amU
Aix Marseille Université

NNT : 2024AIXM0001

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenue à AMU — Aix-Marseille Université
le 26 mai 2025 par

Raphaël PERRIER

Réalisation d'un actionneur résilient inspiré de la structure multi-échelle du muscle strié

Discipline
Sciences du Mouvement Humain

École doctorale
ED 463 Sciences du Mouvement Humain

Laboratoire
Institut des Sciences du Mouvement

Composition du jury

Salah RAMTANI Professeur des universités, Université Paris 13	Rapporteur,
Isabelle BRUANT Maître de conférence, Université Paris Nanterre	Rapporteur
Denis TEISSANDIER Professeur des universités, Université de Bordeaux	Examinateur Président du jury
Jean-Marc LINARES Professeur des universités, Aix-Marseille Université	Directeur de thèse
Loïc TADRIST Maître de Conférence, Aix-Marseille Université	Co-Directeur de thèse

INSTITUT DES SCIENCES DU MOUVEMENT ETIENNE JULES MAREY

Affidavit

Je soussigné, Raphaël Perrier, déclare par la présente que le travail présenté dans ce manuscrit est mon propre travail, réalisé sous la direction scientifique de Jean-Marc Linares et Loïc Tadrist, dans le respect des principes d'honnêteté, d'intégrité et de responsabilité inhérents à la mission de recherche. Les travaux de recherche et la rédaction de ce manuscrit ont été réalisés dans le respect à la fois de la charte nationale de déontologie des métiers de la recherche et de la charte d'Aix-Marseille Université relative à la lutte contre le plagiat. Ce travail n'a pas été précédemment soumis en France ou à l'étranger dans une version identique ou similaire à un organisme examinateur.

Fait à Aix-en-Provence le 18 février 2025



Cette œuvre est mise à disposition selon les termes de la Licence Creative Commons Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale - Pas de Modification 4.0 International.

Publications et activités scientifiques

Liste de publications

[1] PERRIER, R., TADRIST, L., & LINARES, J. M. (2022). Damage resilience of manufactured and biological actuators. *Bioinspiration & Biomimetics*, 18(1), 016006.

[2] PERRIER, R., LINARES, J. M., & TADRIST, L. (2025). Resilience of hierarchical actuators highlighted by a myosin-to-muscle mock-up. *Bioinspiration & Biomimetics*.

Participations à des conférences

[1] PERRIER, Raphaël ; TADRIST, Loïc & LINARES, Jean-Marc, 2022. Résilience, concept et création d'un actionneur résilient bio-inspiré. *Séminaire Recherche IUT Aix-en-Provence*.

[2] PERRIER, Raphaël ; 2022. Réalisation d'un actionneur résilient mimant la structure multi-échelle du muscle strié *Ma thèse en 3 minutes,pour la Journée de l'École Doctorale 463 « Sciences du Mouvement Humain »*, Nice.

[3] PERRIER, Raphaël ; 2023. Réalisation d'un actionneur résilient mimant la structure multi-échelle du muscle strié *Ma thèse en 180 secondes, Finale régionale*, Marseille.

[4] PERRIER, Raphaël ; TADRIST, Loïc & LINARES, Jean-Marc, 2023. Résilience des actionneurs : du concept à la création d'un prototype bio-inspiré du muscle. *Journée Nationale de la Recherche en Robotique*, Moliets.

Résumé

La possibilité pour un système de continuer à fonctionner malgré un dysfonctionnement est primordiale pour la sécurité, la fiabilité et la maintenance de ce système. Pour les actionneurs, ces réflexions sont d'autant plus vraies que peu de solutions existent pour contourner de tels dysfonctionnements. Ainsi, l'étude se penche tout d'abord sur la résilience des actionneurs, sa définition et sa quantification. La définition de la résilience pour les actionneurs est : *Faculté d'un actionneur à conserver ses capacités de mouvement lorsqu'il est perturbé ou endommagé.* Cette définition a été adoptée après une compilation de différentes définitions de résilience dans divers domaines. Cette définition a ensuite été mise en équation, ce qui permet de quantifier un taux de résilience pour chaque actionneur. Plusieurs résiliences d'actionneurs sont ensuite calculées. On remarque que les résiliences des actionneurs industriels et biomimétiques tels que le vérin hydraulique et le muscle de McKibben sont faibles. À contrario, les résiliences du muscle et du pulvinus sont élevées. Ainsi, on en déduit des grandes particularités qui font la résilience : une structure et une commande multi-échelle.

En s'appuyant sur ces grandes particularités, un actionneur résilient est conçu, en s'inspirant de la structure et de la mécanique du muscle strié, afin de le tester et d'optimiser sa résilience. La maquette utilise des crémaillères pour imiter les filaments d'actine. Pour imiter les têtes de myosine, nous utilisons des servomoteurs et des cames. Cette association permet de reproduire le cycle de contraction musculaire à notre échelle.

La modélisation mécanique de la tête de myosine bioinspirée s'appuie sur une analyse des propriétés électromécaniques des servomoteurs, permettant de simuler le

comportement dynamique des têtes de myosine bioinspirées sous différentes charges. Le cycle de fonctionnement des têtes de myosine est reproduit, et les forces et vitesses sont calculées en fonction des charges appliquées. Un modèle dynamique est développé pour simuler le comportement des sarcomères, des myofibres et du muscle complet.

Des essais sur le sarcomère, une myofibre et le muscle bioinspiré sont ensuite menés. Les différentes résiliences sont caractérisées. Ces essais mettent en valeur l'importance de la localisation des dommages sur la résilience. Les résultats expérimentaux sont comparés à des modèles théoriques, montrant une bonne corrélation et validant ainsi l'approche adoptée pour évaluer la résilience.

Mots clés : Résilience, muscle, bio-inspiration, biomimétisme, actionneurs, multi-échelle, robotique.

Abstract

The ability of a system to continue functioning despite a damage is crucial for its safety, reliability, and maintenance. For actuators, these considerations are even more relevant as few solutions exist to circumvent such malfunctions. Therefore, the study first focuses on the resilience of actuators, its definition, and quantification. The definition of resilience for actuators is: *The faculty of an actuator to maintain its motion capabilities when perturbed or damaged.* This definition was adopted after compiling various definitions of resilience from different fields. This definition was then formulated into an equation, allowing for the quantification of a resilience rate for each actuator. Several actuator resiliences are subsequently calculated. It is noted that the resiliences of industrial and biomimetic actuators, such as hydraulic cylinders and McKibben muscles, are low. Conversely, the resiliences of muscles and pulvinus are high. Thus, key characteristics that contribute to resilience are identified:

a multi-scale structure and control.

Building upon these key characteristics, a resilient actuator is designed, inspired by the structure and mechanics of striated muscle, to test and optimize its resilience. The model uses racks to mimic actin filaments. To mimic myosin heads, servomotors and cams are employed. This combination allows for the reproduction of the muscle contraction cycle at our scale.

The mechanical modeling of the bioinspired myosin head is based on an analysis of the electromechanical properties of servomotors, enabling the simulation of the dynamic behavior of bioinspired myosin heads under various loads. The operating cycle of the myosin heads is reproduced, and forces and velocities are calculated as a function of the applied loads. A dynamic model is developed to simulate the behavior of sarcomeres, myofibers, and the complete muscle.

Experiments on the sarcomere, a myofiber, and the bioinspired muscle are then conducted. The different resiliences are characterized. These experiments highlight the importance of damage localization on resilience. The experimental results are compared to theoretical models, showing good correlation and thus validating the approach adopted for evaluating resilience.

Keywords: Resilience, Muscle, Bioinspiration, Biomimetics, Actuators, Multi-scale, Robotics..

Remerciements

Je tiens à exprimer ma plus profonde gratitude à toutes les personnes qui m'ont soutenu et accompagné tout au long de la réalisation de ce travail de recherche. Sans leur aide, leurs conseils et leur soutien, ce mémoire n'aurait pas été le même.

Tout d'abord, je remercie chaleureusement mon directeur de thèse, Jean-Marc Linares, pour sa confiance, sa disponibilité et ses conseils précieux. Ses idées et sa motivation ont permis au projet d'avancer dans de bonnes conditions.

Je tiens à remercier mon co-directeur de thèse, Loïc Tadrist, pour son accompagnement quasi quotidien, sa disponibilité, ses idées scientifiques et techniques. Rigueur, réflexion et exigence m'ont permis de m'améliorer personnellement, ce qui a impacté positivement le niveau des recherches menées.

Je souhaite également remercier les membres de mon jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail de recherche et pour leur présence et leurs remarques lors de ma soutenance de thèse.

Un immense merci à Guillaume pour son aide très précieuse lors de la fabrication des prototypes. C'est une tâche répétitive, que tu as menée avec brio !

Je remercie particulièrement les membres du laboratoire, et plus précisément les membres de l'équipe SBI à Aix, pour votre soutien, votre convivialité et votre aide en tout genre. Que ce soit pour des questions de recherche ou administratives, vous avez été présents et d'une grande aide.

Je tiens spécifiquement à remercier les membres de mon bureau pour leur soutien émotionnel et scientifique, et pour les échanges divers et variés que nous avons pu avoir.

Merci à Clara, qui m'a supporté, accompagné, encouragé, écouté tout au long de

ma thèse. Tu m'as encouragé à me dépasser pour produire la meilleure thèse possible. Un petit merci bonus à notre chienne Volpe, qui m'accueille toujours avec autant de joie quand je rentre !

Je ne saurais oublier mes amis et ma famille, dont le soutien indéfectible m'a permis de traverser les moments de doute et de difficulté. Merci pour votre amour, votre compréhension et votre encouragement constant. Votre présence a été une source d'énergie et de motivation essentielle tout au long de cette aventure.

Enfin, je remercie toutes les personnes et les institutions qui ont contribué d'une manière ou d'une autre à la réalisation de ce travail, que ce soit par leur aide technique, matérielle ou financière.

Merci à tous pour votre implication, votre patience et votre bonne humeur.

Table des matières

Affidavit 2

Publications et activités scientifiques 3

Résumé / Abstract 4

Remerciements 7

Introduction générale 12

1. Introduction 14

1.1. Muscle 16

1.1.1. Introduction au muscle : structure et mécanique 16

1.1.2. Physiologie du muscle 19

1.1.3. Structure multi-échelle 22

1.2. Muscles artificiels 26

1.2.1. Introduction aux artefacts de muscle 26

1.2.2. Différents types de muscles artificiels 27

1.2.3. Commande des actionneurs bioinspirés 30

1.3. Actionneurs hiérarchiques 32

1.3.1. Description 32

1.3.2. Architecture 33

1.3.3. Contrôle multi-échelle 34

1.4. Hypothèses de recherche et déroulé du mémoire 35

2. Résilience **36**

2.1. Proposition d'une métrique de la résilience pour les actionneurs 38

2.1.1. Définition 38

2.1.2. Métrique 38

2.2. Exemples de caractérisation de résilience 41

2.2.1. Vérin hydraulique 41

2.2.2. McKibben 43

2.2.3. Pulvinus 45

2.2.4. Muscle 48

2.3. Synthèse sur la définition et la caractérisation de la résilience des actionneurs 50

3. Création d'un démonstrateur d'actionneur hiérarchique bioinspiré du muscle **52**

3.1. Conception d'un actionneur résilient bioinspiré du muscle 54

3.1.1. Conception générale 54

3.1.2. Conception des pièces mécaniques fonctionnelles 56

3.1.3. Conception de la partie puissance et commande 60

3.1.4. Capacités et limites du démonstrateur réalisé 63

3.2. Modélisation mécanique de l'actionneur multi-échelle bioinspiré . . . 64

3.2.1. Modélisation de l'actionneur élémentaire : la tête de myosine . 64

3.2.2. Modélisation du comportement dynamique de la tête de myosine 64

3.2.3. Modélisation dynamique du sarcomère, de la myofibre et du muscle bioinspiré 66

3.2.4. Détermination des temps de latence des sarcomères et des fibres 67

4. Éssais et résultats **68**

4.1. Essais 70

4.1.1. Tête de myosine 70

4.1.2. Sarcomère 71

4.1.3. Fibre 71
4.1.4. Muscle 72
4.2. Discussion des essais force-vitesse et de la résilience observée 74
4.3. Effet de la localisation des dégâts sur la résilience d'un actionneur hiérarchique 76
4.3.1. Définition des dégâts localisés et de la métrique associée 76
4.3.2. Simulation analytique des effets des dégâts localisés sur la résilience 77
4.3.3. Confrontation à l'expérience 79

Conclusion et perspectives **81**

Table des figures **84**

Liste des tableaux **89**

Bibliographie **90**

ANNEXES **95**

A. Chapitre 3 : Code Rasberry Pi Pico 96
B. Publications 105
B.1. Article 1 105
B.2. Article 2 120

Introduction générale

De nos jours, l'industrie est suffisamment développée pour produire ce dont l'humain a besoin, et même plus. Cependant, les principales sources d'arrêt de chaînes de production sont des erreurs machine, pouvant provenir d'actionneurs défectueux. Il faut alors remplacer ces actionneurs. Dans le domaine médical, un robot qui assisterait un chirurgien ne peut et ne doit pas tomber en panne ou se mettre à dysfonctionner. La fiabilité est au cœur des enjeux du développement de l'industrie.

Les premières solutions se tournent vers la redondance. On peut citer les avions, qui doublent leur nombre de moteurs, de commandes et d'actionneurs afin de s'assurer une fiabilité extrême. Cependant, certains systèmes ne peuvent contenir plusieurs actionneurs. De plus, rajouter des actionneurs non nécessaires augmente le poids, la consommation, le coût, etc. Que faire dans ce cas-ci ?

Voyons le problème différemment, et regardons plutôt ce qui existe. Nous venons de voir que l'industrie produit des systèmes redondants (parfois surdimensionnés), mais que font les actionneurs biologiques ? Comment les muscles réagissent-ils lorsqu'ils sont endommagés ? Comment les actionneurs qui orientent les feuilles vers le soleil fonctionnent-ils lorsqu'ils sont endommagés ?

Nous savons, pour le muscle, que les courbatures sont des lésions au niveau des fibres musculaires. Pour autant, nous savons et expérimentons au quotidien, que les courbatures ne nous empêchent pas de faire du sport, ni les plus grands sportifs d'effectuer des records. Ces lésions n'auraient pas de réel impact sur les performances ? On sait que le muscle se régénère, mais structurellement, aux temps courts, hors régénération, qu'est-ce qui fait cette formidable résilience ?

C'est à travers ce raisonnement qu'est née l'hypothèse de recherche guidant tout ce

travail de thèse :

> La structure hiérarchique et multi-échelle du muscle permet de s'adapter aux dégâts. Le muscle est dit résilient.

Pour répondre à cette hypothèse de recherche, nous verrons tout d'abord une présentation plus complète du muscle, des muscles artificiels et des actionneurs hiérarchiques (Chapitre 1). Puis nous investiguerons la résilience, ses propriétés et nous essaierons de comprendre comment la créer (Chapitre 2). Ces propriétés nous permettront de créer un actionneur résilient dans un deuxième chapitre (Chapitre 3). Nous verrons quelles sont les propriétés de cet actionneur, sa résilience par rapport au muscle (Chapitre 4). Enfin nous discuterons des différentes perspectives possible (Chapitre 4.3.3)

1. Introduction

Sommaire

1.1. Muscle 16
1.1.1. Introduction au muscle : structure et mécanique 16
1.1.1.1. Classification des muscles 16
1.1.1.2. Contraction du muscle strié squelettique 18
1.1.2. Physiologie du muscle 19
1.1.2.1. Anatomie 19
1.1.2.2. Éléments biologiques associés au muscle 21
1.1.3. Structure multi-échelle 22
1.1.3.1. Fibre 22
1.1.3.2. Sarcomère 24
1.1.3.3. Équation structurelle 25
1.2. Muscles artificiels 26
1.2.1. Introduction aux artefacts de muscle 26
1.2.1.1. Rôle et définition 26
1.2.1.2. Importance dans les systèmes industriels 26
1.2.2. Différents types de muscles artificiels 27
1.2.2.1. Muscle à actionnement électrique (EAP) 27
1.2.2.2. Muscle à actionnement pneumatique (PAM) 27
1.2.2.3. Matériau à mémoire de forme (SMP) 28
1.2.2.4. Actionneur piézoélectrique 30
1.2.2.5. Classification 30

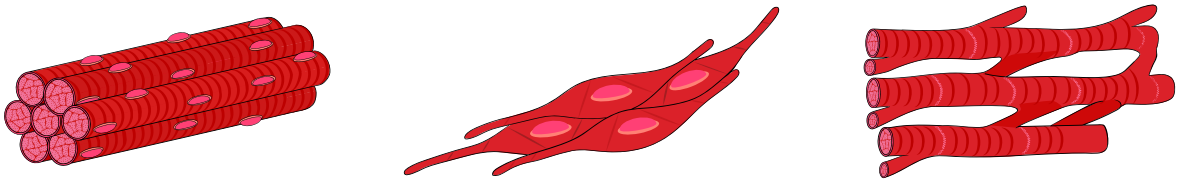
1.2.3. Commande des actionneurs bioinspirés 30
1.2.3.1. Contrôle en boucle fermée 30
1.2.3.2. Contrôles avancés 31
1.3. Actionneurs hiérarchiques 32
1.3.1. Description 32
1.3.2. Architecture 33
1.3.3. Contrôle multi-échelle 34
1.4. Hypothèses de recherche et déroulé du mémoire 35

1.1. Muscle

D'après le Larousse, le mot "muscle" signifie : organe capable de se contracter et d'assurer le mouvement ou la résistance aux forces extérieures. Mais le mot "muscle" possède aussi un deuxième sens, plus axé sur la vigueur et la force, notamment en industrie. Le muscle tient son nom du latin *musculus*, qui signifie "petite souris". Cette étymologie est souvent attribuée à la forme de certains muscles, comme le muscle deltoïde, qui peut rappeler la forme d'une petite souris sous la peau lorsqu'il est contracté. Nous allons d'abord voir quels sont les différents types de muscles et comment ils fonctionnent.

1.1.1. Introduction au muscle : structure et mécanique

1.1.1.1. Classification des muscles



Muscle squelettique | Muscle lisse | Muscle cardiaque

FIGURE 1.1. – Principaux types de muscles chez les mammifères. Les muscles squelettiques sont striés et organisés. Les muscles lisses sont non strié, et les muscles cardiaques, uniquement présents dans le coeur, présentent une contraction involontaire.

Dans le règne animal, les muscles sont à l'origine de certaines fonctions vitales telles que la respiration, la digestion et le déplacement. Ces muscles, aux multiples fonctions sont de plusieurs formes et organisations structurelles. Trois types de muscles coexistent, les muscles squelettiques, les muscles lisses et les muscles cardiaques (Bers, 2002). Chaque muscle a sa fonction principale, et permet d'effectuer une action spécifique.

Les muscles lisses, qui se trouvent principalement dans les parois internes des

organes creux du corps, tels que les systèmes digestif, respiratoire et circulatoire, sont constitués de fibres musculaires non striées, fusiformes. Ce sont ces muscles qui permettent notamment la bonne circulation dans le système digestif. Leurs contractions sont involontaires.

Les muscles cardiaques, ou myocardes, sont des muscles à la fois striés (comme les muscles squelettiques) et involontaires (comme les muscles lisses). Ils présentent des fibres musculaires organisées de manière régulière, avec des bandes alternées de protéines actine et myosine. Les muscles cardiaques sont exclusivement situés dans le cœur, où ils forment la paroi musculaire qui est responsable de la pompe cardiaque.

Les muscles squelettiques sont des muscles striés et volontaires. Ils sont constitués de longues fibres musculaires qui présentent des stries transversales, dues à l'organisation régulière des filaments d'actine et de myosine. Les muscles squelettiques sont attachés aux os via les tendons et sont responsables des mouvements volontaires du corps. Ils sont présents dans toutes les parties du corps, y compris les membres, le tronc, et la tête. Ce sont ces muscles que l'on va étudier plus en détail par la suite.

Les détails de chaque muscle sont présentés plus synthétiquement dans le tableau 1.1.

Caractéristique	Muscles lisses	Muscles cardiaques	Muscles squelettiques
Striation	Non striés	Striés	Striés
Contrôle	Involontaire	Involontaire	Volontaire
Localisation	Organes internes (vaisseaux, tube digestif)	Cœur	Attachés aux os (squelette)
Contraction	Lente, soutenue	Rythmique, coordonnée	Rapide, puissante, volontaire
Fatigue	Résistants à la fatigue	Très résistants à la fatigue	Peuvent se fatiguer rapidement

TABLEAU 1.1. – Tableau récapitulatif des différents types de muscle chez les mammifères, et leurs propriétés respectives

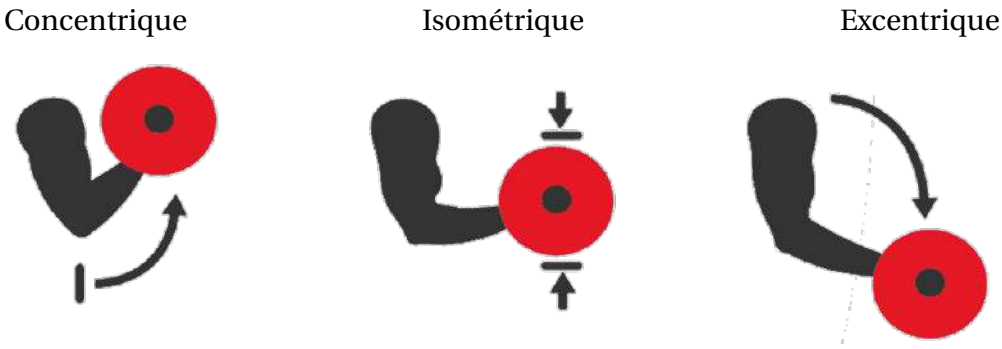


FIGURE 1.2. – Différents types de contraction musculaire. Le muscle se raccourcit avec une contraction concentrique. Quand le muscle s'allonge on a une contraction excentrique. Quand le muscle ne se contracte pas, mais produit de la force il s'agit d'une contraction isométrique.

1.1.1.2. Contraction du muscle strié squelettique

Le muscle strié squelettique possède plusieurs utilisations, le maintien d'une certaine posture, donc la lutte contre la gravité, ainsi que la création de mouvement particulier en sont de bons exemples. Lorsque le cerveau commande un mouvement, le système nerveux apporte l'information au muscle, qui va alors se contracter. Il existe plusieurs types de contractions musculaires, illustré figure 1.2.

Une contraction **isométrique** signifie que le muscle génère une force sans modifier sa longueur. Il n'y a donc pas de mouvement visible au niveau de l'articulation. Ainsi le muscle se contracte mais ne se raccourci pas, ni ne s'allonge. C'est un type de contraction pour stabiliser une position, sans générer de mouvement. Par exemple l'humain est capable de maintenir son bras parallèle au sol, avec une contraction isométrique.

Une contraction **isotonique** signifie que le muscle modifie sa longueur tout en générant une force constante, ce qui produit un mouvement de l'articulation. Il existe 2 types de contractions isotoniques : la contraction excentrique et concentrique, qui correspondent respectivement à un allongement et un raccourcissement du muscle.

Contraction excentrique : Le muscle s'allonge tout en générant une force. Cette contraction est notamment utilisée pour freiner un mouvement (contrer la gravité, descendre un escalier). Elle permet une absorption d'énergie, ainsi qu'une décélération du mouvement.

Contraction concentrique : Le muscle se raccourcit en produisant une force. Notamment utilisée pour soulever des charges ou contrer la gravité. C'est la contraction musculaire la plus utilisée.

1.1.2. Physiologie du muscle

1.1.2.1. Anatomie

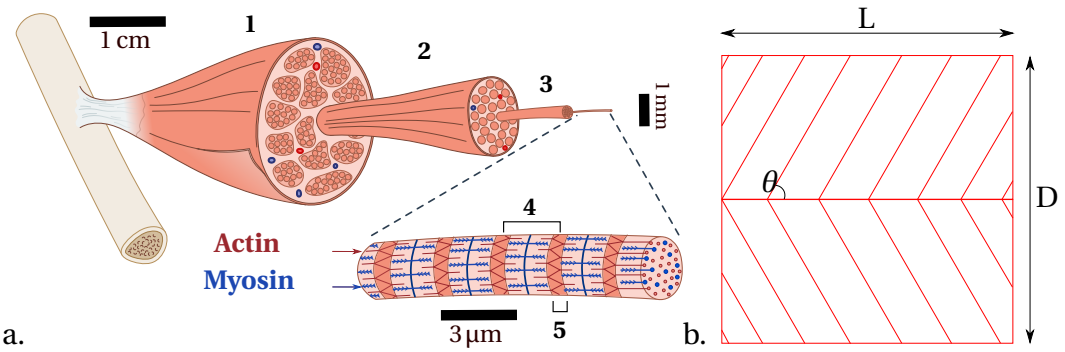


FIGURE 1.3. – a. Description d'un muscle adapté de Tomas Kebert (licence CC-BY-SA 4.0) 1. Muscle macroscopique. 2. Fibre musculaire. 3. Myofibrille. 4. Sarcomère. 5. Bande Z. b.Schéma d'un muscle bipenné utilisé pour les calculs.

Le muscle est un mécanisme complexe, composé de fibres musculaires (n° 2 figure 1.3 a.). Ces fibres sont orientées selon l'angle de pennation θ par rapport à la direction de poussée (Lieber et al., 1992), voir figure 1.3b pour un schéma idéalisé. Cette orientation joue un rôle majeur dans la capacité du muscle à générer des forces importantes. A volume égal, plus cet angle est faible, moins la force générée est importante. La force isométrique est quantifiée à l'aide de son PCSA (physiological cross-sectional area) et d'un facteur de conversion empirique (environ 22,5 $\mathrm{N\,cm^{-2}}$). Le PCSA est calculé en fonction de la longueur des fibres ℓ, de la masse du muscle m, de l'angle de pennation θ, et de la masse volumique du muscle ρ :

$$PCSA = \frac{m\cos\theta}{\ell\rho} \tag{1.1}$$

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. On peut ainsi déterminer l'angle optimal pour la production de force en fonction de l'angle θ. On peut modéliser le muscle comme un cylindre de longueur L et de diamètre D dont les fibres sont orientées avec un angle θ voir figure 1.3b. Avec ce modèle, la longueur d'une fibre vaut $\ell = D/2\sin\theta$. Le volume d'une fibre vaut $\pi d^2 L\sin\theta/8\sin\theta$. Le nombre de fibres pennées (N_{fp}) est donné par le volume du cylindre divisé par le volume d'une fibre. Ici dans le cas d'un muscle bipenné,

$$N_{fp} = \frac{\pi D^2 L/4}{\pi d^2 D/8\sin\theta} = \frac{2DL\sin\theta}{d^2} \tag{1.2}$$

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

$$F_{tp} = N_{fp} f_{\text{fibre}} \pi d^2 \frac{\cos\theta}{4} \tag{1.3}$$

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

Avec le modèle de muscle cylindrique, le nombre de fibres se calcule pour un muscle parallèle (N_{fd}), $N_{fd} = D^2/d^2$, avec sa force associée $F_{td} = N_{fd}\alpha$. α étant la force générée par un sarcomère.

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 $f = F_{tp}/f_{td}$,

$$f = \frac{2L\sin\theta\cos\theta}{D} \tag{1.4}$$

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

$$\frac{\mathrm{d}f}{\mathrm{d}\theta} = \frac{2L}{D}(\cos^2\theta - \sin^2\theta) = 0 \tag{1.5}$$

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). Cependant, de nombreuses configurations de muscles pennés existent, pour les multiples fonctions que doit remplir le muscle. Des exemples de types de muscle sont notés dans le tableau 1.2.

Type de muscle	Forme	Fonction	Exemple
Muscles parallèles	Longues fibres parallèles	Grande amplitude de mouvement	Sartorius
Muscles fusiformes	Forme en fuseau	Bon compromis entre force et amplitude	Biceps brachial
Muscles pennés	Fibres obliques	Grande force mais amplitude réduite	Muscle droit fémoral
Muscles triangulaires	Fibres convergentes	Force concentrée sur une petite zone	Grand pectoral

TABLEAU 1.2. – Tableau comparatif des différents muscles en fonction de leurs structure

1.1.2.2. Éléments biologiques associés au muscle

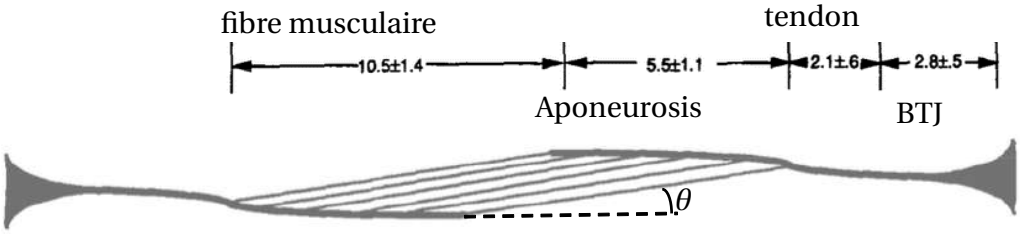


FIGURE 1.4. – Schéma d'un muscle unipenné (Lieber et al., 1992)

Le muscle à lui seul ne peut pas remplir son rôle moteur s'il n'est pas accompagné d'autres systèmes biologiques, tels que les tendons ou les neurones. Ces éléments assurent à la fois le maintien du muscle ainsi que son contrôle. Une description brève

mais nécessaire du rôle, du fonctionnement et de la constitution de ces 2 éléments vient ci-dessous :

Les tendons sont les organes qui permettent la liaison entre les muscles et les os (Zajac, 1989). Ils permettent aussi la bonne transmission de la force développée par les muscles aux os du squelette. Leurs élasticité permet d'agir également comme amortisseur pour mieux répartir la charge mécanique. De plus, ils contiennent des récepteurs sensoriels, qui jouent un rôle important dans le réflexe myotatique ainsi que dans le contrôle du muscle.

Ils sont essentiellement composés de fibres de collagène et d'élastine. Il existe plusieurs types de tendons, les tendons longs, comme le tendon d'Achille, permettent de transmettre la force du muscle sur une longue distance. Les tendons courts, comme les tendons de la coiffe des rotateurs, ont un rôle de stabilisateur des articulations.

Les neurones moteurs jouent un rôle crucial dans la contraction musculaire (Enoka et al., 1992). En effet, ils permettent d'assurer la liaison entre le système nerveux et le muscle. Ils transmettent ainsi des signaux nerveux depuis le cerveau et la mœlle épinière vers les muscles. Ils permettent de créer les mouvements volontaires ou involontaires. Ils interviennent aussi lors du contrôle moteur, la régulation de la force musculaire ainsi que lors des réflexes.

Ils sont composés de 4 parties, le corps cellulaire, contenant le noyau de la cellule et les protéines nécessaires à son fonctionnement. Les dentrites, jouent le rôle de receveur d'information, en recevant un influx nerveux depuis d'autres neurones, et le transmettent à l'axone, long prolongement qui emmène le message nerveux jusqu'au muscle. Et enfin les terminaisons synaptiques, qui libèrent les neurotransmetteurs pour activer la contraction musculaire.

1.1.3. Structure multi-échelle

1.1.3.1. Fibre

Lorsque l'on décrit le muscle du macroscopique au microscopique, ce qui vient après le muscle dans sa globalité, ce sont les fibres musculaires, figure 1.3a.

Ces fibres musculaires mesurent environ 100 µm de diamètre, assemblées en parallèles, elles sont de différents types : I, IIa et IIx (Lieber, 2002). La prévalence d'un type de fibre dépend de la masse de l'animal et de la fonction du muscle. Pannier, 2021 La fibre de type I permet de faire un effort long. Elle se retrouve chez les animaux migrateurs, 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 les muscles à l'origine de 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 :

Fibre	Type I	type IIx	Type IIa
Structure	Petit diamètre rouge Haute densité capillaire haute densité mitochondriale	Moyen diamètre blanc Faible densité capillaire Faible densité mitochondriale	Large diamètre rouge et blanc Haute densité capillaire Haute densité mitochondriale
Métabolisme	Aérobique Faible vitesse contractile Très résistant à la fatigue recrutée en premier Produit peu de force	Anaérobique Haute vitesse contractile Peu résistante à la fatigue Recrutée en dernier Grande production de force	Aérobique Haute vitesse contractile Résiste moyennement à la fatigue Recrutée en deuxième Production de force modérée
Fonctions	Marathon anti-gravité	Soulevé de charge Effort de force intense	Sprints Marche à pied

TABLEAU 1.3. – Tableau comparatif des différents types de fibres musculaires

Le sarcolemme est la membrane plasmique qui entoure une fibre musculaire (McNutt, 1975). Elle a pour but de délimiter la cellule musculaire, de transmettre les potentiels d'actions venant des neurones moteurs ainsi que de relier les éléments

contractiles aux structures extra-cellulaires (tendons par exemple).

Ces sarcolemmes sont constitués d'une double couche lipidique contenant des protéines membranaires, des canaux sodiques (libération d'ions sodium pour déclencher la contraction musculaire), de pompes Na^+/K^* ATPase, pour la phase de polarisation de la contraction musculaire ainsi que des tubules T, permettant la libération du calcium, élément nécessaire à la contraction actine-myosine.

1.1.3.2. Sarcomère

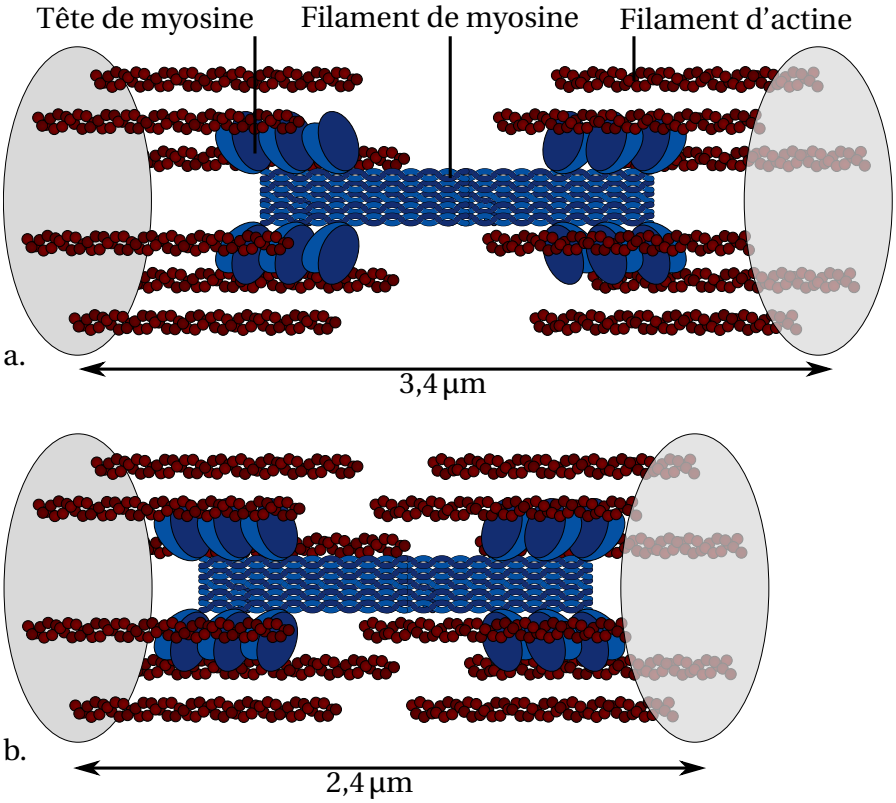


FIGURE 1.5. – a. Sarcomère contracté. b. Sarcomère décontracté

Le sarcomère est l'unité fonctionnelle de base du muscle strié (Huxley, 1957). C'est un élément de 3.5µm de longueur lorsqu'il est décontracté. Il a pour but de créer la contraction musculaire suite à un influx nerveux depuis les neurones moteurs. C'est la contraction de milliers de sarcomères qui permet la contraction globale du muscle. Ces sarcomères sont agencés en série dans une fibre, séparés par une bande Z.

Chaque sarcomère est essentiellement composé de filaments d'actine (appelé aussi

filament fins) et de myosine (filament épais) (Huxley, 1957). Délimité par des bandes Z, point d'ancrage pour les filaments d'actines, et la bande M, point d'ancrage des filaments de myosine, voir schéma explicatif figure 1.5.

Lors de la contraction musculaire, chaque sarcomère se contracte d'environ 1 µm. Cette contraction du sarcomère s'effectue en plusieurs étapes :

— Activation par le calcium : La réception d'un influx nerveux sur les neurones moteurs au niveau des terminaisons synaptiques déclenche la libération des ions calcium dans le sarcomère. La concentration en calcium dans le sarcomère augmentant, cela déclenche la formation du pont actine-myosine et donc le raccourcissement du sarcomère.

— Formation du pont actine myosine : Lors de l'augmentation du taux de calcium dans le sarcomère, les têtes de myosine vont se fixer au filament d'actine sur des sites de liaisons. L'angle entre la tête de myosine et la queue de myosine va alors baisser de 90° à 45°, et ainsi entraîner un mouvement du filament d'actine. La tête de myosine va ensuite se détacher du site de liaison, et ainsi désactiver la liaison actine-myosine. La tête de myosine reprend sa position initiale, et le sarcomère se sera raccourci. Ce cycle peut se produire en boucle, tant que la concentration de calcium reste élevée.

