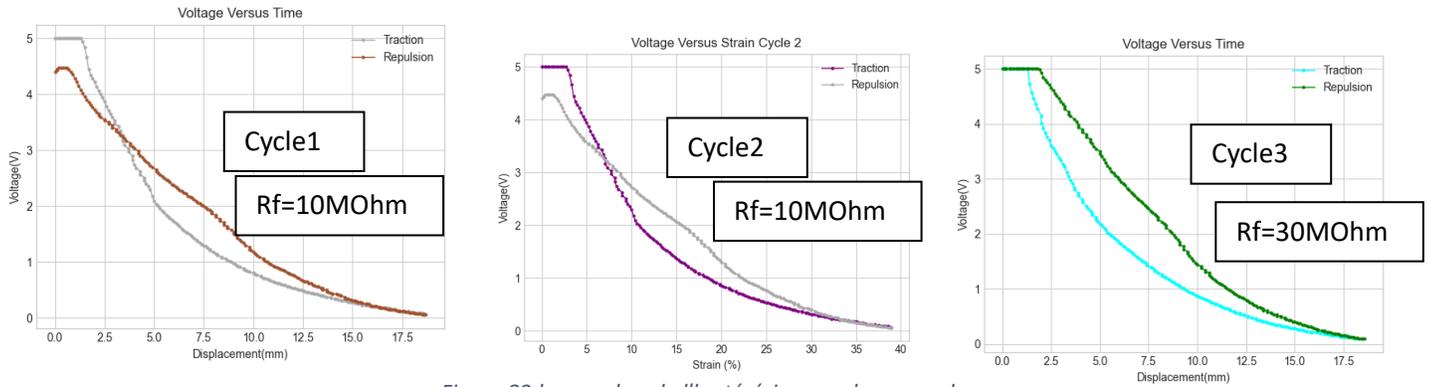


Figure 89: les graphes de l'hystérésis pour chaque cycle

$$e_{\max} = 16,6\%$$

$$e_{\text{moyenne}} = 7,1\%$$

$$e_{\max} = 18,62\%$$

$$e_{\text{moyenne}} = 6,667\%$$

$$e_{\max} = 23,01\%$$

$$e_{\text{moyenne}} = 9,12\%$$

$$e_{\text{moyenne globale}} = \frac{7,1 + 6,667 + 9,12}{3} = 7,628\%$$

$$e_{\max \text{ globale}} = \frac{16,6 + 18,62 + 23,01}{3} = 19,41\%$$

5. La fidélité et la répétabilité :

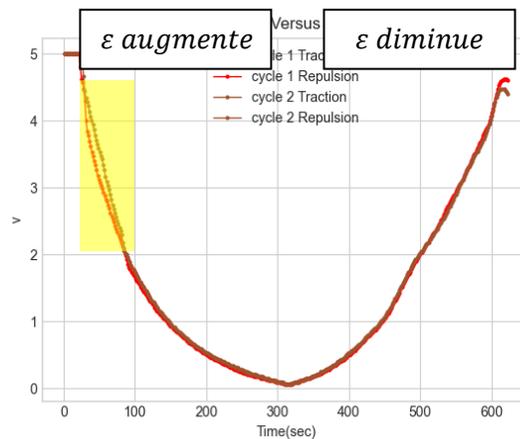


Figure 90: la variation de la tension en fonction du temps.

On remarque une bonne répétabilité et fidélité durant la deuxième moitié de la phase de traction, et dans la phase de raccourcissement. Cependant, et une faible déviation entre les

deux cycles apparaît au début de la phase de traction indiquée par une fenêtre jaune transparente.

On peut conclure que ce capteur a une hystérésis moyenne, une bonne fidélité et répétabilité. L'inconvénient de ce capteur est la plage de mesure qui est entre 0 et 40%. Une hypothèse peut expliquer cette limitation qui réside par le mode d'alimentation de l'amplificateur, c'est-à-dire d'alimenter l'amplificateur avec une alimentation bipolaire (-Vcc, +Vcc), pour prendre en compte les tensions négatives. Afin de mesurer ces valeurs, on peut utiliser un amplificateur avec tension de décalage (offset) tel que le LM741, et d'utiliser un pont diviseur de tension pour obtenir un intervalle de mesure entre 0 et 5V. Cette modification entraîne une réduction de la pente du capteur, ce qui conduit à augmenter la plage de mesure.

