

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE L'UNIVERSITE DE TOURS

Spécialité : DMS

Adresse :

7 Avenue Marcel DASSAULT

37200 TOURS, FRANCE

Tél : +33 (0)2 47 36 13 01

www.polytech.univ-tours.fr

Mémoire M2 recherche 2021

Contribution à la création d'un actionneur élémentaire inspiré du système tête de myosine/fibre d'actine : Vers un actionneur bio-inspiré du muscle.

Entreprise :

Aix-Marseille Université
Institut des sciences du mouvement
Equipe de conception bio-inspirée
413 Avenue Gaston Berger,
13100 Aix-en-Provence

INSTITUT //////////////
DES SCIENCES ETIENNE
DU MOUVEMENT JULES
///////////////// MAREY

Étudiant :

Perrier Raphaël
5A

Tuteur académique :

Le Quiliec Guenael

Tuteur Entreprise :

Tadrist Loïc
Maître de conférences
Jean-Marc Linares,
Professeur des universités

Remerciements

J'adresse mes remerciements aux personnes qui m'ont aidé dans la réalisation de ce mémoire

Tout d'abord je souhaiterais remercier Monsieur Guénhaël Le Quilliec pour avoir tutoré académiquement mon stage et pris de mes nouvelles au cours de celui-ci.

Ensuite, je voudrais remercier chaleureusement Loïc Tadrist, mon tuteur de stage, pour son temps accordé, pour son aide précieuse, sa bonne humeur, ses nombreuses connaissances théoriques et techniques, ainsi que pour les moments passés ensemble.

Bien évidemment, merci Jean-Marc Linares, directeur de l'équipe, pour nos nombreux entretiens, ton honnêteté, ton temps, ton expertise et tes très nombreuses idées qui ont permis de faire de ce stage un sujet novateur.

Pour continuer dans ma lancée, je vais tous vous remercier ici, Anton, Thomas, Juliette et Paul pour votre accueil ainsi que votre convivialité.

Je remercie aussi les techniciens de l'IUT et la plateforme TechnoValo pour les conseils en termes de conception et réalisation des pièces de mon projet.

Sans oublier Stéphane Méo, membre du corps enseignant de Polytech, pour le temps accordé, sa disponibilité et pour son soutien dans mes projets. Vous m'avez permis d'être plus confiant en mes capacités, m'avez transmis votre bonne humeur et votre amour de la recherche. Merci.

Et enfin, merci à ceux qui ont pris le temps de relire ce mémoire, notamment mes proches.

Table des matières

| | |
|--|-----------|
| REMERCIEMENTS | 1 |
| 1 INTRODUCTION..... | 3 |
| 2 ÉTAT-DE-L'ART | 4 |
| 2.1 STRUCTURE ET FONCTIONNEMENT DU MUSCLE STRIE | 4 |
| 2.1.1 <i>Structure du muscle strié</i> | 4 |
| 2.1.2 <i>Effet de l'angle de pennation sur la force produite par un muscle</i> | 5 |
| 2.1.3 <i>Fonctionnement physiologique du muscle</i> | 7 |
| 2.2 QUELLES PROPRIETES DU MUSCLE COPIER ? | 8 |
| 2.3 QUEL MATERIAU INTELLIGENT CHOISIR ? | 9 |
| 2.4 COMMENT AMPLIFIER LE MOUVEMENT DES ACTIONNEURS PIEZOELECTRIQUES ? | 10 |
| 2.4.1 <i>Principe d'amplification par bras de levier</i> | 10 |
| 2.4.2 <i>Principe d'amplification par chevrons</i> | 11 |
| 2.4.3 <i>Principe d'amplification par pont</i> | 12 |
| 2.4.4 <i>Compacité du système d'amplification</i> | 12 |
| 3 VERS UNE TETE DE MYOSINE BIO-INSPIREE | 12 |
| 3.1 BIO-INSPIRATION DU SYSTEME ACTINE-MYOSINE..... | 13 |
| 3.2 AMPLIFICATION DU MOUVEMENT | 14 |
| 3.2.1 <i>Amplification par pont</i> | 14 |
| 3.2.2 <i>Amplification par un bras de levier simple</i> | 18 |
| 3.3 UTILISATION DES CERAMIQUES PIEZOELECTRIQUES | 19 |
| 3.3.1 <i>Validation du comportement piézoélectrique</i> | 19 |
| 3.3.2 <i>Commande des actionneurs piézoélectriques</i> | 19 |
| 3.4 CREMAILLERE BIO-INSPIREE D'UNE FIBRE D'ACTINE..... | 20 |
| 3.5 MAQUETTE DIGITALE D'UNE TETE DE MYOSINE | 22 |
| 4 PERSPECTIVES | 24 |
| CONCLUSION..... | 25 |
| REFERENCES | 26 |
| ANNEXES..... | 27 |

1 Introduction

Un des enjeux pour les futures générations d'actionneurs est de les rendre plus fiables lorsque la redondance n'est pas possible (pour des raisons de coûts, d'encombrement stérique, de poids, etc...). Cependant, il existe dans la nature des actionneurs fiables, sans redondance : le muscle strié, le muscle lisse, les pulvinus des feuilles d'arbre, et d'autres mécanismes naturels [1, 2]. Nous avons choisi de considérer pour cette recherche le muscle strié, car il combine des caractéristiques de vitesse, de force et de longueur de course intéressantes pour des applications biomédicales et industrielles.

Le muscle, grâce à sa structure délocalisée et multi-échelle, permet d'encaisser facilement des dégâts et, malgré l'apparition de défauts au cours du fonctionnement (microtraumatismes, myofibrilles cassées, accumulation de déchets organiques, œdèmes, etc...), permet de réaliser sa fonction d'actionneur avec une perte négligeable de performances [3]. Nous expérimentons régulièrement des microtraumatismes lors d'une séance de sport : nous pouvons, par exemple, courir longtemps sans connaître une baisse performance mais avoir des courbatures le lendemain (Les courbatures correspondent à des microtraumatismes au niveau musculaire). La préservation des performances mécaniques d'un muscle micro-traumatisé s'appelle la résilience.

Ce stage s'inscrit dans une démarche de création biomimétique. L'objectif à long terme est d'imiter la structure multi-échelle (du microscopique au macroscopique) du muscle afin de créer un actionneur mécanique résilient. Un actionneur bio-inspiré du muscle ouvrirait des perspectives pour (i) la création d'une maquette de muscle multi-échelle, pour la recherche fondamentale (implémentation des lois de commandes physiologiques et vérification les comportements attendus de manière expérimentale), (ii) la création de prothèses haptiques de nouvelle génération dont l'interface prothèse-cerveau serait plus aisée et (iii) la création d'un actionneur industriel résilient aux dommages.

Ce mémoire est organisé en 3 parties. Dans un premier temps, nous ferons un état-de-l'art succinct sur la structure et le fonctionnement du muscle afin de donner au lecteur les clés de compréhension ainsi que le vocabulaire biologique nécessaire pour suivre l'approche biomimétique. Nous montrons, ensuite, la richesse et les limites de cette approche en cherchant les propriétés musculaires à copier. Nous finissons cette approche bibliographique par une présentation non exhaustive de différents actionneurs avec leurs principes physiques. Nous expliquons ainsi le choix des céramiques piézoélectriques pour imiter une tête de myosine. Enfin, les principes classiques d'amplification du mouvement d'actionneurs piézoélectriques sont présentés. Dans une deuxième partie, nous

présentons nos premières tentatives de création de l'actionneur en s'appuyant sur des modèles analytiques et numériques de dimensionnement des pièces mécaniques. Pour finir, dans une troisième partie, nous discutons des résultats obtenus, de la faisabilité de l'actionneur ainsi que des perspectives ouvertes par ce travail préliminaire.

2 État-de-l'art

2.1 Structure et fonctionnement du muscle strié

2.1.1 Structure du muscle strié

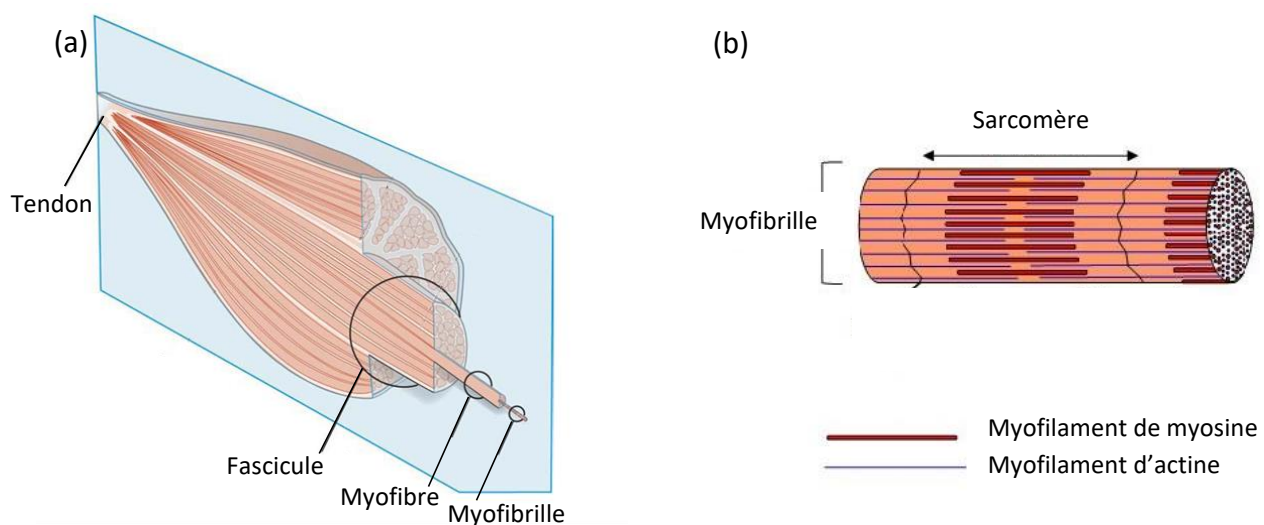


Figure 1 : (a) Coupe longitudinale d'un muscle. La structure multi-échelle du muscle apparaît clairement, du muscle complet à la myofibrille [4]. (b) Schéma d'une myofibrille, contenant les sarcomères donnant son aspect strié au muscle.