1.1.3.3. Équation structurelle

On a vu que le muscle était un ensemble multi-structuré d'assemblage en série et parallèle de sarcomères d'un point de vue purement structurel. Afin d'en établir des lois de mouvement, le travail de Hill (1938) a permis d'établir la relation force-vitesse, décrite par Cohen et al. (2015),

$$\frac{f}{f_0} = \frac{1 - |v|/v_0}{1 + \alpha|v|/v_0} \text{ ou } \frac{|v|}{v_0} = \frac{1 - f/f_0}{1 + \alpha f/f_0}. \tag{1.6}$$

f_0 est la force maximale que le muscle peut produire, soit la somme des forces des sarcomères en parallèle. En considérant le nombre de myofibres en parallèle N_p, et la force générée par un sarcomère s, on en déduit $f_0 = N_p s$. v_0 est la vitesse maximale

de contraction du muscle, soit la somme des vitesses des sarcomères en série dans les fibres. Compte tenu du nombre de sarcomères en série N_s, et de la vitesse intrinsèque d'un sarcomère u, on en déduit $v_0 = N_s u$. Le paramètre α est le rapport entre les constantes biochimiques liées à la liaison actine-myosine, indépendamment du nombre de sarcomères. Cette équation, bien que ne prenant pas tous les aspects du muscle en compte, permet une modélisation efficace du muscle. Elle fonctionne très bien pour les études qui vont être menées par la suite.

1.2. Muscles artificiels

Un actionneur est un dispositif qui convertit une forme d'énergie, souvent électrique, en mouvement mécanique. Le terme "actionneur" dérive du verbe latin *agere*, qui signifie "agir" ou "effectuer une action", reflétant ainsi sa fonction principale : exécuter des actions ou des mouvements dans un système.

1.2.1. Introduction aux artefacts de muscle

1.2.1.1. Rôle et définition

Un muscle artificiel est un composant mécanique capable de générer un mouvement et une force en se contractant, se dilatant ou en changeant de forme sous l'effet d'une stimulation externe. Ce sont des dispositifs conçus pour reproduire certaines propriétés du muscle, comme sa souplesse, sa taille, sa force, son contrôle. Il en existe de tous types, de toute taille, et de tous matériaux. Ces muscles artificiels n'ont souvent du muscle que le nom, car il ne ressemblent pas toujours au muscle strié squelettique, mais ils ont pour but principal de convertir de l'énergie en mouvement.

1.2.1.2. Importance dans les systèmes industriels

Les muscles artificiels sont présents dans l'industrie sous de nombreuses formes, et pour de multiples applications, qui varient en fonction de leurs matériaux et de leurs dimensions. On peut citer notamment des actionneurs dans certains exosquelettes. Ils sont très présents en robotique, dans les domaines qui imitent l'humain ou l'animal.

Ils sont également très utilisés pour des applications avec des nanomatériaux.

Par la suite, différents types de muscles artificiels vont être présentés, tous ne seront pas utiles pour les recherches menées, mais cela permet d'avoir un aperçu non exhaustif de l'existant au niveau des muscles artificiels. Je les ai classés par type d'actionnement. Je donnerai à chaque fois le principe de fonctionnement, un ou des exemples d'applications, les avantages et inconvénients ainsi que les caractéristiques principales de l'actionneur.

1.2.2. Différents types de muscles artificiels

1.2.2.1. Muscle à actionnement électrique (EAP)

Les muscles à source d'énergie électrique utilisent des matériaux électroactifs qui réagissent à un courant électrique. Ces matériaux, le plus souvent des polymères, se déforment au contact d'un stimuli électrique (Pelrine et al., 2000), par effet de l'attraction de Coulomb. Ces polymères souples ont des électrodes de chaque côté (Cianchetti et al., 2009), et lors de la stimulation électrique, elles ont tendance à se rapprocher.

Les EAPs sont très utilisés pour la création de prothèse, de capteurs ou d'actionneurs en robotique car ils possèdent une densité de puissance proche de 0.2W/g (Mirvakili & Hunter, 2018), une déformation de 200% (Pelrine et al., 2000), une bande passante jusqu'à 100Hz.

1.2.2.2. Muscle à actionnement pneumatique (PAM)

Les muscles artificiels pneumatiques convertissent l'air comprimé en mouvement mécanique. Le mouvement principal effectué est un mouvement linéaire, selon leur direction axiale. Il se contracte plus ou moins en fonction de la pression en entrée (Van Ham et al., 2009). Il existe de nombreux prototypes de PAM, le plus connu étant celui de McKibben. On peut citer aussi les PAM plissés, ou ceux alimentés par le vide (Baldwin, 1969; Villegas et al., 2012). Certains prototypes plus avancés permettent de créer des mouvement de flexion, d'extension ou de torsion (Polygerinos et al., 2015; Shih et al., 2017; Connolly et al., 2015).

Les plus utilisés, les PAM de McKibben, ou muscles de McKibben, figure 1.6a. sont constitués d'un tube en caoutchouc dans une gaine tissée (Baldwin, 1969). La gaine a pour but de convertir le gonflement en translation. Le tube en caoutchouc permet de conduire l'air et de créer une vessie étanche à l'air, qui gonfle lors d'un apport d'air.

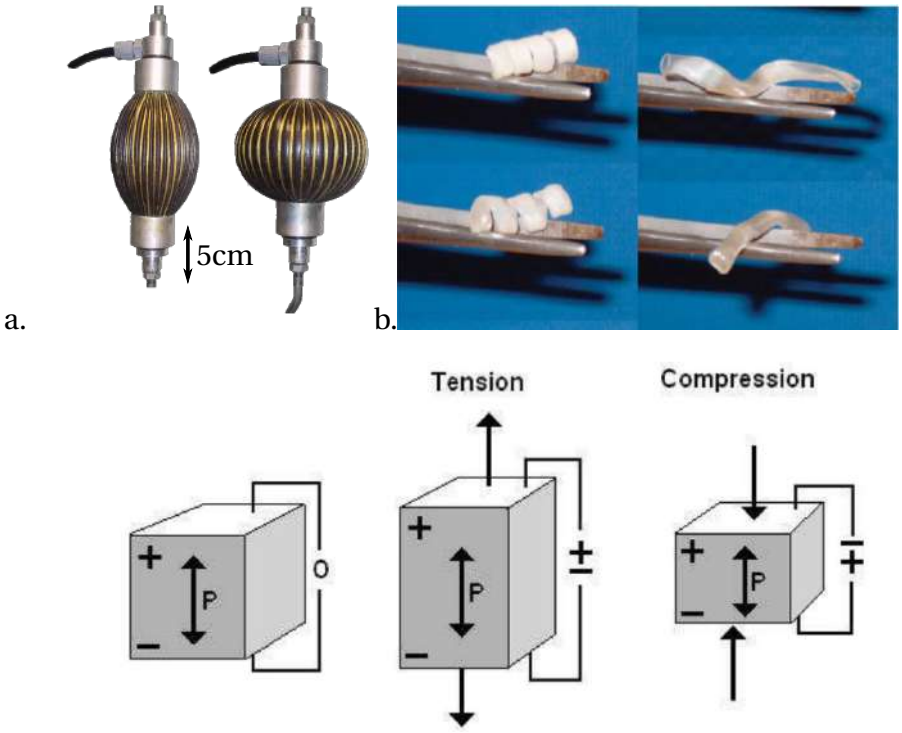
Les PAM sont souvent souples, grâce à leur constitution, ce qui permet d'avoir un mouvement proche de celui d'un muscle humain. Ils possèdent une densité de puissance proche de 22W/g (Chou & Hannaford, 1996). Ils peuvent posséder une bande passante proche de 100Hz, si alimenté hydrauliquement sans gros changement de structure (Galloway et al., 2016).

Les muscles de McKibben, cas particulier des PAMs, peuvent généralement générer une force de 6kN, avec des courses de 25% de leur taille, soit une densité de puissance proche de 10W/g. Cependant afin d'être efficaces, les PAMs ont besoin d'un apport important (compresseur/sources d'air) qui réduit donc les performances une fois qu'ils sont placés dans une structure embarquée (Wehner et al., 2014).

1.2.2.3. Matériau à mémoire de forme (SMP)

Les polymères à mémoire de forme (SMP) sont des actionneurs qui, après avoir été stimulés, reviennent à leur état initial et créent un mouvement (Ölander, 1932), voir figure 1.6b. Ces stimulis peuvent être de la lumière, de l'électricité, de la chaleur, un changement de PH ou d'humidité, du magnétisme etc... Chaque stimuli va induire dans le polymère un changement de phase cristalline qui vient changer les propriétés de ce polymère, et donc le faire changer de forme (Sun & Huang, 2009).

Les matériaux les plus utilisés pour produire des SMP sont des polyesters et des copolymères à blocs linéaires (Behl & Lendlein, 2007). Les mouvements générables par ces actionneurs sont essentiellement de la flexion et du pliage (Hager et al., 2015). Il présentent une densité de puissance et une contrainte élevée, pour certains alliages (NiTi), la densité de puissance peut atteindre les 50W/g (Hunter et al., 1991) et la contrainte peut atteindre 200 MPa. De par leur nature, ils sont silencieux. Cependant, les SMP ont une faible bande passante (<3Hz), une faible contraction et un faible rendement (<1.3%) (Zhang; Simeonov et al., 2018). Ils sont intéressants pour des



a. b. c.

FIGURE 1.6. – a. Image du muscle de Mc Kibben d'après (Villegas et al., 2012). b. Image d'un actionneur SMP d'après (Hager et al., 2015). c. Schéma de fonctionnement d'un actionneur piézoélectrique d'après (Zhang; Sheng et al., 2019)

systèmes de déploiement pour satellites, des valves thermiques, ou pour des robots humanoïdes.

1.2.2.4. Actionneur piézoélectrique

Les actionneurs piézoélectriques utilisent l'effet piézoélectrique inverse pour se comprimer, et ainsi créer un mouvement dans le sens de l'épaisseur du matériau (Ueda ; Schultz et al., 2017). En effet, sous un fort champ électrique, la polarisation du matériau est changée, et entraîne une déformation globale du matériau (Yip & Niemeyer, 2017 ; Peng & Chen, 2013), voir figure 1.6c. Le matériau le plus utilisé pour créer des actionneurs piézoélectriques est le titanate de zirconate de plomb (PZT).

Les actionneurs piézoélectriques sont très utilisés dans de nombreux domaines de précision (instrumentation), dans le spatial, ou plus généralement pour positionner des objets précisément. Les avantages d'un actionneur piézoélectrique sont sa grande bande passante (centaines de hertz (Peng & Chen, 2013)), ses fortes contraintes (110 Mpa (Chu et al., 2012)) ainsi que sa grande efficacité énergétique (90 %) (Jani et al., 2014). Par contre il doit être alimenté par de grands champs électriques, de l'ordre de 1MV/m. Sa faible déformation (0.1% de sa longueur (Ueda ; Secord et al., 2009)) limite ses applications, s'il n'est pas amplifié.

1.2.2.5. Classification

Il existe de nombreuses façons de caractériser les muscles artificiels, que ce soit en force, en vitesse, en couple, en efficacité énergétique, en durabilité, en utilisation etc. (Zhang ; Sheng et al., 2019) a fait une review très exhaustive des actionneurs de muscles artificiels, en les comparant aux performances du muscle. Je présente ici un tableau récapitulatif de certaines performances des muscles artificiels présentés 1.4.

1.2.3. Commande des actionneurs bioinspirés

1.2.3.1. Contrôle en boucle fermée

Dans le but de contrôler les actionneurs, ou même des systèmes plus complexes, il est nécessaire d'obtenir des informations importantes, telles que la vitesse, la position.

type actionneur	Force	Bande passante (hz)	Efficacité énergétique (%)	Densité de puissance (W/g)
EAP	100N	100	80-90%	1
PAM	10-100N	100	Très dépendant du compresseur	22
SMP	100-500N	1	1.3%	0.1
piezo	100-1000N	10^8	90%	0.5

TABLEAU 1.4. – Tableau comparatif des performances de certains actionneurs.

Ces informations permettent ensuite au système d'effectuer des actions complexes avec une grande précision. Ces informations sont perçues par des capteurs. Ces capteurs peuvent être proprioceptifs (pour mesurer l'état interne du système) ou extéroceptifs (pour mesurer l'environnement du système). Ces capteurs envoient les informations obtenues à un contrôleur central, ce qui permet de gérer les actions du système en conséquence.

Afin de contrôler ce système avec les informations des capteurs, il est nécessaire de mettre en place des boucles de rétroaction. La principale et la plus utilisée est la boucle de rétroaction de type Proportionnel Intégral Dérivé (PID). Avec un objectif précis, les PID peuvent régler la réponse de l'actionneur par rapport à la consigne. Le proportionnel permet de réagir à l'erreur en cours, l'intégral de prendre en compte les états passés, et le dérivateur d'anticiper les erreurs futures en mesurant la variation de l'erreur. Ces PID peuvent être améliorés en ajoutant des filtres anti-bruits, en adaptant dynamiquement le PID etc. Cependant, si le système est non linéaire, le PID n'est pas la réponse la plus adaptée pour le contrôle.

1.2.3.2. Contrôles avancés

Pour des systèmes non linéaires, ou bien pour prendre en compte les dégâts potentiels du système, les roboticiens ont créé des algorithmes de contrôle prédictifs et/ou non linéaires. La majorité de ces contrôles ont deux phases : le diagnostic et l'adaptation par rapport aux dégâts (Fenton et al., 2001). Cependant, ces méthodes de contrôle

sont longues et coûteuses. En se basant sur la manière dont les animaux contournent leur handicap, Cully et al. (2015) a conçu un algorithme intelligent d'apprentissage par essai-erreur. Un répertoire de milliers de mouvements possibles est pré-implémenté dans le robot, et le robot va ainsi choisir, suite à un dégât, les mouvements les plus adaptés afin de contrecarrer son handicap. On ne se soucie ainsi plus de la cause des dégâts, mais seulement de comment y répondre au mieux. Cette méthode prend ainsi beaucoup moins de temps que les méthodes précédentes (2min contre 10min) (Kober et al., 2013) et est moins coûteuse en calcul.

Ces méthodes de contrôle, plus avancées, permettent entre autre de gagner en précision et en robustesse. La démocratisation de ces contrôles en micro-robotique et en robotique mobile permet de gagner en performance certains systèmes. De plus, ces contrôles, axés sur la réduction énergétique, pour les mêmes performances, permettent d'optimiser chaque déplacement pour faire en sorte qu'il consomme le moins d'énergie possible.

1.3. Actionneurs hiérarchiques

On a pu observer à travers cette revue de littérature, que les muscles sont très structurés. Cette structure se retrouve peu chez les muscles artificiels présentés. Qu'en est-il des actionneurs structurés, comme chez le muscle? Ce sont les actionneurs hiérarchiques, qui émergent depuis la fin des années 80, et l'arrivée des systèmes multi-agents.

1.3.1. Description

Dans un système robotique, il est rarement utile d'avoir un seul mouvement. Souvent, plusieurs types d'actionneurs sont utilisés pour effectuer plusieurs types de mouvements, ou bien effectuer un mouvement plus complexe, à des fins de précision, efficacité, force etc. Ces actionneurs sont donc organisés et créent ainsi une structure hiérarchique.

Ces actionneurs hiérarchiques (exemples 1.7) sont donc un ensemble complexe

d'actionneurs disposés à différents niveaux de contrôle, et avec des rôles bien spécifiques. Chaque niveau de hiérarchie contrôle un aspect du mouvement, et plus l'on monte dans la hiérarchie, plus les effets sont globaux (par exemple, on pourrait imaginer une hiérarchie sur un bras, avec l'épaule comme la hiérarchie haute, puis le coude, puis le poignet et enfin les doigts en dernier échelon).

1.3.2. Architecture

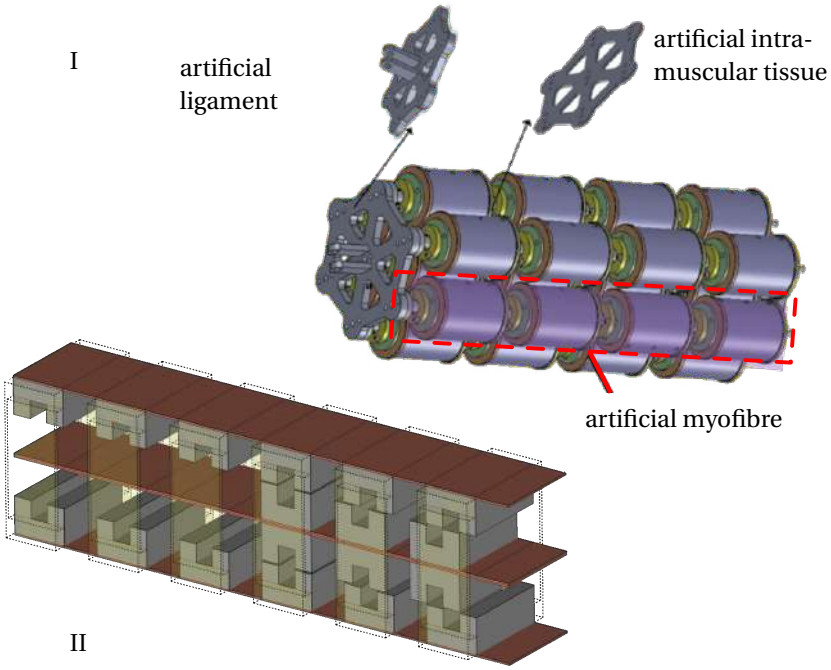


FIGURE 1.7. – Exemples d'arrangements en série et en parallèle d'actionneurs élémentaires inspirés par les muscles. I : Elabd et al. (2014) et Bi et al. (2017). II : Renna & Galati (2022). Les deux arrangements considèrent l'empilement de moteurs linéaires. I : Chaque cylindre violet est un actionneur électromagnétique correspondant à un demi-sarcomère. II : Un seul sarcomère/myofibre est représenté. Couches externes : Chaque électroaimant en forme de U correspond à une fente de liaison actine-myosine. L'actionneur se déplace en actionnant séquentiellement les électro-aimants, à la manière d'un moteur linéaire. Cet actionneur inspiré des muscles est flexible.

L'architecture des actionneurs hiérarchique est importante : en effet, chaque couche correspond à un type d'action précis, un rôle particulier à jouer dans le système global. Elle se décompose en 3 niveaux majeurs :

Le niveau bas comprend l'ensemble des mouvements simples que le système doit effectuer, ainsi que ses effecteurs. On y retrouve notamment les moteurs, les vérins etc. C'est donc à ce niveau que s'effectue l'exécution précise des actions, ainsi que la correction des erreurs potentielles des actionneurs.

Le niveau intermédiaire permet de coordonner l'ensemble des actionneurs des base, pour effectuer des mouvements complexes. Ce niveau permet de donner les ordres de quand, comment et quoi actionner pour effectuer un mouvement. Il décompose donc un ordre global (aller à une position par exemple) en plusieurs ordre locaux que les actionneurs du niveau bas pourront effectuer.

Le niveau supérieur est le niveau où la décision d'un mouvement est prise. Ce niveau sur des prototypes non autonomes, est souvent rempli par une interface Homme-Machine, et donc par l'humain. Cependant, dans un cadre d'autonomie de mouvement, ce niveau décidera des trajectoires à effectuer, des mouvements possibles etc.

1.3.3. Contrôle multi-échelle

Sur des actionneurs hiérarchiques complexes, il existe une boucle de contrôle à chaque niveau de commande. Ainsi, les niveaux bas possèdent leurs propre boucle de rétroaction, afin d'effectuer avec précision leurs mouvements. Les niveaux plus hauts peuvent prendre des décisions plus complexes, aidés par une panoplie de capteurs proprioceptifs et extéroceptifs pour prendre en compte les dégâts, les changements d'environnements, et ainsi s'adapter. Ce contrôle peut être amélioré par de l'apprentissage par intelligence artificielle.

Les actionneurs hiérarchiques jouent un rôle clé dans la robotique moderne, ce qui permet des mouvement de plus en plus précis, coordonnés avec de plus en plus d'actionneurs. Plus la technologie avance, plus ces actionneurs hiérarchiques ressemblent au muscle en terme de fluidité de mouvement, de temps de réponse, de multiplicité d'actionnement. Les algorithmes de contrôle permettent de répondre de plus en plus aux dégâts potentiels qui peuvent subvenir au cours de la vie de cet

actionneur. Cependant, la réponse aux dégâts reste isolée sur les couches supérieures.

1.4. Hypothèses de recherche et déroulé du mémoire

L'hypothèse de recherche principale qui a guidé ce travail de thèse est :

La structure hiérarchique et multi-échelle du muscle permet de s'adapter aux dégâts. Le muscle est dit résilient.

Cette hypothèse de recherche mène à différentes questions de recherche. Ces questions permettent de définir un cadre de recherche :

Questions de recherche

[1] Comment définir et caractériser la résilience pour les actionneurs ?

[2] Peut-on s'inspirer des actionneurs biologiques pour créer un actionneur résilient ? D'où provient la résilience de certains actionneurs biologiques ?

[3] Peut-on créer un actionneur résilient inspiré du muscle ?

Pour répondre à ces questions de recherche, nous verrons dans un premier chapitre comment se définit la résilience, d'où provient la résilience et comment la quantifier, au travers de divers exemples naturels et industriels. Dans un second chapitre, nous nous intéresserons plus précisément à la création d'un actionneur résilient, inspiré d'un actionneur biologique : le muscle strié. Enfin dans un dernier chapitre, nous testerons la résilience de cet actionneur, ce qui permettra d'approfondir la notion de résilience.

2. Résilience

Sommaire

2.1. Proposition d'une métrique de la résilience pour les actionneurs 38
2.1.1. Définition 38
2.1.2. Métrique 38
2.2. Exemples de caractérisation de résilience 41
2.2.1. Vérin hydraulique 41
2.2.2. McKibben 43
2.2.3. Pulvinus 45
2.2.4. Muscle 48
2.3. Synthèse sur la définition et la caractérisation de la résilience des actionneurs 50

Dans ce chapitre, est présentée la définition de la résilience pour les actionneurs : *Faculté d'un actionneur à conserver ses capacités de mouvement lorsqu'il est perturbé ou endommagé*. Cette définition a été adoptée après une compilation de différentes définitions de résilience dans différents domaines. Cette définition a ensuite été mise en équation, ce qui permet de quantifier un taux de résilience pour chaque actionneur. Plusieurs résiliences d'actionneurs sont ensuite calculées. On remarque que les résiliences des actionneurs industriels et biomimétiques tels que le vérin hydraulique et le muscle de McKibben sont faibles. A contrario, les résiliences du muscle et du pulvinus sont élevées. Ainsi, on en déduit des grandes particularités qui font la résilience : une structure et une commande multi-échelle.

2.1. Proposition d'une métrique de la résilience pour les actionneurs

2.1.1. Définition

Il existe de nombreuses définitions de la résilience, certaines sont rapportées dans la table 2.1. On remarque que les définitions sont diverses et variées, et peuvent s'appliquer à de nombreux domaines, sans toutefois avoir toujours la même signification. Les définitions les plus courantes, comme la résistance aux chocs en mécanique par exemple, ne peuvent pas vraiment s'appliquer à un actionneur. Comment connaître le degré de dégâts, comment réagit l'actionneur face au choc ? Ainsi, après analyse de beaucoup de définitions, on peut en déduire les grandes lignes directrices qui les rassemblent, et en créer une qui s'applique pour les actionneurs. On peut définir la résilience sur les actionneurs comme : *Faculté d'un actionneur à conserver ses capacités de mouvement lorsqu'il est perturbé ou endommagé.*

Cette définition permet à la fois de caractériser des actionneurs, mais aussi un système complet. Elle permet également de décrire un actionneur industriel ou biologique. Enfin, elle permet de caractériser précisément un degré de résilience et ainsi de comparer différents actionneurs.

2.1.2. Métrique

Grâce à la définition de la résilience sur les actionneurs, on peut mettre en équation la résilience aux dégâts χ. Cette définition se doit d'être la plus large possible, afin de décrire tous les types d'actionneurs, pour tous les types de dégâts. Elle se doit également d'âtre applicable facilement, de la biologie à l'industrie.

Les mouvements d'un actionneur peuvent être décrits de différentes manières, à l'aide de différentes quantités telles que la vitesse d'actionnement, la force maximum, la puissance développée, l'élongation maximum, etc. Pour chaque mouvement, on pourrait le caractériser avec une quantité différente. Afin de généraliser, on va considérer la puissance produite par un actionneur pendant un cycle typique, $\int_{cycle} f(t)\, v(t)\, \mathrm{d}t$ où $f(t)$ et $v(t)$ sont les variations de force et de vitesse en fonction

Domaine	Définition	Ref.
MÉCANIQUE	Caractéristique mécanique définissant la résistance aux chocs d'un matériau. (La résilience des métaux, qui varie avec la température, est déterminée en provoquant la rupture par choc d'une éprouvette normalisée.)	Larousse
INFORMATIQUE	(1) Capacité d'un système à continuer à fonctionner, même en cas de panne.	(Erdene-Ochir et al., 2010)
	(2) Maintenir les fonctions et la structure face aux changements internes et externes.	(Allenby & Fink, 2000)
SCIENCE DE LA RÉSILIENCE	La mesure dans laquelle un système peut maintenir sa structure, sa fonction et son identité face à une perturbation.	(Leslie & Kinzig, 2009)
SYSTÈMES COMPLEXES	Capacité des systèmes à anticiper et à s'adapter au risque de surprise et d'échec.	(Hollnagel et al., 2006)
GÉNIE CIVIL	Capacité à se remettre d'une contrainte externe pour atteindre un équilibre.	(Altherr et al., 2018)
SYSTÈMES DE FABRICATION	Propriété intrinsèque d'un système de résister, et/ou de se rétablir, et/ou de s'adapter à un état nouveau et amélioré dans un temps beaucoup plus court que la durée de vie globale du système, sous l'effet de perturbations stochastiques ou aléatoires connues et inconnues.	(Malshe et al., 2021)
BIOLOGIE	Capacité à se rétablir rapidement et complètement après un écart par rapport à l'état physiologique normal ou un dommage causé par un facteur de stress ou un événement néfaste pour la santé.	(Ukraintseva et al., 2021)
ÉCONOMIE	Capacité d'une économie ou d'une société à minimiser les pertes de bien-être en cas de catastrophe d'une ampleur donnée.	(Hallegatte, 2014)
CHAÎNE LOGISTIQUE	Capacité d'adaptation d'une chaîne d'approvisionnement à se préparer et/ou à répondre à des perturbations, à se rétablir rapidement et de manière rentable, et donc à progresser vers un état d'exploitation après la perturbation - idéalement, un meilleur état qu'avant la perturbation.	(Tukamuhabwa et al., 2015)

TABLEAU 2.1. – Différentes définitions de la résilience en fonction des domaines d'applications.

du temps.

Pour décrire au mieux la résilience, il faut aussi prendre en compte le niveau de dégâts de l'actionneur. Là encore, la définition du niveau d'endommagement doit être clarifiée. L'endommagement d'un système ou d'un actionneur peut être décrit par différentes grandeurs telles que la profondeur des fissures, le volume de déformation plastique, la perte de matière, la perte de fluide interne, la corrosion, la fatigue, l'usure, etc. Bien qu'un indice de dégâts puisse être créé pour chacune de ces grandeurs, il ne pourrait pas être applicable à chaque type d'actionneur. Par exemple, la corrosion des matériaux peut être utile pour décrire le vieillissement du piston d'un cylindre hydraulique, mais elle ne peut pas être appliquée à un muscle squelettique composé de liquide et de solide mou. Afin de généraliser, aucun dégât spécifique n'a été pris en compte, mais tous les types de dégâts ont été regroupés en une seule quantité : le volume de dommages V^*. Plus précisément, le rapport entre le volume endommagé et le volume total est considéré comme représentant le niveau de dommage, $\eta = V^*/V$.

Avec ces deux conditions, on peut proposer l'expression suivante pour la résilience aux dommages d'un seul actionneur,

$$\chi = \frac{\int_{cycle} f^*(t)\, v^*(t)\mathrm{d}t}{\int_{cycle} f(t)\, v(t)\mathrm{d}t} \frac{1}{1-\eta}. \tag{2.1}$$

Pour un actionneur intact, χ est égal à 1. Lorsqu'il est endommagé, la résilience d'un actionneur peut être supérieure à 1, ce qui indique que le volume des dommages a peu d'influence sur les capacités de l'actionneur. En effet, ce cas représenterait des actionneurs surdimensionnés. A l'inverse, des dégâts mineurs impliquant une perte de performance catastrophique généreront des scores de résilience extrêmement faibles ($\chi \to 0$) ; $\chi = 0$ indiquant un actionneur hors service.

Cette définition s'applique à un seul actionneur et ne peut pas être appliquée directement à un système combinant un certain nombre d'actionneurs. Plus précisément, pour définir la résilience des systèmes composés d'actionneurs redondants, il faut d'abord définir la redondance,

$$R = \frac{N}{n}, \tag{2.2}$$

où l'on considère n le nombre minimum d'actionneurs nécessaires pour effectuer le mouvement et N le nombre total d'actionneurs dans le système. Avec cette définition, la résilience d'un système se lit,

$$\chi_s = R\chi\,. \tag{2.3}$$

Les définitions ci-dessus de la résilience montrent directement que la redondance est un moyen efficace d'améliorer la résilience d'un système. Pour montrer le large spectre de cette définition, quatre cas de références sont présentés : deux actionneurs fabriqués - un cylindre hydraulique (actionneur industriel conventionnel) et le muscle McKibben (actionneur bio-inspiré) ; et deux actionneurs biologiques - le biceps (muscle squelettique) et le pulvinus (muscle végétal).

2.2. Exemples de caractérisation de résilience

2.2.1. Vérin hydraulique

L'indice de résilience est calculé sur un actionneur industriel, un cylindre hydraulique à simple effet. Cette technologie d'actionnement est très répandue dans l'industrie, par exemple pour les freins hydrauliques des bicyclettes, les lève-vitres et les ouvreurs de coffre, les opérations de levage, etc. On considère maintenant un simple vérin hydraulique de voiture, figure 4.5. Ce vérin est composé d'un corps en acier d'épaisseur w, de longueur L et de diamètre d, d'un piston muni d'un joint torique et d'une source de pression alimentée par un tuyau d'entrée (longueur l, diamètre e). L'expérience montre que ces vérins hydrauliques peuvent se détériorer en raison de l'usure du joint torique. Cela déclenche une fuite du joint, qui est idéalisé comme un cylindre de diamètre a, de section πa^2 et de profondeur w. Le volume de ce petit cylindre représente le volume endommagé $V^* = \pi a^2 w$. La puissance du vérin hydraulique fv (force multipliée par la vitesse) est donnée par la puissance de l'alimentation hydraulique PQ (pression multipliée par le débit),

$$fv = PQ\,. \tag{2.4}$$

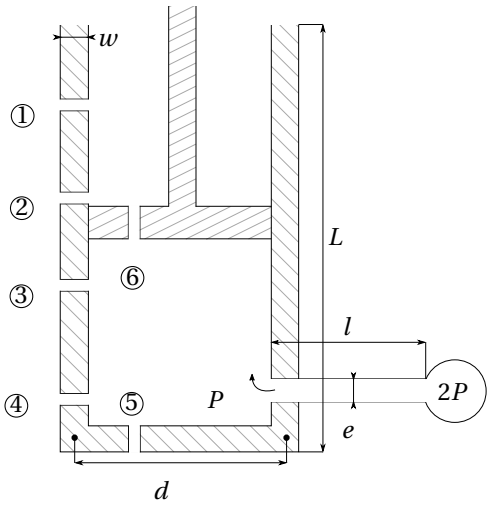


FIGURE 2.1. – Schéma d'un vérin hydraulique à effet simple. Les dommages sont ici représentés par des nombres, pour montrer quels dommages sont les plus critiques

Un débit d'huile, Q, est fourni par la source à pression constante à travers le tuyau d'entrée et un débit Q_l est perdu par la fuite. Les deux devraient donc s'écouler dans un régime visqueux (faible nombre de Reynolds$\mathscr{R}e < 1$),),

$$Q = \frac{\pi P e^4}{128 v l} \quad \text{et} \quad Q_l = \frac{\pi P a^4}{128 v w}. \tag{2.5}$$

Le niveau de dommage η peut être calculé par rapport au volume total du cylindre hydraulique, $V = \pi d^2 L$. Cela conduit à l'expression de la dimension typique d'une fuite,

$$\eta = \frac{a^2 w}{d^2 L} \quad \text{menant à} \quad a^2 = \eta \frac{d^2 L}{w}. \tag{2.6}$$

On peut maintenant exprimer la résilience du vérin hydraulique,

$$\chi = \frac{f^* v^*}{f v} \frac{1}{1-\eta} = \frac{P(Q-Q_l)}{PQ} \frac{1}{1-\eta} = \frac{1}{1-\eta} \left(1 - \eta^2 \frac{d^4 L^2 l}{e^4 w^3}\right). \tag{2.7}$$

La relation force-vitesse du vérin hydraulique est représentée sur la figure 2.2a. En échelle logarithmique, la courbe force-vitesse endommagée se déplace vers le bas (de la courbe noire à la courbe rouge). Pour un niveau de dommage donné, la puissance disponible est modifiée par le même facteur pour n'importe quelle force.

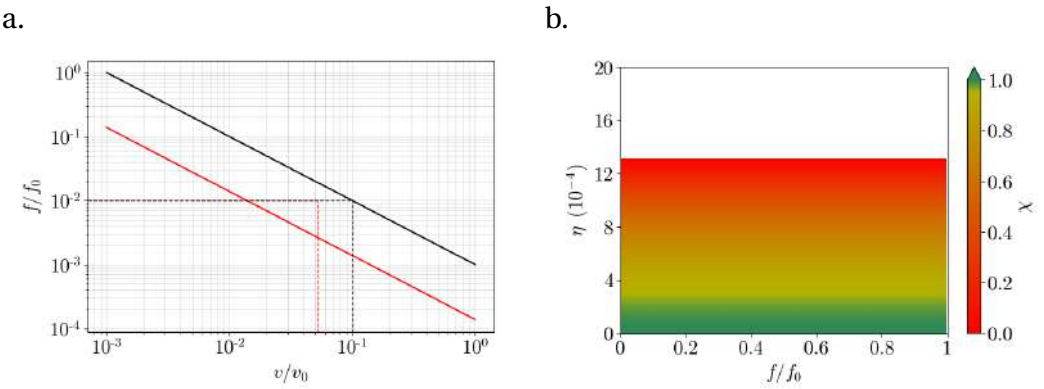


FIGURE 2.2. – a. Relation force-vitesse pour le cylindre hydraulique (échelle log-log). Noir : cylindre hydraulique intact. Rouge : cylindre hydraulique endommagé ($\eta = 0,009$). Les lignes pointillées représentent un cycle de mouvement du cylindre hydraulique. b. Carte de couleurs de la résilience du cylindre hydraulique pour différentes forces, f, et différents niveaux de dommages, η. Le cylindre hydraulique a une résilience extrêmement faible (nulle lorsque les dommages sont supérieurs à 0,0013). À des fins de visualisation, le niveau de dommage est indiqué entre 0 et 0,002.

Lorsque la résistance hydraulique de la fuite est similaire à celle du tuyau d'entrée, la résilience du vérin hydraulique s'effondre et atteint 0 (figure 2.2a). Il est intéressant de noter que la résilience est indépendante de la force ou de la vitesse du mouvement. Il s'agit d'un petit artefact de ce modèle, où la source de pression est considérée comme idéale et le fluide incompressible. Ici, avec $P = 10^5$Pa, d =30 mm, e =3 mm, l =10 mm, $\nu = 1$, w =5 mm et L =140 mm, $\chi = 0$ correspond à un niveau de dommages $\eta = 0.0013$. Cette faible résistance aux dommages montre que les vérins hydrauliques sont sensibles à l'usure. Cette situation nécessite donc des opérations de surveillance et de maintenance. Par prudence, pour éviter de telles défaillances pouvant être catastrophiques, la plupart des vérins hydrauliques sont conçus avec des marges de sécurité.

2.2.2. McKibben

Les muscles McKibben sont des actionneurs pneumatiques manufacturés inspirés du muscle squelettique (Tondu, 2012). Les muscles McKibben sont largement utilisés

pour les bras robotiques, les exosquelettes et d'autres dispositifs bio-inspirés. Ces types de muscles sont constitués d'une cavité allongée qui devient sphérique sous l'effet de la pression. Cela raccourcit le muscle et crée un mouvement. Comme pour les actionneurs précédents, la résilience de McKibben peut être évaluée à l'aide de l'équation (2.1) et d'une modélisation minimale de son fonctionnement.