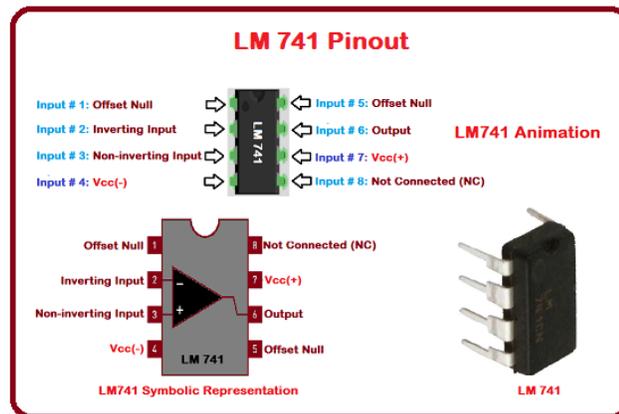


Figure 91: les pins I/O de l'amplificateur LM741

- Capteur 2 :

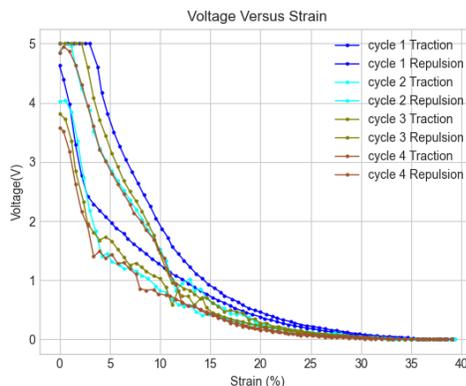


Figure 92: l'étendue de mesure de capteur 2 pour chaque cycle

1. Étendue de mesure :

Comme il est illustré dans la figure ci-dessus.

On a appliqué 3 cycles de traction et de raccourcissement sur le capteur et on obtient dans chaque cycle :

- *Cycle 1 ($R_f=30M\Omega$) :*

$$\text{Étendue de mesure : } \Delta s = 40 - 3 = 37\%$$

$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta v = 5 - 0 = 5V$$

- *Cycle 2 ($R_f=30M\Omega$) :*

$$\text{Étendue de mesure : } \Delta s = 40 - 2 = 38\%$$

$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta v = 5 - 0 = 5V$$

- *Cycle 3 ($R_f=30M\Omega$) :*

$$\text{Étendue de mesure : } \Delta s = 40 - 2,5 = 37,5\%$$

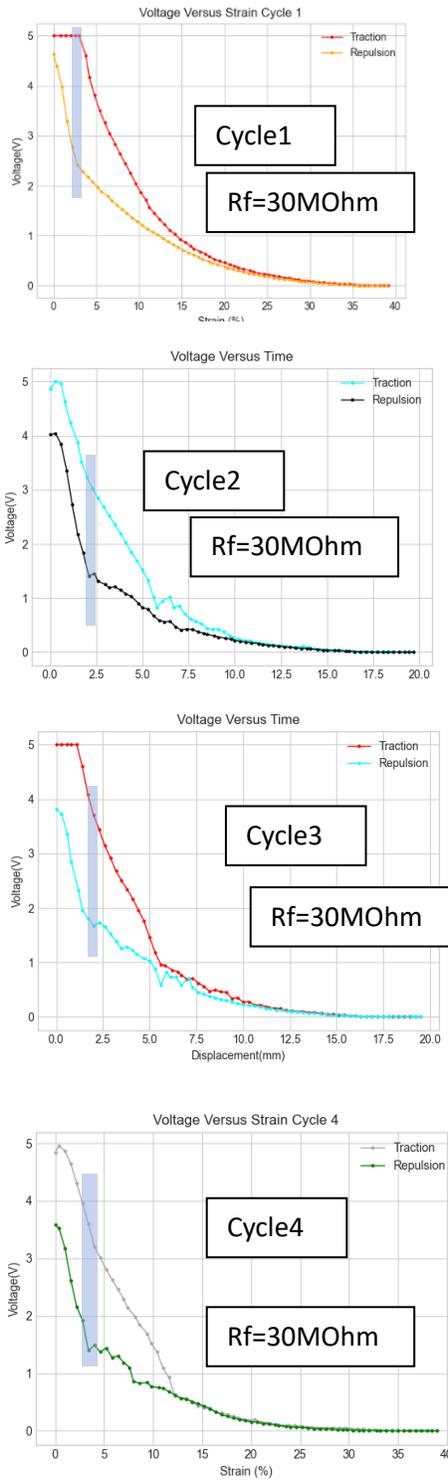
$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta v = 5 - 0 = 5V$$