Dans le règne animal (mammifères, poissons, oiseaux, mollusques, etc.), l'actionneur le plus courant est le muscle strié. Il est résilient aux micro-dégâts et permet des mouvements rapides, contrôlables et fluides.

Un muscle squelettique, relié à un ou plusieurs os du squelette par des tendons, est composé de plusieurs fascicules (faisceaux de fibres musculaires) entourés par le perimysium [4]. Ces fascicules sont constitués de fibres musculaires (myofibres, le préfixe myo dérive du grec $\mu\upsilon\varsigma$ - mus signifiant « muscle » et ayant donné en français les mots « mulot » et « moule »). Les fibres musculaires mesurent environ 100 μm de diamètre et sont de trois types différents I, IIa et IIx. La prévalence d'un type de fibre dépend de la masse de l'animal et de la fonction du muscle [5]. La fibre de type I permet de faire un effort long. Elle se retrouve chez les animaux migrants, qui vont utiliser ces muscles sur une très longue durée, ou bien sur des muscles posturaux qui permettent de résister à la gravité, par

exemple. Ensuite, les fibres de type IIX sont présentes sur les muscles capables de faire un effort intense mais court, comme la course d'un guépard, par exemple. Les fibres IIA permettent de faire un effort intense de longue durée, lors d'un marathon, par exemple. Les caractéristiques principales de chaque fibre sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Tableau 1 : Description des différentes propriétés du muscle en fonction du type des fibres le composant.

| Fibre | Type I | Type IIX | Type IIA |
|---------------------|----------------------|--------------------|-------------------------|
| Structure | Petit diamètre | Moyen diamètre | Gros diamètre |
| | Couleur rouge | Couleur Blanche | Couleur rouge/blanche |
| Fonction principale | Effort long | Effort court | Effort de force intense |
| Propriétés | Très résistante à la | Peu résistant à la | Résistance à la fatigue |
| | fatigue | fatigue | moyenne |
| | Densité capillaire | Densité capillaire | Densité capillaire |
| | haute | faible | haute |

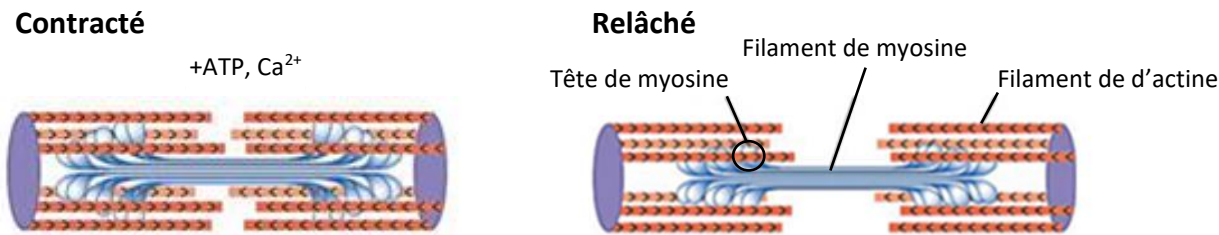


Figure 2 : Schéma du sarcomère [15].

2.1.2 Effet de l’angle de pennation sur la force produite par un muscle

Les fibres sont orientées selon l’angle de pennation θ par rapport à la direction de poussée [7], voir figure 3. Cette orientation joue un rôle majeur dans la capacité du muscle à générer des forces importantes. Généralement, plus cet angle est faible, moins la force générée est importante. La force isométrique (force engendrée par la contraction d’un muscle statique, sans changement de longueur) est quantifiée à l’aide de son PCSA (physiological cross-sectional area) et d’un facteur de conversion empirique (Environ 22.5 N.cm^{-2}) [5]. Le PCSA est calculé en fonction de la longueur des fibres, de la masse du muscle, de l’angle θ , et de la masse volumique du muscle :

$$PCSA = \frac{m \cos(\theta)}{L\rho} \tag{1}$$

Avec m , la masse du muscle en gramme, L la longueur d'une fibre en cm et ρ , la masse volumique d'un muscle.

Cette formule permet d'estimer la force isométrique d'un muscle de manière macroscopique.

De plus, un modèle simple permet de comprendre le rôle de l'angle de pennation θ . Considérant un muscle penné, quel est l'angle optimal pour la production de force ? Nous modélisons un muscle comme un cylindre, dont les fibres sont orientées avec un angle θ . Les schémas d'un muscle unipenné et bipenné sont représentés en figure 3.

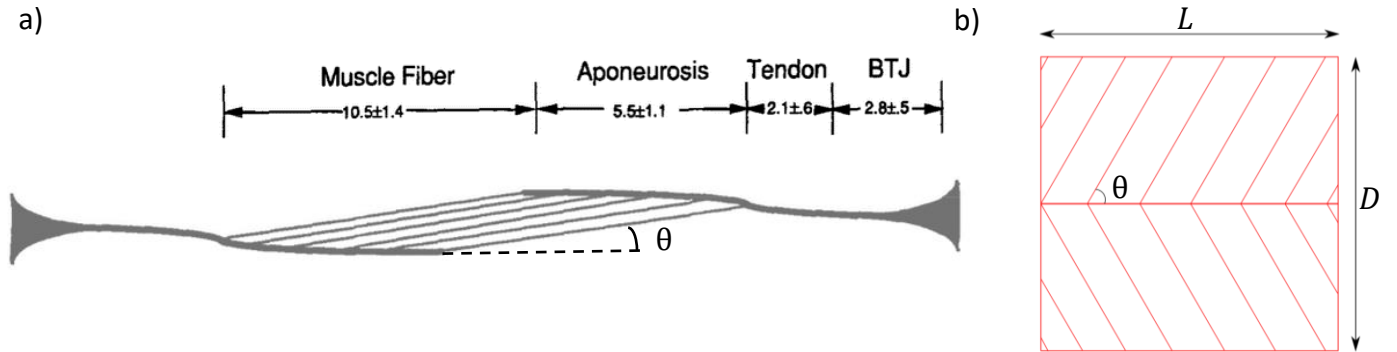


Figure 3 : (a) Schéma d'un muscle unipenné [7]. (b) Schéma d'un muscle bipenné utilisé pour les calculs.

Avec ce modèle, la longueur d'une fibre vaut $D/\sin(\theta)$. Le volume d'une fibre vaut $\pi d^2 D/4 \sin(\theta)$. Le nombre de fibres est donné par le volume du cylindre divisé par le volume d'une fibre. Ici dans le cas d'un muscle bipenné,

$$N_{fp} = \frac{\pi D^2 L/4}{\pi d^2 D/4 \sin(\theta)} = \frac{2DL \sin(\theta)}{d^2} \quad (2)$$

avec d , le diamètre d'une fibre, L , la longueur du muscle et D , le diamètre du muscle. La force totale associée est la projection de la force produite par chaque fibre selon la direction de poussée. Elle s'écrit,

$$F_{TP} = N_{fp} f_{fibre} \pi d^2 \frac{\cos(\theta)}{4} \quad (3)$$

avec f_{fibre} la force produite par une seule fibre.

Avec le modèle cylindrique, le nombre de fibres se calcule aisément pour un muscle parallèle, $N_{fd} = D^2/d^2$, avec sa force associée, $F_{Td} = N_{fd} \alpha$.

Ainsi pour chercher l'angle de pennation optimal pour la production de force, il faut trouver l'extremum du ratio de la force produite par un muscle penné et un muscle à fibres parallèles, $f = F_{Tp}/F_{Td}$,

$$f = \frac{2L \sin(\theta) \cos \theta}{D} \quad (4)$$

L'extremum est atteint là où la dérivée s'annule,

$$\frac{df}{d\theta} = \frac{2L}{D} (\cos^2(\theta) - \sin^2(\theta)) = 0 \quad (5)$$

La solution de cette équation est $\theta = \pi/4$ dans l'intervalle $[0, \pi/2]$.

L'angle de pennation pour une force maximale est de 45° . Si l'angle est plus grand, plus de fibres peuvent être mises en parallèle dans le muscle mais leur direction de contraction n'est plus suffisamment bien orientée avec la direction de poussée du muscle complet. Au contraire, si les fibres sont bien orientées selon la ligne de poussée du muscle, elles sont plus longues et moins nombreuses. Cette configuration parallèle permet néanmoins d'avoir une vitesse d'actionnement maximale avec des fibres longues (beaucoup d'unités contractiles en série).

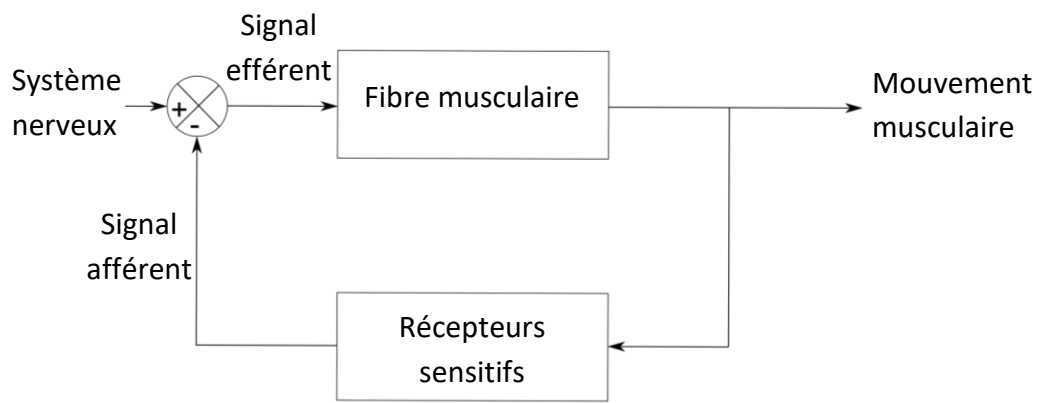


Figure 4 : Schéma décrivant succinctement le fonctionnement du système nerveux musculaire.