Le muscle de McKibben est idéalisé comme une cavité ellipsoïde de diamètre d et d'axe principal L (volume $V = \pi d^2 L/6$) avec une épaisseur de peau w. Le muscle est connecté à un réservoir de pression P, avec un tuyau d'entrée de diamètre e et de longueur l. Pour un actionneur intact, la pression dans la cavité correspond à la pression du réservoir. Or, si l'actionneur est endommagé, de l'air peut s'écouler à travers cette lésion de taille typique a (volume de la lésion $V^* = w\pi a^2$), ce qui peut réduire la pression à l'intérieur de la cavité et donc la puissance disponible de l'actionneur.

De même que pour le cylindre hydraulique, la puissance du muscle de McKibben est donnée par la puissance de l'alimentation pneumatique $fv = PQ$. Avec un raisonnement similaire, on obtient la résilience du muscle de McKibben,

$$\chi = \frac{1}{1-\eta}\left(1 - \left(\frac{2}{3}\eta\frac{d^2 L\sqrt{l}}{e^2 w^{2/3}}\right)^2\right). \tag{2.8}$$

La relation force-vitesse est représentée sur la figure 2.3a. ($r_0 = 50$ mm , $L_0 = 100$ mm, $L = 10$ mm, $r = 5$ mm et $l = 10$ mm). En échelle log-log, la courbe se déplace vers le bas lorsque des dommages surviennent (du noir au rouge). La résilience du muscle de McKibben est représentée sur la figure 2.3b. Lorsque le niveau de dommage atteint $\eta = 0,0015$, la résilience s'effondre. Le muscle de McKibben est aussi sensible aux dommages que le cylindre hydraulique. En fait, les muscles de McKibben imitent la géométrie et la forme d'actionnement du muscle squelettique, montrant une relation force-vitesse de type Hill. Cependant, la résilience du muscle n'a pas été imitée, ce qui le rend très sensible aux dommages mineurs.

Pour éviter les défaillances catastrophiques, le muscle de McKibben peut être renforcé avec des fibres auto cicatrisantes renforcées (Terryn et al., 2017). Ces stratégies

a. b.

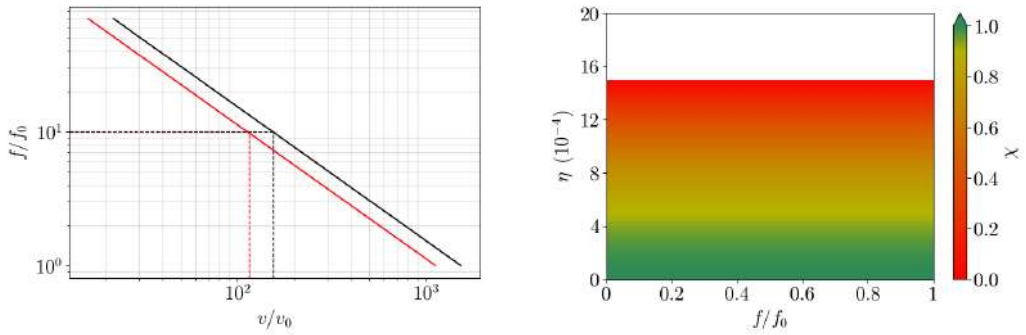


FIGURE 2.3. – a. Relation force-vitesse pour le muscle de McKibben (échelle log-log). Noir : muscle McKibben intact. Rouge : muscle de McKibben endommagé (η = 0,001). Les lignes pointillées représentent un cycle de mouvement du muscle de McKibben. b. Carte de couleurs de la résilience du muscle de McKibben pour différentes forces, f, et différents niveaux de dommages, η. Le muscle de McKibben a une résilience extrêmement faible (nulle lorsque les dommages sont supérieurs à 0,0015). À des fins de visualisation, le niveau de dommage est indiqué entre 0 et 0,002

.

d'auto réparation ne relèvent pas de la présente analyse de la résilience.

2.2.3. Pulvinus

Le pulvinus est un épaississement situé à la base des feuilles de nombreuses plantes des familles *Fabaceae* et *Oxilaceae*. Il permet des mouvements réversibles des feuilles, par exemple la fermeture nocturne ou la réponse au toucher (*Mimosa Pudica*). Ses fonctions varient d'une espèce à l'autre et comprennent l'orientation des feuilles vers le soleil, la protection contre les attaques des herbivores (*Mimosa Pudica*) et la possibilité pour la pluie d'atteindre le sol (*Samanea Saman*). Comme le muscle squelettique, on le retrouve chez des espèces éloignées sur l'arbre phylogénétique, ce qui indique sa robustesse (Tadrist et al., 2022). Depuis Dutrochet (1837) on sait aussi que l'ablation de la moitié du pulvinus n'empêche pas les feuilles de bouger (Dutrochet, 1837), ce qui indique un comportement résilient.

Le pulvinus de *Mimosa Pudica* est composé de 3 éléments structurels principaux organisés selon une géométrie cylindrique. Au centre se trouvent les tissus vasculaires

(xylème et phloème) qui fournissent l'eau et extraient la sève. Ces tissus durs sont entourés de cellules de parenchyme à paroi fine, également appelées cellules motrices. Une fine cuticule protège l'organe de l'évapotranspiration. Les cellules motrices (diamètre 25 µm) sont capables de s'étendre (extenseur) ou de se rétracter (fléchisseur) lorsque la pression de turgescence est modifiée. Cette déformation locale crée le mouvement.

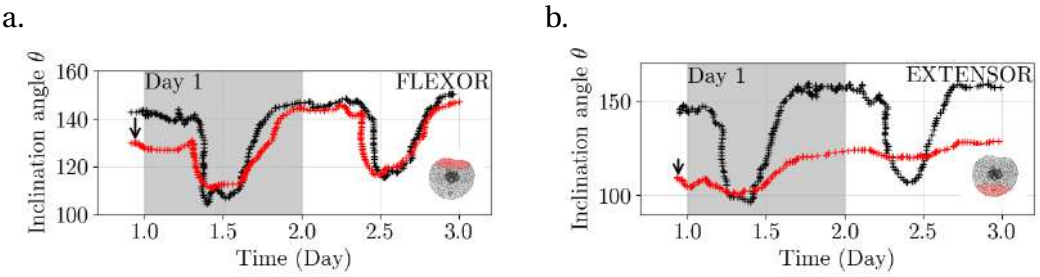


FIGURE 2.4. – Angle d'inclinaison avec un pulvinus intact (noir) et avec le fléchisseur excisé (a. en rouge) ou avec l'extenseur excisé (b. en rouge). Les zones grises correspondent au premier jour après l'excision, indiqué par la flèche noire.

Il n'existe pas de relation théorique force-vitesse pour les pulvinus dans la littérature. Cependant, en s'appuyant sur les travaux de (Millet et al., 1989) qui rapportent l'évolution de l'angle d'inclinaison θ des feuilles de *Phaseolus vulgaris* pour des pulvinus sains et ablatés, on peut calculer la résilience du pulvinus, voir la figure 2.4. Dans la figure, les points noirs correspondent à l'expérience de contrôle : un pulvinus sonore qui suit un mouvement circadien, figure 2.4a et b. Les points rouges correspondent aux tests, avec excision d'environ 30% du pulvinus (Excised flexor, figure 2.4a. Excision de l'extenseur, figure 2.4b). Le pulvinus est excisé le premier jour (flèche noire) et son évolution sur deux jours après l'excision est représentée.

Dans ce qui suit, le premier jour après l'excision (zone grise) est étudié pour calculer la résilience aux dommages. Le deuxième jour n'est pas étudié afin de ne pas prendre en compte les processus d'autoguérison et de régénération.

À partir de ces données, l'évolution de l'angle d'inclinaison $\theta(t)$ le premier jour (cycle circadien) est ajustée avec deux demi gaussiennes à des fins de lissage, figure

2.5a (fléchisseur excisé) et c (extenseur excisé). L'évolution de la force est reconstruite en considérant que la force est proportionnelle à $f \propto \theta - \theta_0$, où θ_0 est l'angle minimal sur le cycle circadien. Cela correspond à l'action sur le bras de levier pour déplacer la feuille. La vitesse est également reconstruite comme $v \propto \mathrm{d}\theta/\mathrm{d}t$. Ces deux quantités sont représentées sur la figure 2.5b (fléchisseur excisé) et d (extenseur excisé) et forment des quasi-cycles (une certaine croissance se produit).

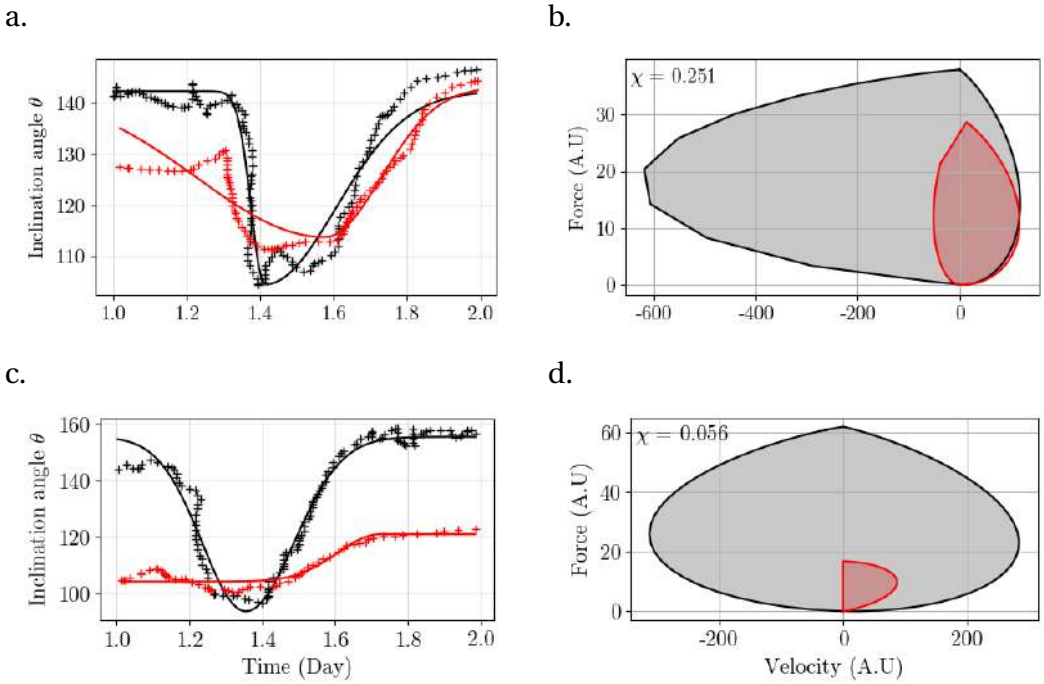


FIGURE 2.5. – Angle d'inclinaison θ pour un seul cycle du jour 2 au jour 3. La relation force-vitesse est obtenue numériquement après ajustement de la courbe de déplacement, en dérivant le déplacement pour obtenir la vitesse. La force est considérée comme le moment du poids de la plante. Elle est donc proportionnelle au déplacement.

Sur la base de ces quantités, l'indice de résilience, équation (2.1), est calculé. La résilience de chaque expérience d'excision peut être estimée en comparant les zones noires et rouges qui correspondent à la puissance sur un cycle. Le niveau de dommage est estimé à 30% du volume total. Le premier jour, les résiliences de l'extenseur (fléchisseur excisé) et du fléchisseur (extenseur excisé) sont,

$$\chi_{extensor} = 0.25 \quad \text{et} \quad \chi_{flexor} = 0.05 \tag{2.9}$$

La résilience de l'extenseur est beaucoup plus importante que celle du fléchisseur. Ceci montre que l'indice de résilience proposé quantifie l'observation biologique trouvée dans la littérature ((Millet et al., 1989; Dutrochet, 1837)). L'effet d'auto-guérison (régénération) peut être observé dès le deuxième jour avec un indice de résilience croissant ($\chi_{extensor} = 0,84$ et $\chi_{flexor} = 0,16$).

2.2.4. Muscle

Les mammifères, les oiseaux et les poissons (des animaux phylogénétiquement éloignés) s'appuient sur leurs muscles squelettiques pour se déplacer, chasser ou échapper aux prédateurs. La structure musculaire de ces trois classes d'animaux est assez similaire (Luther et al., 1996), ce qui indique qu'elle a été préservée au cours de l'évolution. Cette histoire évolutive suggère que le muscle squelettique peut être résistant. En outre, un entraînement sportif intense induit un retard dans l'apparition des courbatures bien que les performances musculaires soient modifiées pendant l'entraînement (Nosaka, 2008). Les courbatures correspondent à des microtraumatismes des fibres musculaires, en particulier sur la bande Z des sarcomères et des tissus conjonctifs. Cette préservation des performances illustre la résilience des muscles squelettiques.

Le muscle squelettique est un actionneur hautement structuré avec des commandes complexes en boucle de rétroaction (Gillies & Lieber, 2011). Il est composé de tendons et de fascicules à l'échelle macroscopique. Les fascicules rassemblent des fibres musculaires parallèles (diamètre 10 – 100 µm). Les fibres musculaires sont constituées de myofibrilles, qui sont, à leur tour, constituées d'une série de briques élémentaires à l'échelle micro : les sarcomères (longueur, au repos : 3,5 µm; contracté : 2,5 µm). Ainsi, d'un point de vue ingénierie, le muscle est idéalisé comme une séquence de sarcomères en série et en parallèle.

Peu de travaux ont été réalisés pour établir un lien entre les lésions musculaires et la performance des mouvements. En s'appuyant sur l'équation de Hill, Eq (1.6), et sur les données relatives à la fatigue (inhibition chimique) de (Greenberg & Moore, 2010),

il est possible de calculer la courbe force-vitesse dans des conditions standard et inhibées, voir figure 2.6a. L'inhibition chimique est ici considérée comme un modèle d'endommagement.

a. b.

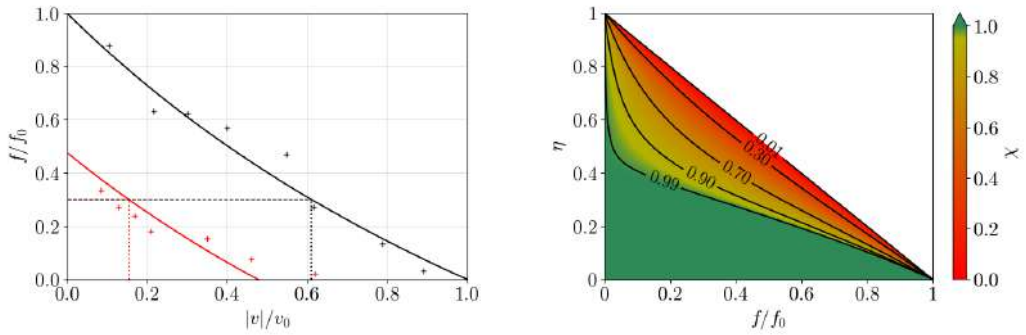


FIGURE 2.6. – a. Les points de données proviennent de Greenberg et al. (Greenberg & Moore, 2010). Les courbes intactes (noir) et endommagées (rouge) sont ajustées sur les données de Greenberg en faisant varier α et N_s^*/N_s. Les lignes pointillées représentent le cycle d'actionnement du muscle pour une force fixe. b. Carte de couleur de la résilience du muscle pour différentes forces (f/f_0) et dommages (η). Toutes les données sont mises à l'échelle entre 0 et 1 pour plus de clarté.

On suppose que seul le nombre de sarcomères actifs est modifié par l'inhibition chimique ($N_p \to N_p^*$, $N_s \to N_s^*$), et que la force unitaire s et la vitesse u sont inchangées $f_0^* = N_p^* s = f_0 N_p^*/N_p$ et $v_0^* = N_s^* u = v_0 N_s^*/N_s$. La relation de Hill pour un muscle endommagé reliant f^* et v^* se lit comme suit,

$$\frac{f^*}{f_0} = \frac{N_p^*}{N_p}\frac{1-(|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)}{1+\alpha(|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)}. \tag{2.10}$$

On suppose alors que les taux de dommages sont égaux pour les sarcomères en série et en parallèle $N_p^*/N_p = N_s^*/N_s$. L'équation de Hill avec dommages se lit comme suit,

$$\frac{f^*}{f_0} = \frac{(N_s^*/N_s)-(|v^*|/v_0)}{1+\alpha(|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)} \quad \text{or} \quad \frac{|v^*|}{v_0} = \frac{N_s^*/N_s - f^*/f_0}{1+\alpha(f^*/f)(N_s/N_s^*)}. \tag{2.11}$$

Cette équation est ajustée (moindres carrés moyens) sur les données de Greenberg en faisant varier N_s^*/N_s et α. Les paramètres sont $N_s^*/N_s = 0,47$ et $\alpha = 2,04$. Les

courbes de Hill ajustées sont représentées sur la figure 2.6a.

A partir de cette modélisation et des valeurs ajustées, nous considérons un cycle d'actionnement simple : (i) vitesse nulle et force croissante de 0 à f_1 ; contraction isométrique, (ii) force constante f_1 et vitesse croissante jusqu'à v^*, contraction excentrique ; (iii) vitesse constante $-v^*$ et force décroissante jusqu'à 0, contraction concentrique ; et (iv) force nulle et vitesse décroissante jusqu'à 0, avec contraction concentrique. Les puissances adimensionnelles $P/(f_0 v_0)$ et $P^*/(f_0 v_0)$ du cycle sont les suivantes,

$$\frac{P}{f_0 v_0} = \int_{cycle} \frac{f_1}{f_0}\frac{|v_1|}{v_0}\mathrm{d}t = \frac{1-(f_1/f_0)}{1+\alpha(f_1/f_0)}\frac{f_1}{f_0} \quad \text{et} \quad \frac{P^*}{f_0 v_0} = \int_{cycle} \frac{f_1}{f_0}\frac{|v_1^*|}{v_0}\mathrm{d}t = \frac{(N_s^*/N_s)-(f_1/f_0)}{1+\alpha(f_1/f_0)(N_s/N_s^*)}\frac{f_1}{f_0}. \tag{2.12}$$

A partir des puissances sur un cycle et du volume de dommages $\eta = N_s^*/N_s$, la résilience du muscle s'écrit,

$$\chi = \frac{1}{1-\eta}\frac{\eta - f_1/f_0}{1-f_1/f_0}\frac{1+\alpha f_1/f_0}{1+\alpha\eta f_1/f_0}. \tag{2.13}$$

Cette expression de la résilience du muscle squelettique dépend du niveau de dommage η et du niveau de force requis f. Les variations de la résilience en fonction de ces deux paramètres sont dessinées dans la figure 2.6b. La résilience est proche de un pour les faibles forces et les faibles vitesses. Nous remarquons également que pour des forces ou des vitesses importantes, la résilience diminue fortement avec le niveau de dommage.

Ce modèle montre que le taux de dommage au niveau du sarcomère modifie le comportement macroscopique du muscle et sa résilience.

2.3. Synthèse sur la définition et la caractérisation de la résilience des actionneurs

La définition de la résilience permet de calculer et d'évaluer la résilience pour de nombreux actionneurs, biologiques, industriels ou bio-inspirés. La difficulté majeure réside dans le fait de bien définir le cycle typique de l'actionneur ainsi que de carac-

tériser la localisation des dégâts. Cependant, un cycle typique peut être approximé avec une courbe force vitesse : le cycle correspond alors à une boucle entre l'origine, l'ordonnée à l'origine, la courbe en elle même, et pour finir l'abscisse à l'origine. C'est d'ailleurs cette méthode qui va être utilisée pour définir la résilience pour la suite de ce travail. Pour des actionneurs électriques, cette définition et cette caractérisation de la résilience ne prend pas en compte une rupture de l'approvisionnement électrique. En effet, si un câble électrique est coupé, l'actionneur ne fonctionnera plus, et donc on observera nécessairement $\chi = 0$. Cependant l'objectif étant de définir et d'estimer la résilience pour un actionneur, son alimentation en énergie n'est ici pas prise en compte, car elle rentre dans le domaine de la redondance et de la sécurité. Pour autant, en créant une redondance sur l'énergie apportée, cela pourrait augmenter la résilience de l'actionneur. De plus je ne pense pas qu'un système puisse être paré à toutes les possibilités et résilient à tous types de dommages existants. On peut seulement essayer de diminuer ce nombre au maximum, en augmentant la résilience.

Dans la nature, tous les actionneurs ne sont pas résilients. Certains ne servent à fonctionner qu'un nombre limité de fois. C'est notamment le cas des tentacules de pression de la *Drosera glanduligera* qui sont à usage unique. Dans ce cas précis, il est difficile d'estimer la résilience, comment endommager l'actionneur et le comparer à son fonctionnement intact s'il ne s'active qu'une seule fois ?

3. Création d'un démonstrateur d'actionneur hiérarchique bioinspiré du muscle

Sommaire

3.1. Conception d'un actionneur résilient bioinspiré du muscle 54
3.1.1. Conception générale 54
3.1.2. Conception des pièces mécaniques fonctionnelles 56
3.1.2.1. Dimensionnement des ressorts 56
3.1.2.2. Dimensionnement de la came 59
3.1.2.3. Dimensionnement et fabrication de la crémaillère . . . 59
3.1.3. Conception de la partie puissance et commande 60
3.1.3.1. Choix des cartes de commandes 60
3.1.3.2. Communication 62
3.1.3.3. Distribution de la puissance 63
3.1.4. Capacités et limites du démonstrateur réalisé 63
3.2. Modélisation mécanique de l'actionneur multi-échelle bioinspiré . . . 64
3.2.1. Modélisation de l'actionneur élémentaire : la tête de myosine . 64
3.2.2. Modélisation du comportement dynamique de la tête de myosine 64
3.2.3. Modélisation dynamique du sarcomère, de la myofibre et du muscle bioinspiré 66
3.2.4. Détermination des temps de latence des sarcomères et des fibres 67

3. Création d'un démonstrateur d'actionneur hiérarchique bioinspiré du muscle –

L'objectif de ce chapitre est de concevoir un actionneur résilient, s'inspirant de la structure et de la mécanique du muscle strié, afin de le tester et d'optimiser sa résilience. La maquette utilise des crémaillères pour imiter les filaments d'actine. Pour imiter les têtes de myosine nous utilisons des servomoteurs et des cames. Cette association permet de reproduire le cycle de contraction musculaire à notre échelle.

La conception mécanique inclut des éléments tels que des ressorts, des cames, des servomoteurs ainsi que des bâtis fabriqués en impression 3D. L'électronique de la maquette repose sur des cartes Raspberry Pi, choisies pour leur flexibilité et leur capacité à gérer les communications entre les composants.

La modélisation mécanique de la tête de myosine bio-inspirée s'appuie sur une analyse des propriétés électromécaniques des servomoteurs, permettant de simuler le comportement dynamique des têtes de myosine bioinspirée sous différentes charges. Le cycle de fonctionnement des têtes de myosine est reproduit, et les forces et vitesses sont calculées en fonction des charges appliquées. Un modèle dynamique est développé pour simuler le comportement des sarcomères, des myofibres et du muscle complet.

3.1. Conception d'un actionneur résilient bioinspiré du muscle

Pour créer un actionneur résilient, il faut intégrer plusieurs propriétés importantes, notamment uns structure hiérarchisé ainsi qu'un actionnement multi-échelle. Ainsi en s'inspirant de la structure et de la mécanique du muscle strié, on suppose que l'actionneur résultant sera plus résilient qu'un actionneur standard.

L'objectif est de créer un actionneur proche structurellement du muscle strié, afin d'en tester la résilience. Cet actionneur se doit d'être suffisamment proche du muscle afin de pouvoir tester des variables du muscle sur différentes configurations.

3.1.1. Conception générale

L'élément de base de l'actionneur musculaire est le sarcomère. L'idée est de recréer des sarcomères bioinspirés, afin de pouvoir tester la résilience. En analysant le sarcomère, présenté en introduction, on remarque qu'il existe un cycle de contraction bien précis. Mécaniquement, cela correspond au schéma cinématique présenté figure 3.2. Les points d'ancrage des têtes de myosine étant réguliers, et équirépartis sur le filament d'actine, le choix d'une crémaillère (3) paraît cohérent. Pour imiter l'ancrage des têtes de myosine, un servomoteur actionnera chaque tête de myosine (1,2 et 5,6) afin de les engrainer dans la crémaillère. Puis il faut pouvoir déplacer les têtes de myosine. Pour réaliser cette fonction, un servomoteur viendra écarter les têtes de myosine (2), et réitérer ce processus. La bande M, est elle un support des filaments de myosine (7), ici une boîte en liaison glissière avec les têtes de myosine bioinspirées. Le processus entier est synthétisé dans le tableau 3.1, avec sur les 3 premières lignes, les indications d'engrainement (in/out) des têtes de myosine, et de la came, la durée du cycle ligne 4, puis sur les deux dernières lignes un schéma explicatif du fonctionnement de la maquette bioinspirée par rapport à la contraction du sarcomère.

Pour permettre de donner un ordre d'idée de ce qui est fait par la suite, une image du muscle conçu en 3D sur 3DExperience est fournie figure 3.3a, ainsi qu'une photo de la maquette fabriquée et assemblée, figure 3.3b.

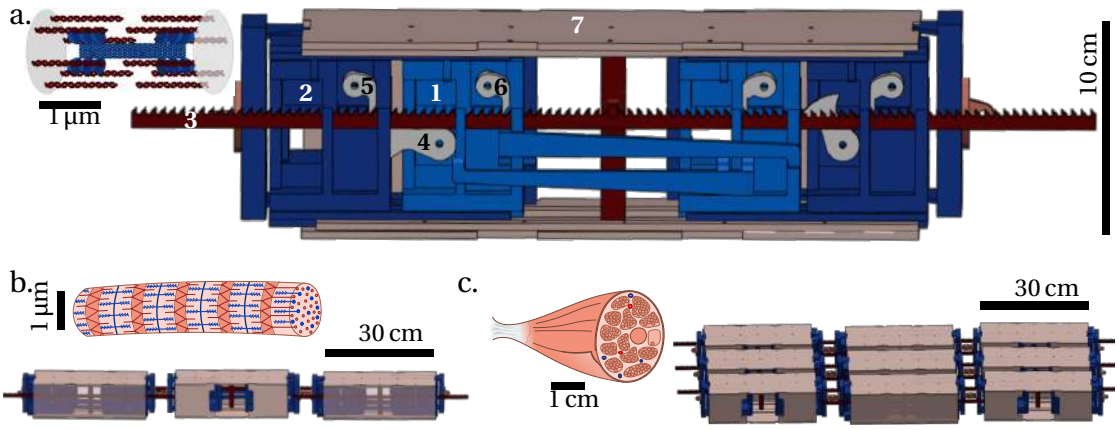


FIGURE 3.1. – Maquette de muscle 1 :100 000. a. Vue 3D de la maquette de sarcomère composée de deux têtes de myosine en vis-à-vis. La tête de myosine est composée de deux parties mobiles indépendantes (**1** et **2**). Chaque partie possède une patte biomimétique (dent **5** et **6**) qui se lie à la fibre d'actine (tige de crémaillère **3**). La course de la tête de myosine est assurée par un bras mécanique (**4**). La maquette de sarcomère est délimitée par un fascia artificiel (**7**). b. Les unités de sarcomère sont empilées en série pour produire une maquette de fibre. c. Les myofibres sont empilées en parallèle pour créer un muscle biomimétique.

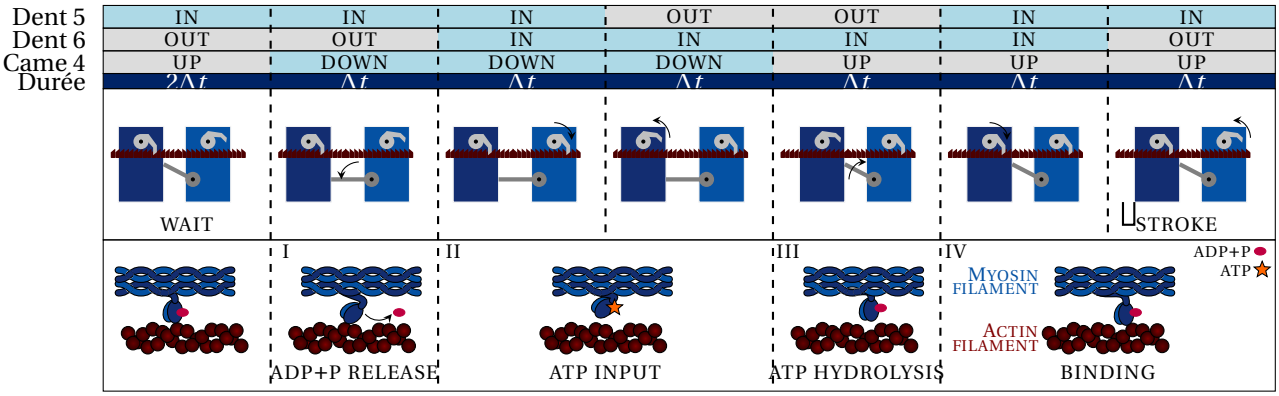


TABLEAU 3.1. – Cycle actine-myosine bio-inspiré et temps d'actionnement correspondants (Δt correspond au temps d'actionnement minimum de la came à l'étape 2 sous charge). Le cycle d'actionnement se compose de 6 étapes d'actionnement et d'une étape d'attente. Les pièces mobiles sont indiquées dans la colonne correspondante. Le cycle actine-myosine réel est illustré dans le dernier tableau. Il consiste en 4 étapes principales, I : course, II : entrée d'ATP, III : hydrolyse d'ATP et IV : liaison.

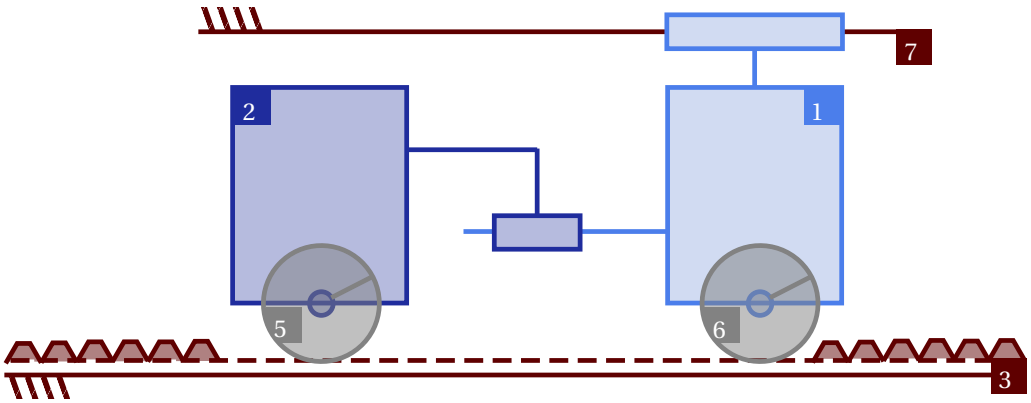


FIGURE 3.2. – Schéma cinématique de la moitié de la tête de myosine bio-inspirée (unité contractile). Les parties **1** et **2** de la tête de myosine sont reliées par une articulation prismatique équivalente (came (**4**) non représentée). Les pattes de myosine **5** et **6** s'engagent successivement dans la crémaillère **3**. La crémaillère et le fascia artificiel forment le cadre de référence du sarcomère.

3.1.2. Conception des pièces mécaniques fonctionnelles

3.1.2.1. Dimensionnement des ressorts

Afin de maintenir les têtes de myosine proches entre elles, et de faire avancer le sarcomère, il faut faire en sorte de forcer le contact entre les têtes 1 et 2 (voir 3.2). Ainsi, un ressort sera placé entre ces 2 composants. Le but est de déterminer quelle raideur de ressort est nécessaire pour ne pas trop perturber le travail de rapprochement des têtes par le servomoteur.

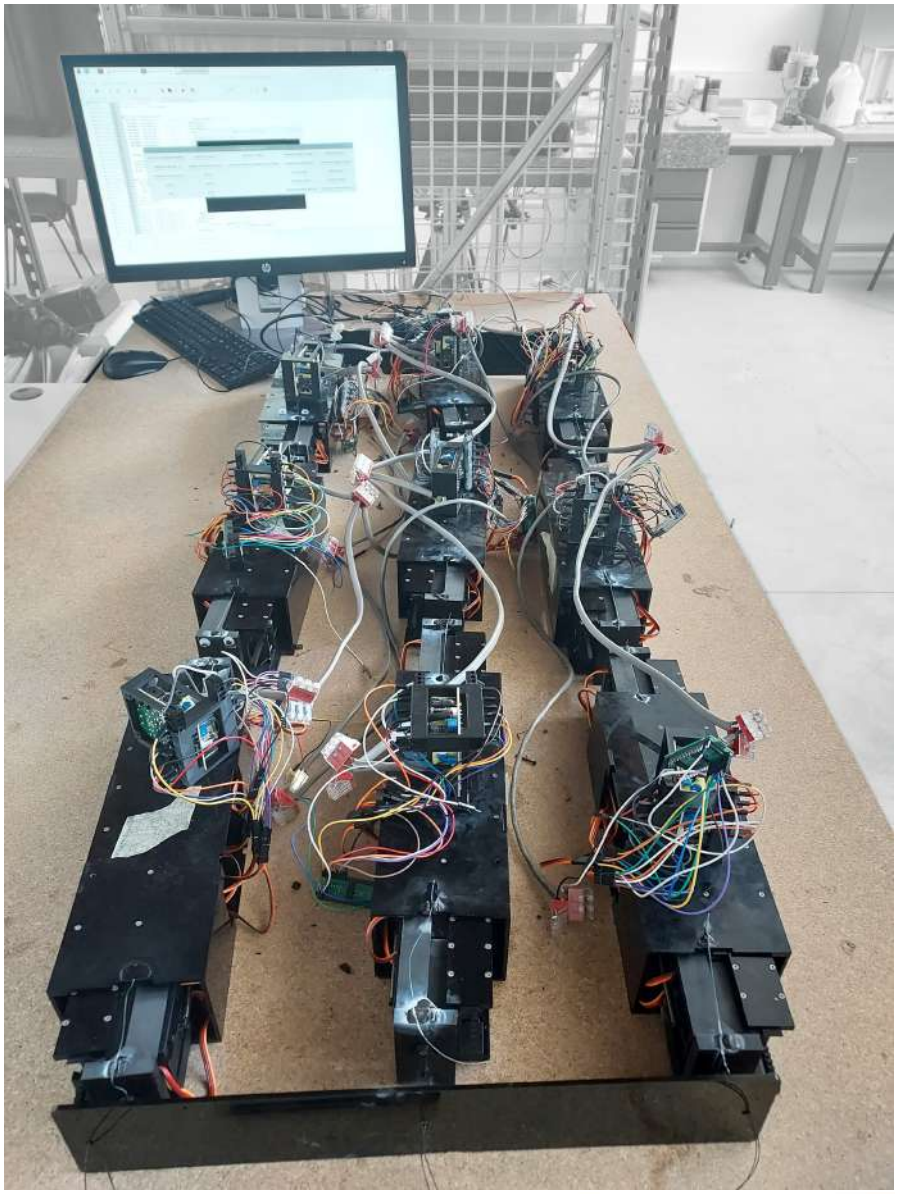
Le ressort ne pouvant pas être directement placé au niveau de la crémaillère, afin de s'assurer d'un retour qui suit le chemin d'effort, il est décidé de placer 3 ressorts dont la résultante des efforts est centrée sur la crémaillère (voir schéma 3.4) :

On effectue l'équilibre des moments, avec l la longueur entre le centre et les ressorts de raideur K. X et x les longueurs séparant les ressorts de raideur K et k (figure 3.4 :

$$Kl + 2lK = (2k + K)l \text{ suivant } y \tag{3.1}$$

et

a.



b.

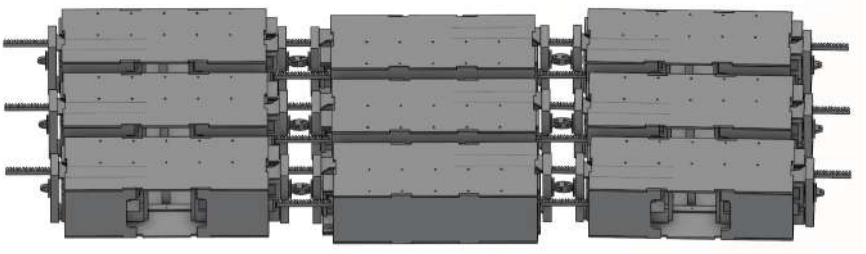


FIGURE 3.3. – a. Photo du muscle bioinspiré fabriqué et assemblé. b. Image du muscle conçu sur 3DExperience.