- *Cycle 4 ($R_f=30M\Omega$) :*

$$\text{Étendue de mesure : } \Delta s = 40 - 2 = 38\%$$

$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta v = 4,8 - 0 = 4,8V$$

2. Hystérésis :



e_{\max}
= 51,6%
 e_{moyenne}
= 8,276%

e_{\max}
= 36,4%
 e_{moyenne}
= 7,906%

e_{\max}
= 53,6%
 e_{moyenne}
= 8,767%

e_{\max}
= 44,45%
 e_{moyenne}
= 8,31%

Figure 93: les graphes de l'hystérésis pour chaque cycle

$$e_{\text{moyenne globale}} = 8,31\%$$

$$e_{\text{max globale}} = \frac{44,45 + 53,6 + 36,4 + 51,6}{4} = 46,51\%$$

3. La fidélité et la répétabilité :

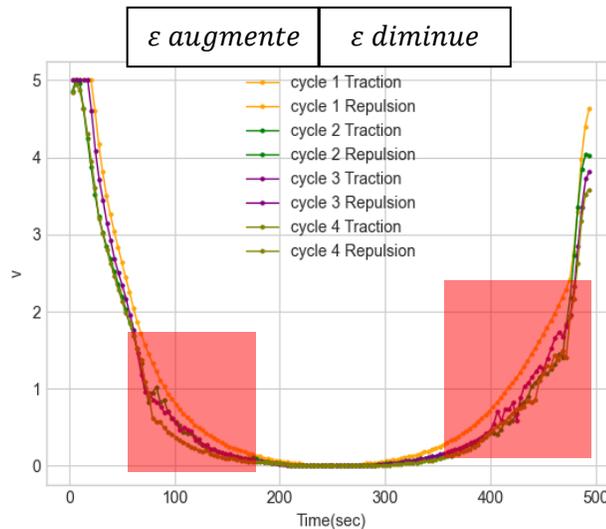


Figure 94: la variation de la tension en fonction du temps.

On remarque une moyenne répétabilité et fidélité durant la première moitié de la phase de traction, et au début de raccourcissement. Cependant, on a une grande déviation entre les quatre cycles apparaît dans les fenêtres rouges transparentes.

On peut conclure que ce capteur a une large hystérésis, une moyenne fidélité et répétabilité. Une hypothèse peut expliquer cette limitation qui réside par les erreurs survenues lors de processus de fabrication.

6. Les capteurs à corde des élastomères :

1. Étendue de mesure :

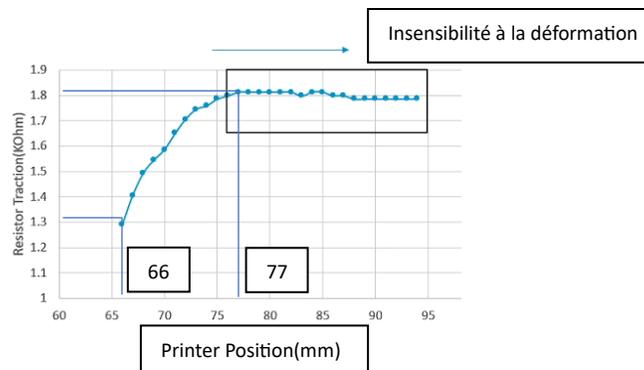


Figure 95 : l'étendue de mesure de capteur en phase de traction

Comme il est illustré dans la figure ci-dessus, la résistance de capteur augmente de 1,3 kOhm pour atteindre 1,81 kOhm à une position de 77 mm, et après cette position, il entre dans la zone de saturation ou la résistance est constante et le capteur devenu insensible à la déformation.

$$\text{Étendue de mesure : } \varepsilon = \frac{77-66}{50} = 22\%$$

$$\text{L'intervalle de mesure : } \Delta R = 1,81 - 1,31 = 0,5 \text{ kOhm}$$

La plage de mesure s'étend de 0 et 22 %, ce qui diffère des spécifications du capteur citées sur le site. Cela est dû à l'incapacité du capteur à résister à la répétition des cycles auxquels il a été soumis. Ce résultat a été obtenu après plusieurs essais, puisque dans cette époque, j'étais en train de développer le code d'acquisition en Python pour obtenir un banc de test robuste et utilisable.