2.1.3 Fonctionnement physiologique du muscle

La terminaison nerveuse de la commande musculaire est la myofibre. En effet, chaque myofibre est connectée à un motoneurone, qui permet de contrôler localement le mouvement de contraction du muscle. Chaque myofibre est constituée par plusieurs myofibrilles.

Les axones transmettant l'information du cerveau vers le muscle sont les axones afférents, ceux qui transportent les informations sensibles vers la moelle épinière sont les efférents [8]. Ces signaux sont la base du système de rétroaction musculaire.

Avec une vision d'ingénieur la commande du muscle rétroactive s'assimile à une boucle fermée standard d'asservissement [8], voir figure 4. En effet, la boucle de rétroaction permet d'éviter les tremblements et faire en sorte que le mouvement soit le plus précis, souple et rapide possible (ces problématiques sont récurrentes en robotique). Cette boucle est créée notamment grâce à des

récepteurs sensitifs, qui peuvent donner un retour d'effort ou de position : c'est la proprioception. La commande musculaire est régulée par le motoneurone alpha, qui collecte des signaux à partir du système nerveux et des différents récepteurs sensitifs. [8]

Les myofibrilles sont composées de briques élémentaires : les sarcomères. Ceux-ci mesurent environ $3\mu\text{m}$ de long et sont eux-mêmes composés de filaments d'actine (7nm) et de myosine (15nm). Le filament de myosine est constitué de nombreuses têtes (environ 300). Les têtes de myosines sont activées par l'apport d'ions calciums Ca^{2+} . Elles tirent sur le filament d'actine, à des emplacements chimiques spatialement équirépartis, ce qui permet la contraction du sarcomère (figure 2). L'énergie ainsi consommée est d'origine chimique et provient du cycle ATP.

La structure du muscle se résume de la manière suivante : Les fibres de différents types sont recrutées en fonction du type d'effort. La brique élémentaire du mouvement est le couple actine-myosine qui permet la contraction musculaire. Le muscle strié possède une structure multi-échelle rétro-contrôlée dont nous pouvons supposer qu'elle lui confère ses propriétés de résilience et de précision du mouvement.

2.2 Quelles propriétés du muscle copier ?

Du fait de sa structure complexe, le muscle possède de nombreuses propriétés. Elles sont importantes pour le fonctionnement biologique du muscle. Elles ne sont pas toutes nécessaires pour créer un muscle artificiel.

Nous n'allons, par exemple, pas copier la composition chimique du muscle. Le muscle bio-inspiré ne sera pas fait de chaînes carbonées, ni alimenté par un fluide avec une énergie d'origine bio-chimique (la libération d'énergie par le cycle ATP). Du point de vue de la commande, nous n'allons pas non plus copier la décharge ionique au niveau des sarcomères, responsable de la libération des ions Ca^{2+} .

Cependant d'après la présentation simplifiée du muscle de la section précédente, l'hypothèse que la résilience musculaire émerge de la structure du sarcomère ainsi que dans l'aspect multi-échelle du muscle est proposée. Une autre propriété importante du muscle, à conserver, est son temps de réponse, de l'ordre de la milliseconde, soit des fréquences de l'ordre de 10^3Hz . Cette bande passante

importante permet d'implémenter des lois de commande physiologique, ou bien d'envisager d'interfacer l'actionneur avec le cerveau dans le but de créer des prothèses haptiques.

Ce sont ces deux dernières propriétés musculaires (structure multi-échelle et bonne bande-passante) que nous cherchons à imiter, afin de créer un muscle artificiel résilient aux dommages, à faible temps de réponse et pouvant être produit en série.

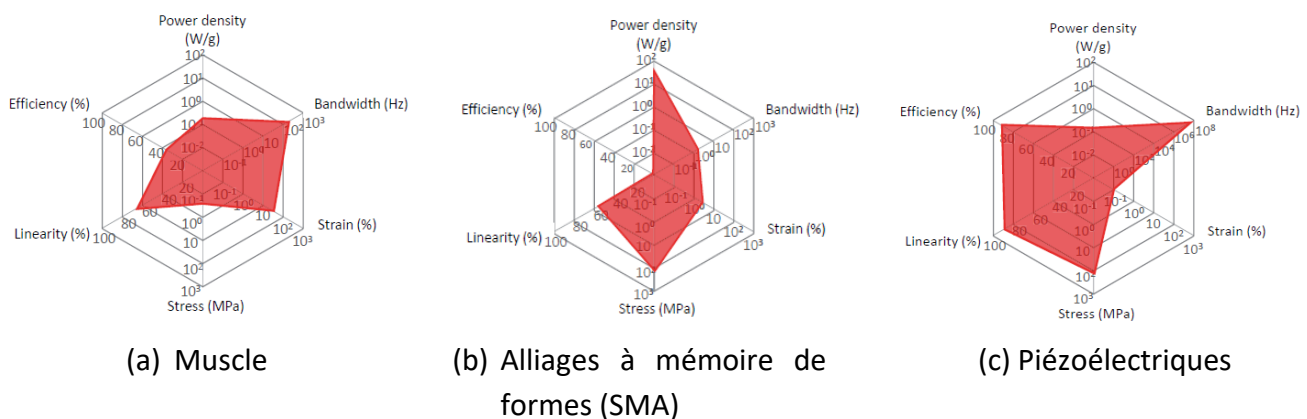
Nous sommes aussi limités par l'état actuel des moyens techniques de fabrication : nous ne savons pas par exemple fabriquer des pièces plus petites que quelques microns avec des outils standards. La conception du muscle bio-inspiré est aussi limitée par les technologies matériaux actuelles.

2.3 Quel matériau intelligent choisir ?

Afin de créer un muscle artificiel, plusieurs actionneurs non-standards (i.e. différent d'un moteur électrique), basés sur des principes physiques variés ont été proposés. Ceux-ci sont généralement des matériaux intelligents, définis comme des matériaux pouvant changer de forme sous des stimuli extérieurs [9]. Ces stimuli extérieurs sont généralement un champ électrique mais peuvent aussi être pneumatiques, chimiques ou autres. Ils ont l'avantage d'être millimétriques, aisément pilotables et efficaces d'un point de vue énergétique. Les EAP (electroactive polymers) sont des polymères contenus entre deux électrodes capables de changer de forme sous un stimulus électrique [10]. Les SMA (shape memory alloys), sont des matériaux capables de retrouver par chauffage leur forme initiale après avoir changé temporairement de forme. Ils sont par exemple utilisés en bio-ingénierie pour fabriquer des stents, des agrafes osseuses ou des pinces chirurgicales. En règle générale, ils sont extrêmement performants, et en vogue dans le domaine de la microrobotique.

Cependant, la plupart de ces matériaux intelligents ont un défaut majeur : ils ont un temps de réponse faible, de l'ordre de la seconde voire plus. Une des principales caractéristiques à préserver pour

Figure 5 : Description des différentes propriétés de matériaux intelligents [9].



développer notre muscle artificiel est la réactivité, ou en termes d'ingénieur, conserver une bonne bande passante.

Les rares matériaux intelligents qui possèdent un temps de réponse suffisamment élevé sont les céramiques piézoélectriques (jusqu'à 10^{-8} secondes), voir figure 5. Outre leurs temps de réponse, un autre avantage de ces matériaux est la force développée (de l'ordre de 200 kilogrammes-force pour un actionneur piézoélectrique de 1cm^2 de section, correspondant à une contrainte de 20 MPa). Les actionneurs piézo-électriques [11] sont, notamment, utilisés dans les systèmes optiques de précision, puisqu'ils permettent de contrôler efficacement les mouvements à l'échelle micrométrique, voire même nanométrique. Cependant les mouvements générés sont de faible amplitude, et doivent être amplifiés pour une utilisation sur un système mécanique macroscopique fabriqué avec des techniques d'usinage conventionnelles.

Afin de choisir le matériau intelligent le plus performant, notre critère principal était une haute bande passante. C'est pourquoi nous avons choisi la céramique piézoélectrique. Cependant, celle-ci possède une elongation d'actionnement de 0.2% de sa longueur, il faut en conséquence amplifier son déplacement.

2.4 Comment amplifier le mouvement des actionneurs piézoélectriques ?

Dans la littérature, trois grands types d'amplification ont été proposés : les bras de leviers, les chevrons et les ponts.

2.4.1 Principe d'amplification par bras de levier

Le bras de levier est un mécanisme découvert par Archimède au 3ème siècle avant JC. Il stipule que sur une liaison pivot, plus on s'éloigne de celle-ci, plus la force est faible, selon la formule suivante (équilibre des moments),

$$F_1 L_1 = F_2 L_2, \quad (6)$$

voir figure 6. Cette méthode permet d'amplifier des déplacements ou des efforts.

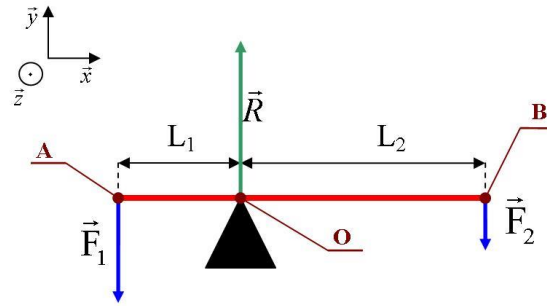


Figure 6 : Schéma du bras de levier. L'équilibre des moments impose $F_1 L_1 = F_2 L_2$.

Les bras de levier ont l'avantage d'être extrêmement simples à construire mais sont rapidement très encombrants pour de grandes amplifications.