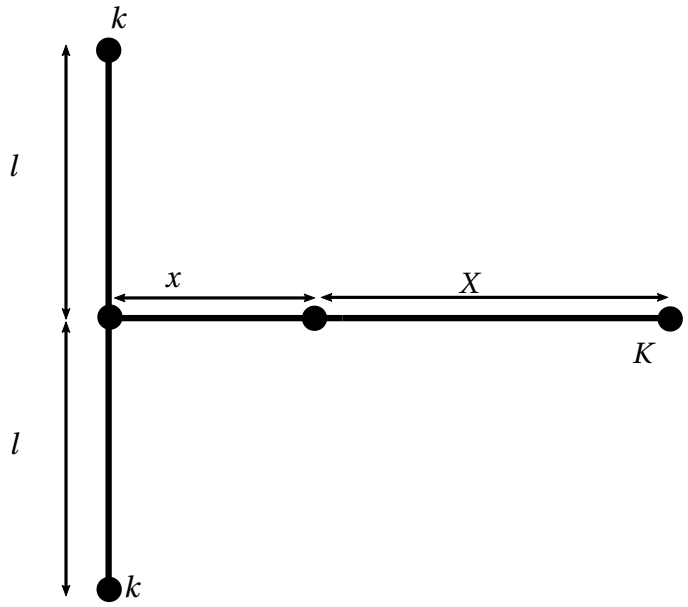


FIGURE 3.4. – Schéma explicatif des calculs de raideurs de ressorts

$$\frac{k}{K} = \frac{X}{2x} \text{ suivant } x. \tag{3.2}$$

Donc avec le poids d'une tête de myosine, $P = Mg = 3.58N$.

$F_l = P_{TM} \iff P_{TM} = kl$ Donc $k = \frac{F_l}{l} = \frac{3.58}{10} = 0.061$ N/mm.

Ainsi $\frac{k}{K} = \frac{X}{2x} \iff K = \frac{2xk}{X} = \frac{2*0.008*61.72}{4} = 0.018$N/mm.

On calcule maintenant le nombre de spires : $n = \frac{Gd^4}{8kD^3}$ avec n le nombre de spires utiles, G le module de tension, d le diametre du fil, D le diamètre moyen du ressort et k la raideur du ressort

Le nombre total de spires est de $n_t = n + 2$

Ainsi, on a $n_t = 6.55G + 2$ avec $k = 61.72$ N/m, $D = 8mm$ et $d = 4mm$

Pour différentes matériaux on a :

Matériau	G	Nombre de spire pour k	Nombre spire pour K
Acier	220	45	148
Cuivre	124	26	84
Laiton	130	27	88

Ainsi, le choix des ressorts est effectué sur ces calculs, et se porte sur 2 ressorts de la marque Sodemann.

3.1.2.2. Dimensionnement de la came

Afin de permettre l'écartement des deux têtes de myosines bioinspirées, il est nécessaire de modéliser et de concevoir un système d'écartement répétable. Le déplacement réalisé correspond à un pas de crémaillère plus un jeu de sécurité. Ainsi, une came circulaire a été conçue, voir figure 3.5. Dans cette partie, on va s'intéresser uniquement à la cinématique de cette came, ses caractéristiques mécaniques dans le calcul dynamique seront traités ultérieurement.

La came a été conçue pour créer un déplacement de 5 mm, avec un pas de crémaillère de 4 mm, avec une amplitude de rotation de $2\pi/9$. La relation entre le déplacement linéaire x le long de la crémaillère (figure 3.6) et l'angle de rotation du servomoteur est $x = R\cos(\theta) - \cos(2\pi/9)$ avec θ dans$[0\,;\,2\pi/9]$.

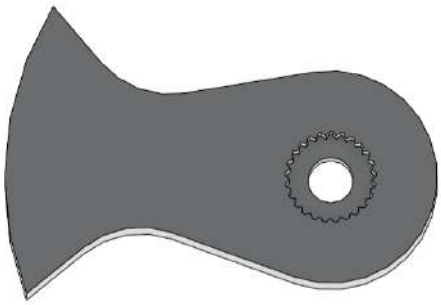


FIGURE 3.5. – Image 3D de la came

3.1.2.3. Dimensionnement et fabrication de la crémaillère

Pour imiter au mieux les filaments d'actine, une crémaillère a été créée. Pour avoir un raccourcissement du sarcomère, le mouvement des têtes de myosine doit être symétrique par rapport au centre du sarcomère. La crémaillère doit avoir des dents orientées dans deux sens différents. L'orientation des dents de la crémaillère va différer

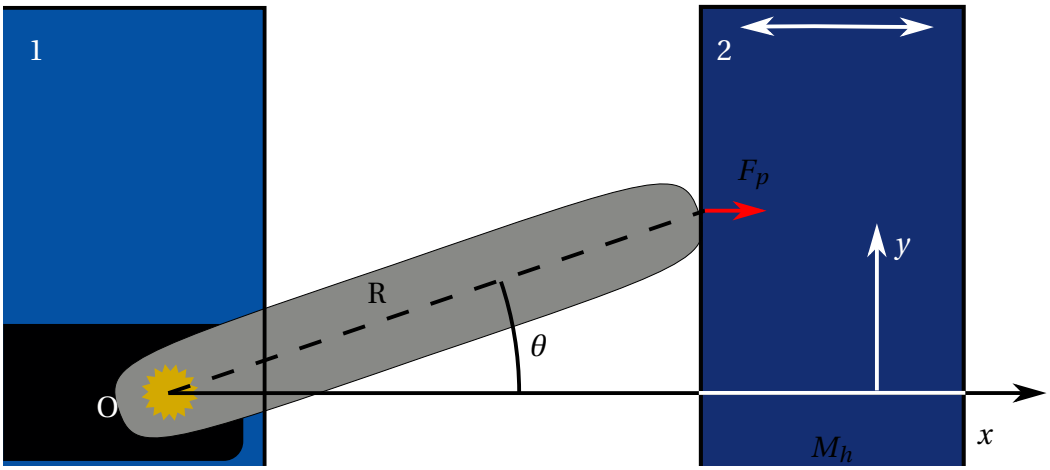


FIGURE 3.6. – Schéma de la came utilisée pour le déplacement de la myosine et la paramétrisation associée.

en fonction du chemin d'effort afin de retenir les têtes de myosine lorsqu'une force est appliquée sur les fascias. En figure 3.7a., une image 3D de la crémaillère est présentée afin de se rendre compte de l'orientation des dents.



FIGURE 3.7. – Image 3D de la crémaillère

Une première crémaillère a été fabriquée, en découpage laser, sur de l'acrylique d'épaisseur 5mm. Cette crémaillère a cassé lors des premiers tests pour une force de 5kg. Cette rupture est causée par de la flexion exercée sur la crémaillère. C'est pourquoi, pour l'ensemble des sarcomères, les crémaillères ont été découpées au fil dans de l'acier par la technique d'électroérosion 3.7b.

3.1.3. Conception de la partie puissance et commande

3.1.3.1. Choix des cartes de commandes

Les actionneurs hiérarchiques ont besoin d'un système nerveux central. C'est pourquoi, il est nécessaire de se pencher sur les types de microcontrôleur qui vont être utilisés. Il en existe plusieurs types, les plus connus et les plus utilisés étant les cartes rasberry et arduino. Il existe différents modèles pour différents usages (voir le tableau

Critère	Arduino	Raspberry Pi
Architecture	Microcontrôleur (8 ou 32 bits)	Microprocesseur (ARM 64 bits)
Système d'exploitation	Aucun (firmware dédié)	Système d'exploitation (Linux)
Langage de programmation	C/C++ (IDE Arduino)	Python, C++, Java, etc. (multi-langues)
Puissance de calcul	Faible (16-48 MHz, selon modèle)	Élevée (1,2-1,8 GHz, multi-core
Mémoire RAM	Très limitée (2-8 KB SRAM)	512 MB - 8GB
Stockage	Aucune mémoire interne, seulement EEPROM	Carte microSD ou mémoire eMMC
Ports d'E/S (Entrées/Sorties)	Jusqu'à 20 E/S numériques et analogiques	GPIO (26 à 40 broches)
Connectivité réseau	Aucun par défaut, peut être ajouté via shield	Wi-Fi, Ethernet, Bluetooth selon modèle
Applications typiques	Contrôle basique de capteurs et actionneurs	Systèmes embarqués, applications complexes
Facilité d'utilisation	Très simple, idéal pour débutants	Modérément complexe, configuration requise
Consommation électrique	Très faible (50-200 mA)	Relativement élevée (0,5-3 A)
Prix	Très abordable (15-30 €)	Variable selon modèle (35-100 €)

TABLEAU 3.2. – Comparaison entre Arduino, Raspberry Pi

comparatif 3.2)

Pour la carte de commande principale, les enjeux étant de créer une interface modulaire, afin de pouvoir entrer différents paramètres, tels que le nombre de sarcomère, la vitesse, le nombre de sarcomère endommagés, ainsi que des commandes de débogage. Pour cela il a été choisi le modèle rasberry Pi 4, programmable et programmé en python (code en annexe) qui permet une plus grande flexibilité pour une réutilisation du code. De plus, la rasberry Pi 4 étant un micro ordinateur, il n'est pas nécessaire de posséder en plus de la carte un ordinateur afin de la piloter, seul un écran, un clavier et une souris suffisent, ce qui permet une plus grande disponibilité du prototype.

Afin de rendre chaque sarcomère autonome, et pour rester sur les mêmes technologies, le modèle rasberry Pi Pico RP2040 a été choisi, pour sa petite taille, ses performances, et son nombre de port GPIO, son prix et sa faible consommation. Ces cartes, possèdent toutes le même programme en Python (code en annexe), seule change une variable globale au début, qui indique leur numéro respectif d'identification.

3.1.3.2. Communication

Type de communication	**Avantages**	**Inconvénients**	**Vitesse de transmission**
Rx/Tx (UART)	- Simplicité - Point à point - Très utilisé dans les systèmes embarqués	- Communication asynchrone (pas d'horloge) - Nécessite des convertisseurs si longue distance	Jusqu'à 1 Mbit/s
I2C	- Multi-esclave possible - Utilise seulement 2 fils - Supporté par la plupart des capteurs	- Limité en distance et vitesse - Complexité accrue avec beaucoup d'esclaves	Jusqu'à 3,4 Mbit/s
Bluetooth	- Sans fil - Faible consommation (BLE) - Standard répandu	- Distance limitée - Vitesse modérée - Peut être sujet aux interférences	Jusqu'à 3 Mbit/s (Bluetooth 5.0)
Wi-Fi	- Très rapide - Longue portée - Permet la connexion à Internet	- Consommation d'énergie élevée - Nécessite une infrastructure réseau - Coût plus élevé	Jusqu'à 1 Gbit/s (Wi-Fi 6)

TABLEAU 3.3. – Comparatif des différents types de communication en robotique

La communication entre les cartes de commande est toujours un enjeux important.

Il existe de nombreuses méthode de communications entre cartes, dont les principales sont résumée dans le tableau 3.3. Les Rasberry Pi Pico choisies ne possédant pas le Wifi, ni le bluetooth, la communication se fait en Rx/Tx. Le choix d'un bus I2C aurait pu être effectué. Or le bus I2C nécessite une coordination d'horloges,plus lourd à mettre en place. De plus, la communication Rx/Tx permet facilement de transmettre des messages simples à une haute fréquence.

3.1.3.3. Distribution de la puissance

Le système est alimenté en 220V au secteur. En effet, chaque sarcomère nécessite 20W de puissance pour fonctionner (réparti sur 6 moteurs de la marque *Feetech*, FR0115M). Sur chaque sarcomère est présent un convertisseur de puissance (MFM-30-5 de chez *Mouser*), permettant d'alimenter à la fois les 6 moteurs, et la carte Rasberry Pi Pico. En effet, les 6 moteurs pouvant fonctionner à pleine puissance au même moment, il est nécessaire d'avoir cette puissance disponible.

La carte Rasberry Pi 4 est quant à elle alimentée au secteur avec son alimentation fournie par le constructeur, en 6V.

3.1.4. Capacités et limites du démonstrateur réalisé

La conception choisie et fabriquée correspond au prototype le plus abouti. Cependant, malgré le fait qu'il soit parfaitement opérationnel, qu'il permette de tester la résilience, il possède des défauts. L'actionneur peut être miniaturisé, de la place peut être gagnée, notamment sur chaque tête de myosine. Dans un soucis de praticité, tous les moteurs choisis sont identiques. Or ils ne supportent pas tous la même charge mécanique. Ainsi, il pourrait être judicieux de prendre des moteurs moins volumineux, avec des caractéristiques moins surdimensionnées. De plus, l'impression 3D permet d'effectuer un prototypage rapide mais n'est pas très précis, surtout sur les liaisons glissières. Faire usiner les myosines, serait plus coûteux, mais rendrait les liaisons glissières plus robustes en réduisant le jeu.

Le prototype actuel est proche du muscle au niveau structurel (sarcomère, fibres) mais pas au niveau de la commande, ni au niveau macroscopique. En effet, le pro-

totype ne ressemble pas au muscle, et est 100 000 fois plus grand. Il manque une élasticité au niveau des fibres, qui n'a pas pu être mise en place. Cependant, le fonctionnement bioinspiré est satisfaisant, et les prochaines étapes, une fois le prototype un miniaturisé et usiné, est de fonctionner avec des lois de commandes bioinspirées.

3.2. Modélisation mécanique de l'actionneur multi-échelle bioinspiré

3.2.1. Modélisation de l'actionneur élémentaire : la tête de myosine

Propriétés électromécaniques du servomoteur de l'unité Le constituant de la maquette est un servomoteur (FR0115M, *feetech*). Les données relatives au couple et à la vitesse sont présentées dans la figure 3.8. Par souci de simplicité, les points de données sont ajustés à l'aide d'une loi polynomiale à deux paramètres, $\Gamma = a\Omega^2 + b$. L'ajustement par moindres carrés donne a =-0,121 et b =1,298. La puissance mécanique du servomoteur $P = \Gamma\Omega = a\Omega^3 + b\Omega$ est représentée en rouge sur la même figure avec une puissance mécanique maximale de $P_{\max} = 1{,}636\,\mathrm{W}$ à $\Omega = \sqrt{-b/3a} = 1{,}891\,\mathrm{rad\,s^{-1}}$ et Γ =0,865 N m.

3.2.2. Modélisation du comportement dynamique de la tête de myosine

La tête de myosine est imitée par un couple de dents s'engageant dans une crémaillère de tige et une came pour le déplacement. La deuxième dent s'engageant dans les crémaillères imite la présence d'autres têtes de myosine. Le véritable cycle de la myosine est rapide (<50 ms) et généralement décrit en trois étapes : (i) liaison ATP et réduction de la myosine - détachement de la fibre d'actine (étape I → II dans le tableau 3.1) (ii) hydrolyse de l'ATP (étape III) et liaison (étape IV) (iii) mouvement vers l'avant et perte de phosphate (étape I). Ces trois étapes sont reproduites dans le prototype du cycle de fonctionnement.

L'engagement de la dent dans la crémaillère se fait sans effort et beaucoup plus

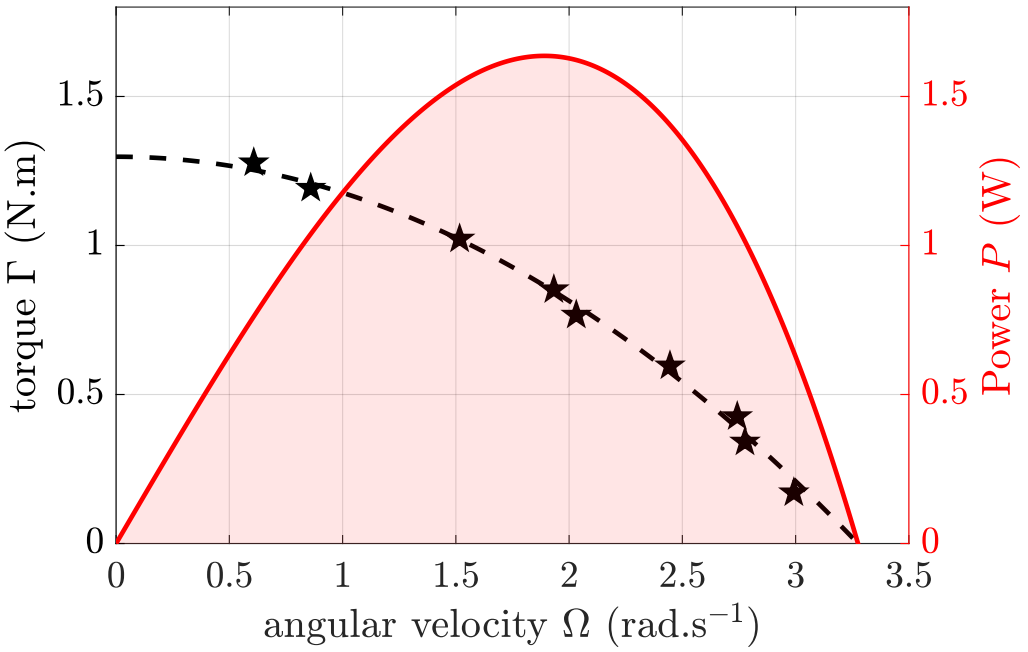


FIGURE 3.8. – Relation couple-vitesse angulaire pour l'unité servo-motrice (FR0115M *feetech*). Étoiles : Points de données expérimentales. Ligne en pointillé : $\Gamma = a\Omega^2 + b$, meilleur ajustement. Rouge : Puissance de sortie du servo-moteur.

rapidement que la rotation de la came qui déplace la tête de myosine le long de la crémaillère de la tige. La came est une simple articulation ponctuelle avec un rayon de rotation R, voir figure 3.6.

Friction au point de contact de la came. La force normale appliquée au point de contact F_p dépend de la force de traction F_N et de l'accélération de la masse tirée,

$$F_\mathrm{p} = F_N + (M + M_h)\ddot{x}. \tag{3.3}$$

En équilibrant le travail du moteur avec les travaux de la force de traction et de la force de frottement, $\Gamma \mathrm{d}\theta = \mu F_\mathrm{p} \mathrm{d}y - F_\mathrm{p}\mathrm{d}x$, on trouve la relation entre la force de traction et le couple du servomoteur,

$$F_\mathrm{p} = \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)} \tag{3.4}$$

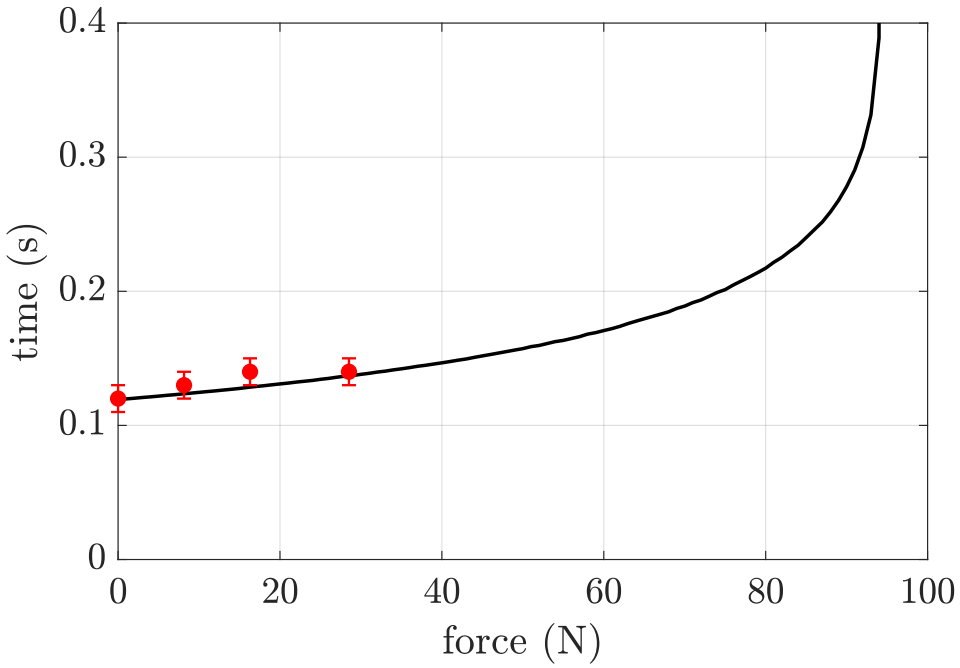


FIGURE 3.9. – Temps nécessaire pour effectuer 4 mm de la came (un huitième de cycle, Δt) en fonction de la force tirée. Cela permet de choisir le moment approprié pour le modèle et la maquette.

Enfin, on trouve l'équation dynamique de la tête de myosine,

$$(M + M_h)\ddot{x} = -F_N + \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)} \tag{3.5}$$

Pour un coefficient de frottement solide classique, $\mu \leq 0,3$, la force de propulsion est minimale au bord de l'ensemble de définition, $\theta = 2\pi/9$, ce qui correspond à une force de blocage de $f_{\max} = b/R(\sin(2\pi/9) + \mu\cos(2\pi/9)) = 63,5\,\text{N}$.

3.2.3. Modélisation dynamique du sarcomère, de la myofibre et du muscle bioinspiré

La dynamique du sarcomère (respectivement de la myofibre et du muscle) suit une loi similaire à celle de la tête de myosine unitaire. La première tête de myosine accélère une masse

$$\mathcal{M} = M/n_p + 3M_h + (n_s - 1)M_s \tag{3.6}$$

où n_s est le nombre de sarcomères en série dans une myofibre et n_p est le nombre de myofibres en parallèle dans le muscle. Par exemple, dans le cas du sarcomère, la première tête de myosine tire la charge utile plus 3 têtes de myosine. Les trois têtes de myosine sont en contact par friction, ce qui génère une force de friction $3\mu M_h g$. Pour tenir compte du scénario le plus défavorable du sarcomère ($n_p = 1$, $n_s = 1$), de la myofibre ($n_p = 1$, $n_s = 3$) et du muscle ($n_p = 3$, $n_s = 3$), la dynamique se lit comme suit,

$$\mathscr{M}\ddot{x}_1 = -\left(\frac{M}{n_p} + \mu\left(\mathscr{M} - \frac{M}{n_p}\right)\right) g + \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)}, \tag{3.7}$$

Cette équation est résolue pour calculer la vitesse moyenne sur un cycle, soit $8\tau_1$, voir 3.1

$$v = \frac{\Delta}{8\tau_1} \text{ avec } \tau_1 \text{ défini par } x_1(\tau_1) = \Delta. \tag{3.8}$$

3.2.4. Détermination des temps de latence des sarcomères et des fibres

Δ est le pas de la crémaillère, et donc une distance de déplacement indispensable pour obtenir un mouvement efficace. En résolvant l'équation 3.7, on calcule le temps d'activation nécessaire pour obtenir un déplacement Δ =4 mm. Cela définit l'horloge du cycle du sarcomère Δ_t, voir le tableau 3.1, qui varie en fonction de la charge utile. Le Δ_t est représenté en noir dans la figure 3.9a et comparé aux expériences, points rouges. Les points rouges expérimentaux ont été trouvés par une approche dichotomique avec des incréments de 10 ms.

La même méthode a été utilisée pour trouver les temps d'horloge pour la fibre. Pour l'ensemble du muscle, étant donné que la fibre détermine la vitesse maximale, les temps d'horloge de la fibre ont été adoptés.

4. Éssais et résultats

Sommaire

4.1. Essais 70
4.1.1. Tête de myosine 70
4.1.2. Sarcomère 71
4.1.3. Fibre 71
4.1.4. Muscle 72
4.2. Discussion des essais force-vitesse et de la résilience observée 74
4.3. Effet de la localisation des dégâts sur la résilience d'un actionneur hiérarchique 76
4.3.1. Définition des dégâts localisés et de la métrique associée 76
4.3.2. Simulation analytique des effets des dégâts localisés sur la résilience 77
4.3.3. Confrontation à l'expérience 79

Ce chapitre a pour but de montrer les résultats des essais effectués sur la maquette de muscle précédemment présentée.

Les essais sur le sarcomère impliquent des tests de fonctionnement sous différentes charges, permettant de tracer des courbes force-vitesse. Ces tests montrent comment les performances varient lorsqu'une tête de myosine est mise hors service pour simuler un dommage. Les résultats indiquent que la position de la tête de myosine endommagée influence la performance globale, avec une résilience dépendant de la position de la tête de myosine dans la fibre par rapport au point d'application de la force extérieure.

Pour les fibres, les essais sont effectués en augmentant progressivement le nombre de têtes de myosine endommagées. Les résultats montrent une dégradation progressive des performances, avec une résilience qui diminue à mesure que le niveau de dommage augmente. Les courbes force-vitesse et les calculs de résilience permettent de quantifier l'impact des dommages sur la capacité de la fibre à maintenir ses fonctions.

Les essais sur le muscle complet révèlent des tendances similaires à celles observées au niveau des fibres, avec une résilience qui dépend fortement de la répartition des dommages. Les résultats montrent que la résilience du muscle est influencée par la fibre la plus endommagée, qui dicte la vitesse maximale de l'ensemble du système.

Le chapitre aborde également l'importance de l'emplacement des dommages, soulignant que la distribution des têtes de myosine endommagées peut affecter de manière significative la performance globale. Les résultats expérimentaux sont comparés à des modèles théoriques, montrant une bonne corrélation et validant ainsi l'approche adoptée pour évaluer la résilience.

4.1. Essais

4.1.1. Tête de myosine

Tout d'abord le fonctionnement dynamique des têtes de myosine a été testé. En faisant varier les forces sur la tête de myosine (0N en noir, 8N en bleu, 16N en vert et 28N et rouge), on obtient la figure 4.1. Les points expérimentaux sont tracés en pointillés, tandis que les lignes continues correspondent à la solution de l'équation dynamique obtenues au chapitre précédent, 3.5. Plus la force augmente, plus on observe une légère différence entre la théorie et les points expérimentaux. Toutes ces mesures sont pour un maximum de déplacement de 5mm avec un temps d'actionnement de 0.2s. Ces essais permettent de valider le modèle théorique, et permettent de poursuivre les essais à différentes échelles.

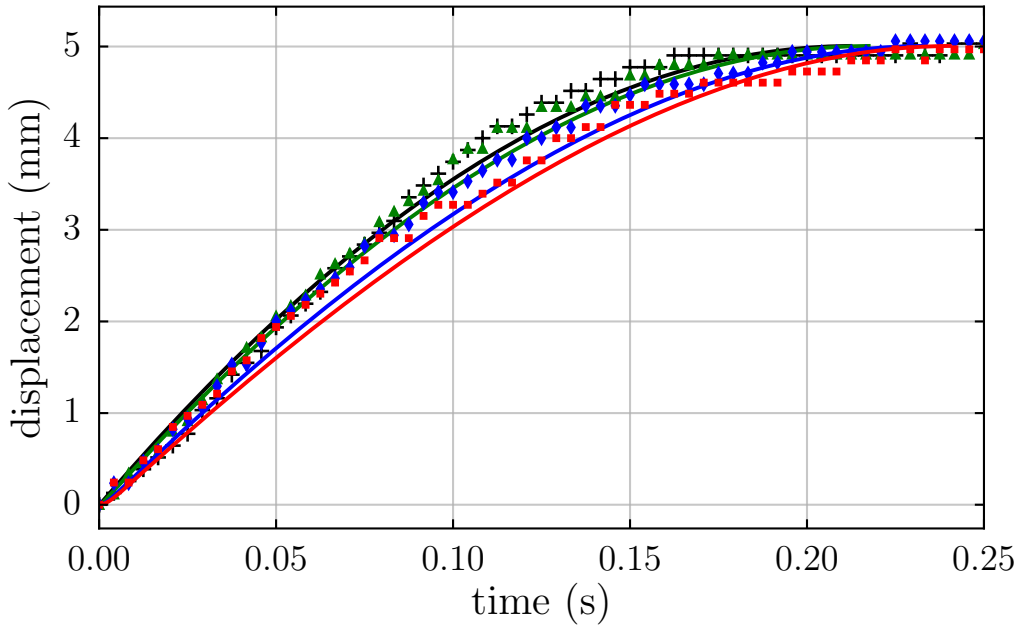


FIGURE 4.1. – Comportement dynamique de la tête de myosine avec différentes forces. Noir : ∅ chargement. Bleu : 8 N. Vert : 16 N. Rouge : 28 N :28 N. Les lignes pleines correspondent à la solution de l'équation dynamique 3.5

4.1.2. Sarcomère

Les tests suivant consistaient à faire fonctionner le sarcomère bioinspiré pendant un cycle tout en augmentant progressivement la force (0, 8, 16 et 28 N). Cette procédure a généré des points de données pour la ligne de base force-vitesse, courbe noire de la figure 4.2. Par la suite, l'une des têtes de myosine bioinspirées a été mise hors service pour simuler un dommage, et les tests ont été répétés. Les résultats sont présentés en rouge sur la figure 4.2.

Nous avons noté une différence de performance en ce qui concerne l'emplacement de la tête de myosine : la tête de myosine rouge foncé, la plus lointaine du point d'application de la force extérieure (amont), présente des performances moindres par rapport à la tête en rouge clair, la plus proche du point d'application de la force extérieure (aval). En effet, lorsqu'elle fonctionne seule, elle doit non seulement tirer la charge utile effective mais aussi accélérer le poids de la tête de myosine en aval et contrer les frottements associés. Toujours dans la figure 4.2, le modèle est représenté en ligne continue et montre une tendance similaire aux résultats expérimentaux. La résilience a été calculée à l'aide de l'équation (2.1), ce qui donne des valeurs de 0,41 pour la tête de myosine en amont et de 0,44 pour la tête de myosine en aval.

4.1.3. Fibre

Comme pour le sarcomère, les tests ont été effectués sur la fibre intacte, suivis de tests avec une à cinq têtes de myosine rendues inopérantes (bleu : $\eta = 0,07$; vert : $\eta = 0,14$; jaune : $\eta = 0,21$; violet : $\eta = 0,28$; rouge : $\eta = 0,35$) : $\eta = 0,21$; violet : $\eta = 0,28$; rouge : $\eta = 0,35$). Les résultats sont présentés sur la figure 4.3a. Aucun test pour 6 têtes de myosine rendues inopérantes n'a été effectué, cela correspond à un endommagement total de la fibre.

La résilience correspondante est représentée sur la figure 4.3b. Il s'agit d'une fonction progressive des dommages (ligne noire continue). Elle tombe à 0 avant $\eta = 1$ parce que le volume total des têtes de myosine n'est pas égal au volume total de l'actionneur. Ainsi, lorsque la moitié des têtes de myosine sont enlevées (point jaune), la

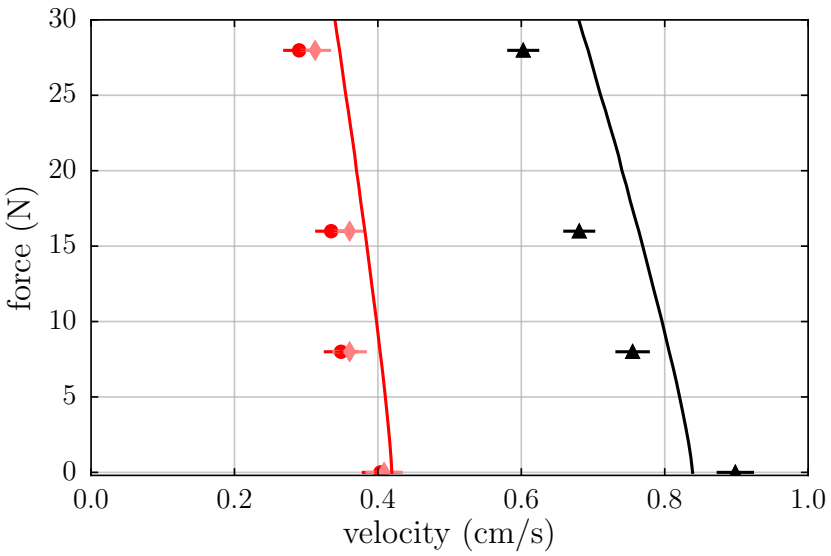


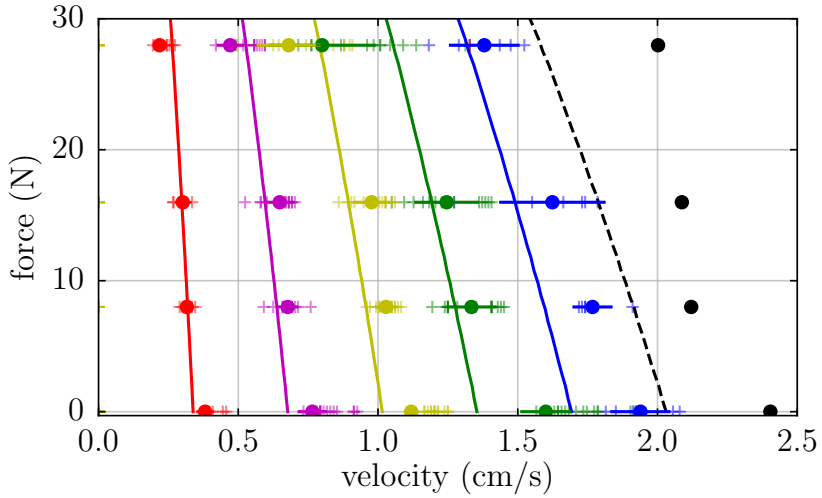
FIGURE 4.2. – Courbes force-vitesse théoriques et expérimentales d'un sarcomère. Rouge foncé : tête de myosine la plus chargée (en amont). Rouge clair : tête de myosine en aval. Noir : sarcomère intact. Ici, la résilience est égale à 0,41 (rouge foncé) et 0,44 (rouge clair).

résilience est d'environ 0.6. La résilience théorique selon le modèle est tracée en pointillés, en considérant l'équation (3.7). Notez que la théorie correspond étroitement aux résiliences expérimentales.

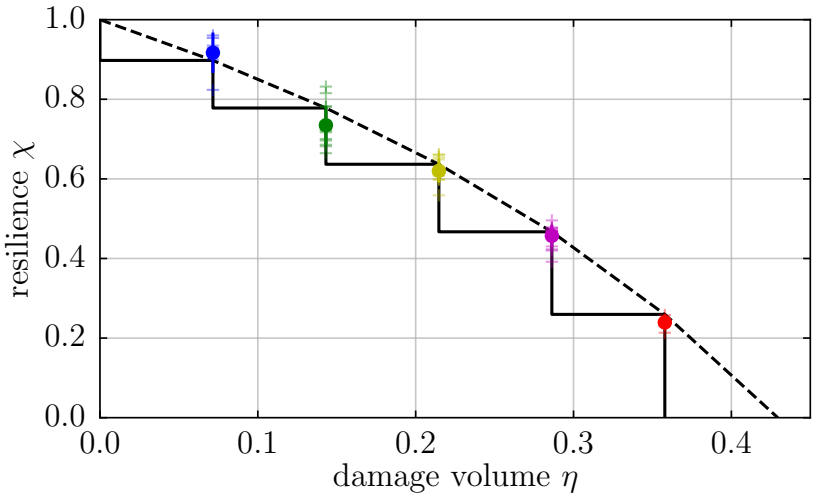
4.1.4. Muscle

Les essais force-vitesse (encadré en haut à droite de la Fig. 4.4a.) ont permis de calculer les données de résilience représentées sur la Fig. 4.4a. Notez que la courbe de résilience est relativement similaire à celle de la fibre. Les points sont mieux échantillonnés car il y a trois fois plus de têtes de myosine. De plus, la forme similaire de la courbe peut s'expliquer par le fait que lorsque le muscle est endommagé, c'est la fibre la plus endommagée qui dicte la vitesse maximale de la fibre.

Dans ce travail, la résilience a été abordée dans le cadre d'une structure d'actionneur hiérarchique sans contrôle ni stratégie de commande. Dans ce schéma minimal, la courbe résilience-dommages est légèrement concave, voir Fig. 4.4b. Sans tenir compte de la dynamique et de l'organisation, un système redondant présenterait une courbe



a.



b.

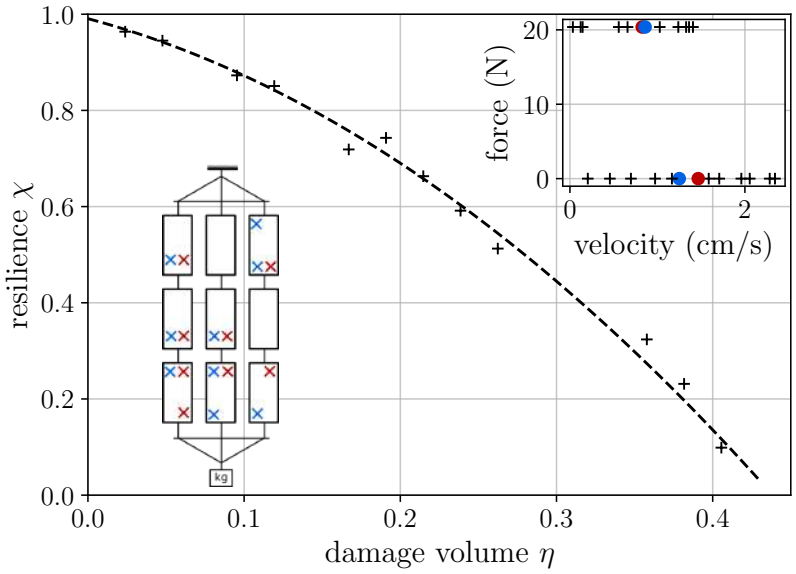
FIGURE 4.3. – a. Force-vitesse pour la fibre avec un niveau de dommage croissant : bleu : $\eta = 0,07$; vert : $\eta = 0,14$; jaune : $\eta = 0,21$; violet : $\eta = 0,28$; rouge : $\eta = 0,35$. Les points pour la charge utile 28 N ont été ajustés pour un temps d'horloge plus long afin d'éviter de casser les sarcomères bio-inspirés, même s'ils peuvent fonctionner avec un temps d'horloge plus petit. b. Résilience de la fibre. La résilience théorique est représentée en pointillés, mais la résilience théorique pratique est en noir. Chaque point de couleur est le résultat des expériences.

de résilience linéaire : plusieurs unités contractiles défectueuses devraient correspondre à une vitesse ou à une force moindre proportionnellement au nombre d'unités défectueuses. La concavité de la courbe de résilience provient de la dynamique des unités contractiles élémentaires. Cette concavité se retrouve également dans la modélisation de la résilience d'un muscle de Hill. La figure 4.4b montre la résilience d'un muscle à 60% de la force maximale du muscle, $F = 0,6$, $\alpha = 2,04$ d'après l'équation (2.1).