2. La linéarité :

La droite obtenue par une régression linéaire est la suivante :

$$R = 0,00522\varepsilon + 1,098$$

Mais on ne peut pas l'adopter puisque la courbe n'est pas linéaire et se semble à une relation polynomiale d'ordre 4. On détermine cette fonction en utilisant la librairie *Numpy* et les deux fonctions suivantes :

```
coef=np.polyfit(axe_x, axe_y, ordre)
poly_reg=np.poly1d(coef)
```

- $R = -2,4915 \times 10^{-7} \varepsilon^4 + 3,779 \times 10^{-5} \varepsilon^3 - 0,00211 \varepsilon^2 + 0,0517 \varepsilon + 0,8407$

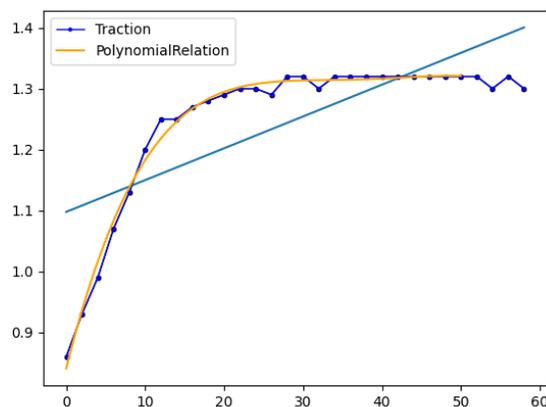


Figure 97 : la régression linéaire et polynomiale des points de mesure récupérés lors de phase de traction.

3. Erreur de Linéarité :

$$e = \frac{\Delta R_{max} * 100}{R_{max} - R_{min}} = 47,52\%$$

4. Hystérésis :

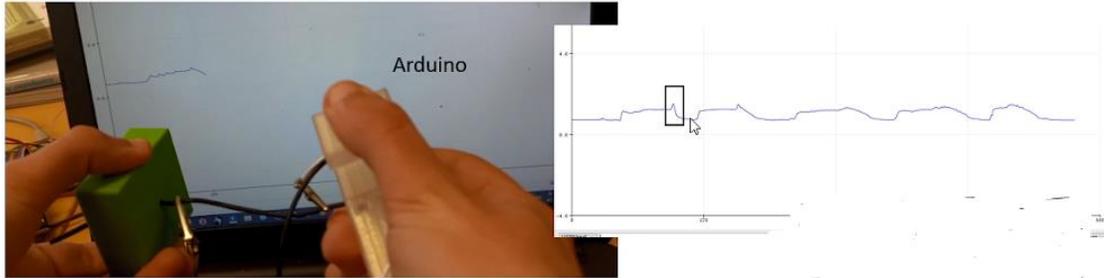
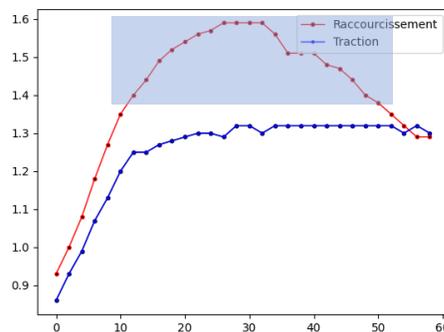


Figure 96 : la vérification d'une augmentation inattendue de la résistance jusqu'à un pic pendant la phase de raccourcissement en utilisant l'Arduino IDE



e_{max} $= 41,1\%$ $e_{moyenne}$ $= 22\%$
--

Figure 97: l'hystérésis et l'augmentation inattendue de la résistance jusqu'à un pic pendant la phase de raccourcissement

On remarque dans le graphe ci-dessus, une augmentation inattendue de la résistance jusqu'à un pic pendant la phase de raccourcissement (voir la fenêtre bleue transparente). On a vérifié ce phénomène à plusieurs fois en utilisant l'Arduino IDE et en appliquant plusieurs cycles de tests sur les capteurs. Il y'a plusieurs hypothèses peuvent expliquer ce phénomène :

- i. Relaxation du matériau : ce capteur est composé de caoutchouc conducteur, qui pourrait subir le phénomène de relaxation, où le caoutchouc prend de temps pour revenir à son état initial après l'application d'une contrainte. Cela pourra maintenir la résistance plus élevée pendant la phase de raccourcissement.
- ii. Processus de vieillissement : Avec le temps, les performances du capteur peuvent dégrader due à l'incapacité du capteur à résister à la répétition des cycles auxquels il a été soumis, ce qui conduit à la dégradation de la performance du capteur et obtenir ce comportement non-réversible de capteur.
- iii. Contact entre les particules conductrices : les propriétés électriques du caoutchouc conducteur dépendent souvent de la structure des particules conductrices à l'intérieur du matériau. Une augmentation de la contrainte peut modifier cette structure, entraînant une

augmentation de la résistance. Cependant, la structure pourrait ne pas revenir exactement à son état initial lorsque la contrainte est relâchée, ce qui pourrait expliquer l'augmentation de la résistance observée.