2.4.2 Principe d'amplification par chevrons

Les chevrons ont pour avantage principal d'amplifier fortement le déplacement (de l'ordre d'un facteur 100). Cette amplification est permise par la géométrie basée sur un système de bras de levier double, symétrique [12], Figure 7a.

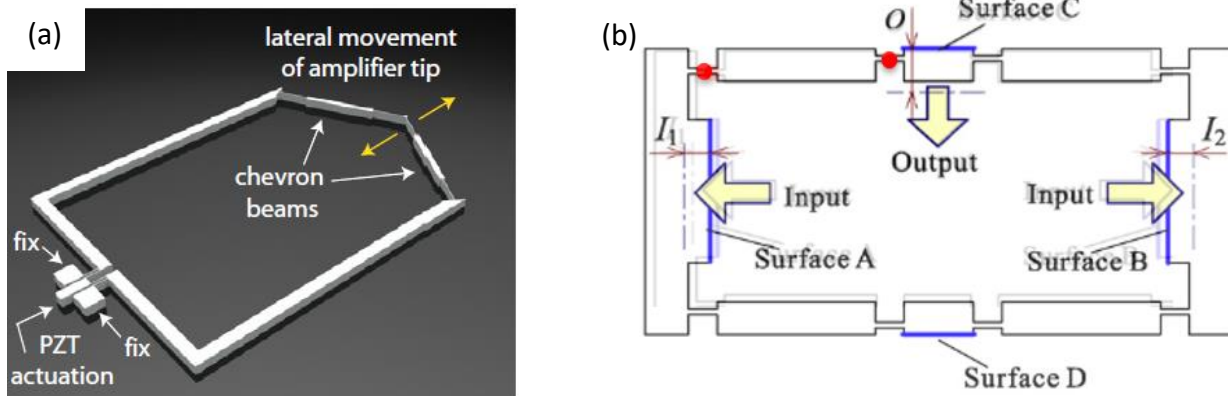


Figure 7 : (a) Amplificateur par chevrons [11]. (b) Amplificateur par pont [12]. Les points rouges correspondent à des pivots.

Dans cet exemple, le déplacement est amplifié 170 fois, en passant de $1.5\mu\text{m}$ à $256\mu\text{m}$. C'est une solution d'amplification efficace mais qui réduit considérablement la force transmise. Cette solution convient parfaitement pour des systèmes où la force requise après amplification n'est pas un paramètre déterminant. La géométrie représentée figure 7a est utilisée pour déplacer des appareils optiques d'endoscopie microscopique.

2.4.3 Principe d'amplification par pont

Au contraire des chevrons, les ponts, figure 7b, amplifient moins le déplacement ($\times 10$) mais permettent une transmission de force plus importante. En effet, celle-ci est construite à partir de bras de levier de faible longueur [13]. Ce type d'amplification se base sur la déformation interne de la structure. Les lieux de déformations de la matière (points rouges, figure 7b) peuvent être modélisés comme des liaisons pivots. Afin de concentrer les efforts en un point, des sections de faible épaisseur sont dessinées pour s'approcher le plus possible d'un pivot parfait. Cependant, les sections de faibles épaisseurs sont des zones fragiles, où la rupture est le plus susceptible d'intervenir.

2.4.4 Compacité du système d'amplification

Le second critère discriminant pour notre choix est la compacité. Cet aspect est important dans la plupart des domaines d'application de ces systèmes (médecine, optique, etc...). La compacité dépend directement de la taille des bras de leviers, élément principal de ces géométries. Pour allier compacité et amplification, il est possible de faire des juxtapositions en série des deux géométries précédentes.

Les différents types d'amplifications présentent tous des avantages et des inconvénients. Un compromis entre le déplacement final, la force transmise et la compacité est nécessaire afin de créer une géométrie pour une application donnée.

Nous avons conclu que le meilleur point de départ pour créer un sarcomère serait : une crémaillère imitant les points d'ancrage des fibres d'actine, sur laquelle viendrait « engrainer » une tête de myosine. Cette tête serait reproduite par l'utilisation de céramiques piézoélectriques, couplées d'un système d'amplification.

3 Vers une tête de myosine bio-inspirée

Basé sur l'état-de-l'art et les contraintes d'usinages conventionnelles, une tête de myosine bio-inspirée a été proposée.

Dans cette partie, le couple actine-myosine est d'abord adapté avec un modèle mécanique simple, ensuite, plusieurs systèmes d'amplifications ont été analysés. Nous avons déterminé qu'un des

facteurs limitants était de fabriquer une crémaillère à pas micrométrique, que nous avons réalisé. Enfin, nous avons conçu et commencé à réaliser un prototype.

3.1 Bio-inspiration du système actine-myosine

À partir de l'observation du système actine-myosine, nous avons pu déterminer que les têtes de myosine se positionnent sur des sites chimiques précis, disposés à intervalle régulier sur la fibre d'actine. L'espacement des sites chimiques des filaments d'actine ont été assimilés au pas d'une crémaillère mécanique. La tête de myosine est un ensemble mécanique capable de s'engrener avec la crémaillère, la pousser, puis de s'en dégager.

Pour cela, nous avons choisi une géométrie à trois éléments piézoélectriques, qui avanceraient de concert [13]. L'élément piézoélectrique central avance de la longueur du pas de la crémaillère deux autres piezos qui permettent de s'engager et se désengager de la crémaillère, afin de créer un mouvement de reptation type « ver » (figure 8).

Le cycle du mouvement pour avancer d'un pas sur la crémaillère se décompose en 4 étapes :

Étape 1 : P1 ancre l'accroche arrière dans la crémaillère. L'accroche avant est libre.

Étape 2 : P2 s'allonge, P1 est toujours engagé.

Étape 3 : P3 ancre l'accroche 2 dans la crémaillère puis P1 se désengage. L'accroche arrière est libre.

Étape 4 : P2 se rétracte, P3 est toujours engagé.

Étape 1 (cycle 2) : P1 ancre l'accroche dans la crémaillère puis P3 se désengage. L'accroche avant est libre.

Ce cycle est répété plusieurs fois pour permettre au système d'avancer. Le système pourrait avancer à chaque cycle de la longueur de 1 pas de crémaillère. En faisant tourner les cycles à haute fréquence, le système peut atteindre des vitesses de l'ordre du cm.s^{-1} [11].

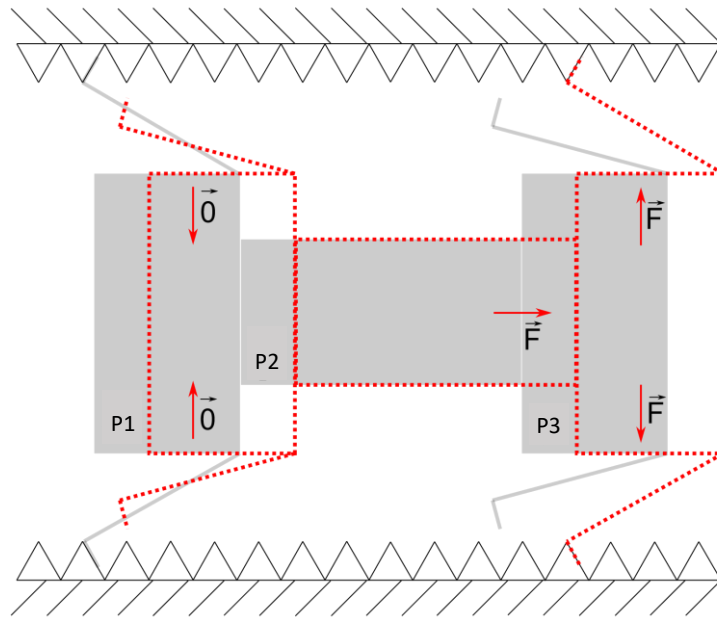


Figure 8 : Schéma de fonctionnement de type ver.

3.2 Amplification du mouvement

3.2.1 Amplification par pont

Afin d'amplifier les mouvements de P1 et P3, nous avons tout d'abord créé une amplification par pont. En effet, d'après l'état-de-l'art, cette structure est compacte, et apporte une amplification importante. Nous avons modélisé notre système d'amplification cinématiquement, figure 9.

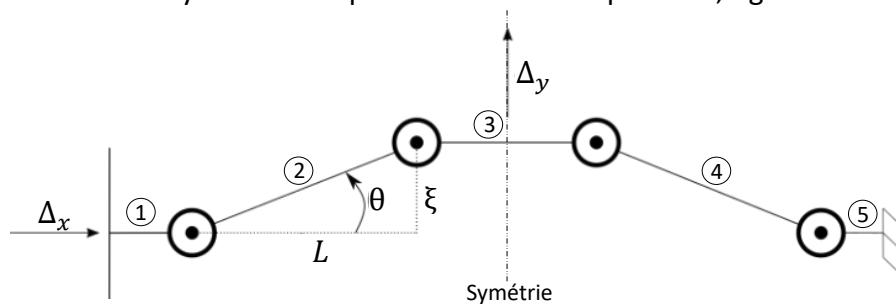


Figure 9 : Schéma cinématique d'un amplificateur par pont.

Lors de cette approche, nous avons fait comme hypothèses :

- Les liaisons pivots sont parfaites,
- $\theta_0 \ll 1$ ce qui correspond à $\xi \ll L$.

Le rapport d'amplification entre Δ_x et Δ_y est recherché. Des relations géométriques élémentaires nous permettent de calculer les changements de longueur Δ_x et Δ_y en fonction de la variation d'angle θ ,

$$\Delta_x = 2 \left[-L \frac{\theta^2}{2} - \xi \theta \right] \quad \text{et} \quad \Delta_y = L\theta.$$

Ce qui permet de calculer le taux d'amplification entre Δ_x et Δ_y :

$$\frac{\Delta_y}{\Delta_x} \approx \frac{L\theta}{2 \left[-L \frac{\theta^2}{2} - \xi \theta \right]} \quad (7)$$

En fixant le taux d'amplification à 25, ainsi que la hauteur ξ , les valeurs des paramètres géométriques L et θ_0 sont déduites.