4.2. Discussion des essais force-vitesse et de la résilience observée

Les essais, bien que longs et laborieux ont été effectués et ont donné des résultats encourageants. En effet, ils sont proches à la fois de la théorie, mais aussi du muscle 4.4. Pour autant, il faudrait investiguer davantage la résilience avec différentes configurations, avec plus de sarcomères dans un premier temps. On peut imaginer un muscle bioinspiré à 12 sarcomères. On pourrait alors jouer avec les configurations du nombre de sarcomères par fibre, et du nombre de fibres : 2 fibres de 6 sarcomères, 3 fibres de 4 sarcomères et 4 fibres de 3 sarcomères. Cette investigation était au départ programmée, mais par manque de temps, n'a pas pu être conduite.

Les objectifs, qui étaient de concevoir un actionneur résilient proche du muscle, ont été réalisés. La structure est similaire, et la résilience l'est tout autant, malgré uns courbe force-vitesse de concavité différente. Cependant, on pourrait essayer d'augmenter la résilience de l'ensemble. On a vu que la résilience minimum était atteinte pour $\eta = 0.4$. Si l'on augmente le volume total des têtes de myosine par rapport à celui de l'actionneur, on augmente η et donc la résilience moyenne augmente. Il y a une limite physique à augmenter ce rapport. Plus il est proche de 1, plus le volume utile est important, et nécessairement le déplacement est donc minimal. Sur la conception choisie, le rapport est proche de celui du muscle (en atteste la courbe de résilience du muscle 4.4b.), mais d'un point de vue industriel il peut être intéressant de se rapprocher de 0.5 afin de gagner un peu en résilience, tout en gardant un bon



a. b.

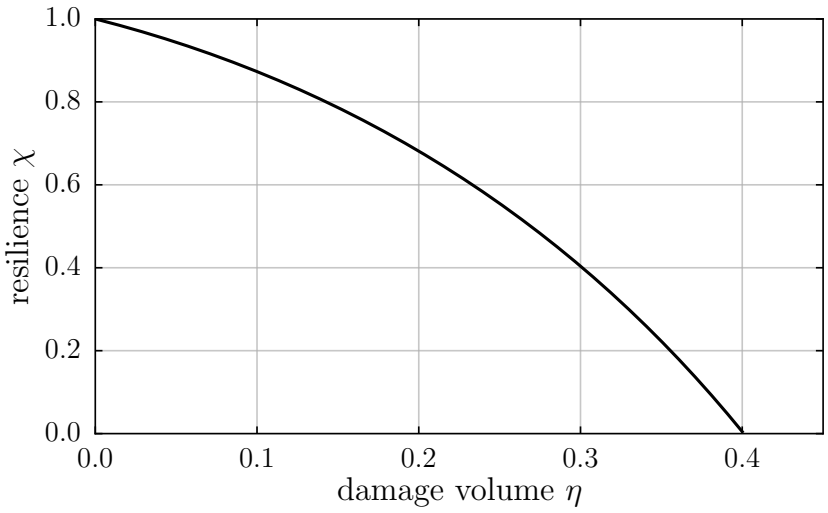


FIGURE 4.4. – a.Résilience du muscle. La résilience est dérivée des points expérimentaux force-vitesse, illustrés dans la courbe en haut à droite. La courbe ajustée de second ordre des points expérimentaux est représentée en pointillés. Les points rouges (8 têtes de myosine enlevées) et les points bleus (9 têtes de myosine enlevées) apparaissent intervertis. Ce changement surprenant est dû à l'emplacement du dommage dans le muscle bio-inspiré. b. Courbe de résilience musculaire, basée sur les données de Perrier et al. (2022, figure 3b). La force du muscle est considérée comme étant 60% de sa force maximale.

déplacement. On pourrait aussi envisager un actionneur qui se déplacerait peu par rapport à son volume (un rapport de 0.8 par ex), mais qui serait très résilient dans une optique de sécurité ou de fiabilité.

Une autre question a été soulevée dès les essais sur sarcomère. En effet l'emplacement des dégâts semble être plus impactant que ce qui était anticipé. Cette question de l'emplacement des dégâts a donc été traitée par la suite.

4.3. Effet de la localisation des dégâts sur la résilience d'un actionneur hiérarchique

4.3.1. Définition des dégâts localisés et de la métrique associée

La définition proposée de la résilience est équivoque. En fonction de la localisation des dommages, différents niveaux de résilience peuvent être calculés pour un actionneur. On peut par exemple considérer que les dommages sont présents partout dans l'actionneur et calculer la résilience χ. La résilience globale de l'actionneur se situe à l'endroit où les dommages sont les plus importants, là où χ est minimal. Il convient alors de considérer la résilience globale comme suit

$$\bar{\chi} = \min_{\Omega}(\chi), \tag{4.1}$$

où Ω est l'ensemble des configurations de dommages possibles. Cela permet de déterminer les parties critiques des actionneurs et des systèmes.

Par exemple, dans le cas d'un cylindre hydraulique, une fissure sur le dessus du cylindre, figure 4.5, peut ne pas modifier les capacités de l'actionneur à moins qu'il ne soit utilisé à sa course maximale. Dans ce cas, la résilience est supérieure à 1. Le volume de dommage s'est avéré être une description générale du dommage. On aurait pu proposer le ratio de masse endommagée m^*/m comme niveau d'endommagement. Pour les actionneurs biologiques, ce rapport serait presque similaire au rapport de volume puisque les densités des matériaux biologiques sont proches de un (os : 1,1 – 1,8 10^3 kg/m^3, muscle : 1,1 10^3 kg/m^3, tissu adipeux : 0,92 10^3 kg/m^3 ; bois sec : 0,14 –

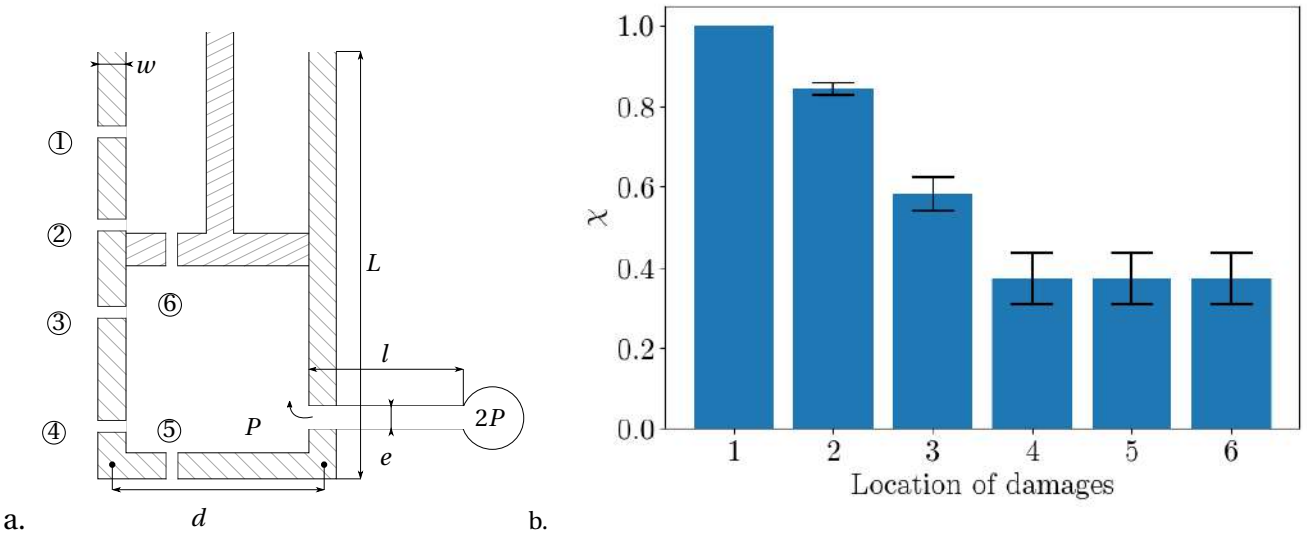
$1{,}3\,10^3$ kg/m^3 – la densité du bois vivant est la moyenne entre les densités du bois sec et de l'eau).

Toutefois, dans le cas d'un actionneur industriel, les densités des matériaux peuvent varier de manière plus importante. Par exemple, le joint du cylindre hydraulique est en caoutchouc (densité : 0,92 –2,2 10^3 kg/m^3) alors que le corps est en acier (densité : 8 10^3 kg/m^3). Par conséquent, les dommages importants subis par le joint peuvent être sous-estimés si l'on utilise le rapport de masse comme mesure des dommages.

Pour montrer cet effet, la résilience du cylindre hydraulique est calculée le long du corps du cylindre et dans le joint en déplaçant la position de la fuite (nombres de ① à ⑥). La fuite a une dimension $a = 2mm$ ($\eta = 1.6.10^{-4}$) comme les valeurs prises pour le cylindre hydraulique précédemment. Un cycle du bas vers le haut du cylindre est considéré comme un cycle de référence. Lorsque la fuite est en position ①, en haut de la course, le fluide ne fuit jamais et la résilience est juste supérieure à 1. En revanche, pour les positions ② et ③, une fuite se produit pendant la partie du cycle où le piston est au-dessus de la position de fuite, et aucune fuite n'apparaît ailleurs. Cela réduit l'efficacité du vérin hydraulique et donc sa résilience. Enfin, les positions de fuite les plus critiques sont ④, ⑤ et ⑥, où la fuite se produit pendant tout le cycle. Ces résultats sont rassemblés dans la figure 4.5 qui montre que la résilience se dégrade différemment en fonction de la position de la fuite. Si le dommage se produit sur le joint ou au fond du cylindre (4, 5 ou 6), la résilience diminue indépendamment de la course.

4.3.2. Simulation analytique des effets des dégâts localisés sur la résilience

En ce qui concerne la maquette de muscle bioinspiré, la résilience a été étudiée pour des dommages uniformément répartis. En jouant avec la modélisation, l'équation (3.6) avec $n_p = 3$ et $n_s = 3$, nous considérons deux configurations où six têtes de myosine sont endommagées, voir Fig. 4.6. Sur la courbe bleue, tous les dommages sont rassemblés sur une seule fibre, formant un groupe de dommages. Sur la courbe rouge, les lésions sont réparties uniformément sur les trois fibres, sans regroupement.



a. b.

FIGURE 4.5. – a. Schéma d'un vérin hydraulique à effet simple. Les dommages sont ici représentés par des nombres, pour montrer quels dommages sont les plus critiques. b. Différents niveaux de résilience χ sont tracés pour chaque niveau de résilience en a. Les erreurs ont été calculées en considérant une plage de variation du diamètre de fuite a de 2,5% autour de la valeur moyenne. Cela correspond à une variation du niveau de dommage $\Delta\eta = 5\%$

La courbe noire représente le muscle intact à des fins de comparaison. Lorsque les dommages sont regroupés, les performances mécaniques diminuent. Lorsque les dommages sont regroupés sur une fibre, la force maximale que l'actionneur peut produire diminue proportionnellement au nombre de fibres endommagées. Lorsque les dommages sont uniformément répartis, les performances diminuent à la fois en vitesse et en force.

4.3.3. Confrontation à l'expérience

Les données d'essai révèlent une différence entre les croix rouges, représentant 8 têtes de myosine enlevées, et les croix bleues, représentant 9 têtes de myosine enlevées, voir l'encart en bas à gauche de la figure 4.4. Pour une force de levage nulle, les tests sont conformes au bon sens : le muscle endommagé par 8 (point rouge dans l'encadré en haut à droite) est nettement plus rapide que le muscle endommagé par 9 (point bleu). Cependant, avec une charge utile de 20 N, les deux configurations affichent des vitesses similaires.

Ce comportement surprenant est une marque de la distribution aléatoire des têtes de myosine défectueuses, voir les positions détaillées des dommages dans l'encart en bas à gauche de la Fig. 4.4. Nous constatons que la configuration à 9 dommages présente des dommages uniformément répartis (3 dans chaque fibre). La configuration à 8 dommages présente des dommages plus concentrés (4 sont situés sur la fibre gauche, et 2 sur les deux autres fibres). Cette différence implique que la fibre limitante est composée de 3 têtes de myosine dans la configuration à 9 dommages, mais seulement de 2 dans la configuration à 8 dommages. En outre, la disposition des têtes de myosine défectueuses dans une fibre modifie la distribution locale de la charge, selon qu'elles doivent ou non tirer les autres sarcomères. Cet exemple illustre l'importance de la localisation des dommages

L'emplacement des dégâts dans le muscle bioinpiré se révèle être primordial. Si d'un coup une fibre venait à totalement être disfonctionnelle garderait-on une certaine résilience? Il est facile de se dire que si la fibre du milieu disfonctionne, alors

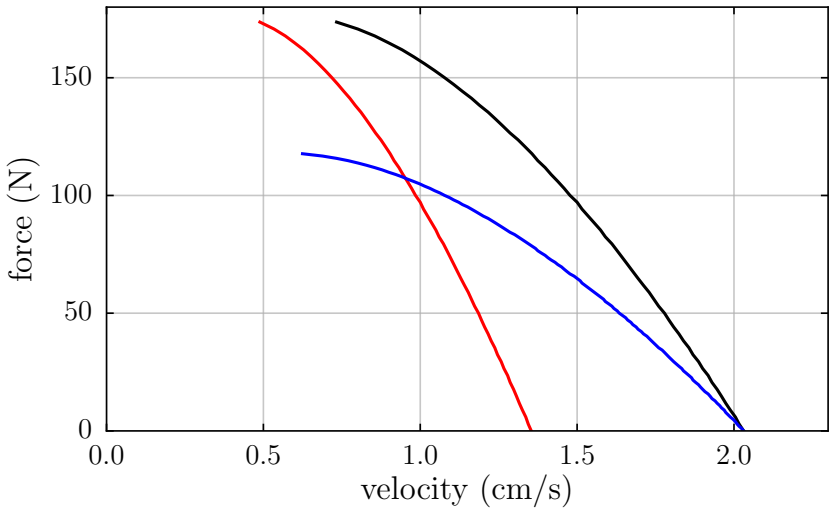


FIGURE 4.6. – Force-vitesse pour une maquette de muscle endommagé à 6 têtes de myosine. La courbe noire représente le muscle intact. La courbe rouge représente le cas d'une seule tête de myosine endommagée par sarcomère (distribution uniforme), tandis que la courbe bleue représente le scénario où tous les dommages sont localisés sur une seule fibre.

l'ensemble fonctionne beaucoup moins bien. C'est en partie vrai, et c'est pourquoi je pense qu'il est nécessaire de rajouter à l'actionneur présenté une partie plus souple, qui permettrait aux autres fibres d'entraîner avec elles les sarcomères défectueux. De plus la conception actuelle force les têtes de myosine à être en position fermée quand inactive, ce qui empêche un rétrécissement du sarcomère lorsqu'il est défectueux. Grâce à une membrane souple entourant les sarcomères et fibres, il serait possible de pallier à ce problème, sans trop impacter les performances, et donc d'augmenter drastiquement la résilience lors de petits dégâts.

Conclusion et perspectives

Ces travaux de thèse ont pour ambitions de définir la résilience sur les actionneurs, la caractériser, et de créer un actionneur résilient inspiré d'un actionneur biologique résilient : le muscle. Les hypothèses de départ étant que la résilience provient de deux principaux facteurs, le multi-échelle au niveau structurel et au niveau de la commande. Dans la littérature scientifique, il y a peu de mention de résilience sur les actionneurs. On retrouve un aspect commande sur les actionneurs hiérarchique, mais pas sur l'aspect structurel. Un modèle permettant de quantifier la résilience sur les actionneurs a donc été créé, et un premier actionneur résilient a été fabriqué et testé.

Dans le premier chapitre, l'étude se focalise sur la définition de la résilience, et plus précisément sur celle des actionneurs. En comparant différentes définitions de la résilience au travers de la littérature scientifique, une définition applicable à tous les actionneurs (biologiques et industriels) a pu être trouvée : *Faculté d'un actionneur à conserver ses capacités de mouvement lorsqu'il est perturbé ou endommagé.* Une quantification de cette définition a permis d'établir des taux de résilience pour différents actionneurs industriels (vérin hydraulique), biologique (muscle et pulvinus) ainsi que bioinspiré (muscle de McKibben). rajouter une phrase sur les résultats.

Le second chapitre s'attarde plus sur les conclusions du chapitre précédent, pour en tirer les enseignements afin de créer un actionneur résilient. En s'inspirant du fonctionnement du muscle strié, plus précisément du système de contraction dans le sarcomère, un sarcomère bioinspiré est conçu et fabriqué. Ce sarcomère est ensuite dupliqué en 9 exemplaires, afin de créer 3 fibres de 3 sarcomères, qui ensemble créent un muscle bioinspiré.

Le dernier chapitre porte sur les essais effectués sur cet actionneurs, ainsi que les

résultats obtenus. Il a donc été prouvé que l'actionneur créé était bel et bien résilient, quasiment au même titre que le muscle par la quantification définie au chapitre 1. De plus, il a été souligné l'importance de la localisation des dégâts dans un système aussi complexe. Une étude théorique a donc été faite sur l'impact de la localisation des dégâts dans les actionneurs industriels, en prenant un vérin hydraulique en exemple. Une conclusion plus globale sur la résilience pour les actionneurs a ainsi pu être tirée.

Afin de renforcer le changement d'échelle, il pourrait être intéressant d'augmenter le nombre de sarcomères du prototype. En divisant par 2 la taille des sarcomères sans changer de technologie, il serait alors possible d'obtenir 4 fois plus de sarcomères pour la même place disponible (en 2D). Le nombre de combinaisons et de configurations d'essais possibles augmenterait, et un tableau plus précis de la résilience pourrait être dressé. Ces travaux, bien que conséquents, ne sont que les prémices des actionneurs résilients.

On pourrait envisager de changer la technologie utilisée pour imiter les sarcomères, et ainsi gagner en vitesse, déplacement ou taille. Un sarcomère basé sur des actionneurs piézoélectriques pourrait être envisagé, à condition d'avoir le matériel pour son développement et sa conception.

Pour améliorer le prototype, on peut en effet changer de technologie, mais on peut aussi essayer de miniaturiser en réduisant la taille des moteurs, en parallélisant les têtes de myosine, en réduisant la taille de la contraction. Il y a de multiples manières de rendre ce prototype plus fiable et plus performant. Les choix de ces travaux se sont tournés vers un prototype fonctionnel qui définirait la résilience, non comme un prototype devant être performant.

Il semble intéressant aussi de réfléchir aux enjeux de bilan carbone de ces prototypes. Dans le cadre de ces travaux, l'entièreté du prototype a été imprimée en 3D ou découpée au laser sur des plaques d'acrylique. De plus, la consommation énergétique du prototype est conséquente par rapport à sa taille et ses performances. Il

peut être intéressant d'essayer de réduire la consommation énergétique et le poids, tout en augmentant les performances du prototype. Il ne faut pas négliger l'aspect recyclage du prototype, qui ici n'est pas présent. En effet, comme c'est un prototype qui n'a pas pour objectif d'être commercialisé et industrialisé, ces questions peuvent se poser pour une poursuite ultérieure. Mais la fabrication de prototypes sans visée environnementale ou énergétique est-elle toujours utile ?

La résilience a été définie et quantifiée afin de permettre à un maximum d'actionneurs d'être évalués en résilience. Ainsi, il pourrait être utile d'évaluer les actionneurs actuels de manière massive, de tester leur résilience, afin d'obtenir une idée claire des répercussions des dommages sur ces actionneurs. De plus, en faisant un catalogue des actionneurs industriels et biologiques d'un point de vue de la résilience, cela pourrait permettre de mettre en lumière d'autres propriétés ou manières d'actionnement, non étudiées dans ces travaux, qui seraient résilientes.

Table des figures

1.1. Principaux types de muscles chez les mammifères. Les muscles squelettiques sont striés et organisés. Les muscles lisses sont non strié, et les muscles cardiaques, uniquement présents dans le coeur, présentent une contraction involontaire. 16

1.2. Différents types de contraction musculaire. Le muscle se raccourcit avec une contraction concentrique. Quand le muscle s'allonge on a une contraction excentrique. Quand le muscle ne se contracte pas, mais produit de la force il s'agit d'une contraction isométrique. 18

1.3. a. Description d'un muscle adapté de Tomas Kebert (licence CC-BY-SA 4.0) 1. Muscle macroscopique. 2. Fibre musculaire. 3. Myofibrille. 4. Sarcomère. 5. Bande Z. b.Schéma d'un muscle bipenné utilisé pour les calculs. 19

1.4. Schéma d'un muscle unipenné (Lieber et al., 1992) 21

1.5. a. Sarcomère contracté. b. Sarcomère décontracté 24

1.6. a. Image du muscle de Mc Kibben d'après (Villegas et al., 2012). b. Image d'un actionneur SMP d'après (Hager et al., 2015). c. Schéma de fonctionnement d'un actionneur piézoélectrique d'après (Zhang; Sheng et al., 2019) 29

2.1. Schéma d'un vérin hydraulique à effet simple. Les dommages sont ici représentés par des nombres, pour montrer quels dommages sont les plus critiques 42

2.2. a. Relation force-vitesse pour le cylindre hydraulique (échelle log-log). Noir : cylindre hydraulique intact. Rouge : cylindre hydraulique endommagé ($\eta = 0,009$). Les lignes pointillées représentent un cycle de mouvement du cylindre hydraulique. b. Carte de couleurs de la résilience du cylindre hydraulique pour différentes forces, f, et différents niveaux de dommages, η. Le cylindre hydraulique a une résilience extrêmement faible (nulle lorsque les dommages sont supérieurs à 0,0013). À des fins de visualisation, le niveau de dommage est indiqué entre 0 et 0,002. 43

2.3. a. Relation force-vitesse pour le muscle de McKibben (échelle log-log). Noir : muscle McKibben intact. Rouge : muscle de McKibben endommagé ($\eta = 0,001$). Les lignes pointillées représentent un cycle de mouvement du muscle de McKibben. b. Carte de couleurs de la résilience du muscle de McKibben pour différentes forces, f, et différents niveaux de dommages, η. Le muscle de McKibben a une résilience extrêmement faible (nulle lorsque les dommages sont supérieurs à 0,0015). À des fins de visualisation, le niveau de dommage est indiqué entre 0 et 0,002 . . 45

2.4. Angle d'inclinaison avec un pulvinus intact (noir) et avec le fléchisseur excisé (a. en rouge) ou avec l'extenseur excisé (b. en rouge). Les zones grises correspondent au premier jour après l'excision, indiqué par la flèche noire. 46

2.5. Angle d'inclinaison θ pour un seul cycle du jour 2 au jour 3. La relation force-vitesse est obtenue numériquement après ajustement de la courbe de déplacement, en dérivant le déplacement pour obtenir la vitesse. La force est considérée comme le moment du poids de la plante. Elle est donc proportionnelle au déplacement. 47

2.6. a. Les points de données proviennent de Greenberg et al. (Greenberg & Moore, 2010). Les courbes intactes (noir) et endommagées (rouge) sont ajustées sur les données de Greenberg en faisant varier α et N_s^* / N_s. Les lignes pointillées représentent le cycle d'actionnement du muscle pour une force fixe. b. Carte de couleur de la résilience du muscle pour différentes forces (f / f_0) et dommages (η). Toutes les données sont mises à l'échelle entre 0 et 1 pour plus de clarté. 49

3.1. Maquette de muscle 1 :100 000. a. Vue 3D de la maquette de sarcomère composée de deux têtes de myosine en vis-à-vis. La tête de myosine est composée de deux parties mobiles indépendantes (**1** et **2**). Chaque partie possède une patte biomimétique (dent **5** et **6**) qui se lie à la fibre d'actine (tige de crémaillère **3**). La course de la tête de myosine est assurée par un bras mécanique (**4**). La maquette de sarcomère est délimitée par un fascia artificiel (**7**). b. Les unités de sarcomère sont empilées en série pour produire une maquette de fibre. c. Les myofibres sont empilées en parallèle pour créer un muscle biomimétique. 55

3.2. Schéma cinématique de la moitié de la tête de myosine bio-inspirée (unité contractile). Les parties **1** et **2** de la tête de myosine sont reliées par une articulation prismatique équivalente (came (**4**) non représentée). Les pattes de myosine **5** et **6** s'engagent successivement dans la crémaillère **3**. La crémaillère et le fascia artificiel forment le cadre de référence du sarcomère. 56

3.3. a. Photo du muscle bioinspiré fabriqué et assemblé. b. Image du muscle conçu sur 3DExperience. 57

3.4. Schéma explicatif des calculs de raideurs de ressorts 58

3.5. Image 3D de la came 59

3.6. Schéma de la came utilisée pour le déplacement de la myosine et la paramétrisation associée. 60

3.7. Image 3D de la crémaillère 60

3.8. Relation couple-vitesse angulaire pour l'unité servo-motrice (FR0115M *feetech*). Étoiles : Points de données expérimentales. Ligne en pointillé : $\Gamma = a\Omega^2 + b$, meilleur ajustement. Rouge : Puissance de sortie du servo-moteur. 65

3.9. Temps nécessaire pour effectuer 4 mm de la came (un huitième de cycle, Δt) en fonction de la force tirée. Cela permet de choisir le moment approprié pour le modèle et la maquette. 66

4.1. Comportement dynamique de la tête de myosine avec différentes forces. Noir : $\varnothing$ chargement. Bleu : 8 N. Vert : 16 N. Rouge : 28 N :28 N. Les lignes pleines correspondent à la solution de l'équation dynamique 3.5 70

4.2. Courbes force-vitesse théoriques et expérimentales d'un sarcomère. Rouge foncé : tête de myosine la plus chargée (en amont). Rouge clair : tête de myosine en aval. Noir : sarcomère intact. Ici, la résilience est égale à 0,41 (rouge foncé) et 0,44 (rouge clair). 72

4.3. a. Force-vitesse pour la fibre avec un niveau de dommage croissant : bleu : $\eta = 0,07$; vert : $\eta = 0,14$; jaune : $\eta = 0,21$; violet : $\eta = 0,28$; rouge : $\eta = 0,35$. Les points pour la charge utile 28 N ont été ajustés pour un temps d'horloge plus long afin d'éviter de casser les sarcomères bio-inspirés, même s'ils peuvent fonctionner avec un temps d'horloge plus petit. b. Résilience de la fibre. La résilience théorique est représentée en pointillés, mais la résilience théorique pratique est en noir. Chaque point de couleur est le résultat des expériences. 73

4.4. a.Résilience du muscle. La résilience est dérivée des points expérimentaux force-vitesse, illustrés dans la courbe en haut à droite. La courbe ajustée de second ordre des points expérimentaux est représentée en pointillés. Les points rouges (8 têtes de myosine enlevées) et les points bleus (9 têtes de myosine enlevées) apparaissent intervertis. Ce changement surprenant est dû à l'emplacement du dommage dans le muscle bio-inspiré. b. Courbe de résilience musculaire, basée sur les données de Perrier et al. (2022, figure 3b). La force du muscle est considérée comme étant 60% de sa force maximale. 75

4.5. a. Schéma d'un vérin hydraulique à effet simple. Les dommages sont ici représentés par des nombres, pour montrer quels dommages sont les plus critiques. b. Différents niveaux de résilience χ sont tracés pour chaque niveau de résilience en a. Les erreurs ont été calculées en considérant une plage de variation du diamètre de fuite a de 2,5% autour de la valeur moyenne. Cela correspond à une variation du niveau de dommage $\Delta\eta = 5\%$ 78

4.6. Force-vitesse pour une maquette de muscle endommagé à 6 têtes de myosine. La courbe noire représente le muscle intact. La courbe rouge représente le cas d'une seule tête de myosine endommagée par sarcomère (distribution uniforme), tandis que la courbe bleue représente le scénario où tous les dommages sont localisés sur une seule fibre. . . . 80

Liste des tableaux

1.1. Tableau récapitulatif des différents types de muscle chez les mammifères, et leurs propriétés respectives 17
1.2. Tableau comparatif des différents muscles en fonction de leurs structure 21
1.3. Tableau comparatif des différents types de fibres musculaires 23
1.4. Tableau comparatif des performances de certains actionneurs. 31

2.1. Différentes définitions de la résilience en fonction des domaines d'applications. 39

3.1. Cycle actine-myosine bio-inspiré et temps d'actionnement correspondants (Δt correspond au temps d'actionnement minimum de la came à l'étape 2 sous charge). Le cycle d'actionnement se compose de 6 étapes d'actionnement et d'une étape d'attente. Les pièces mobiles sont indiquées dans la colonne correspondante. Le cycle actine-myosine réel est illustré dans le dernier tableau. Il consiste en 4 étapes principales, I : course, II : entrée d'ATP, III : hydrolyse d'ATP et IV : liaison. 55
3.2. Comparaison entre Arduino, Raspberry Pi 61
3.3. Comparatif des différents types de communication en robotique 62

Bibliographie

[60] ALLENBY, B & FINK, J, 2000. Social and ecological resilience : Toward inherently secure and resilient societies. *Science*. T. 24, n° 3, p. 347-364.

[59] ALTHERR, Lena C; BROTZ, Nicolas; DIETRICH, Ingo; GALLY, Tristan; GESSNER, Felix; KLOBERDANZ, Hermann; LEISE, Philipp; PELZ, Peter F; SCHLEMMER, Pia D & SCHMITT, Andreas, 2018. Resilience in mechanical engineering-a concept for controlling uncertainty during design, production and usage phase of load-carrying structures. In : *Applied Mechanics and Materials*. Trans Tech Publ. T. 885, p. 187-198.

[58] BALDWIN, Howard A, 1969. Realizable models of muscle function. In : *Biomechanics : Proceeding of the First Rock Island Arsenal Biomechanics Symposium April 5–6, 1967*. Springer, p. 139-147.

[57] BEHL, Marc & LENDLEIN, Andreas, 2007. Shape-memory polymers. *Materials today*. T. 10, n° 4, p. 20-28.

[56] BERS, Donald M, 2002. Cardiac excitation–contraction coupling. *Nature*. T. 415, n° 6868, p. 198-205.

[55] BI, Pengpeng; RAMIREZ-MARTINEZ, Andres; LI, Hui; CANNAVINO, Jessica; MCANALLY, John R; SHELTON, John M; SÁNCHEZ-ORTIZ, Efrain; BASSEL-DUBY, Rhonda & OLSON, Eric N, 2017. Control of muscle formation by the fusogenic micropeptide myomixer. *Science*. T. 356, n° 6335, p. 323-327.

[54] CHOU, Ching-Ping & HANNAFORD, Blake, 1996. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on robotics and automation*. T. 12, n° 1, p. 90-102.

[53] CHU, Won-Shik; LEE, Kyung-Tae; SONG, Sung-Hyuk; HAN, Min-Woo; LEE, Jang-Yeob; KIM, Hyung-Soo; KIM, Min-Soo; PARK, Yong-Jai; CHO, Kyu-Jin & AHN, Sung-Hoon, 2012. Review of biomimetic underwater robots using smart actuators. *International journal of precision engineering and manufacturing*. T. 13, p. 1281-1292.

[52] CIANCHETTI, Matteo; MATTOLI, Virgilio; MAZZOLAI, Barbara; LASCHI, Cecilia & DARIO, Paolo, 2009. A new design methodology of electrostrictive actuators for bio-inspired robotics. *Sensors and Actuators B : Chemical*. T. 142, n° 1, p. 288-297.

[51] COHEN, C; TEXIER, B Darbois; LAFFAYE, G; AUVRAY, L & CLANET, C, 2015. Weightlifting and the actomyosin cycle. *Proceedings of the Royal Society A : Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. T. 471, n° 2184, p. 20150473.

[50] CONNOLLY, Fionnuala ; POLYGERINOS, Panagiotis ; WALSH, Conor J & BERTOLDI, Katia, 2015. Mechanical programming of soft actuators by varying fiber angle. *Soft Robotics*. T. 2, n° 1, p. 26-32.

[49] CULLY, Antoine ; CLUNE, Jeff ; TARAPORE, Danesh & MOURET, Jean-Baptiste, 2015. Robots that can adapt like animals. *Nature*. T. 521, n° 7553, p. 503-507.

[48] DUTROCHET, Henri, 1837. *Mémoires pour servir à l'histoire anatomique et physiologique des végétaux et des animaux*. T. 1. Meline, Cans et compagnie.

[47] ELABD, Christian ; COUSIN, Wendy ; UPADHYAYULA, Pavan ; CHEN, Robert Y ; CHOOLJIAN, Marc S ; LI, Ju ; KUNG, Sunny ; JIANG, Kevin P & CONBOY, Irina M, 2014. Oxytocin is an age-specific circulating hormone that is necessary for muscle maintenance and regeneration. *Nature communications*. T. 5, n° 1, p. 4082.

[46] ENOKA, Roger M ; TRAYANOVA, Natalia ; LAOURIS, Yiannakis ; BEVAN, Leslie ; REINKING, Robert M & STUART, Douglas G, 1992. Fatigue-related changes in motor unit action potentials of adult cats. *Muscle & nerve*. T. 15, n° 2, p. 138-150.

[45] ERDENE-OCHIR, Ochirkhand ; MINIER, Marine ; VALOIS, Fabrice & KOUNTOURIS, Apostolos, 2010. Resiliency of wireless sensor networks : Definitions and analyses. In : *2010 17th International Conference on Telecommunications*. IEEE, p. 828-835.

[44] FENTON, William G ; MCGINNITY, T Martin & MAGUIRE, Liam P, 2001. Fault diagnosis of electronic systems using intelligent techniques : A review. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*. T. 31, n° 3, p. 269-281.

[43] GALLOWAY, Kevin C ; BECKER, Kaitlyn P ; PHILLIPS, Brennan ; KIRBY, Jordan ; LICHT, Stephen ; TCHERNOV, Dan ; WOOD, Robert J & GRUBER, David F, 2016. Soft robotic grippers for biological sampling on deep reefs. *Soft robotics*. T. 3, n° 1, p. 23-33.

[42] GILLIES, Allison R & LIEBER, Richard L, 2011. Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. *Muscle & nerve*. T. 44, n° 3, p. 318-331.

[41] GREENBERG, Michael J & MOORE, Jeffrey R, 2010. The molecular basis of frictional loads in the in vitro motility assay with applications to the study of the loaded mechanochemistry of molecular motors. *Cytoskeleton*. T. 67, n° 5, p. 273-285.

[40] HAGER, Martin D ; BODE, Stefan ; WEBER, Christine & SCHUBERT, Ulrich S, 2015. Shape memory polymers : Past, present and future developments. *Progress in Polymer Science*. T. 49, p. 3-33.

[39] HALLEGATTE, Stephane, 2014. Economic resilience : definition and measurement. *World Bank Policy Research Working Paper*. N° 6852.

[38] HILL, Archibald Vivian, 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*. T. 126, n° 843, p. 136-195.

[37] HOLLNAGEL, Erik ; WOODS, David D & LEVESON, Nancy, 2006. *Resilience engineering : Concepts and precepts*. Ashgate Publishing, Ltd.

[36] HUNTER, Ian W ; HOLLERBACH, John M & BALLANTYNE, John, 1991. A comparative analysis of actuator technologies for robotics. *Robotics Review*. T. 2, p. 299-342.

[35] HUXLEY, Andrew F, 1957. Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biophysical chemistry*. T. 7, p. 255-318.

[34] JANI, Jaronie Mohd ; LEARY, Martin ; SUBIC, Aleksandar & GIBSON, Mark A, 2014. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials & Design (1980-2015)*. T. 56, p. 1078-1113.

[33] KOBER, Jens ; BAGNELL, J Andrew & PETERS, Jan, 2013. Reinforcement learning in robotics : A survey. *The International Journal of Robotics Research*. T. 32, n° 11, p. 1238-1274.

[32] LESLIE, Heather M & KINZIG, Ann P, 2009. *Resilience science*. Island Press : Washington, DC, USA.

[31] LIEBER, Richard L, 2002. *Skeletal muscle structure, function, and plasticity*. Lippincott Williams & Wilkins.

[30] LIEBER, Richard L ; BROWN, Cynthia G & TRESTIK, Christine L, 1992. Model of muscle-tendon interaction during frog semitendinosis fixed-end contractions. *Journal of biomechanics*. T. 25, n° 4, p. 421-428.