5. La fidélité et la justesse :



Figure 100 : la précision et l'exactitude du capteur en comparant les valeurs mesurées avec les spécifications du cahier des charges.

Comme illustré dans les figures ci-dessus, on installe un capteur de longueur 57,1 mm ce qui nous a donné une résistance de 0,787 KOhm en se basant sur le coefficient $R=13,78$ Ohm/mm. Cependant, lors de la mesure, le capteur a donné une résistance de 0,6 KOhm pendant une durée de 30 secondes.

On peut conclure que le capteur est fidèle mais il ne présente pas une grande précision, il existe une erreur absolue entre la mesure et la valeur réelle, calculée comme suit :

$$e_{abs} = r_{mes} - r_{vraie} = 0,787 - 0,6 = 0,187 \text{ KOhm}$$

De plus, nous pouvons exprimer cette erreur absolue en termes relatifs pour obtenir une meilleure compréhension de l'erreur en pourcentage :

$$e_{relative} = \frac{e_{abs} * 100}{r_{vraie}} = \frac{0,187 * 100}{0,6} = 31,167\%$$

12. Conclusion et perspective :

Mon stage au Centre Inria avec l'équipe DEFROST m'a permis d'acquérir une expérience enrichissante dans le domaine de la recherche scientifique et de la robotique souple qui est un domaine multidisciplinaire liant les différentes disciplines telles que la mécanique, l'électronique et la programmation, ce qui m'a permis de mettre en pratique mes connaissances en génie mécatronique.

Le défi de mon stage consistait à concevoir et à mettre en place de capteur de déformation pour récupérer la position de l'effecteur du manipulateur souple robotisé. Pour ce faire, un état de l'art a été réalisé pour discuter les diverses approches existantes basées sur des capteurs de déformation internes et des approches basés sur les systèmes externes, et de montrer les divers types des capteurs de déformation. Cette évaluation a conclu que les approches utilisant des capteurs souples internes étaient les plus adaptées à notre projet et a identifié trois types de capteurs particulièrement adaptés à notre manipulateur : les capteurs à guide d'ondes souples basés sur la perte de lumière, les capteurs à cordes d'élastomères et les capteurs pneumatiques.

Pour concevoir un système des capteurs robuste et optimisé, on a d'abord entrepris les étapes nécessaires pour développer une plateforme de caractérisation de capteurs (souples et rigides) précise et accessible aux membres de l'équipe en concevant les pièces d'attachement requises pour fixer les capteurs et en développant les codes et les scripts open-source nécessaires pour acquérir les mesures des capteurs, calculer leurs caractéristiques, visualiser les données obtenues et commander l'imprimante CR10 d'une manière automatique.

Par la suite, on a exploré les divers processus de fabrication pour les capteurs basés sur des guides d'ondes souples, et réaliser les circuits d'acquisition nécessaires.

Après plusieurs processus de fabrication, on a réussi à obtenir trois capteurs sensibles à la déformation en utilisant la méthode de fabrication d'un guide en Vytaflex contenant le fil, la LED et la photodiode par la technique de moulage ouvert. Cette approche a permis de créer des capteurs avec une plage de mesure de 40 %.

Au niveau des perspectives et des étapes futures :

- Améliorer la plage de mesure en utilisant un circuit transimpédance avec un système d'alimentation double, afin d'alimenter un amplificateur qui a une tension d'offset, et un pont diviseur de tension ce qui nous permet d'obtenir une plage de mesure plus large que 40 % actuels.
- Minimiser les dimensions des capteurs afin de les intégrer dans la structure du manipulateur.
- Explorer les diverses approches exposées dans l'état de l'art en vue d'améliorer la précision dans la récupération de la position de l'effecteur du manipulateur.