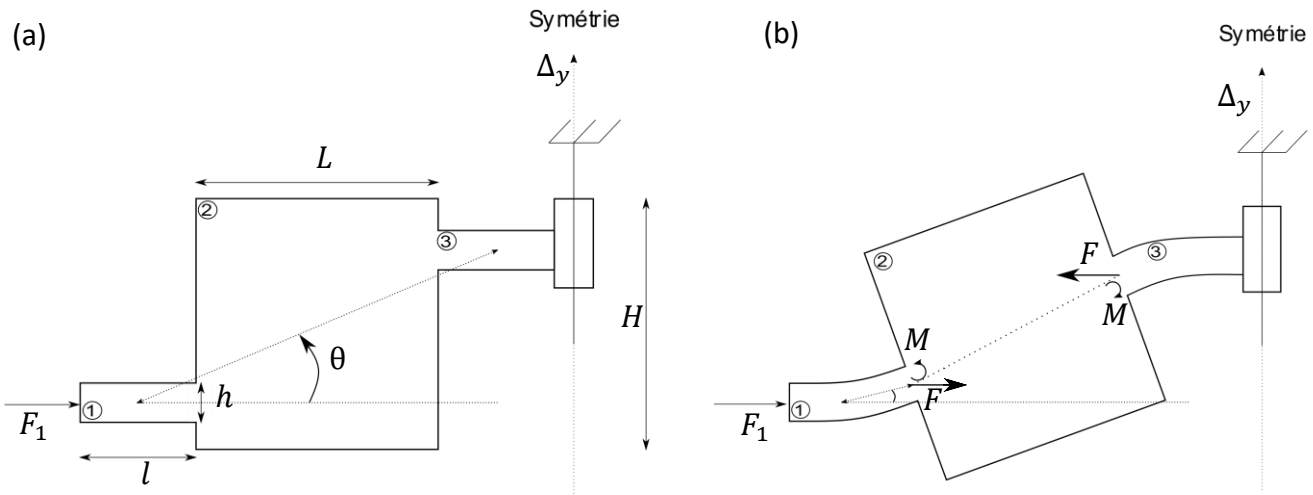


Figure 10 : (a) Schéma d'un pont sans déformation. (b) Schéma d'un pont déformé

Ce modèle, bien que simplifié, pose certaines bases de la modélisation des systèmes d'amplification. Pour se rendre compte de ce qui se place plus en profondeur dans la matière, nous allons changer de modèle, cette fois-ci en considérant les déformations.

Hypothèse :

- Pas de flambement,
- Le déplacement Δ_x est dû à la compression δ_c et au déplacement par rotation δ_b avec $\Delta_x = \delta_c + \delta_b(8)$.

Une force F est appliquée à chaque extrémité. Ainsi pour toutes les pièces i , $F = EWH_i\epsilon_i$.

On en déduit le déplacement en compression total,

$$\delta_i = \epsilon_i L_i d' \text{ où } \delta_i = \frac{F}{EW} \frac{L_i}{H_i} \quad (9)$$

Et pour chaque pièce distincte on a :

$$\delta_c = \sum_i (\delta_i) = \frac{F}{EW} \left(\frac{2L}{H} + \frac{4l}{h} \right) \quad (10)$$

Ce qui donne $\delta_c = F\beta / EW$ (11) avec $\beta = \frac{2L}{H} + \frac{4l}{h}$

Le scénario suivant est proposé : la compression induit une force F sur la pièce 2.

La force F crée un moment M sur la pièce 2. Elle pivote (sans déformation) ce qui entraîne un fléchissement des poutres 1 et 3. Ce moment M permet au solide de rester en équilibre, d'où $M L = F \xi$.

Le changement d'angle θ due au fléchissement des poutres 1 et 3 est calculé le long d'une déformée,

$$\theta = \frac{6\xi l^2}{EW h^3 L} \frac{EW}{\beta} (\Delta_x - \delta_b). \quad (12)$$

En effectuant un raisonnement similaire au cas indéformable pour déterminer le déplacement selon la

direction x dû à la rotation de la pièce 2, $\delta_b = \frac{-L\Delta_y^2}{2L^2} - \xi \frac{\Delta_y}{L}$.

Le déplacement de Δ_y en fonction de Δ_x s'écrit,

$$\Delta_y = \frac{2\alpha L \xi}{2\alpha \xi^2 + L} \Delta_x. \quad (13)$$

En optimisant l'amplification par rapport à la grandeur ξ , avec une technique mathématique similaire à celle employée précédemment pour l'angle de pennation, nous obtenons

$$\xi_{opt} = \sqrt{\frac{h^3 L \left(\frac{2L}{H} + \frac{4l}{h} \right)}{12l^2}} \quad (14)$$

Afin de compléter cette étude théorique, une étude par éléments finis du pont a été effectuée.

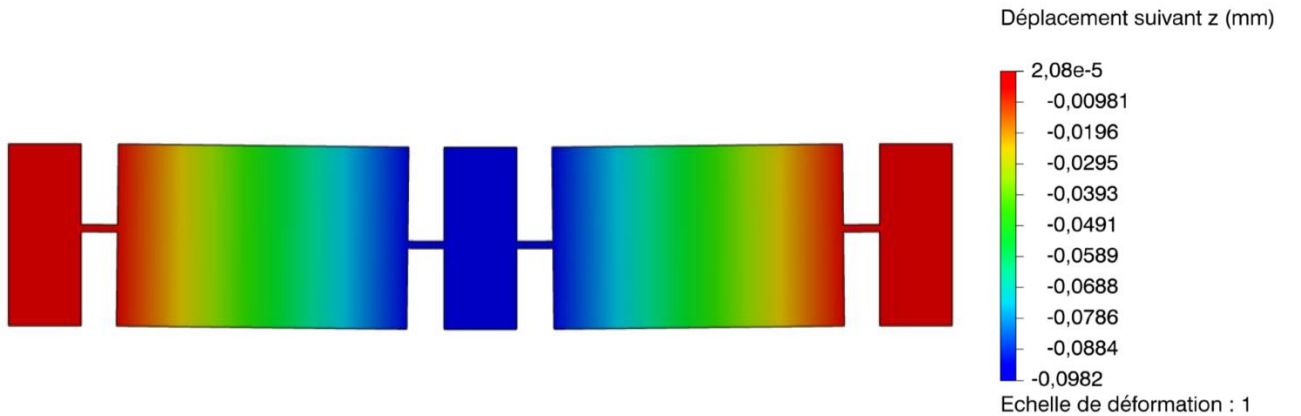


Figure 11 : Résultat d'une simulation par éléments finis d'un pont.

Le déplacement est amplifié 10 fois, passant de $10\mu\text{m}$ à $98\mu\text{m}$. Le modèle prévoyait un déplacement de $119\mu\text{m}$.

En utilisant nos éléments analytiques pour optimiser les dimensions de notre modèle élément fini, un pont avec un déplacement théorique d'une centaine de microns a été conçu à partir d'un déplacement de 10 microns. Nous avons fabriqué ce pont, afin de tester en conditions réelles son amplification et valider notre approche.

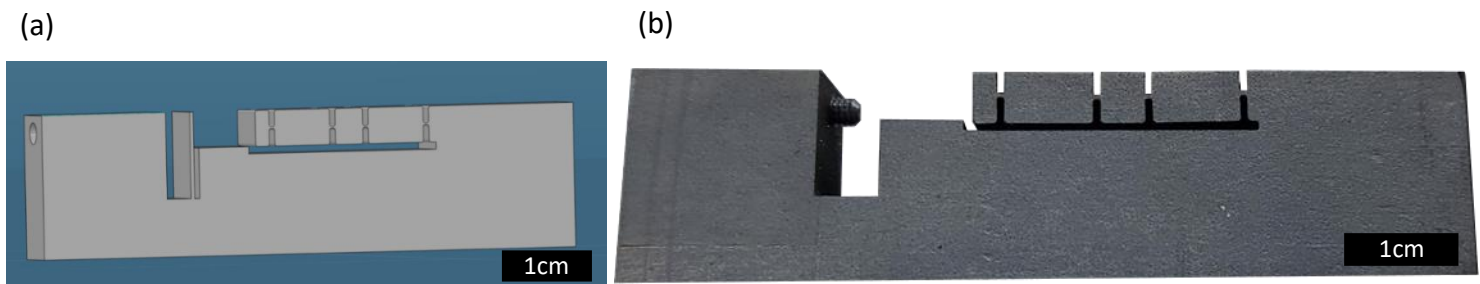


Figure 12 : (a) Modèle CAO du pont. (b) Pont après usinage par extrudeuse à fil.

Pour l'usinage, nous avons utilisé une machine d'électroérosion à fil, qui nous permet de fabriquer les angles souhaités, en étant fidèle à la géométrie. La limite de l'électroérosion à fil est la dimension du fil. En effet, celui-ci fait $250\mu\text{m}$ de diamètre, ce qui limite la création de rainures inférieures à $250\mu\text{m}$. La pièce est usinée en acier dans un pavé de 8mm d'épaisseur. Les poutres fines mesurent $250\mu\text{m}$ de hauteur.

Les essais effectués, suite à cet usinage, montrent un déplacement Δ_y de $8\mu\text{m}$. Sachant que l'actionneur piézoélectrique se déplace de $10\mu\text{m}$, le facteur d'amplification est donc de 0.8.