[29] LUTHER, Pradeep K ; SQUIRE, John M & FOREY, Peter L, 1996. Evolution of myosin filament arrangements in vertebrate skeletal muscle. *Journal of morphology*. T. 229, n° 3, p. 325-335.

[28] MALSHE, A ; BAPAT, S ; RAJURKAR, K & MELKOTE, S, 2021. Biological strategies from natural structures for resilience in manufacturing. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*. T. 34, p. 146-156.

[27] MCNUTT, N Scott, 1975. Ultrastructure of the myocardial sarcolemma. *Circulation Research*. T. 37, n° 1, p. 1-13.

[26] MILLET, Bernard ; COILLOT, Laurent & AGOSTI, Robert Degli, 1989. The rhythmic leaf movements after regeneration of partially excised pulvinus in Phaseolus vulgaris L. *Plant and cell physiology*. T. 30, n° 5, p. 643-648.

[25] MIRVAKILI, Seyed M & HUNTER, Ian W, 2018. Artificial muscles : Mechanisms, applications, and challenges. *Advanced Materials*. T. 30, n° 6, p. 1704407.

[24] NOSAKA, Ken, 2008. Muscle soreness and damage and the repeated-bout effect. *Skeletal muscle damage and repair*, p. 59-76.

[23] ÖLANDER, Arne, 1932. An electrochemical investigation of solid cadmium-gold alloys. *Journal of the American Chemical Society*. T. 54, n° 10, p. 3819-3833.

[22] PANNIER, Dylan, 2021. *Dimensionnement des muscles en vue de la conception d'un actionneur bio-inspiré*.

[21] PELRINE, Ron ; KORNBLUH, Roy ; PEI, Qibing & JOSEPH, Jose, 2000. High-speed electrically actuated elastomers with strain greater than 100%. *Science*. T. 287, n° 5454, p. 836-839.

[20] PENG, Jingyang & CHEN, Xiongbiao, 2013. A survey of modeling and control of piezoelectric actuators.

[19] PERRIER, Raphaël ; TADRIST, Loïc & LINARES, Jean-Marc, 2022. Damage resilience of manufactured and biological actuators. *Bioinspiration & Biomimetics*. T. 18, n° 1, p. 016006.

[18] POLYGERINOS, Panagiotis ; WANG, Zheng ; OVERVELDE, Johannes TB ; GALLOWAY, Kevin C ; WOOD, Robert J ; BERTOLDI, Katia & WALSH, Conor J, 2015. Modeling of soft fiber-reinforced bending actuators. *IEEE Transactions on Robotics*. T. 31, n° 3, p. 778-789.

[17] RENNA, Lucio & GALATI, Clelia, 2022. Design and simulation of miniaturized direct linear motors for artificial muscle fibers. *Sensors and Actuators A : Physical*. T. 333, p. 113239.

[16] SHIH, Benjamin ; DROTMAN, Dylan ; CHRISTIANSON, Caleb ; HUO, Zhaoyuan ; WHITE, Ruffin ; CHRISTENSEN, Henrik I & TOLLEY, Michael T, 2017. Custom soft robotic gripper sensor skins for haptic object visualization. In : *2017 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS)*. IEEE, p. 494-501.

[15] SUN, L & HUANG, WM, 2009. Nature of the multistage transformation in shape memory alloys upon heating. *Metal Science & Heat Treatment*. T. 51.

[14] TADRIST, Loic ; MAMMADI, Younes ; DIPERI, Julien & LINARES, Jean-Marc, 2022. Deformation and mechanics of a pulvinus-inspired material. *Bioinspiration & Biomimetics*. T. 17, n° 6, p. 065002.

[13] TERRYN, Seppe ; BRANCART, Joost ; LEFEBER, Dirk ; VAN ASSCHE, Guy & VANDERBORGHT, Bram, 2017. A pneumatic artificial muscle manufactured out of self-healing polymers that can repair macroscopic damages. *IEEE Robotics and Automation Letters*. T. 3, n° 1, p. 16-21.

[12] TONDU, Bertrand, 2012. Modelling of the McKibben artificial muscle : A review. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*. T. 23, n° 3, p. 225-253.

[11] TUKAMUHABWA, Benjamin R ; STEVENSON, Mark ; BUSBY, Jerry & ZORZINI, Marta, 2015. Supply chain resilience : definition, review and theoretical foundations for further study. *International Journal of Production Research*. T. 53, n° 18, p. 5592-5623.

[10] UEDA, Jun ; SCHULTZ, Joshua A & ASADA, Harry, 2017. *Cellular actuators : Modularity and variability in muscle-inspired actuation*. Butterworth-Heinemann.

[9] UEDA, Jun ; SECORD, Thomas W & ASADA, H Harry, 2009. Large effective-strain piezoelectric actuators using nested cellular architecture with exponential strain amplification mechanisms. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*. T. 15, n° 5, p. 770-782.

[8] UKRAINTSEVA, Svetlana ; ARBEEV, Konstantin ; DUAN, Matt ; AKUSHEVICH, Igor ; KULMINSKI, Alexander ; STALLARD, Eric & YASHIN, Anatoliy, 2021. Decline in biological resilience as key manifestation of aging : Potential mechanisms and role in health and longevity. *Mechanisms of ageing and development*. T. 194, p. 111418.

[7] VAN HAM, Ronald ; SUGAR, Thomas G ; VANDERBORGHT, Bram ; HOLLANDER, Kevin W & LEFEBER, Dirk, 2009. Compliant actuator designs. *IEEE Robotics & Automation Magazine*. T. 16, n° 3, p. 81-94.

[6] VILLEGAS, Daniel ; VAN DAMME, Michaël ; VANDERBORGHT, Bram ; BEYL, Pieter & LEFEBER, Dirk, 2012. Third–generation pleated pneumatic artificial muscles for robotic applications : Development and comparison with McKibben muscle. *Advanced Robotics*. T. 26, n° 11-12, p. 1205-1227.

[5] WEHNER, Michael ; TOLLEY, Michael T ; MENGÜÇ, Yiğit ; PARK, Yong-Lae ; MOZEIKA, Annan ; DING, Ye ; ONAL, Cagdas ; SHEPHERD, Robert F ; WHITESIDES, George M & WOOD, Robert J, 2014. Pneumatic energy sources for autonomous and wearable soft robotics. *Soft robotics*. T. 1, n° 4, p. 263-274.

[4] YIP, Michael C & NIEMEYER, Günter, 2017. On the control and properties of supercoiled polymer artificial muscles. *IEEE Transactions on Robotics*. T. 33, n° 3, p. 689-699.

[3] ZAJAC, Felix E, 1989. Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*. T. 17, n° 4, p. 359-411.

[2] ZHANG, Jun ; SHENG, Jun ; O'NEILL, Ciarán T ; WALSH, Conor J ; WOOD, Robert J ; RYU, Jee-Hwan ; DESAI, Jaydev P & YIP, Michael C, 2019. Robotic artificial muscles : Current progress and future perspectives. *IEEE transactions on robotics*. T. 35, n° 3, p. 761-781.

[1] ZHANG, Jun ; SIMEONOV, Anthony & YIP, Michael C, 2018. Three-dimensional hysteresis compensation enhances accuracy of robotic artificial muscles. *Smart Materials and Structures*. T. 27, n° 3, p. 035002.

ANNEXES

A. Chapitre 3 : Code Rasberry Pi Pico

~\Nextcloud\These Raphael\rasberry\main.py

```
import machine
import utime
from machine import Pin

# IDENTITE DE LA CARTE
Id = '2'

# Configuration de la broche TX (Transmitter) sur le GPIO 0
tx = machine.Pin(16, machine.Pin.OUT)
rx = machine.Pin(17, machine.Pin.IN)

#Initialisation des pins
led = Pin(25, mode = Pin.OUT)

# Configuration de la communication série UART
uart = machine.UART(0, baudrate=115200, tx=tx, rx=rx)

uart.init(bits=8, parity=None, stop=1)



# Fonction pour définir l'angle du servomoteur
def angle(angle):
    # Convertir l'angle en plage de devoir (duty cycle) en pourcentage
    duty_percent = 2.5 + (angle / 18.0)  # Plage typique de 2.5% à 12.5%
    return(int(duty_percent * 65535 / 100))  # Utilisez 65535 comme la valeur maximale du devoir


################LECTURE CSV###########

csv_file_path = "Angle_sarcomeres_test.csv"

fich = open(csv_file_path, 'r')
lecture  = fich.read()
fich.close()
sarcomere='Sarcomère n° ;'+ Id

sar = lecture.find(sarcomere)
sar2 = lecture.find('Sarcomère n° ;', sar+1, len(lecture))

lecture = lecture[sar:sar2]

ang = lecture.find('Angle')
dernier = lecture.find(';;', ang, len(lecture))

angles = lecture[ang:dernier]
```

```
47
48  lecture = lecture[0:ang]
49  lecture = lecture.replace(';', '')
50
51  num = lecture.find('\n')
52  numero_sarc = lecture[0:num]
53  lecture = lecture[num+1:]
54  serv = lecture.find('\n')
55  servo = lecture[0:serv]
56  lecture = lecture[serv+1:]
57  Pin_ = lecture.find('\n')
58  Pin = lecture[0:Pin_]
59
60  Etat = lecture[Pin_+1:]
61
62
63
64  # print('numero_sarc = ', numero_sarc)
65  # print('servo = ', servo)
66  # print('Pin = ', Pin)
67  # print('angle = ', angles)
68  # print('Etat = ', Etat)
69
70
71  Pins =[]
72  servos = []
73  angl = []
74  for i in range(len(Pin)) :
75      a = Pin[i]
76      if a.isdigit() == True :
77          Pins += [int(a)]
78  for i in range(len(servo)) :
79      a = servo[i]
80      if a.isdigit() == True :
81          servos += [int(a)]
82
83  vide = []
84  for i in range(len(angles)) :
85      if angles[i] == ';':
86          vide += [i]
87
88
89  for i in range(1,len(vide)):
90      maxi = vide[i]
91      mini = vide[i-1]
92      angl += [int(angles[mini+1:maxi])]
93      if i == (len(vide)-1) :
94           angl += [int(angles[maxi+1:])]
95
```

```
# print('servo =', servos)
# print('Pins =', Pins)
# print('angles =', angl)

# Configuration des broches grâce au csv :


#servo 1
servo1_pin = machine.Pin(Pins[0])
servo1 = machine.PWM(servo1_pin)
servo1.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
angleo1 = angle(angl[0])
anglef1 = angle(angl[1])


#servo 2
servo2_pin = machine.Pin(Pins[2])
servo2 = machine.PWM(servo2_pin)
servo2.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
angleo2 = angle(angl[2])
anglef2 = angle(angl[3])


#servo 3
servo3_pin = machine.Pin(Pins[4])
servo3 = machine.PWM(servo3_pin)
servo3.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
anglep3 = angle(angl[4])
anglel3 = angle(angl[5])


#servo 4
servo4_pin = machine.Pin(Pins[6])
servo4 = machine.PWM(servo4_pin)
servo4.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
angleo4 = angle(angl[6])
anglef4 = angle(angl[7])


#servo 5
servo5_pin = machine.Pin(Pins[8])
servo5 = machine.PWM(servo5_pin)
servo5.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
angleo5 = angle(angl[8])
anglef5 = angle(angl[9])


#servo 6
servo6_pin = machine.Pin(Pins[10])
```

```
145 servo6 = machine.PWM(servo6_pin)
146 servo6.freq(50)  # Fréquence PWM de 50 Hz
147 anglep6 = angle(angl[10])
148 anglel6 = angle(angl[11])
149
150
151
152
153
154 def cycle(v) :
155     # étape 1
156     servo1.duty_u16(anglef1)
157     servo2.duty_u16(angleo2)
158     servo3.duty_u16(anglep3)
159
160     utime.sleep(v/2)
161
162     servo4.duty_u16(angleo4)
163     servo5.duty_u16(anglef5)
164     servo6.duty_u16(anglep6)
165
166     utime.sleep(v)
167
168     # étape 2
169
170     servo3.duty_u16(anglel3)
171     servo6.duty_u16(anglel6)
172
173     utime.sleep(v)
174
175     # étape 3
176
177     servo2.duty_u16(anglef2)
178     servo4.duty_u16(anglef4)
179
180     utime.sleep(v)
181
182     # étape 4
183
184     servo1.duty_u16(angleo1)
185     servo5.duty_u16(angleo5)
186
187     utime.sleep(v)
188
189     # étape 5
190
191     servo3.duty_u16(anglep3)
192     servo6.duty_u16(anglep6)
193
```

```
194     utime.sleep(v)
195
196     # étape 6
197
198     servo1.duty_u16(anglef1)
199     servo5.duty_u16(anglef5)
200
201     utime.sleep(v)
202
203     # étape 7
204
205     servo2.duty_u16(angleo2)
206     servo4.duty_u16(angleo4)
207
208     utime.sleep(v)
209
210
211 def RaZ():
212     servo1.duty_u16(angleo1)
213     utime.sleep(0.05)
214     servo2.duty_u16(angleo2)
215     utime.sleep(0.05)
216     servo3.duty_u16(anglep3)
217     utime.sleep(0.05)
218     servo4.duty_u16(angleo4)
219     utime.sleep(0.05)
220     servo5.duty_u16(angleo5)
221     utime.sleep(0.05)
222     servo6.duty_u16(anglep6)
223     utime.sleep(0.05)
224
225
226 def Ferme_tout() :
227     servo1.duty_u16(anglef1)
228     utime.sleep(0.05)
229     servo2.duty_u16(anglef2)
230     utime.sleep(0.05)
231     servo3.duty_u16(anglep3)
232     utime.sleep(0.05)
233     servo4.duty_u16(anglef4)
234     utime.sleep(0.05)
235     servo5.duty_u16(anglef5)
236     utime.sleep(0.05)
237     servo6.duty_u16(anglep6)
238     utime.sleep(0.05)
239
240
241 def cycle_altere(v,num) :
242     angleoa1 = angleo1
```

```
243     angleoa2 = angleo2
244     angleoa3 = anglel3
245     angleoa4 = angleo4
246     angleoa5 = angleo5
247     angleoa6 = anglel6
248 
249 
250 
251     if num == 1 :
252         angleoa1 = anglef1
253     if num == 2 :
254         angleoa2 = anglef2
255     if num == 3 :
256         angleoa3 = anglep3
257     if num == 4 :
258         angleoa4 = anglef4
259     if num == 5 :
260         angleoa5 = anglef5
261     if num == 6 :
262         angleoa6 = anglep6
263 
264     # étape 1
265     servo1.duty_u16(anglef1)
266     servo2.duty_u16(angleoa2)
267     servo3.duty_u16(anglep3)
268 
269     utime.sleep(v/2)
270 
271     servo4.duty_u16(angleoa4)
272     servo5.duty_u16(anglef5)
273     servo6.duty_u16(anglep6)
274 
275     utime.sleep(v)
276 
277     # étape 2
278 
279     servo3.duty_u16(angleoa3)
280     servo6.duty_u16(angleoa6)
281 
282     utime.sleep(v)
283 
284     # étape 3
285 
286     servo2.duty_u16(anglef2)
287     servo4.duty_u16(anglef4)
288 
289     utime.sleep(v)
290 
291     # étape 4
```

```
292
293     servo1.duty_u16(angleoa1)
294     servo5.duty_u16(angleoa5)
295
296     utime.sleep(v)
297
298     # étape 5
299
300     servo3.duty_u16(anglep3)
301     servo6.duty_u16(anglep6)
302
303     utime.sleep(v)
304
305     # étape 6
306
307     servo1.duty_u16(anglef1)
308     servo5.duty_u16(anglef5)
309
310     utime.sleep(v)
311
312     # étape 7
313
314     servo2.duty_u16(angleoa2)
315     servo4.duty_u16(angleoa4)
316
317     utime.sleep(v)
318
319     angleoa1 = angleo1
320     angleoa2 = angleo2
321     angleoa3 = anglel3
322     angleoa4 = angleo4
323     angleoa5 = angleo5
324     angleoa6 = anglel6
325
326
327 while True :
328     if uart.any():
329         received_data = uart.read()
330         msg_total = received_data.decode('utf-8')
331
332
333
334         ###--------- démantelement du message pour sortir la vitesse et le bon message---
    #####
335
336         print('recu =',msg_total)
337         iteration = msg_total.find(Id+':')
338         msg_tot = msg_total[iteration:msg_total.find(';',iteration, len(msg_total))]
339         ite2 = msg_tot.find(':')
```

```
340         vitess = msg_tot[msg_tot.find(' ')+1:len(msg_total)]
341         msg = msg_tot[ite2+1:len(msg_tot)]
342         espace = msg.find(' ')
343         if espace==-1 : #message est uniquement composé d'un seul message, on met donc des
    valeurs par défaut à vitesse
344             vitesse = 0.15
345             alteration = 0
346         if espace > 0 :
347             deuxespace = msg.find(' ',espace+1,len(msg))
348             vitess = msg[espace+1: len(msg)]
349             vitesse = float(vitess)
350             msg = msg[0:espace]
351
352
353
354         ###---------Fin décryptage message ---------###
355
356
357
358         if msg == ('debut_led') :
359             print('led allume')
360             led.on()
361         if msg == ('fin_led') :
362             print('led off')
363             led.off()
364         if msg == ('cycle') :
365             print("j'effectue un cycle")
366             cycle(vitesse)
367         if msg == ('RaZ') :
368             print('je remet tout à 0')
369             RaZ()
370         if msg == ('Ferme') :
371             print('je ferme tout')
372             Ferme_tout()
373         if msg == ('cycle_sans') :
374             print('je lance un cycle endommage')
375             cycle_altere(vitesse,alteration)
```

B. Publications

B.1. Article 1



Damage resilience of manufactured and biological actuators

Raphaël Perrier, Loïc Tadrist, Jean-Marc Linares

▶ **To cite this version:**

Raphaël Perrier, Loïc Tadrist, Jean-Marc Linares. Damage resilience of manufactured and biological actuators. Bioinspiration and Biomimetics, 2022, 18 (1), pp.016006. 10.1088/1748-3190/ac9fb6 . hal-03863852

HAL Id: hal-03863852
https://hal.science/hal-03863852v1

Submitted on 21 Nov 2022

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.

Damage resilience of manufactured and biological actuators

Raphaël Perrier, Loïc Tadrist and Jean-Marc Linares

Aix Marseille Univ, CNRS, ISM, Marseille, France

Abstract

Designing resilient actuators is a challenge for industry, in part because an index for resilience has yet to be established. In this work, several definitions of resilience are analysed and, on the basis of this, an index quantifying resilience for actuators is proposed. This index does indeed allow for the resilience computation of a wide range of manufactured and biological actuators to be compared. The two manufactured actuators chosen as iconic models are a hydraulic cylinder and a bio-inspired McKibben muscle, and these are shown not to be resilient by design. In addition, two biological actuators likely to be resilient were also analysed. The pulvinus resilience index shows that it is partly resilient depending on damage location. But the most promising is the skeletal muscle, which has been shown to be highly resilient. Finally, the bio-inspired roots of resilience are discussed: resilience may originate from multi-scale structural design.

Keywords: Resilience; Actuator; Bio-inspiration; Damaged actuator; Bio-inspired muscle; Bio-inspired pulvinus

1. Introduction

In industrial machines, input motion is created by an actuator, which converts non-mechanical energy (chemical, electric, hydraulic, thermal, etc.) into mechanical power. Thus, when an actuator fails in an industrial setting, this jeopardises the functioning of the mechanism. To secure critical motions, the current industrial standard is to duplicate crucial parts to avoid catastrophic failure. This is particularly true for drones and helicopters where flying commands that orient blades are duplicated [33]. This strategy is called redundancy and comes with drawbacks. Redundant systems are heavier, more expensive, less compact, and consume resources and energy. In the context of sustainable development, redundancy is no longer a gold standard and new design strategies are emerging. One of the most recent is the digital twin that helps predict risks of catastrophic failure [18].

Another option to secure critical motions is to rely on resilient-by-design actuators [20]. Resilience is a trendy concept that is not well defined in the context of industrial systems. It conveys the idea that the system may resist disturbances without catastrophic loss of performance. To define resilience of an industrial system, one may leverage existing definitions of resilience from different research fields. Table 1 summarises a number of definitions found in science and engineering, together with their different nuances. Some of the definitions focus on resistance to, mitigation of, external disturbances whereas others deal with recovery after a disturbance. The latter definition matches the concept of self-healing material in engineering [26] which is not considered in this analysis. Here, the focus is set on resilience as resistance to, mitigation of, external disturbances. Despite numerous definitions found in literature, none of them was given specifically for industrial systems or actuators. The definition given in computer sciences (Table 1, line 2) may be adapted to define mechanical resilience as the *faculty of an actuator to maintain its motion capabilities when disturbed or damaged (and respectively a system for its function).*

With regards to resilience, this definition may be used to optimise the design of a new class of actuators. Design for resilience has not been investigated much by industry. To create resilient actuators, an efficient method is to leverage those that can be found in Nature. Among the most promising is the skeletal muscle. It allows the motion of mammals, fish and birds (vertebrates) even when it is slightly damaged. In fact, most athletes notice that during training, muscle damage is barely felt and performance remain constant. It is after a period of rest, however, that muscle soreness then appears. This delayed onset of muscle soreness corresponds to micro-damage within the muscle (Myofibril breaks and accumulation of lactic acid) [22]. In

Field	Definition	Ref.
Oxford dictionary	(1) The ability of people or things to recover quickly after something unpleasant, such as shock, injury etc. (2) The ability of a substance to return to its original shape after it has been bent, stretched or pressed.	
Computer sciences	(1) Continue to operate in presence of compromised nodes, and endure and overcome internal attacks. (2) Maintain functions and structure in the face of internal and external change.	[7] [2]
Resilience science	The extent to which a system can maintain its structure, function, and identity in the face of disturbance.	[17]
Engineering resilience	Ability of systems to anticipate and adapt to the potential for surprise and failure.	[14]
Civil engineering	Capability to recover from external stresses to an equilibrium.	[3]
Manufacturing systems	The intrinsic property of a system to resist, and/or recover from, and/or adapt to a new and improved state in a time much smaller than the overall lifetime of the system, under known and unknown stochastic or random perturbation(s).	[20]
Biology	The ability to quickly and completely recover after deviation from normal physiological state or damage caused by a stressor or an adverse health event.	[30]
Economy	The ability of an economy or a society to minimize welfare losses for a disaster of a given magnitude.	[11]
Supply Chain	The adaptive capability of a supply chain to prepare for and/or respond to disruptions, to make a timely and cost effective recovery, and therefore progress to a post-disruption state of operations - ideally, a better state than prior to the disruption.	[29]

Table 1: Definitions of resilience in science and engineering.

this sense, muscle is resilient given that even when damaged an athlete is able to continue training without a catastrophic loss of performance.

In a similar vein, plants also exhibit versatile actuators likely to be resilient. Pulvini move plants leaves to follow the sun's path and avoid herbivores. Early observations show that even when a significant part of the pulvinus is excised, the leaf motion still occurs [21]. This shows that pulvinus is also a resilient actuator.

In these two biological examples, resilience should emerge from a combination of structural and control properties. Resilience by command (software) has been successfully conceptualized and mimicked numerically [1, 5, 16, 34, 35]. Bio-inspired algorithms based on artificial intelligence, have been implemented for multi-actuator systems [5].

However, little attention has been paid to the structural properties of these biological actuators that may favour resilience. To address this, firstly an index quantifying resilience to damage for actuators is proposed and discussed. Secondly, this index is then applied to a hydraulic cylinder, a skeletal muscle, a pulvinus and a McKibben bio-inspired muscle. These applications result in efficient descriptions of the resilience of manufactured and biological actuators. The index further shows that loss of performance is dependent on where the damage is located. This allows for a definition of the global resilience of a system or an actuator to be given. Lastly, practical considerations are discussed, specifically bio-inspired design laws to create a resilient industrial actuator.

2. An index to quantify resilience

Actuation and resilience		Pulvinus	
$f(t)$	Force during a cycle	θ	Leaf inclination angle
$v(t)$	Velocity during a cycle	Hydraulic cylinder/McKibben muscle	
V	Initial volume of material	P	pressure
η	Relative damaged volume V^*/V	Q	Feeding flow rate
χ	Resilience	Q_l	Leak flow rate
R	Redundancy of the system	a	Leak typical diameter
χ_s	Resilience of a system	e	Diameter of the input pipe
Muscle		l	Length of the pipe
f_0	Skeletal muscle maximum force	w	Housing thickness
v_0	Skeletal muscle maximum velocity	L	Housing length
α	Actin-Myosin kinetical parameter	d	Housing diameter

Table 2: Definition of parameters. (*) indicates quantities relative to a damaged actuator or system.

We aim to define resilience to damage, χ, with respect to the motion capability of an actuator for a given level of damage. Moreover, such a definition must suit a large variety of actuators and systems, from biology to industry.

The motion of an actuator or function of a system may be described by different quantities, such as maximal stroke, velocity of actuation, maximal strength, maximal instantaneous power, yield, etc. In fact, a different measure of motion capability may be given depending on the targeted motion. For the sake of generality, the power produced by an actuator during a typical cycle, $\int_{cycle} f(t)\, v(t)\, \mathrm{d}t$ is considered (where $f(t)$ and $v(t)$ are the time variations of force and velocity during the actuation cycle).

The definition of resilience must also take into account damage level. Here, again, the definition of damage level must be clarified. The damage of a system or an actuator may be described by different quantities such as crack depth, volume of plastic deformation, loss of material, loss of internal fluid, corrosion, fatigue, wear, etc. Although, an index of damage may be created for each of these quantities, it could not be applied to every type of actuator. For instance, material corrosion may be useful to describe the ageing of the piston of a hydraulic cylinder, but it cannot be applied to skeletal muscle made of liquid and soft solid. For the sake of generality, no specific damage was considered in particular, but rather all types of damage were gathered within a single quantity: the damage volume V^*. Specifically, the ratio between the damage volume, V^*, and the total volume, V, is considered to represent the damage level, $\eta = V^*/V$.

With these two conditions, one may propose the following expression for resilience to damage of a single actuator,

$$\chi = \frac{\int_{cycle} f^*(t)v^*(t)\mathrm{d}t}{\int_{cycle} f(t)v(t)\mathrm{d}t}\frac{1}{1-\eta}\,. \tag{1}$$

For an undisturbed actuator, χ is 1. When damaged, the resilience of an actuator may be greater than one, indicating that the damage volume has little influence on the actuator's capabilities. Indeed, this case would represent oversized actuators. Conversely, minor damage involving catastrophic loss of performance will generate extremely low scores of resilience ($\chi \to 0$). $\chi = 0$ indicating an out-of-order actuator.

This definition stands for a single actuator and may not be applied directly for a system combining a number of actuators. Specifically, to define resilience for systems made of redundant actuators, one may first define redundancy,

$$R = \frac{N}{n}\,, \tag{2}$$

where n is the minimum number of actuators needed to perform the motion and N the total number of actuators in the system. With this definition, the resilience of a system reads,

$$\chi_s = R\chi\,. \tag{3}$$

The definitions above of resilience directly show that redundancy is an efficient way to enhance the resilience of a system. Indeed, χ_s may be much larger than χ if the redundancy is large.

To show the broad spectrum of this definition of resilience, four reference cases are presented: two manufactured actuators – a hydraulic cylinder (conventional industrial actuator), and the McKibben muscle (bio-inspired actuator); and two biological actuators, – the biceps (skeletal muscle) and the pulvinus (plant muscle), see figure 1.

3. Computing resilience of four reference actuators

3.1. The hydraulic cylinder (industrial actuator)

The index of resilience is computed on an industrial actuator, a simple effect hydraulic cylinder, figure 1c. This actuation technology is widespread in industry, for instance for hydraulic bike brakes, glasshouse window and trunk openers, lifting operations, etc. Now, a simple hydraulic car jack is considered, figure 2. This car jack is composed of a steel body of thickness w, length L and diameter d, a piston fitted with a toric seal, and a pressure source feeding through an input pipe (length l, diameter e). Experience shows that such hydraulic cylinders may deteriorate due to wear of the toric seal [23]. This triggers a leak from the seal, which is idealized as a cylinder of diameter a, cross-section πa^2 and depth w. The volume of this small cylinder represents the damaged volume $V^* = \pi a^2 w$. The power of the hydraulic cylinder fv (force times velocity) is given by the power of the hydraulic feeding PQ (pressure times flow rate),

$$fv = PQ\,. \tag{4}$$

An oil flow rate, Q, is fed from the constant pressure source through the input pipe and a flow rate Q_l is lost by the leak. Thus both should flow in a viscous regime (low Reynolds number, $\mathcal{R}e < 1$),

$$Q = \frac{\pi P e^4}{128\nu l} \quad \text{and} \quad Q_l = \frac{\pi P a^4}{128\nu w}. \tag{5}$$

The damage level η may be computed with reference to the total volume of the hydraulic cylinder, $V = \pi d^2 L$. This leads to the expression of the typical leak dimension,

$$\eta = \frac{a^2 w}{d^2 L} \quad \text{leading to} \quad a^2 = \eta\frac{d^2 L}{w}. \tag{6}$$

One can now express the resilience of the hydraulic cylinder,

$$\chi = \frac{f^* v^*}{fv}\frac{1}{1-\eta} = \frac{P(Q-Q_l)}{PQ}\frac{1}{1-\eta} = \frac{1}{1-\eta}\left(1 - \eta^2\frac{d^4 L^2 l}{e^4 w^3}\right). \tag{7}$$

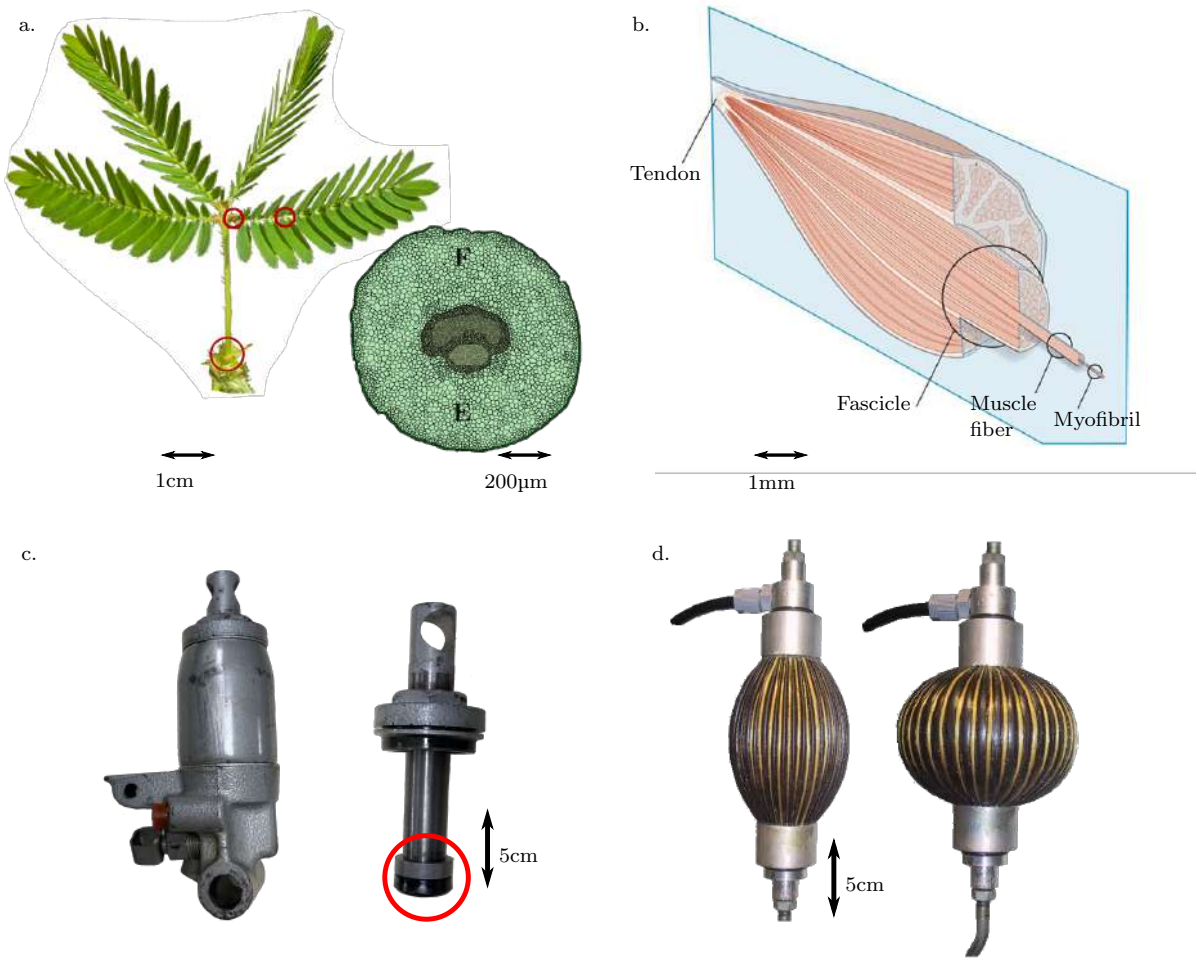


Figure 1: Actuators of reference. a. A leaf of (*Mimosa Pudica*), adapted from Tadrist et al. [24]. Pulvinus locations are encircled in red. aInset: Cross-section of pulvinus with motor cells in light green. b. Diagram of a skeletal muscle showing highly structured muscle fibres (at multiple scales), adapted from Gillies [9]. c. Car jack hydraulic cylinder. Inset: Piston and rubber seal (red circle) where damage may occur. d. Pneumatic McKibben muscle.

The force-velocity relationship of the hydraulic cylinder is plotted in figure 2a. In log-log scale, the damaged force-velocity curve shifts down (black to red curve). For a given damage level, the available power is changed by the same factor for any force.

When the hydraulic resistance of the leak is similar to the one of the input pipe, the resilience of the hydraulic cylinder collapses and reaches 0 (figure 2a). Interestingly, resilience is independent of the force or velocity of the motion. This is a small artefact of this model, where the pressure source is considered ideal and the fluid incompressible. Here, with $P = 10^5$Pa, d =30 mm, e =3 mm, l =10 mm, $\nu = 1$, w =5 mm and L =140 mm, $\chi = 0$ corresponds to a damage level $\eta = 0.0013$. This poor resilience to damage shows that hydraulic cylinders are sensitive to wear. Therefore this situation requires monitoring and maintenance operations. Prudently, to avoid such catastrophic failures, most hydraulic cylinders are designed with security margins.

a. b.

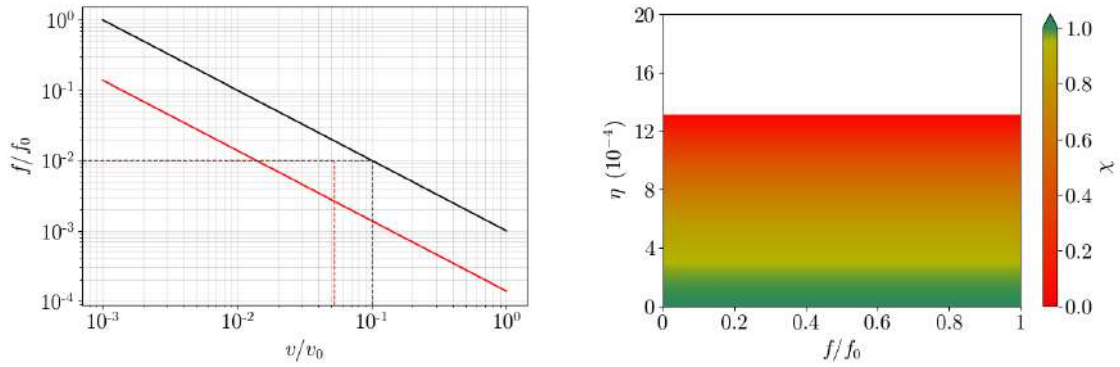


Figure 2: a. Force-velocity relationship for the hydraulic cylinder (log-log scale). Black: intact hydraulic cylinder. Red: damaged hydraulic cylinder ($\eta = 0.009$). The dotted lines represent a cycle of motion of the hydraulic cylinder. b. Colour map of the hydraulic cylinder resilience for different forces, f and damage level, η. The hydraulic cylinder has an extremely low resilience (null when damage is larger than 0.0013). For visualisation purposes, the damage level is shown between 0 and 0.002.

3.2. Biological actuators

3.2.1. The biceps (skeletal muscle)

Mammals, birds and fish (phylogenetically distant animals) rely on skeletal muscles to move, hunt or escape predators. The muscle structure for these three animal classes is quite similar [19], indicating that it has been preserved through evolution. This evolutionary history suggests that skeletal muscle may be resilient. Furthermore, intense athletic training induces delayed onset of muscle soreness (DOMS) although muscle performances are barely altered during training [22]. Muscle soreness corresponds to microtrauma of muscle fibres, specifically on the Z-layer (junction between 2 parts of the sarcomere) of sarcomeres and conjunctive tissues. This performance preservation illustrates the resilience of skeletal muscles.