13. Bibliographie :

- [1] J. Shi, W. Gaozhang, and H. A. Wurdemann, "Design and Characterisation of Cross-sectional Geometries for Soft Robotic Manipulators with Fibre-reinforced Chambers," in *2022 IEEE 5th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, Apr. 2022, pp. 125–131. doi: 10.1109/RoboSoft54090.2022.9762157.
- [2] P. Chaillou, J. Shi, A. Kruszewski, I. Fournier, H. A. Wurdemann, and C. Duriez, "Reduced finite element modelling and closed-loop control of pneumatic-driven soft continuum robots," in *2023 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, Apr. 2023, pp. 1–8. doi: 10.1109/RoboSoft55895.2023.10122081.
- [3] P. H. Nguyen, S. Sridar, W. Zhang, and P. Polygerinos, "Design and control of a 3-chambered fiber reinforced soft actuator with off-the-shelf stretch sensors," *Int J Intell Robot Appl*, vol. 1, no. 3, pp. 342–351, Sep. 2017, doi: 10.1007/s41315-017-0020-z.
- [4] H. A. Wurdemann *et al.*, "Embedded electro-conductive yarn for shape sensing of soft robotic manipulators," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Aug. 2015, pp. 8026–8029. doi: 10.1109/EMBC.2015.7320255.
- [5] M. D. Dickey, "Stretchable and Soft Electronics using Liquid Metals," *Advanced Materials*, vol. 29, no. 27, p. 1606425, 2017, doi: 10.1002/adma.201606425.
- [6] R. L. Truby, R. K. Katschmann, J. A. Lewis, and D. Rus, "Soft Robotic Fingers with Embedded Ionogel Sensors and Discrete Actuation Modes for Somatosensitive Manipulation," in *2019 2nd IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft)*, Apr. 2019, pp. 322–329. doi: 10.1109/ROBOSOFT.2019.8722722.
- [7] P. Bifulco *et al.*, "A stretchable, conductive rubber sensor to detect muscle contraction for prosthetic hand control," in *2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, Jun. 2017, pp. 173–176. doi: 10.1109/EHB.2017.7995389.
- [8] T. C. Searle, K. Althoefer, L. Seneviratne, and H. Liu, "An optical curvature sensor for flexible manipulators," in *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2013, pp. 4415–4420. doi: 10.1109/ICRA.2013.6631203.
- [9] H. Zhao, K. O'Brien, S. Li, and R. F. Shepherd, "Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides," *Science Robotics*, vol. 1, no. 1, p. eaai7529, Dec. 2016, doi: 10.1126/scirobotics.aai7529.
- [10] M. McCandless, A. Gerald, A. Carroll, H. Aihara, and S. Russo, "A Soft Robotic Sleeve for Safer Colonoscopy Procedures," *IEEE Robot Autom Lett*, vol. 6, no. 3, pp. 5292–5299, Jul. 2021, doi: 10.1109/lra.2021.3073651.
- [11] "Modeling novel soft mechanosensors based on air-flow measurements." https://scholar.google.de/citations?view_op=view_citation&hl=de&user=BSpXuKwAAAAJ&citation_for_view=BSpXuKwAAAAJ:hqOjcs7Dif8C (accessed Jul. 16, 2023).
- [12] S. Navarro, T. Navez, O. Goury, L. Molina, and C. Duriez, *An Open Source Design Optimization Toolbox Evaluated on a Soft Finger*. 2023.
- [13] "Soft and stretchy fabric-based sensors for wearable robots," *Wyss Institute*, Jul. 11, 2017. <https://wyss.harvard.edu/news/soft-and-stretchy-fabric-based-sensors-for-wearable-robots/> (accessed Jul. 17, 2023).
- [14] R. Goldoni *et al.*, "Stretchable Nanocomposite Sensors, Nanomembrane Interconnectors, and Wireless Electronics toward Feedback–Loop Control of a Soft Earthworm Robot," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 12, no. 39, pp. 43388–43397, Sep. 2020, doi: 10.1021/acsami.0c10672.

- [15] T. Paulino *et al.*, “Low-cost 3-axis soft tactile sensors for the human-friendly robot Vizzy,” in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, May 2017, pp. 966–971. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989118.
- [16] “Soft Robotics: Review of Fluid-Driven Intrinsically Soft Devices; Manufacturing, Sensing, Control, and Applications in Human-Robot Interaction - Polygerinos - 2017 - Advanced Engineering Materials - Wiley Online Library.”
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adem.201700016> (accessed Mar. 18, 2023).