L'écart important entre le modèle analytique/élément fini et l'expérience s'explique par (i) la technique d'usinage utilisée et (ii) l'hypothèse d'un actionneur piézoélectrique parfait. (i) Bien que l'électroérosion à fil possède une résolution inférieure à $250\mu\text{m}$, la découpe par fil laisse des contraintes résiduelles dans le pont (l'acier fond autour du fil). En effet, le pont apparaît flambé avant même sa première utilisation. (ii) Nous n'avons pas considéré la flexibilité du matériau piézoélectrique dans les modèles. Si nous l'avions considéré, les rapports de raideurs de l'actionneur piézoélectrique ($E_{\text{piezo}}S_{\text{piezo}} = 50\text{GPa} \times 5\text{mm} \times 5\text{mm}$) et des poutres d'acier ($E_{\text{acier}}S_{\text{acier}} = 200\text{GPa} \times 8\text{mm} \times 0.25\text{mm}$) est de 3. Ce phénomène peut expliquer environ 33% de la baisse d'amplification, par rapport à l'hypothèse de l'actionneur parfait.

Dans la modélisation, nous n'avons pas tenu compte non plus de la vis de serrage et de ses filets, dont la déformation a pu encaisser une partie du déplacement de l'actionneur piézoélectrique.

Cette expérience, bien qu'infructueuse, nous a appris beaucoup sur les techniques d'usinage à privilégier, sur les modélisations à apporter à nos amplifications futures, sur le comportement même de nos actionneurs piézoélectriques.

3.2.2 Amplification par un bras de levier simple

Plutôt que de passer par une amplification par pont, pas facile à mettre en place, nous nous sommes tournés vers une solution plus aisée à fabriquer, mais qui amplifie beaucoup moins le mouvement : le bras de levier simple, figure 13a.

Nous avons une longueur de bras de levier de 20mm et un déplacement de 5 μ m, nous avons une amplification de 10.

Théoriquement, il serait possible d'amplifier beaucoup plus mais la contrainte de compacité empêche une telle amplification avec des bras de leviers simples.

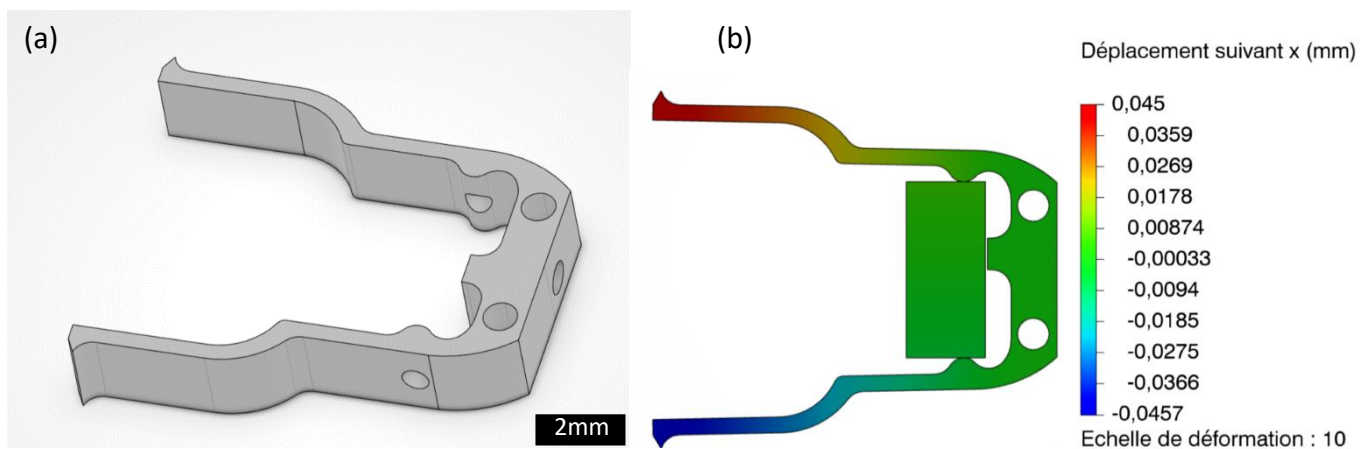


Figure 13 : (a) Modèle CAO des bras de levier. (b) Simulation éléments finis du déplacement.

Nous avons suivi une approche analytique et de modélisation par éléments finis. La modélisation par éléments finis est réalisée pour valider notre prototype. Cette fois, nous avons pris en compte la déformation entre les pièces ainsi que les matériaux (PEEK pour les bras de leviers et céramique pour les piezos). La simulation est réalisée avec le moteur élément fini d'Abaqus à partir de l'interface de 3Dexpérience. Les paramètres de la simulation sont les suivants : simulation en quasi-statique, un

contact entre le piezo et les bras de levier parfait, avec le piezo comme surface maître. Un encastrement est placé au bout du bras de levier.

Nous avons ensuite validé le comportement des éléments piézoélectriques et de leur commande.

3.3 Utilisation des céramiques piézoélectriques

3.3.1 Validation du comportement piézoélectrique

Nous avons étalonné un actionneur piézoélectrique (Thorlabs, PK1FMAP1) en utilisant un comparateur de précision mécanique (résolution de lecture 1 micron). Les courbes d'étalonnage sont comparées aux données constructeur (figure 14a).

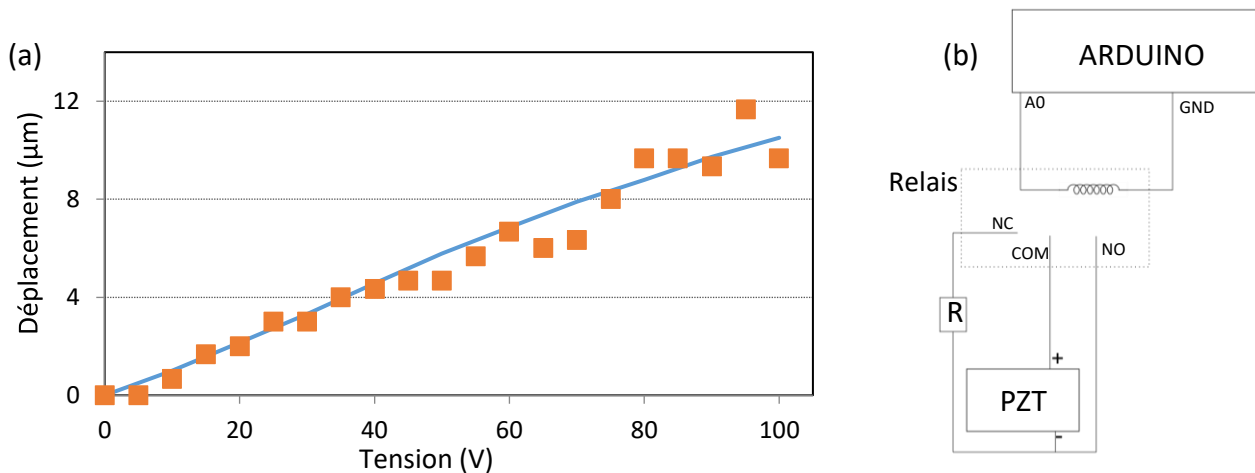


Figure 14 : (a) Graphique représentant le déplacement en micromètre constructeur (bleu) et expérimental (orange) du piezo en fonction de la tension. (b) Schéma électrique du montage pour piloter un piezo

Nos mesures sont similaires à la courbe constructeur aux barres d'erreur de mesure près. La capacitance interne des piezos pose problème. En effet, ceux-ci emmagasinent de l'énergie et ne se déchargent pas instantanément. Il faut prévoir pour la suite un système de décharge avec une résistance (voir figure 14b).

3.3.2 Commande des actionneurs piézoélectriques

Afin de piloter les actionneurs piézoélectriques, nous avons besoin d'une carte de commande. Il en existe plusieurs disponibles sur le marché, nous avons choisi une carte ARDUINO nano, car celle-ci est peu coûteuse, de petite dimension, et pilotable facilement grâce à son software « science ouverte ».

Le montage (figure 14b) réalisé comprend un microcontrôleur Arduino, un actionneur piézoélectrique, une résistance, et un relai (interrupteur mécanique). Le relai est piloté par le microcontrôleur Arduino.

Les trois autres bornes du relai sont connectées à l'actionneur piézoélectrique, en connectant la résistance afin de créer la boucle qui va enlever les effets capacitifs.

3.4 Crémaillère bio-inspirée d'une fibre d'actine

Pour éviter d'amplifier le mouvement et conserver une bonne compacité, nous avons choisi de créer une crémaillère de 10 μm .

Trois solutions techniques ont été envisagées : la gravure laser, l'usinage électrochimique et l'usinage par enlèvement de matière.

Après demande de devis pour la gravure laser, nous avons abandonné cette idée à cause du coût : devis de 3500€ pour une plaque de 9mm x 9mm x 1mm. L'usinage électrochimique comme proposé par Chen [13] est abandonné aussi par manque de matériel disponible sur place. Finalement, l'enlèvement de matière est la solution retenue, car le matériel et le savoir-faire sont présents sur place.

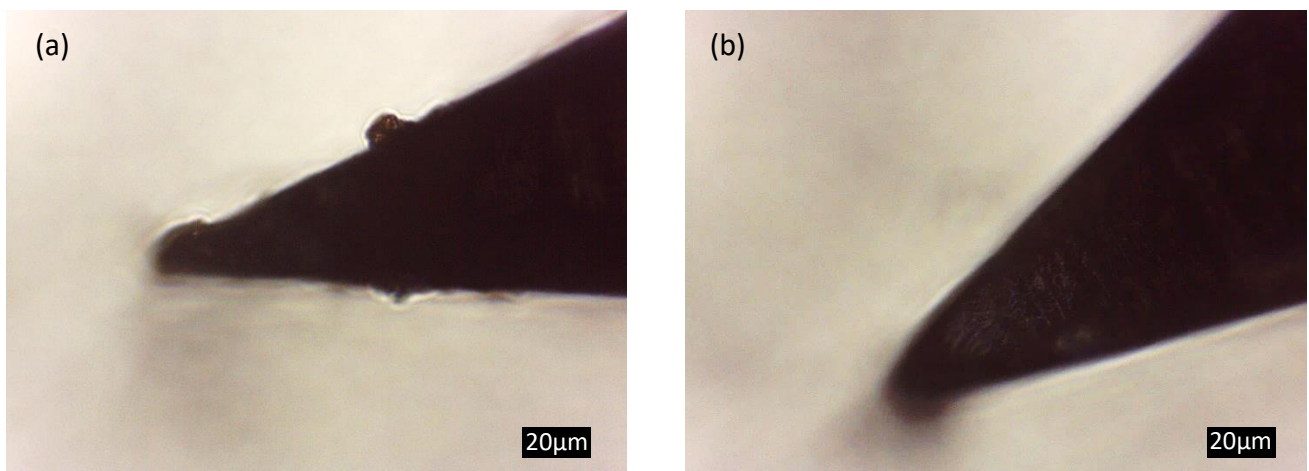


Figure 15 : (a) Pointe de l'outil après affutage et avant usinage. (b) Photo de l'outil après usinage.