The skeletal muscle is a highly-structured actuator with complex feedback-loop commands [9]. It is composed of tendons and fascicules at the macro-scale. Fascicules gather parallel muscle fibres (diameter 10 – 100 µm). Muscle fibres are made of myofibril, which are, in turn, made of a series of elementary micro-scale bricks: the sarcomeres (length, at rest: 3.5 µm; contracted: 2.5 µm). Thus, from an engineering point of view, muscle is idealized as a sequence of series and parallel sarcomeres, Figure 1c.

Hill's seminal work [13], which gathered experimental data on frog legs, made it possible to establish the force-velocity relationship to be read as [4],

$$\frac{f}{f_0} = \frac{1 - |v|/v_0}{1 + \alpha|v|/v_0} \text{ or } \frac{|v|}{v_0} = \frac{1 - f/f_0}{1 + \alpha f/f_0}. \tag{8}$$

f_0 is the maximal force the muscle can produce. Its micro-mechanical meaning is the sum of parallel forces of single sarcomeres, considering the number of myofibres in parallel N_p, and the force generated by a sarcomere s, $f_0 = N_p s$. v_0 is the maximal velocity the muscle can actuate. Its micro-mechanical meaning is the sum of series of velocities of single sarcomeres within the fibers, considering the number of sarcomeres in series N_s, and the intrinsic velocity of a sarcomere u, $v_0 = N_s u$. The parameter α is the ratio between bio-chemical constants related to actin-myosin bound, independent of the number of sarcomeres.

Little work has been done to link muscle damage to motion performance. Leveraging on Hill's equation, Eq (8), and fatigue (chemical inhibition) data from Greenberg and Moore [10], one can compute the force-velocity curve in standard and inhibited conditions, see figure 3a. The chemical inhibition is, here, considered as a model for damage.

It is assumed that only the number of active sarcomeres is changed by the chemical inhibition ($N_p \to N_p^*$, $N_s \to N_s^*$), and that the unitary force s and velocity u are unchanged $f_0^* = N_p^* s = f_0 N_p^*/N_p$ and $v_0^* = N_s^* u = v_0 N_s^*/N_s$. The Hill's relation for a damaged muscle linking f^* and v^* reads,

$$\frac{f^*}{f_0} = \frac{N_p^*}{N_p} \frac{1 - (|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)}{1 + \alpha(|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)}. \tag{9}$$

a. b.

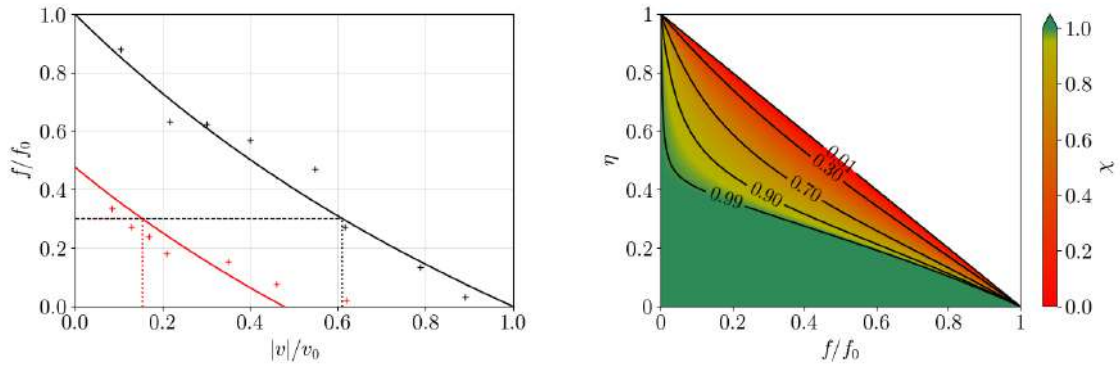


Figure 3: a. Data points are from Greenberg et al. [10]. The intact (black) and damaged (red) curves are fitted on Greenberg data varying α and N_s^*/N_s. The dotted lines represent the muscle actuation cycle for a fixed force. b. Colour map of muscle resilience for different forces (f/f_0) and damages (η). All the data is scaled between 0 and 1 for clarity.

It is then assumed that the damage rates are equal for series and parallel sarcomeres $N_p^*/N_p = N_s^*/N_s$. Hill's equation with damage reads,

$$\frac{f^*}{f_0} = \frac{(N_s^*/N_s) - (|v^*|/v_0)}{1 + \alpha(|v^*|/v_0)(N_s/N_s^*)} \quad \text{or} \quad \frac{|v^*|}{v_0} = \frac{N_s^*/N_s - f^*/f_0}{1 + \alpha(f^*/f)(N_s/N_s^*)}. \tag{10}$$

This equation is fitted (least mean squares) on Greenberg data varying N_s^*/N_s and α. The parameters were found to be $N_s^*/N_s = 0.47$ and $\alpha = 2.04$. The fitted Hill's curves are plotted in figure 3a.

From this modelling and fitted values, we consider a simple actuation cycle: (i) zero velocity and increasing force from 0 to f_1; isometric contraction, (ii) constant force f_1 and increasing velocity to v^*, eccentric contraction; (iii) constant velocity $-v^*$ and decreasing force to 0, concentric contraction; and (iv) zero force and decreasing velocity to 0, with concentric contraction. The dimensionless powers $P/(f_0 v_0)$ and $P^*/(f_0 v_0)$ of the cycle read,

$$\frac{P}{f_0 v_0} = \int_{cycle} \frac{f_1}{f_0}\frac{|v_1|}{v_0}\mathrm{d}t = \frac{1 - (f_1/f_0)}{1 + \alpha(f_1/f_0)}\frac{f_1}{f_0} \quad \text{and} \quad \frac{P^*}{f_0 v_0} = \int_{cycle} \frac{f_1}{f_0}\frac{|v_1^*|}{v_0}\mathrm{d}t = \frac{(N_s^*/N_s) - (f_1/f_0)}{1 + \alpha(f_1/f_0)(N_s/N_s^*)}\frac{f_1}{f_0}. \tag{11}$$

From the powers over a cycle and the damage volume $\eta = N_s^*/N_s$, the resilience of the muscle reads,

$$\chi = \frac{1}{1-\eta}\frac{\eta - f_1/f_0}{1 - f_1/f_0}\frac{1 + \alpha f_1/f_0}{1 + \alpha\eta f_1/f_0}. \tag{12}$$

This expression of skeletal muscle resilience depends on the level of damage η and the required level of force f. The variations of resilience depending on these two parameters is drawn in figure 3b. Resilience is close to one for low forces and low velocities. We also notice that for large forces or large velocities, resilience decreases strongly with level of damage.

This model shows that the damage rate at the sarcomere level changes the macroscopic behaviour of the muscle and its resilience.

3.2.2. The pulvinus (plant muscle)

A pulvinus is a thickening found at the base of leaves of many plants from the *Fabaceae* and *Oxilaceae* families. It allows reversible motions of leaves, for instance closure at night, or response to touch (*Mimosa Pudica*), figure 1a. Its functions vary from species to species which include orienting leaves toward the sun, protecting from herbivore attacks (*Mimosa Pudica*) and allowing the rain to reach the ground (*Samanea Saman*). Similarly to skeletal muscle, it is found in distant species on the phylogenetical tree, which indicates its robustness [24]. Since Dutrochet (1837) it is also known that ablating half of the pulvinus does not prevent the leaves from moving [6], which point to resilient behaviour.

The pulvinus from *Mimosa Pudica* is composed of 3 main structural elements organised in a cylindrical geometry, figure 1a (inset). At the centre are the vascular tissues (xylem and phloem) that provide water and extract sap. These hard tissues are surrounded by thin-walled parenchyma cells also called motor cells. A thin cuticle protects the organ from evapo-transpiration. The motor cells (diameter 25 µm) are able to expand (extensor) or to shrink (flexor) when turgor pressure is modified. This local deformation creates motion.

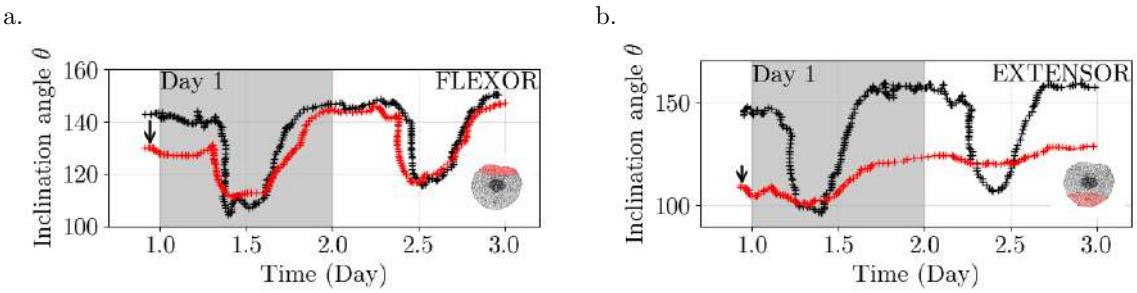


Figure 4: Angle of inclination with an intact pulvinus (black) and with the flexor excised (a. in red) or with the extensor excised (b. in red). Grey areas correspond to the first day after excision, indicated with the black arrow

No theoretical force-velocity relationship exists for pulvinus in literature. However, leveraging the work of Millet et al. [21] which reports on the evolution of the angle of inclination θ of *Phaseolus vulgaris* leaves for sound and ablated pulvinus, one can compute pulvinus resilience, see figure 4. In the figure, black points correspond to the control experiment: a sound pulvinus that follows a circadian motion, figure 4a and b. Red points correspond to the tests, excising around 30% of the pulvinus (Excised flexor, figure 4a. Excised extensor, figure 4b). The pulvinus is excised on the first day (black arrow) and its evolution over two days after excision is shown.

In the following, the first day after excision (grey area) is studied to compute resilience to damage. The second day is not studied not to consider self-healing and regeneration processes.

From this data, the evolution of the angle of inclination $\theta(t)$ on day one (circadian cycle) is fitted with two half of Gaussians for smoothing purposes, figure 5a (Excised flexor) and c (Excised extensor). The evolution of force is reconstructed considering that the force is proportional to $f \propto \theta - \theta_0$, where θ_0 is the minimal angle on the circadian cycle. This corresponds to acting on the lever arm to move the leaf. The velocity is also reconstructed as $v \propto \mathrm{d}\theta/\mathrm{d}t$. Those two quantities are plotted in figure 5b (Excised flexor) and d (Excised extensor) and form quasicycles (some growth occurs).

Based on these quantities, the resilience index, equation (1), is computed. The resilience of each excision experiment can be estimated, by comparing black to red areas which correspond to the power over a cycle. The damage level is estimated at 30 % of the total volume. On the first day, the resilience of the extensor (excised flexor) and the flexor (excised extensor) are,

$$\chi_{extensor} = 0.25 \quad \text{and} \quad \chi_{flexor} = 0.05 \tag{13}$$

The resilience of the extensor is much larger than that of the flexor. This shows that the proposed index of resilience quantifies the biological observation found in literature (Dutrochet [6], Millet et al. [21]). The self-healing effect (regeneration) can be observed on the second day with an increasing resilience index ($\chi_{extensor} = 0.84$ and $\chi_{flexor} = 0.16$).

3.3. The "McKibben" muscle (bio-inspired actuator)

McKibben muscles are manufactured pneumatic actuators inspired from the skeletal muscle [27]. McKibben muscles are widely used for robotic arms, exoskeletons, and other bio-inspired devices. These types of muscles are made of an elongated cavity that becomes spherical when pressurised. This shortens the muscle and creates motion. Similarly to the previous actuators, McKibben resilience may be evaluated using equation (1) and some minimal modelling of its functioning.

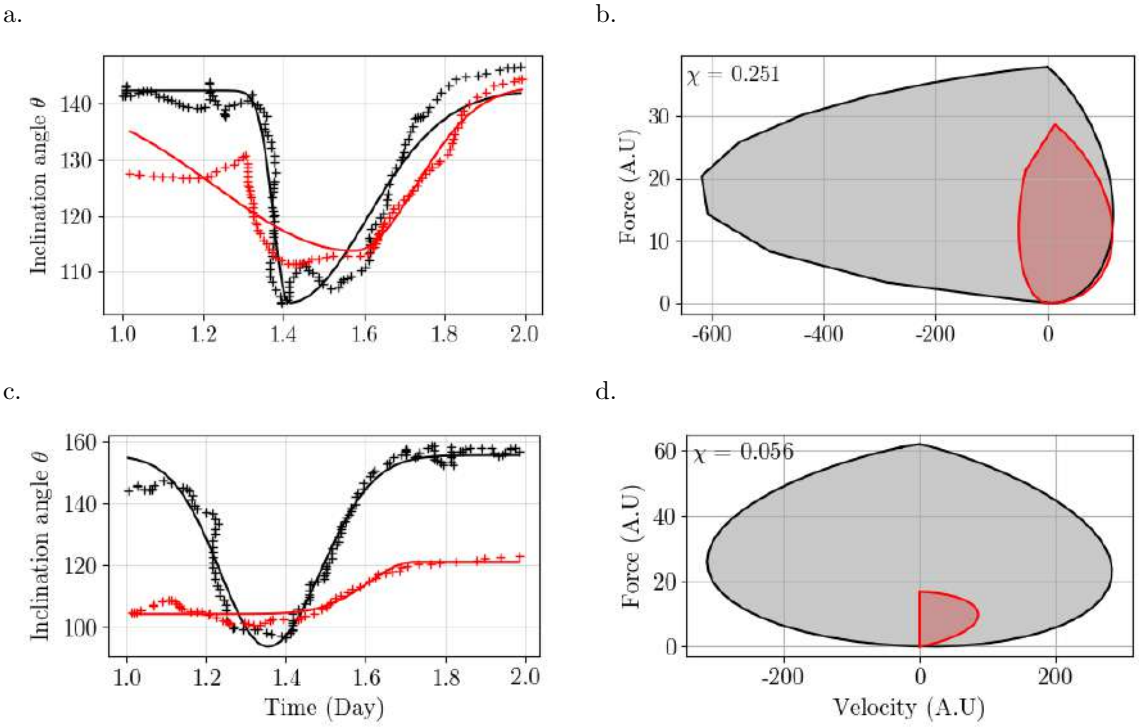


Figure 5: Angle of inclination θ for a single cycle from day 2 to day 3. The force-velocity relationship is obtained numerically after fitting the displacement curve, deriving the displacement to obtain the speed. The force is considered to be the moment of the weight of the plant. It is then proportional of the displacement.

The McKibben muscle is idealised as an ellipsoid cavity of diameter d and major axis L (volume $V = \pi d^2 L/6$) with skin thickness w. The muscle is connected to a pressure tank P, with an input pipe of diameter e and length l. For an intact actuator, the pressure in the cavity matches the pressure of the tank. Now, if the actuator is damaged, some air may flow through this damage of typical size a (damage volume $V^* = w\pi a^2$) which may reduce the pressure inside the cavity and thus the available power of the actuator.

Similarly to the hydraulic cylinder, the power of the McKibben muscle is given by the power of the pneumatic feeding $fv = PQ$. With a similar reasoning, one obtains the resilience of the McKibben muscle,

$$\chi = \frac{1}{1-\eta}\left(1 - \left(\frac{2}{3}\eta\frac{d^2 L\sqrt{l}}{e^2 w^{2/3}}\right)^2\right). \tag{14}$$

The force-velocity relationship is plotted in figure 6a ($r_0 = 50\,\text{mm}$, $L_0 = 100\,\text{mm}$, $L = 10\,\text{mm}$, $r = 5\,\text{mm}$ and $l = 10\,\text{mm}$). In log-log scale, the curve shifts down when damage occurs (from black to red). The resilience of the McKibben muscle is plotted in figure 6b. When the damage level reaches $\eta = 0.0015$, the resilience collapses. The McKibben muscle is as sensitive to damage as the hydraulic cylinder. In fact, McKibben muscles mimic the geometry and actuation shape of skeletal muscle, showing a Hill-like force velocity relationship. However, muscle resilience has not been mimicked making it highly sensitive to minor damage.

To avoid catastrophic failures, McKibben muscle may be strengthened with reinforced self-healing fibres [25]. Such self-healing strategies are behind the scope of the present resilience analysis.

4. Resilience sensitivity to damage location : global actuator resilience

The proposed definition of resilience is not expansive. Depending on the location of the damage, different levels of resilience may be computed for an actuator. For instance, the pulvinus may be considered very

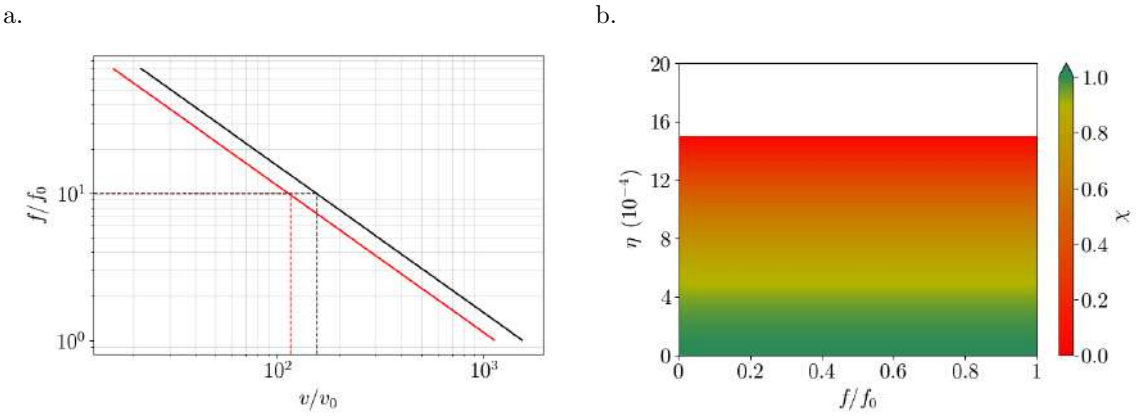


Figure 6: a. Force-velocity relationship for the McKibben muscle (log-log scale). Black: intact McKibben muscle. Red: damaged McKibben muscle ($\eta = 0.001$). The dotted lines represent a cycle of motion of the McKibben muscle. b. Colour map of McKibben muscle resilience for different forces, f and damage level, η. The McKibben muscle has an extremely low resilience (null when damages are larger than 0.0015). For visualisation purposes, the damage level is shown between 0 and 0.002

resilient when excising the flexor, but poorly resilient when the extensor is damaged. For the sake of generality, one may, for instance, consider damage in every location in the actuator and compute global resilience χ. The global resilience of the actuator would be given by the most harmful damage, where χ is minimal. The global resilience reads

$$\bar{\chi} = \min_{\Omega} (\chi), \tag{15}$$

where Ω is the set of possible damages of fixed volume.

For instance, in the case of the hydraulic cylinder, a crack on top of the cylinder, figure 7, may not change the actuator's capabilities unless used at maximal stroke. In this case, the resilience is larger than 1.

To show the importance of damage location, the resilience of the hydraulic cylinder is computed along the cylinder body and in the seal by displacing the leak position (numbers from ① to ⑥). Dimensions are given in section 3.1. A cycle from the bottom to the top of the cylinder is considered as a reference cycle. When the leak is in position ①, at the top position of the stroke, the fluid never leaks and resilience is just above 1. Conversely, for positions ② and ③, a leak occurs during the part of the cycle where the piston is above the leak position, and there is no leak elsewhere. This reduces the efficiency of the hydraulic cylinder and thus its resilience. Finally the most critical leak positions are ④, ⑤ and ⑥ where the leak occurs during the whole cycle. Those results are gathered in figure 7 that shows that resilience breaks down differently depending on the leak position. If the damage occurs on the seal or the bottom of the cylinder (④, ⑤ or ⑥) resilience breaks down independently of the stroke. Error bars represent variations of Δa =2.5% of the damage typical size. This corresponds to a variation of damage level $\Delta\eta = 5\%$.

To give another example where damage location is important, a magnetic actuator made of a simple rotor and rotating stator is considered [32]. This magnetic actuator may appear resilient, because when a part of the magnetic rotor is damaged, its torque then decreases only by the damage volume. There is no catastrophic loss of performance due to this specific damage. However, the critical part of this actuator is not in the magnetic rotor, but rather in the electrical motor, the performance of which may collapse if the solenoid winding is damaged. Thus, the global resilience of the actuator needs to be studied and analysed in order to determine its critical part.

5. Discussion

As shown on the hydraulic cylinder modelling, most traditional industrial actuators are not resilient to damage. For decades, redundancy and over-sizing were the gold standards in industry. However industry 4.0 challenges to create downsized compact actuators with less raw material consumption, less energy and less weight. A resilient actuator may be key to overcoming this challenges.

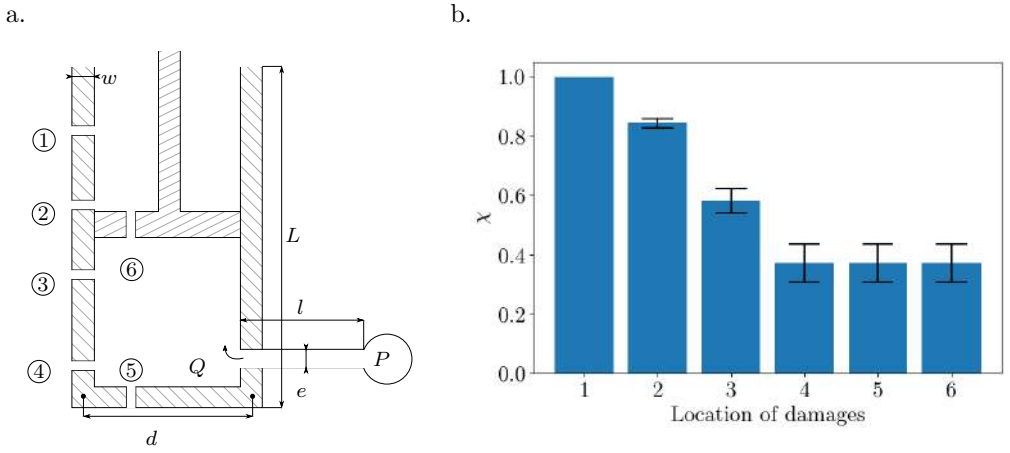


Figure 7: a. Scheme of a simple effect hydraulic cylinder. Damage is here represented by numbers, to show which damage is the most critical. b. Different level of resilience χ are plotted for each level of resilience in a. Errors were computed considering a range of variation of the leak diameter a of 2.5% around the mean value. This corresponds to a variation of damage level $\Delta\eta = 5\%$

Fortunately, resilient biological actuators may be mimicked to create industrial actuators. However, the direct copy may have drawbacks mainly because most biological actuators have evolved under multiple pressures of selection towards a specific motion as shown with pulvini. Pulvinus is more resilient on the extensor side than on the flexor side, likely because the extensor actuates critical protective motion.

Moreover, the direct mimicry of the shape, the motion capability and the force-velocity relationship, as done in the McKibben muscle, is not sufficient to produce resilience to damage. Resilience emerges from a more subtle structural design.

From a structural point of view, the skeletal muscle and the pulvinus are the aggregation of many micro-actuators in a structured (skeletal muscle) or an unstructured manner (pulvinus). This study suggests that a multi-scale structure, the structural properties shared by pulvini and biceps, is effective to create resilience. This resilience may be enhanced by feedback loops and micro-scale control. Bio-inspired series and parallel elastic actuators with their multi-scale structure may offer a promising option to create resilience [8, 12, 31]

Pulvinus control is a complex cell-centred self-regulation, still under active research [28]. The skeletal muscle is controlled by multi-levelled feedback loops and the central nervous system [15]. The feedback loops avoid shaking (control-induced oscillations) and allow precise, smooth and fast movement (these problems are recurrent in robotics). These multi-levelled control loops allow for the presence of damage to be efficiently managed. These loops are not present for the pulvinus which may explain why it is only resilient when the flexor is excised. The multi-scale structure of biological actuators, featuring series and parallel actuators, creates the necessary large number of degrees of freedom to apply bio-inspired resilience algorithms [5].

Biological actuators demonstrate self-healing capacities, which have not been considered in the present paper. In fact, for the pulvinus, self-healing is efficient to produce resilience as it is shown in figure 4a, where oscillation amplitudes are totally recovered after one day. The present analysis focuses on the first day after excision, where cells are not yet healed. Analysing self-healing properties of the skeletal muscle has not been carried out, and Hill's force-velocity relationship, equation (8), does not take self-healing into account. However we know that self-healing also occurs with skeletal muscle since athletes recover from muscle soreness within days of intense training. To create an advanced resilient actuator, a combination of these properties are required: multi-scale structure from cells to tissues, multi-levelled feedback control and self-healing.

In summary, based on definitions of resilience found in different fields, an index of resilience has been proposed. The resilience of two manufactured and two biological actuators were analysed: the hydraulic cylinder, the McKibben bio-inspired muscle, the skeletal muscle and the pulvinus. With the proposed definition, the skeletal muscle is shown to be fully resilient, the pulvinus partly resilient, and manufactured actuators not resilient at all.

The proposed index of resilience to damage has been designed to be the most general. Several other

definitions of damage level would have applied. For instance, the damaged mass ratio m^*/m may stand for the damage level as opposed to the damage volume ratio. For biological actuators, these two ratios would be almost similar given that densities of biological material are close to one (bone: $1.1 - 1.8\ 10^3$ kg/m^3, muscle: $1.1\,10^3$ kg/m^3, adipose tissue: $0.92\ 10^3$ kg/m^3; dry wood: $0.14 - 1.3\,10^3$ kg/m^3 – living wood density is the mean between dry wood and water densities). However, when an industrial actuator is considered, there may be more significant variations in material densities. For instance, the seal of the hydraulic cylinder is made of rubber (density: $0.92 - 2.2\ 10^3$ kg/m^3) whereas the body is made of steel (density: $8\ 10^3$ kg/m^3). Thus major damage in the seal may be underestimated when using the mass ratio as a measure of damage.

6. Conclusion

By clarifying resilience for actuators, equation (1), an index was computed on a hydraulic cylinder, a McKibben bio-inspired muscle, a pulvinus, and a biceps. Manufactured actuators are shown not to be resilient, whereas biological ones are. Depending on the location of damage, actuator resilience may be strongly affected.

This tool, equation (1), would allow to quantify in practice resilience when designing new bio-inspired actuators. This would allow for an optimisation of actuator designs with regards to resilience. Depending on the application, the proposed definition of resilience may be adapted by changing the target of equation (1) in terms of performance.

References

[1] Al-Shuka, H.F., Leonhardt, S., Zhu, W.H., Song, R., Ding, C., Li, Y., 2018. Active impedance control of bioinspired motion robotic manipulators: An overview. Applied bionics and biomechanics 2018.

[2] Allenby, B., Fink, J., 2000. Social and ecological resilience: Toward inherently secure and resilient societies. Science 24, 347–364.

[3] Altherr, L.C., Brotz, N., Dietrich, I., Gally, T., Geßner, F., Kloberdanz, H., Leise, P., Pelz, P.F., Schlemmer, P.D., Schmitt, A., 2018. Resilience in mechanical engineering-a concept for controlling uncertainty during design, production and usage phase of load-carrying structures, in: Applied Mechanics and Materials, Trans Tech Publ. pp. 187–198.

[4] 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, 20150473.

[5] Cully, A., Clune, J., Tarapore, D., Mouret, J.B., 2015. Robots that can adapt like animals. Nature 521, 503–507.

[6] Dutrochet, H., 1837. Mémoires pour servir à l'histoire anatomique et physiologique des végétaux et des animaux. volume 1. Meline, Cans et compagnie.

[7] Erdene-Ochir, O., Minier, M., Valois, F., Kountouris, A., 2010. Resiliency of wireless sensor networks: Definitions and analyses, in: 2010 17th International Conference on Telecommunications, IEEE. pp. 828–835.

[8] Furnémont, R., Mathijssen, G., Verstraten, T., Jimenez-Fabian, R., Lefeber, D., Vanderborght, B., 2018. Novel control strategy for the+ spea: a redundant actuator with reconfigurable parallel elements. Mechatronics 53, 28–38.

[9] Gillies, A.R., Lieber, R.L., 2011. Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. Muscle & nerve 44, 318–331.

[10] Greenberg, M.J., Moore, J.R., 2010. The molecular basis of frictional loads in the in vitro motility assay with applications to the study of the loaded mechanochemistry of molecular motors. Cytoskeleton 67, 273–285.

[11] Hallegatte, S., 2014. Economic resilience: definition and measurement. World Bank Policy Research Working Paper .

[12] Higueras-Ruiz, D.R., Nishikawa, K., Feigenbaum, H., Shafer, M., 2021. What is an artificial muscle? a comparison of soft actuators to biological muscles. Bioinspiration & biomimetics 17, 011001.

[13] Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences 126, 136–195.

[14] Hollnagel, E., Woods, D.D., Leveson, N., 2006. Resilience engineering: Concepts and precepts. Ashgate Publishing, Ltd.

[15] Johnston, I.A., 1984. Muscles and movement: Muscles, reflexes, and locomotion. thomas a. mcmahon. princeton university press, princeton, nj, 1984. xvi, 332 pp., illus. 50;paper, 15. Science 226, 1308–1308.

[16] Koos, S., Cully, A., Mouret, J.B., 2013. Fast damage recovery in robotics with the t-resilience algorithm. The International Journal of Robotics Research 32, 1700–1723.

[17] Leslie, H.M., Kinzig, A.P., 2009. Resilience science. Island Press: Washington, DC, USA.

[18] Lu, Q., Xie, X., Heaton, J., Parlikad, A.K., Schooling, J., 2019. From bim towards digital twin: strategy and future development for smart asset management, in: International Workshop on Service Orientation in Holonic and Multi-Agent Manufacturing, Springer. pp. 392–404.

[19] Luther, P.K., Squire, J.M., Forey, P.L., 1996. Evolution of myosin filament arrangements in vertebrate skeletal muscle. Journal of morphology 229, 325–335.

[20] Malshe, A., Bapat, S., Rajurkar, K., Melkote, S., 2021. Biological strategies from natural structures for resilience in manufacturing. CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology 34, 146–156.

[21] Millet, B., Coillot, L., Agosti, R.D., 1989. The rhythmic leaf movements after regeneration of partially excised pulvinus in phaseolus vulgaris l. Plant and cell physiology 30, 643–648.

[22] Nosaka, K., 2008. Muscle soreness and damage and the repeated-bout effect. Skeletal muscle damage and repair , 59–76.

[23] Shanbhag, V.V., Meyer, T.J., Caspers, L.W., Schlanbusch, R., 2021. Failure monitoring and predictive maintenance of hydraulic cylinder—state-of-the-art review. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 26, 3087–3103.

[24] Tadrist, L., Mammadi, Y., Diperi, J., Linares, J.M., 2022. Deformation and mechanics of a pulvinus-inspired material. Bioinspiration & Biomimetics 17, 065002.

[25] Terryn, S., Brancart, J., Lefeber, D., Van Assche, G., Vanderborght, B., 2017. A pneumatic artificial muscle manufactured out of self-healing polymers that can repair macroscopic damages. IEEE Robotics and Automation Letters 3, 16–21.

[26] Terryn, S., Langenbach, J., Roels, E., Brancart, J., Bakkali-Hassani, C., Poutrel, Q.A., Georgopoulou, A., Thuruthel, T.G., Safaei, A., Ferrentino, P., et al., 2021. A review on self-healing polymers for soft robotics. Materials Today .

[27] Tondu, B., 2012. Modelling of the mckibben artificial muscle: A review. Journal of Intelligent Material Systems and Structures 23, 225–253.

[28] Tran, D., Petitjean, H., Chebli, Y., Geitmann, A., Sharif-Naeini, R., 2021. Mechanosensitive ion channels contribute to mechanically evoked rapid leaflet movement in mimosa pudica. Plant physiology 187, 1704–1712.

[29] Tukamuhabwa, B.R., Stevenson, M., Busby, J., Zorzini, M., 2015. Supply chain resilience: definition, review and theoretical foundations for further study. International Journal of Production Research 53, 5592–5623.

B.2. Article 2

IOP Publishing Bioinspir. Biomim. 20 (2025) 026013 https://doi.org/10.1088/1748-3190/adadd5

Bioinspiration & Biomimetics



PAPER

RECEIVED
30 August 2024

REVISED
21 October 2024

ACCEPTED FOR PUBLICATION
23 January 2025

PUBLISHED
10 February 2025

Resilience of hierarchical actuators highlighted by a myosin-to-muscle mock-up

Raphaël Perrier, Jean-Marc Linares and Loïc Tadrist*

Aix Marseille Univ, CNRS, ISM, Marseille, France
* Author to whom any correspondence should be addressed.

E-mail: loic.tadrist@univ-amu.fr

Keywords: resilience, muscle mock-up, multi-DoF actuator, artificial muscle, hierarchical actuator

Abstract

Skeletal muscle is the main actuator of various families of vertebrates (mammals, fish, reptiles). It displays remarkable robustness to micro-damage, that supposedly originates both from its redundant hierarchical structure and its nervous command. A bioinspired mock-up was designed and manufactured mimicking sarcomeres (micro-scale) and its series and parallel structure from fibre to muscle. First, the mechanical performances namely the force–velocity curve of the intact muscle mock-up were measured and modelled. Then, mimicking micro-damage by making some myosin heads inoperative, the mechanical performances were again measured to determine the resilience of the actuator. The mock-up is shown to be resilient: in the event of 10% damage of the mock-up, the mechanical performance of the mock-up was around 80% of the intact one. In this multi degrees of freedom actuator with hierarchical structure, the resilience is shown to be almost linear with the damage level for uniformly distributed damage (both maximal force and velocity decrease). Differently when micro-damage are clustered on a fibre, this decreases the maximal force with little effect on velocity.

1. Introduction

Most industrial actuators are sensitive to small defects such an oil leakage for an hydraulic cylinder. This is specifically important for critical motions, for instance in flying machines. Actuator redundancy is not always possible because of mass saving, steric hindrance or cost. In order to insure safety levels usually met by redundancy, novel actuator technologies have to be investigated. An actuator capable of sustaining damage without major loss of power would be an asset for critical motions in industry. Fortunately, some biological actuators were shown to preserve their ability to produce motion when damaged (Verstraten *et al* 2020, Perrier *et al* 2022). This is especially the case for skeletal muscles that allow motion despite micro-damage at the myofibre or sarcomere levels. This micro-damage is well known from sport practitioners, for instance, with the delayed onset of muscle soreness (Nosaka 2008).

The resilience of an actuator may be understood as the ability to recover from damage, for instance, when made of self-healing material (Terryn *et al* 2021). More broadly, other definitions of resilience have been proposed to take into account the whole system such as Structural System Reliability (SSR) (Song *et al* 2021). This set of methods aim to find and determine the critical faults in systems in order to correct potential failures and make the whole system more robust. This is applied in engineering, and particularly for civil infrastructures. SSR methods allows to find an optimum solution regarding robustness for a given system. They are difficult to implement for a complex system such as a muscle or a hierarchical actuator. A simpler definition of resilience of an actuator is its ability to preserve actuation capability in adverse conditions, specifically when damaged. The resilience χ of an actuator is defined by Perrier *et al* (2022),

$$\chi = \frac{P^*}{P}\frac{1}{1-\eta} \tag{1}$$

where P is the power delivered by an actuator over a typical actuation cycle. P^* is the power of the same

© 2025 IOP Publishing Ltd. All rights, including for text and data mining, AI training, and similar technologies, are reserved.

Table 1. Modelling parameters, prototype dimensions and mechanical capabilities of the muscle mock-up.

PARAMETERS	
(x, y, t)	Space-time basis
M	Mass of payload
χ	Resilience
η	Relative damaged volume
F	Force level
a, b	Fit parameter
SERVO-MOTOR	
θ	Servo motor angle
Ω	Servo-motor angular velocity
Γ	Servo torque
P ($P*$)	Power (power of a damaged actuator)
MUSCLE MOCK-UP CHARACTERISTICS	
R =21.4 mm	Arm leverage arm
$M_h = 0.367$ kg	Mass of the bioinsp. myosin head
$M_s = 1.255$ kg	Mass of the bioinsp. sarcomere
$F_p \in [0;63.5]$ N	Propulsive force (Myosin head)
F_N	Pulling force
$\mu = 0.3$	Dynamic friction coefficient
$\Delta = 4$ mm	Pitch of the rod rack
$n_s = 3$	Number of sarcomeres in series
$n_p = 3$	Number of fibres in parallel
P_{max}	Maximum mechanical power
f_{max}	Blocking force
Δt	Actuation time

actuator over the same actuation cycle, but damaged by a volume η (for example the volume of the wear, the volume of the damaged subactuator, the volume of a small defect), see table 1 for parameter naming. $1/(1-\eta)$ is thus the ratio between initial actuator volume and the sound volume of the actuator. This definition has several drawbacks, the main one being that different resilience values may be found for damage of similar volume depending on whether the damage is done in a critical area or not. Nevertheless, it is rather well suited for almost homogeneous actuators, that are highly redundant at the micro-scale, such as skeletal muscles.

Skeletal muscles are widespread among vertebrates and as stated above were shown to be resilient $\chi = 0.7$ for 20% damage in volume (Greenberg and Moore 2010, Perrier *et al* 2022). They have a decent power generation ability per unit mass of 50 W kg^{-1} (Li *et al* 2017), but a rather low efficiency of 45%–50% making their use not directly interesting for industry. Skeletal muscle functioning is characterised by its neuro-physiological command and its biomechanical structure. These two biological aspects, structure and command, were addressed almost separately since the work of Hill (1938) where muscle tetanic force was measured and modelled.