14. Les Annexes :

i. Annexe A :

EcoFlex 00-50	
Module d'Young (KPa)	83
Résistance à la traction (MPa)	2,17
Elongation Maximale (%)	980
Viscosité(cps)	8000
Couleur	Translucide
Indice de réfraction	1,4

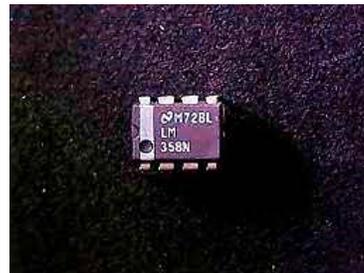
ELASTOSIL® M 4601 A/B	
Module d'Young (KPa)	83
Résistance à la traction (MPa)	6,5
Elongation Maximale (%)	700
Couleur	Marron rougeâtre
Indice de réfraction	1,389

Vytaflex 00-20	
Module d'Young (KPa)	345
Résistance à la traction (MPa)	1,38
Elongation Maximale (%)	1000
Viscosité(cps)	1000
Couleur	Ambre clair
Indice de réfraction	1,47

ii. Annexe B :

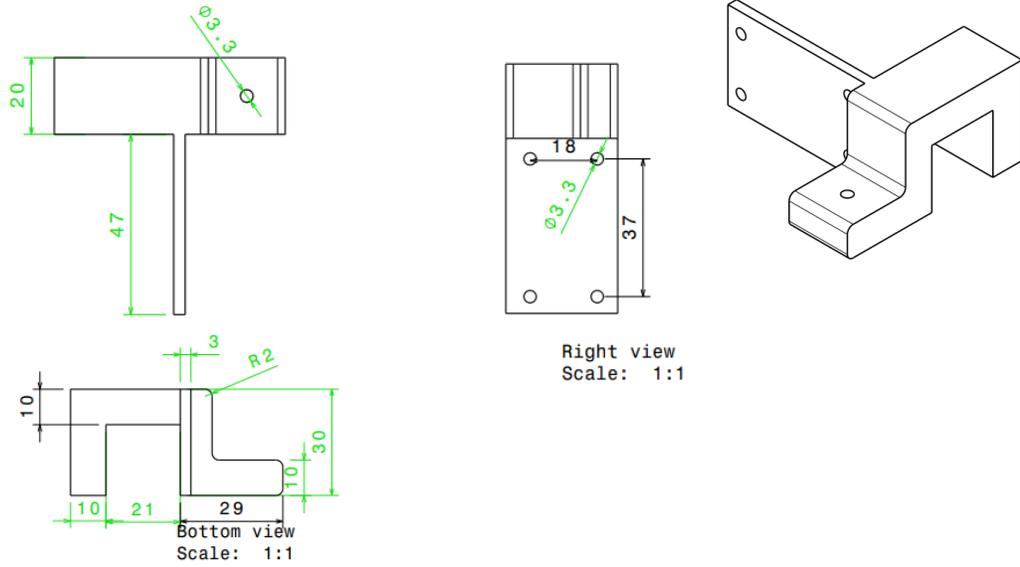
Les propriétés électriques essentielles de Lm358n sont :

- Alimentation simple entre 3V et 32V.
- Alimentation bipolaire entre $\pm 1,5V$ et $\pm 16V$.
- Fréquence de bande passante $f_c = 1$ MHz, c'est une large bande passante.
- Gain de tension en courant continu 100 dB.

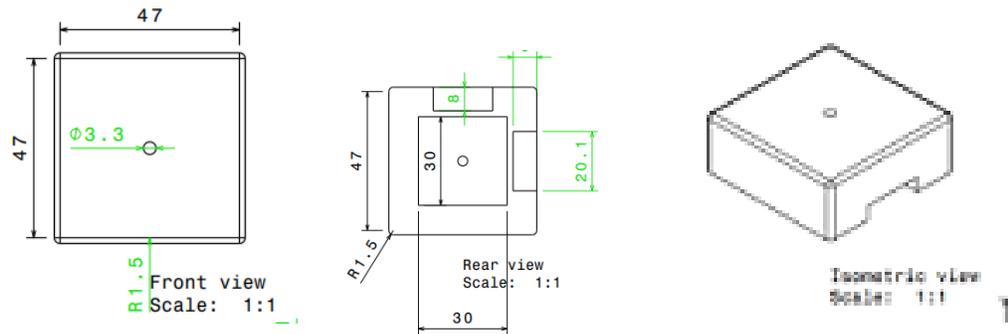


iii. **Annexe C :**

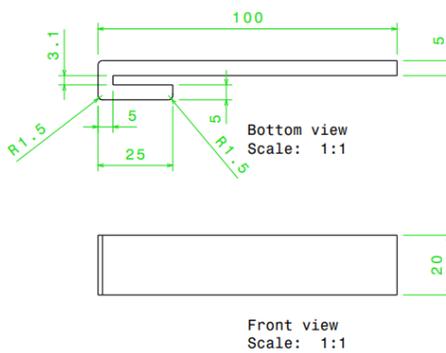
Pièce 1 :