Pour réaliser la crémaillère, nous avons affûté un outil de filetage sur une machine-outil d'affutage pour que celui-ci ait un rayon de pointe inférieur à 10 μm avec un angle au sommet de 30°. Après mesure au microscope a observé un rayon de pointe de l'ordre de 5 microns, voir figure 15a.

Sur un tour à commande numérique (SOMAB, optimab 250), nous avons usiné une pièce cylindrique d'aluminium afin de créer un filetage de 10 μm .

Pour pouvoir mesurer les caractéristiques du filetage (invérifiable à l'œil nu : la surface en aluminium apparaît non polie, et rugueuse au toucher) nous avons tout d'abord testé un outil de mesure optique confocale (STIL micromesure). La mesure produite n'était concluante : Le faisceau lumineux ayant un diamètre de faisceau de $4\mu\text{m}$, les mesures sont moyennées. De plus, le demi angle au sommet est de 15° , ce qui est supérieur à l'angle limite de mesure donné par le constructeur de 30° .

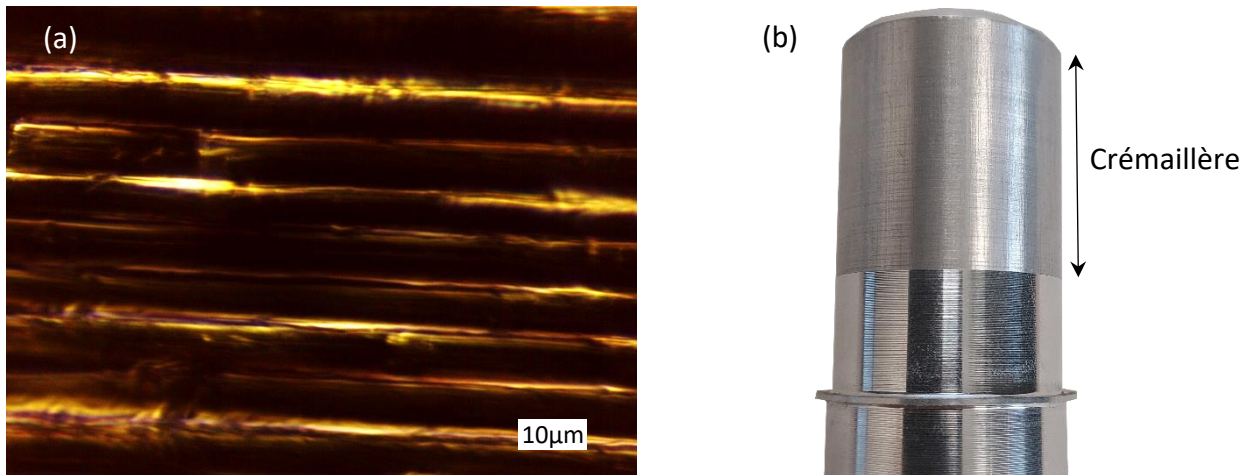


Figure 1016 : (a) Photo de la crémaillère au microscope (x100). (b) Photo de la crémaillère réalisée, diamètre 3cm.

Nous avons finalement utilisé un microscope optique afin de mesurer la précision et la qualité du filetage. L'espacement mesuré est bien de $10\mu\text{m}$ (voir figure 16a). La mesure optique ne nous permet pas d'avoir accès à la profondeur de la crémaillère. La profondeur est validée grâce à l'état de l'outil après usinage (aucune différence notable dans ses dimensions, figure 15). Une fois la crémaillère circulaire créée, nous allons la découper afin de pouvoir l'utiliser à plat. Les effets de courbure des pans de crémaillère découpés sont négligeables par rapport aux dimensions considérées.

3.5 Maquette digitale d'une tête de myosine

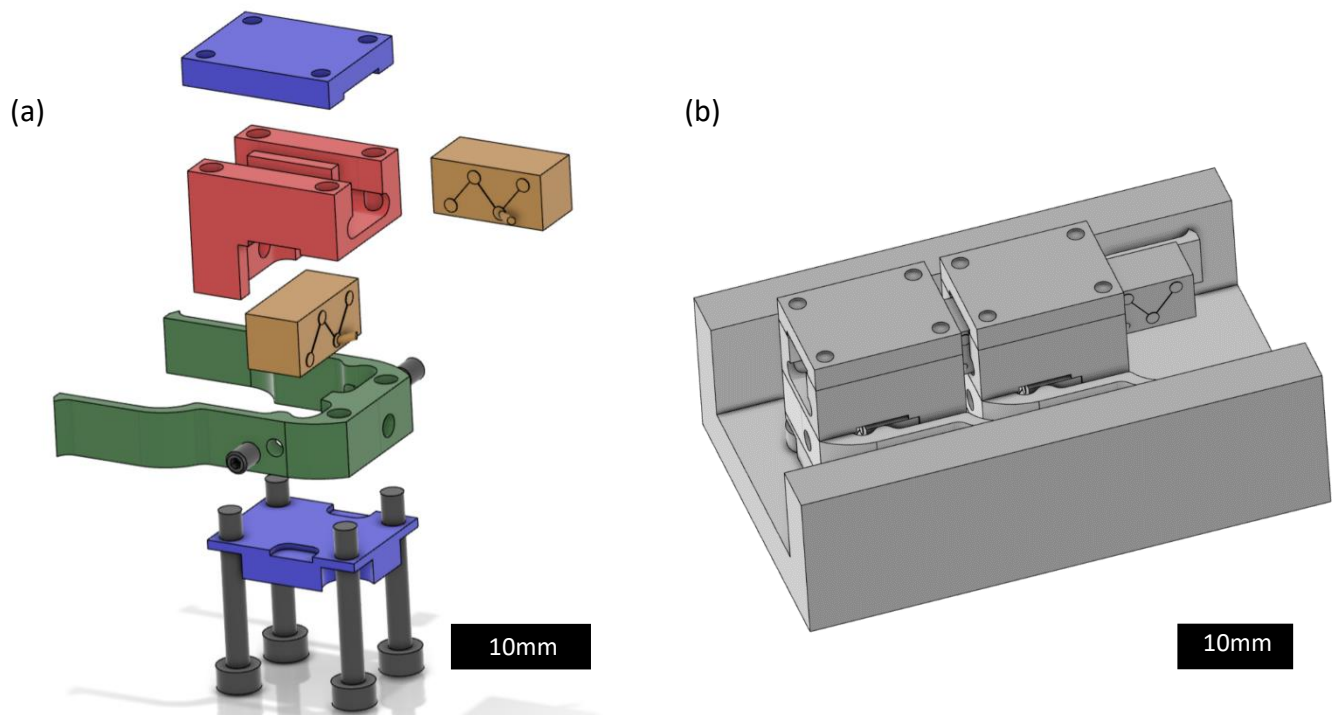


Figure 17 : (a) Vue éclatée d'une tête de myosine. (b) Maquette CAO de deux têtes de myosine montées en parallèle.

Afin de répondre à la contrainte de compacité, nous avons choisi une géométrie qui permet de superposer les plusieurs actionneurs type tête de myosines bio-inspirées, figure 17. Sur cette première maquette, nous avons choisi aussi de ne pas mettre de crémaillère par soucis de simplification (les créneaux ne sont pas visibles sur la CAO). Cela nous permet de faire la première preuve de concept de la tête de myosine.

La tête se compose en 4 parties distinctes :

- Les piezos (orange), actionneurs principaux, qui viennent imiter les mouvements de la tête de myosine. Les deux piezos possèdent un déplacement de $10\mu\text{m}$, qu'il conviendra ou non d'amplifier en fonction de leurs utilisations.
- Le support (rouge) est la pièce centrale, qui vient accueillir les éléments piézoélectriques pour permettre la bonne transmission de puissance et le bon placement de l'ensemble par rapport à la glissière (imitant le fil d'actine).
- Les bras de leviers (vert), qui permettent d'amplifier le mouvement du piezo, viennent s'enclencher et se désenclencher dans la crémaillère. Ils permettent une multiplication du déplacement initial par 10, ce qui permet d'avoir une marge de placement lors du montage.

Afin de compenser les intervalles de tolérances constructeur sur la longueur des piezos (de l'ordre de 100 µm), nous plaçons des vis de serrages (gris) de chaque côté des bras de levier, pour régler le jeu engendré.

- Les supports (bleus), pièces finales du système, fixés au support par des vis, permettent de fixer les piezos pour n'autoriser qu'un déplacement selon l'axe de déplacement.

Le déplacement des bras de levier dépend de la tension appliquée sur les actionneurs piézoélectriques. Pour pallier au défaut du modèle de pont précédent, la flexibilité de la céramique piézoélectrique est prise en compte. Afin d'intégrer ces paramètres physiques, nous avons conçu un modèle permettant de mettre en parallèle la tension des sur les actionneurs piézoélectriques, par rapport au déplacement des bras de levier. Pousser sur un bras de levier correspond à pousser sur un ressort droit. Une schématisation de l'actionneur piézoélectrique permettant de bouger les bras de levier est proposée figure 18.

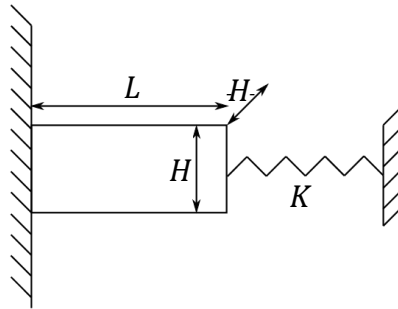


Figure 18 : Schéma du modèle de l'actionneur piézoélectrique poussant sur un bras de levier

Les bras de levier sont modélisés comme un ressort de raideur K . L'actionneur piézoélectrique est de longueur L , de hauteur et largeur H . L'enthalpie H totale du système s'écrit,

$$H = \frac{1}{2} E^p \epsilon^2 L H^2 - d E^p \frac{V}{h} \epsilon L H^2 + \frac{1}{2} K L^2 \epsilon^2, \quad (15)$$

avec : E^p le module d'Young de la céramique piézoélectrique, d le paramètre de couplage de la céramique piézoélectrique au champ électrique V/h (V la tension appliquée aux bornes de l'actionneur piézoélectrique, et h l'épaisseur d'une couche de céramique — les actionneurs piézoélectriques sont constitués de couches de céramiques d'environ 100 µm d'épaisseurs).

La raideur du bras de levier K s'exprime à partir de la relation de la déformée d'une poutre droite,

$$\Delta_x = \frac{4 F l^3}{E^m W h^3} \quad \text{d'où} \quad K = \frac{E^m W h^3}{4 l^3} \quad (16)$$

avec h la hauteur, W l'épaisseur et l la longueur de la poutre.

En dérivant l'équation (15) par rapport à taux de déformation ϵ , la dépendance entre la tension V , le déplacement de l'actionneur piézoélectrique ϵL et les paramètres matériaux (géométrie et physique) est obtenue. Finalement, le taux de déformation de l'élément piézoélectrique s'écrit :

$$\epsilon = \frac{\frac{d}{h} V}{1 + \frac{1}{4} \frac{E^m}{E^p} \frac{W h^3 L}{l^3 H^2}} . \quad (17)$$

Les modélisations éléments finis convergent vers le déplacement souhaité, malgré les hypothèses simplificatrices utilisées : contact parfait, déplacement de 10 μm par actionneur piézoélectrique, pas de jeu dans les pièces, force transmise sans perte. Les résultats indiquent un déplacement de 46 μm de chaque côté. C'est un résultat cohérent, en effet la force imposée, calculée pour imposer un déplacement de 5 μm sur chaque côté du piezo est respectée, et l'amplification est très proche du modèle analytique (8% d'erreur). Cet écart peut s'expliquer par la localisation du point de pivot. En effet, celui-ci n'est pas forcément très localisé, car la matière doit encaisser de grands efforts, et doit être épaissie, ce qui empêche une localisation parfaite du point de pivot.

Chacun des bras de levier pourra ainsi amplifier théoriquement le mouvement jusqu'à 46 μm , ce qui laisse suffisamment de place pour le positionnement et la mise en place du bâti. Les tests expérimentaux sont en cours de construction pour valider ces résultats.

4 Perspectives

Pour la suite de cette étude, nous travaillons à un second design de la tête de myosine, pour permettre à la crémaillère de passer entre les bras de levier et rendre l'ensemble plus compact.

L'objectif de ce travail préparatoire est de planter les jalons afin de créer un muscle complet, imitant la structure et la commande biologique. Ce muscle serait composé de 7 myofibres, contenant 7 myofibrilles chacune. Chaque myofibrille, composée de 4 sarcomères eux-mêmes composés de 8 têtes de myosine, permettra le mouvement et la caractérisation du muscle.

L'objectif à long terme est de créer une maquette mimant la structure multi-échelle et la commande du muscle reproduisant la fluidité et la précision du mouvement ainsi que la résilience aux micro-dégâts.

Conclusion

L'objectif du stage était de créer une tête de myosine. Un prototype est en cours de production.

L'état-de-l'art a permis de poser les bases de la structure et du fonctionnement du muscle, que ce soit au niveau de sa commande, de son aspect multi-échelle ou bien son aspect résilient. Nous avons mis en évidence les différentes propriétés importantes à imiter. Nous avons passé en revue les différents actionneurs qu'il est possible d'utiliser avec les limitations des principes physiques associés. Nous avons choisi les céramiques piézoélectriques qui permettent une haute bande passante mais un déplacement faible. Ces déplacements doivent être amplifiés pour permettre une production en série des différentes têtes de myosine. Pour cela, la littérature a retenu deux grands types d'amplification, basées sur le bras de levier : le pont et les chevrons.

Par la suite, le développement d'un modèle basé sur une amplification par pont a été entreprise. Ce modèle a été validé par une simulation par éléments finis. Cependant, il n'a pas été validé par l'expérience, suite à des contraintes résiduelles induite par l'électroérosion dans le pont usiné. Finalement, la solution d'amplification choisie est le bras de levier afin d'imiter un mouvement de reptation type « ver ». La validation des comportements piézoélectriques, ainsi que du système de commande est effectuée. Pour la première fois, nous avons usiné une crémaillère d'un pas de 10 μ m. De plus, les modèles 3D CAO ont été mis en place. Ceux-ci permettent d'élaborer des modèles éléments finis en vue de la simulation dynamique. Un prototype en PEEK a été réalisé. Un modèle physique a été mis en place, afin de déterminer la relation tension-déplacement de la tête de myosine.

Ce stage était un travail préliminaire pour une thèse, dans laquelle la création d'un muscle complet en serait le livrable.

Références

- [1] : Dumais, J., & Forterre, Y. (2012). "Vegetable dynamics": the role of water in plant movements. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 44, 453-478.
- [2] : Siéfert, E., Reyssat, E., Bico, J., & Roman, B. (2019). Bio-inspired pneumatic shape-morphing elastomers. *Nature materials*, 18(1), 24-28.
- [3] : Kalkhoven, J. T., & Watsford, M. L. (2020). Mechanical Contributions to Muscle Injury: Implications for Athletic Injury Risk Mitigation.
- [4] : Allison R Gillies and Richard L Lieber (2011). Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. *Muscle & nerve*, 44(3) :318_331.
- [5] : Dylan Pannier (2021), Stage M1, Dimensionnement des muscles en vue de la conception d'un actionneur bio-inspiré, ISM-CBI.
- [6] : Richard L Lieber and Samuel R Ward (2011). Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philosophical Transactions of the Royal Society B : Biological Sciences*, 366(1570) :1466_1476.
- [7] : Lieber, R. L., Brown, C. G., & Trestik, C. L. (1992). Model of muscle-tendon interaction during frog semitendinosus fixed-end contractions. *Journal of biomechanics*, 25(4), 421-428.
- [8] : McMahon, T. A. (2020). *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton University Press.
- [9] : Jun Zhang, Jun Sheng, Ciarán T O'Neill, Conor J Walsh, Robert J Wood, Jee-Hwan Ryu, Jaydev P Desai, and Michael C Yip (2019). Robotic artificial muscles : Current progress and future perspectives. *IEEE Transactions on Robotics*, 35(3) :761_781.
- [9] : Longfei Chang, Yanfa Liu, Qian Yang, Linfeng Yu, Jiaqin Liu, Zicai Zhu, Pin Lu, Yucheng Wu, and Ying Hu (2018). Ionic electroactive polymers used in bionic robots : a review. *Journal of Bionic Engineering*, 15(5) :765_782.
- [11] : Xiangyu Gao, Jikun Yang, Jingen Wu, Xudong Xin, Zhanmiao Li, Xiaoting Yuan, Xinyi Shen, and Shuxiang Dong (2020). Piezoelectric actuators and motors : materials, designs, and applications. *Advanced Materials Technologies*, 5(1) :1900716.
- [12] : JF Domke, CH Rhee, Z Liu, TD Wang, and KR Oldham (2011). Amplifying transmission and compact suspension for a low-profile, large-displacement piezoelectric actuator. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 21(6) :067004.
- [13] : Hong-Wen Ma, Shao-Ming Yao, Li-Quan Wang, and Zhi Zhong (2006). Analysis of the displacement amplification ratio of bridge-type flexure hinge. *Sensors and Actuators A : Physical*, 132(2) :730_736.
- [14] : Chen, Q., Yao, D. J., & Carman, G. P. (1999). Mesoscale actuator device: micro interlocking mechanism to transfer macro load. *Sensors and Actuators A: Physical*, 73(1-2), 30-36.
- [15] : Cohen, C., Texier, B. D., Laffaye, G., Auvray, L., & Clanet, C. (2015). Weightlifting and the actomyosin cycle. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 471(2184), 20150473.

Annexes

Vocabulaire relatif au muscle pour l'ingénieur

Excentrique : Lors du mouvement, la longueur de muscle s'allonge.

Isométrique : Lors du mouvement, la longueur du muscle n'est pas modifiée.

Sarcomère : Élément de base des myofibrilles, structure cellulaire responsable de la contraction des fibres musculaires.

Myosine : Protéine responsable de la contraction musculaire.

Actine : Protéine qui constitue le squelette des sarcomères, sur laquelle s'attachent les têtes de myosine.

ATP (adénosine-triphosphate) : Molécule responsable de la production d'énergie musculaire.

Réflexe : Réaction automatique, involontaire et immédiate à une stimulation.

Proprioception : Sensibilité d'un système aux informations sur sa posture et ses mouvements.

Motoneurones (alpha et gamma) : Cellule nerveuse spécialisée dans la commande du mouvement musculaire.

Signaux afférents : informations émanant des récepteurs sensitifs et remontant vers le système nerveux central.

Signaux efférents : informations émanant du système nerveux central en direction des organes effecteurs.