Pièce 2 :

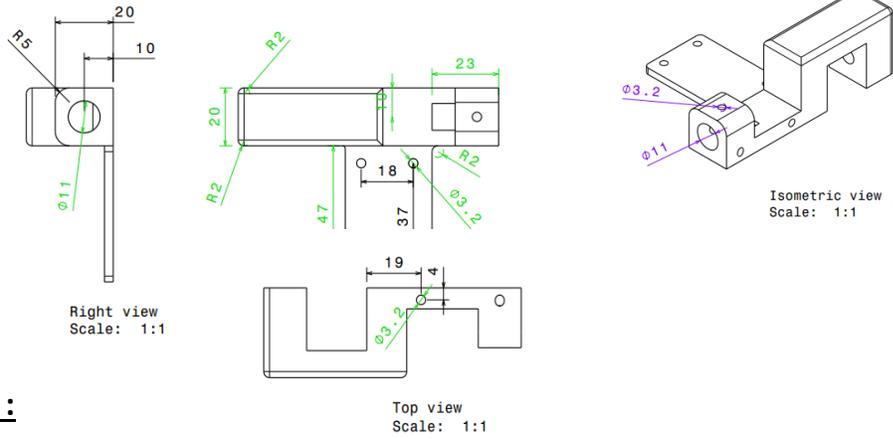


Pièce 3 :

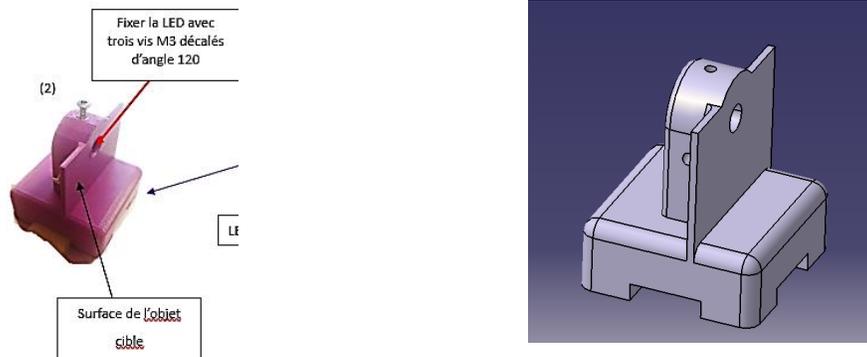


iv. Annexe D :

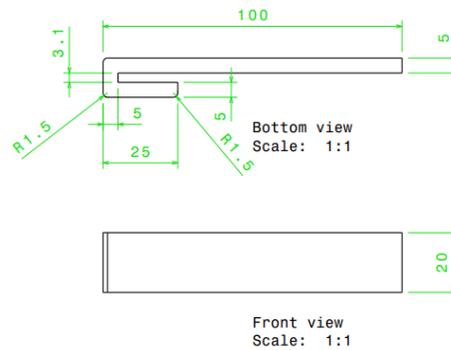
Pièce 1 :



Pièce 2 :



Pièce 3 :



V. Annexe E :

- *Acquisition.py* : Ce fichier est utilisé pour récupérer les mesures à chaque étape de déformation en appliquant un mouvement itératif pendant les phases de traction et de raccourcissement.
- *Traitement.py* : Ce fichier est créé pour calculer les déformations et les déplacements en utilisant les mesures récupérées par le capteur de distance Laser.
- *Main.py* : Ce fichier exécute toutes les fonctions créées dans les fichiers précédents afin de générer un fichier CSV qui contient les positions du capteur laser, de l'imprimante CR10, les temps de mesure, les tensions récupérées des capteurs de test, ainsi que les déformations et les déplacements calculés par les fonctions présentées dans le fichier *Traitement.py*.
- *SensorCharacterisation.py* : c'est un fichier qui caractérise et visualise les résultats en générant des courbes qui illustrent les relations entre les propriétés électriques (la tension électrique...) et les différentes propriétés physiques (la déformation, le déplacement...). Des régressions linéaires ou polynomiales ont été appliquées pour déduire les relations mathématiques entre ces propriétés physiques et électriques. Ce fichier de visualisation permet d'analyser les mesures de chaque cycle de test pour étudier la répétabilité, l'hystérésis, l'erreur de linéarité et la sensibilité des capteurs.