Skeletal muscle, a highly-organised multiscale structure complemented by a multilevelled command: Muscle mechanics was modelled at different scales, figure 1(a). Micro-mechanical and chemical phenomena underlying muscle contraction were studied extensively within the frameworks of statistical mechanics (Caruel and Truskinovsky 2018). At the scale of few nanometres, force is produced by myosin molecular motors. These proteins catalyse Adenosine Triphosphate (ATP) hydrolysis and convert the chemical energy into mechanical work, see figure 2 last row. Myosin proteins form antagonist micrometre-sized bundles of 300 individuals aligned with the network of actin filaments. Each pair of myosin bundle pulls its neighbouring filaments in opposite directions, generating a microscopic shortening of the sarcomere.

In turn, myosin bundles are stacked in parallel to form sarcomeres, which are finally connected in series to form a centimetre-long myofibre see figure 1(a). The muscle fibres are then spatially organised with different pennation angles within the tissue, depending on the muscle function (Lieber 2002). Hence, the muscle multi-scale structure confers its ability to transform the power strokes of individual myosin heads (10 nm) into large scale motion.

The muscle drive occurs at the myofibre and muscle levels only. Muscle mechanical output heavily depends on its neurophysiological control (Gandevia 2001), whose distinctive feature is a distributed command that locally activate the contraction. In physiological conditions muscles never work at full activation (tetanus). Instead, they constantly adjust the central drive command through neuronal loops operating at different scales (e.g. reflexes, proprioception, neuromuscular fatigue, etc) according to peripheral fatigue (Dousset *et al* 2007) as measured by biological sensors (e.g. neuromuscular spindles, Golgi tendinous organs and free nerve endings).

Research hypothesis: The multi degrees of freedom (DoF) granted by the large number of elementary contractile units in series and parallel creates redundant actuation pathways for resilience.

State-of-the-art of bioinspired actuators and hierarchical actuators: The labelling 'Artificial muscles' gathers actuators that not necessarily mimic the structure or drive of biological muscles. Most artificial muscles are linear actuators made of smart materials (Mirvakili and Hunter 2018, Zhang *et al* 2019) or mimicking the external shape of the muscle such as the McKibben artificial muscle (Chou and Hannaford 1996, Tondu 2012). Most often they do not reproduce the force–displacement curve of the biological muscle.

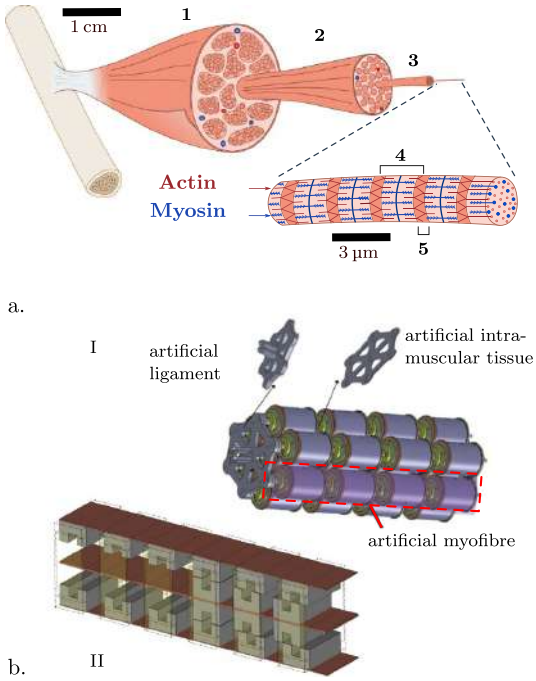


Figure 1. (a). Hierarchical structure of skeletal muscle, Adapted from Tomas Kebert & umimeto.org. CC BY 4.0. (Creative Commons Attribution-Share Alike 4.0 International) (**1**): The skeletal muscle is linked to bones by a tendon. It is protected by an external fascia. The muscle is blood-supplied by arteries and veins (red and blue dots). (**2**): The muscle divides in beams of myofibres and myofibrils (**3**). The myofibrils are made of sarcomeres (**4**) in series. The individual sarcomere is delimited by two consecutive *Z*-layers (**5**). The sarcomeres active elements are the actin–myosin networks. (b). Examples of muscle inspired series and parallel arrangement of elementary actuators. I: Reproduced with permission from Li *et al* (2014). Copyright (2014), with permission from IOS Press. II: Adapted from Renna and Galati (2022), Copyright (2022), with permission from Elsevier. Both arrangement consider stacking of linear motors. I: Each violet cylinder is an electromagnetic actuator corresponding to a half sarcomere. II: Only one sarcomere/myofibre is represented. Outer layers: Each U-shaped electromagnet corresponds an actin–myosin binding slot. The actuator moves by actuating sequentially the electromagnets similarly to a linear motor. This muscle-inspired actuator is flexible.

Nevertheless, some attempts to create multi-DoF actuators were proposed (Huston *et al* 2005, Li *et al* 2014, 2017, Verstraten *et al* 2016, Renna and Galati 2022, De Pascali *et al* 2023), see figure 1(b) for examples. These actuators are made of series and parallel arrangements of elementary actuators. In figure 1(b), examples I & II, the actuators are stacking of linear motors. In example I, the elementary actuators are solenoid electromagnets that push on hexagonal artificial ligaments. The motion of each slice adds up to create the global motion. Example II shows a single fibre, three electromagnets at the centre are moved by sequentially activating the upper (or bottom) magnetic generators. Multiple fibres are then stacked in parallel to create a full muscle. Historically, the first redundant actuator has been proposed by Huston *et al* (2005) with possible properties of load-path redundancy, load sharing, motion coordination for smooth control and damage recovery. Following works on multi-DoF actuators aimed to reproduce some interesting capabilities of the skeletal muscle such as compliant mechanical impedance (Verstraten *et al* 2020), stiffness-fault-tolerant control (Velasco-Guillen *et al* 2022) and motion accuracy. For a recent review, see the book of Beckerle *et al* (2021). The structure of the muscle, seen as an arrangement of series and parallel elementary actuators linked by elastic joints has proven to be energy efficient when correctly tuned (Verstraten *et al* 2016). Interestingly, MacNair and Ueda (2011) investigated the robustness of cellular actuators (piezoelectric technology) to controllability failure for stochastic cell loss. With a similar view, Du *et al* (2010) showed that highly redundant actuators allows fault tolerance without reconfiguration at the micro-scale. Both works show that faults at the micro-scale level, either from structure or command, does not inhibit the macro-motion capability. However, these hierarchical actuators were never tested for resilience to damage from a purely structural point-of-view with minimal command considerations.

Our model tend to prove this resilience by structure, by creating a resilient muscle mock-up inspired by muscle fibres and sarcomeres

In this paper, we investigate the resilience enhancement by the series and parallel arrangement of elementary contractile units. We first present the muscle mock-up and its dynamical modelling. Second, we investigate the effect of damage on the mock-up by killing one or several contractile units at the sarcomere, fibre and muscle levels. We show that the mock up is resilient to micro-damage, and sensitive to damage clustering. The resilience is shown to be concave due to the dynamics of the elementary contractile units. Finally, we compare these raw results to the resilience of a real muscle.

2. Material and methods: design, fabrication and testing of a muscle mock-up

2.1. Muscle mock-up design and fabrication

Bioinspired myosin head: The myosin head is the elementary contractile unit, see figure 3(a) (part 1–6). It is made of 3 servo-motors (FR0115M, *feetech*). The servo-motors are piloted with a pulse with modulation of frequency 50 Hz produced by a microcontroller (Raspberry pi pico, *Raspberry foundation*). The power is generated by a 5 V DC adapter. The myosin head assembly is made of 2 myosin legs (parts **1** and **2**, figure 3(a) that supports the servo-motors. These 2 legs are bound one another by three springs and one arm **4** actuated by the servo-motor that creates the stroke. The two other servo-motors are used to bound and unbound the myosin legs from the bioinspired actin fibre (rod rack **3**). The bioinspired fascia, part **7**

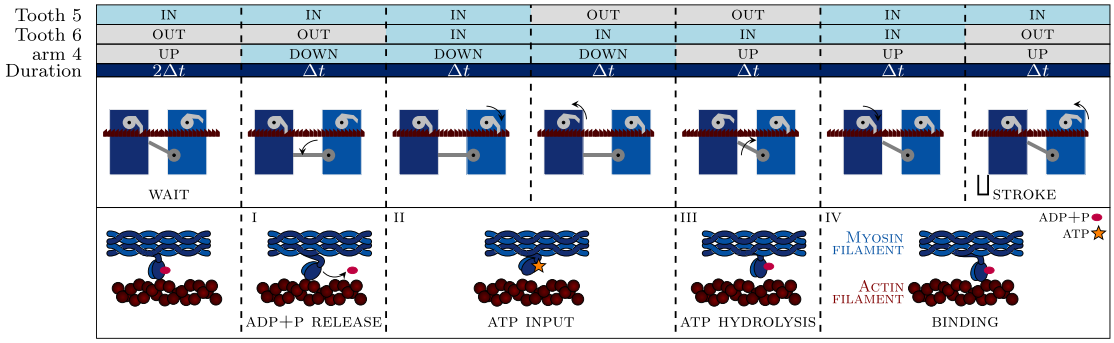


Figure 2. Bioinspired actin–myosin cycle and corresponding actuation timings (Δt corresponds to the minimum actuation time of the arm at step 2 under loading). The actuation cycle consists in 6 actuation steps and one waiting step. The moving parts are shown in the corresponding column. The real actin–myosin cycle is shown in the last raw. It consists in 4 main steps, I: stroke, II: ATP input, III: ATP hydrolisis and IV: Binding.

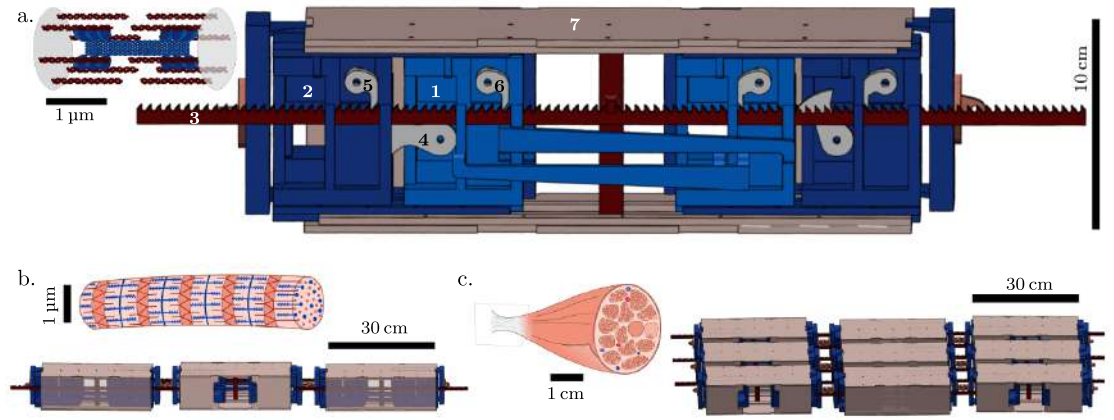


Figure 3. Muscle mock-up 1:100 000. (a). 3D view of the sarcomere mock-up made of two facing myosin heads. The myosin head is compounded of two independent mobile parts (**1** and **2**). Each part has one biomimetic leg (tooth **5** and **6**) that binds onto the actin fibre (rack rod **3**). The myosin head stroke is ensured by a mechanical arm (**4**). The sarcomere mock-up is bounded by an artificial fascia (**7**). (b). Sarcomere units are stacked in series to produce a fibre mock-up. (c). Myofibres are stacked in parallel to create a biomimetic muscle. (b) and (c) Adapted from Toma Kebert & umimeto.org. CC BY 4.0.

in figure 3(a), ensures the correct sliding between the two legs. The kinematic diagram of the myosin head is shown in figure 4(a).

To avoid bending deformations, the rod rack of pitch $\Delta = 4$ mm is made in steel using a wire-cut electrical discharge machine. Table 1 gathers all parameters used for the mock-up. The fascia parts are laser cut in acrylic sheets of thickness 3 mm. Myosin legs, teeth and arm were 3D printed in tough polylactic acid using *Ultimaker* 2+ connect printers.

The bioinspired actin–myosin cycle is shown in figure 2. The first two servo-motors actuate the bioinspired myosin legs (teeth **5** and **6** in figure 3) that engage in the bioinspired actin fibre (rod rack **3**). The third servo produces the myosin stroke with a circular arm **4**. The initial state is the following: Myosin leg **2** is initially bound to actin (tooth **5** is engaged in the rack). Myosin leg **1** is unbound. The arm position corresponds to hydrolysed myosin (arm **4** in upwards position). Then an actuation sequence produces a positive stroke as shown in figure 2:

(a) The working stroke is produced by the arm **4** rotation. It moves away the two myosin legs **1** and **2**.
(b) Myosin leg **1** binds (i.e. tooth **6** engages the rack).
(c) Myosin leg **2** unbinds (i.e. tooth **5** disengages the rack).
(d) The ATP is hydrolysed (i.e the arm **4** goes back to its upwards position) and the myosin leg **2** moves towards myosin leg **1** thanks to an elastic spring connection.
(e) Myosin leg **2** binds (i.e. tooth **5** engages the rack).
(f) Myosin leg **1** unbinds (i.e. tooth **6** is disengages the rack).

This cycle produces a positive stroke of pitch Δ similarly to the myosin heads that convert chemical energy (ATP hydrolisis) into mechanical work.

Bioinspired sarcomere: The bioinspired sarcomere is made of two facing myosin heads, see figure 3(a). The 30 W power adapter and the micro-controller are shared by the 6 servo-motors

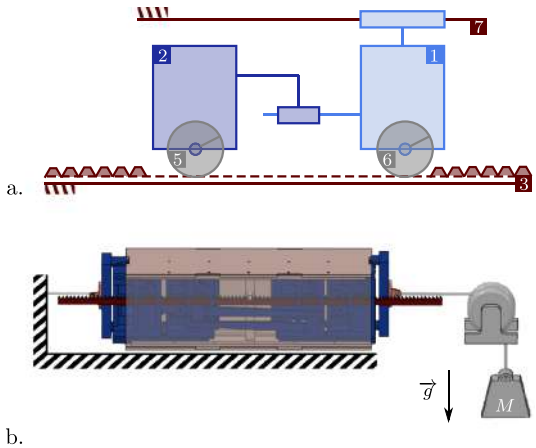


Figure 4. (a). Kinematic diagram of the half bioinspired myosin head (contractile unit). Part **1** and **2** of the myosin head are linked by an equivalent prismatic joint (arm (**4**) not shown). Myosin legs **5** and **6** are successively engaging in the rod rack **3**. The rod rack and the artificial fascia form the reference frame of the sarcomere. (b). 3D view of sarcomere testing set-up. Each side of the sarcomere is attached by a string to (i) the frame of reference and (ii) the payload Mg.

making the sarcomere the unit brick of the muscle mock-up.

Bioinspired myofibre and muscle: A myofibre is made of three sarcomeres in series connected together by double pivot joints. The muscle mock-up is the assembly of 3 myofibres in parallel, connected by a thread mimicking the tendon, see figures 3(b), (c) and 10. The control is centralised by a micro-computer (Raspberry pi 5, *Raspberry foundation*) that drives each sarcomere's microcontroller with a serial receiver/transmitter line (RX-TX, 115 200 bauds). Slaves are actuated on-demand by a message sent by the master through a homemade user-friendly python interface. The message is decoded by all slaves but only the selected sarcomeres are actuated.

2.2. Experimental set-ups

Servo-motor characterisation: The servo-motor was clamped on a table edge and fitted with a 20 mm-lever arm. Different masses (0 kg, 2.853 kg, 4.077 kg and 6.1 kg) were attached with a string to the lever arm. The servo motor was then actuated between $-20°$ and $20°$ ($0°$ being the horizontal). The mass motion was recorded with a camera at 240 fps. Data treatment were done by image correlation with *matlab* giving a precision on the measured displacement of $\simeq$125 μm.

Force–velocity measurement: The experimental set-up is shown for one sarcomere in figure 4(b). One side of the tested part (double pivot joint) is linked to the frame of reference by a string. The other free part of the tested actuator is linked to a weighting mass by a string and a pulley. The arrangement is slightly different for the muscle where the strings are gathered before getting into the pulley to mimic a tendon.

The vertical displacement of the mass is measured with a 1 mm-graduated ruler. The actuation time is computed from the total time of command sent with the micro-computer ($8\Delta t$ per cycle). Payloads are measured with a 1 g precision scale (*Kern* 6000-0).

Myosin head dynamics: Myosin head dynamics measurement were made with a technique similar to the servo-motor characterisation (high-speed imagery and auto-image correlation).

Indicator of resilience χ: The definition of resilience proposed by Perrier *et al* (2022) depends on both the force level considered F and the level of damage η. To get resilience values independent from force level, we considered an actuation cycle where first the maximal force is reached and then the force–velocity curve is followed until zero force. This cycle may not be realistic but give a rough idea of actuator's performances with damage. The resilience reads,

$$\chi = \frac{\int_0^{V^*} F^*(v)\,\mathrm{d}v}{\int_0^{V} F(v)\,\mathrm{d}v}\frac{1}{1-\eta} \tag{2}$$

where V is the maximal velocity of the actuator, $F(v)$ the force–velocity curve and v the velocity of the actuator. $*$ superscript, indicates a damaged actuator.

3. Dynamical modelling of the muscle mock-up

3.1. Modelling of the bioinspired myosin head

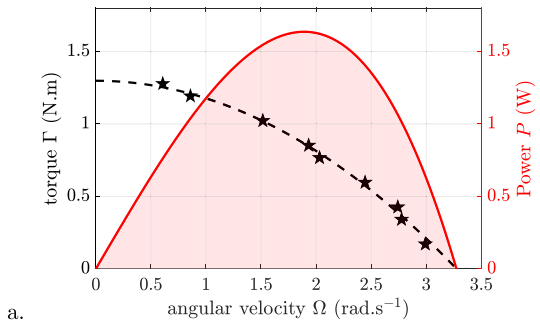
Unit servo-motor electro-mechanical properties. The constituent of the mock-up is a servo-motor (FR0115M, *feetech*). The torque-velocity data is plotted in figure 5(a). For the sake of simplicity, data points are fitted with a two-parameter polynomial law, $\Gamma = a\Omega^2 + b$. Least square fit gives $a = -0.121$ and $b = 1.298$. The mechanical power of the servo motor $P = \Gamma\Omega = a\Omega^3 + b\Omega$ is plotted in red on the same figure with a maximal mechanical power of $P_{\max} = 1.636W$ at $\Omega = \sqrt{-b/3a} = 1.891$ rad s^{-1} and $\Gamma = 0.865$ N m.

3.2. Myosin head mechanical characteristics

The myosin head is mimicked by a couple of teeth engaging in a rod rack and one arm for displacement. The real myosin cycle is fast (<50 ms) and usually described in three steps: (i) ATP linking and reduction of myosin—detachment from actin fibre (Step I $\rightarrow$ II in figure 2) (ii) ATP hydrolysis (step III) and binding (step IV) (iii) forwards motion and loss of phosphate (step I). These three steps are mimicked in the prototype functioning cycle.

The tooth engagement in the rack is effortless and much quicker that the arm rotation that moves the myosin head along the rod rack. The arm is a simple punctual joint with a rotation radius R, see figure 6.

arm kinematics. The arm has been designed to create a 5 mm displacement with a rotation amplitude



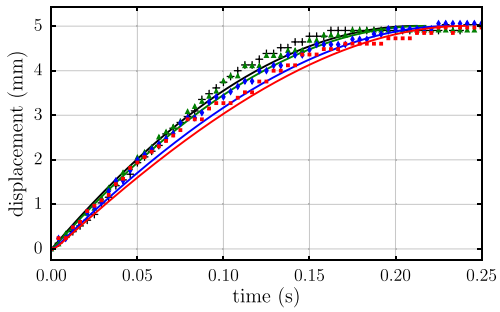


Figure 5. (a) Torque–angular velocity relationship for the servo-motor unit (FR0115M *feetech*). Stars: Experimental data points. Dashed line: $\Gamma = a\Omega^2 + b$, best fit. Red: Output power of the servo-motor. (b) Dynamical behaviour of the myosin head with various forces. Black: ∅ load. Blue: 8 N. Green: 16 N. Red: 28 N. Solid lines correspond to the solution of the dynamical equation (5).

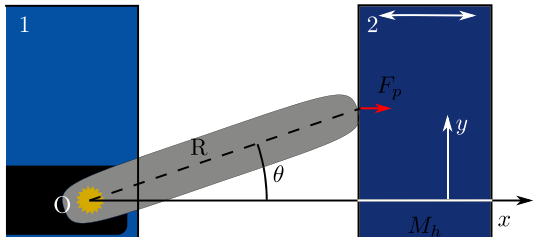


Figure 6. Schematic of the arm used for myosin displacement and parameterisation.

of $2\pi/9$. The relation between the linear displacement x along the rod rack and the rotation angle of the servo-motor is $x = R(\cos(\theta) - \cos(2\pi/9))$ with $\theta \in [0\,;\, 2\pi/9]$.

Friction at the arm contact point. The normal force applied at the contact point F_p depends on the pulling force F_N and the pulled mass acceleration,

$$F_\mathrm{p} = F_\mathrm{N} + (M + M_\mathrm{h})\,\ddot{x}. \tag{3}$$

Balancing the work of the motor with the works of the pulling force and the friction force, $\Gamma \mathrm{d}\theta = \mu F_\mathrm{p} \mathrm{d}y - F_\mathrm{p}\mathrm{d}x$, one finds the relation between the pulling force and the servo-motor torque,

$$F_\mathrm{p} = \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)}. \tag{4}$$

Finally one finds the dynamical equation of the myosin head,

$$(M + M_\mathrm{h})\,\ddot{x} = -F_\mathrm{N} + \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)}. \tag{5}$$

The numerical solution is plotted in figure 5(b) for 4 payloads (black: no load, blue: 8 N, green: 16 N and red: 28 N).

For classical solid friction coefficient, $\mu \leqslant 0.3$, the propulsive force is minimal at the edge of the interval of definition, $\theta = 2\pi/9$, corresponding to a blocking force of $f_\mathrm{max} = b/R(\sin(2\pi/9) + \mu\cos(2\pi/9)) = 63.5$ N.

3.3. Dynamical modelling of the bioinspired sarcomere, myofibre and muscle

The dynamics of the sarcomere (respectively the myofibre and muscle) follows a similar law as for the unit myosin head. The first myosin head accelerates a mass

$$\mathcal{M} = M/n_\mathrm{p} + 3M_\mathrm{h} + (n_\mathrm{s} - 1)\,M_\mathrm{s} \tag{6}$$

where n_s is the number of sarcomeres in series in a myofibre and n_p is the number of myofibres in parallel in the muscle. For instance, in the sarcomere case, the first myosin head pulls the payload plus 3 myosin legs. The three myosin legs are in frictional contact generating a friction force 3 $\mu M_\mathrm{h} g$. To account for the worst-case scenario of the sarcomere ($n_\mathrm{p} = 1$, $n_\mathrm{s} = 1$), myofibre ($n_\mathrm{p} = 1$, $n_\mathrm{s} = 3$) and muscle ($n_\mathrm{p} = 3$, $n_\mathrm{s} = 3$), the dynamics reads,

$$\mathcal{M}\ddot{x}_1 = -\left(\frac{M}{n_\mathrm{p}} + \mu\left(\mathcal{M} - \frac{M}{n_\mathrm{p}}\right)\right)g + \frac{\Gamma}{R(\sin\theta + \mu\cos\theta)}. \tag{7}$$

This equation is solved to compute the average velocity over a cycle (see figure 2 for the cycle details),

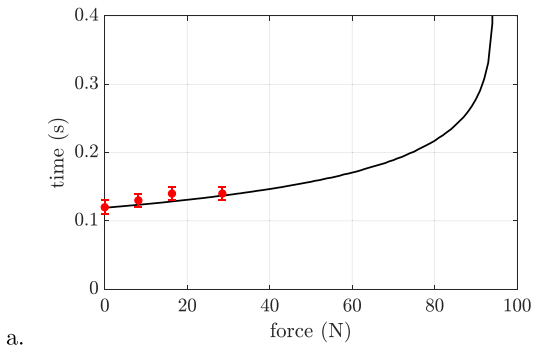
$$v = \frac{\Delta}{8\tau_1} \text{ with } \tau_1 \text{ defined by } x_1(\tau_1) = \Delta. \tag{8}$$

3.4. Myosin head dynamics: results

The dynamic behaviour of the myosin head is plotted in figure 5(b) for various forces: 0 N in black, 8 N in blue, 16 N in green, and 28 N in red. The experimental results are plotted with markers and the theory, equation (7), in continuous lines of the same colour. A slight decrease in performance can be observed as the weight increases, with a maximum travel time of 0.2 s for a 5 mm displacement.

3.5. Maximal actuation velocity of sarcomeres and fibres

Δ is the rack pitch, and therefore a prerequisite travel distance to achieve an efficient motion. Solving equation (7), the activation time to achieve a displacement $\Delta = 4$ mm is computed. This defines the sarcomere's cycle clock Δ_t, see figure 2, which varies with



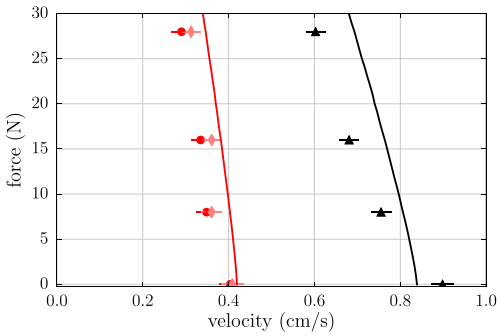
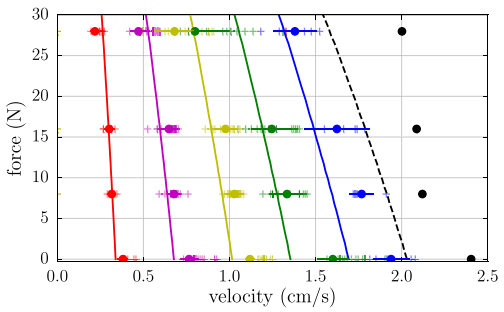


Figure 7. (a) Time to complete 4 mm of the arm (one-eighth of a cycle, Δt) as a function of the pulled force. This allows selecting the appropriate timing for the model and mock-up. (b) Theoretical and experimental force–velocity curves of a sarcomere. Dark red: most heavily loaded myosin head (upstream). Light red: downstream myosin head. Black: intact sarcomere. Here, resilience is equal to 0.41 (dark red) and 0.44 (light red).



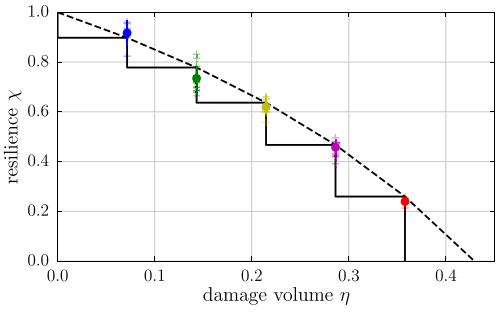


Figure 8. (a) Force-speed for the fibre with increasing damage level: blue: $\eta = 0.07$; green: $\eta = 0.14$; yellow: $\eta = 0.21$; purple: $\eta = 0.28$; red: $\eta = 0.35$. The points for 28 N payload were adjusted for a longer clock time to avoid breaking the bioinspired sarcomeres, even though they can operate with smaller clock time. (b) Resilience of the fibre. The theoretical resilience is plotted in dashed lines, but the practical theoretical resilience is in black. Each colours points are the results of the experiments.

the payload. Δ_t is plotted in black in figure 7(a) and compared to experiments, red points. Experiments were performed using a dichotomous approach with 10 ms increments. In the following, the experimental clock times Δ_t, which align well with the predictive model, are considered in the experiments.

The same method was used to find the clock times for the fibre. For the entire muscle, since the fibre dictates the maximum speed, the fibre's clock times were adopted.

4. Resilience of the muscle-inspired actuator

4.1. Resilience of the sarcomere mock-up

These tests involved operating the bioinspired sarcomere through one cycle while progressively increasing the force (0, 8, 16, and 28 N). This procedure generated data points for the force–velocity baseline, black curve in figure 7(b). Subsequently, one of the bioinspired myosin heads was set inoperative to mimic damage, and tests were repeated. The results are presented in red in figure 7(b).

We noted a difference of performance regarding myosin head location: The upstream myosin head (dark red), exhibits lower performances compared to the downstream head (light red). Indeed, when functioning alone, it must pull not only the effective payload but also accelerate the weight of the downstream myosin head and counteracts related friction. Still in figure 7(b), the model is plotted in continuous line and shows a similar trend as experimental results. Resilience was computed using equation (1), yielding values of 0.41 for the upstream myosin head and 0.44 for the downstream myosin head.

4.2. Resilience of the fibre mock-up

Similarly to the sarcomere, tests were performed on the intact fibre, followed by tests with one to five myosin heads made inoperative (blue: $\eta = 0.07$; green: $\eta = 0.14$; yellow: $\eta = 0.21$; purple: $\eta = 0.28$; red: $\eta = 0.35$). The results are presented in figure 8(a).

Corresponding resilience is plotted in figure 8(b). It is a step function of damage (black solid line). It falls down to 0 before $\eta = 1$ because the total volume of myosin heads is not equal to the total volume of the actuator. Thus, when half of the myosin heads are removed (yellow point), the resilience is approximately 0.6. The theoretical resilience according to the model is plotted in dashed lines, considering equation (7) Note that theory closely matches experimental resiliences.

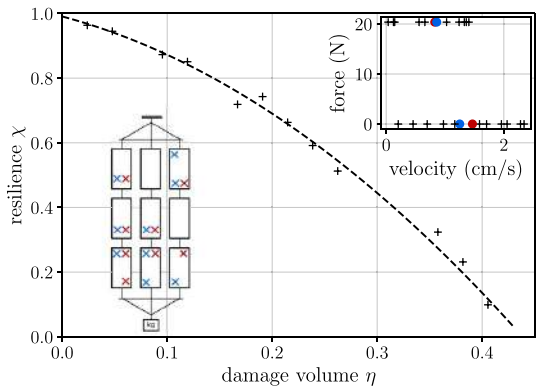


Figure 9. Resilience of the muscle. Resilience is derived from the experimental force–velocity points, shown in the curve at the top right. In dashed lines, the second-order fitted curve of the experimental points is displayed. The red points (8 myosin heads removed) and the blue points (9 myosin heads removed) appear switched. This surprising switch is due to the location of the damage in the bioinspired muscle.

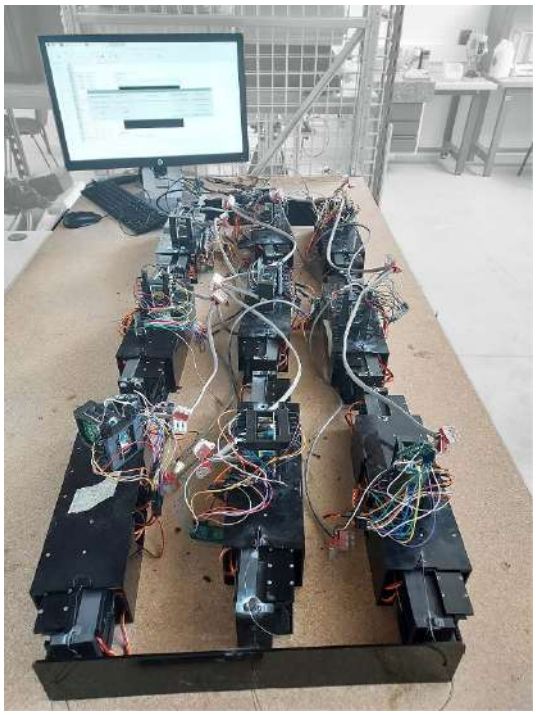


Figure 10. Photo of the 9-sarcomere bioinspired muscle.

4.3. Resilience of the muscle mock-up

Force–velocity tests (top right inset in figure 9) allowed to compute the resilience data plotted in figure 9. Note that the resilience curve is relatively similar to that of the fibre. The points are better sampled because there are three times more myosin heads.

The test data reveals a difference between the red crosses, representing 8 myosin heads removed, and the blue crosses, representing 9 myosin heads removed, see bottom left inset in figure 9. For zero lifting force, the tests are consistent with common sense: the 8-damage muscle (red point in top right inset) is significantly faster than the 9-damage muscle (blue point). However, with a 20 N payload both configurations exhibit similar velocities.

This surprising behaviour is a mark of the random distribution of defective myosin heads, see the detailed positions of damage in the bottom left inset of figure 9. We note that 9-damage set-up exhibits evenly distributed damage (3 in each fibre). 8-damage set-up exhibit more concentrated damage (4 are located on the left fibre, and 2 are on the other two fibres). This difference implies that the limiting fibre is composed of 3 myosin heads in the 9-damage set-up but only 2 in the 8-damage set-up. Furthermore, the arrangement of defective myosin heads within a fibre changes local load distribution, depending on whether they must pull the other sarcomeres or not. This example illustrates the importance of damage location.

5. Discussion

A muscle mock-up comprising a series and parallel of sub-actuators was built for the purpose of evaluating the resilience of a hierarchical actuator, see figure 10. Some of the bioinspired myosin heads were made inoperative to simulate damage. The speed of actuation for a given payload was subsequently measured to determine force–velocity relationship. The resilience is then evaluated on three scales: sarcomere, fibre and whole muscle (three fibres of three sarcomeres). We show that the resilience can be predicted by an empiric law depending on the damage level, represented by the parameter, η.

In this work resilience was tackled under the scope of hierarchical actuator structure without control nor command strategy. Under this minimal scheme, the resilience-damage curve is slightly concave, see figure 9. Disregarding dynamics and organisation, a redundant system would exhibit a linear resilience curve : several defective contractile units should correspond to either less speed or less strength proportionally to the number of defective units. The concavity of the resilience curve originates from the elementary contractile unit dynamics. This concavity is also exhibited when modelling the resilience of a Hill's muscle. Figure 11(a) shows the resilience of a muscle at 60% of the muscle maximum strength, $F = 0.6$, $\alpha = 2.04$ from equation (9) from Perrier *et al* (2022).

$$\chi = \frac{1}{1-\eta}\frac{\eta - F}{1-F}\frac{1+\alpha F}{1+\alpha\eta F}. \qquad (9)$$

Resilience has been investigated for uniformly distributed damage. Playing with the modelling, equation (7) with $n_p = 3$ and $n_s = 3$, we consider two configurations where six myosin heads are damaged,

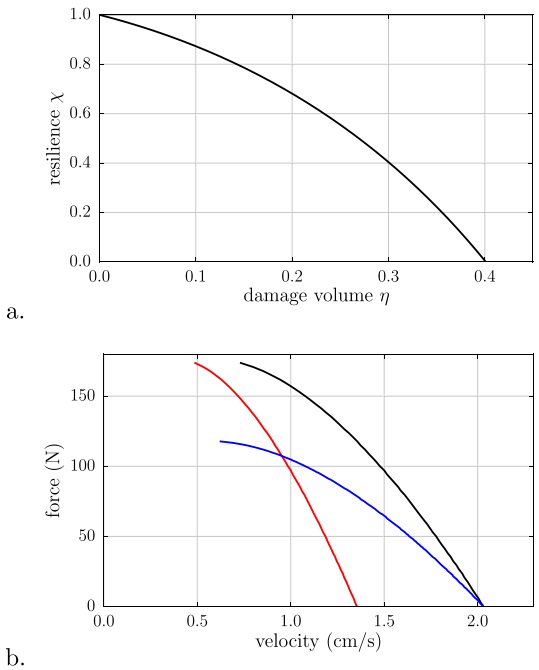


Figure 11. (a) Muscle resilience curve, based on data from Perrier *et al* (2022), figure 3(b). The strength of the muscle is considered to be 60% of its maximum strength. (b) Force-speed for a 6 myosin head damaged muscle mock-up. Black curve represent the intact muscle. The red curve represents the case of a single damaged myosin head per sarcomere (uniform distribution), while the blue curve depicts the scenario of all damage located on a single fibre.

see figure 11(b). On the blue curve, all damage are gathered on a single fibre, making a damage cluster. On the red curve, damage are spread uniformly on the three fibres without clustering. The black curve is the intact muscle for comparison. When damage clusters on a fibre, the maximal force that the actuator can produce decreases proportionally to the number of damaged fibres. When damage are uniformly distributed, performances decrease both in velocity and force.

A skeletal muscle is much more complex than the mock-up, both from the structural and command point-of-view. Based on geometric considerations, Cohen *et al* (2015) estimated the number of series and parallel sarcomeres in a typical human muscle (biceps): $n_s = 10^5$ and $n_p = 4\,10^{10}$. The number of independent sarcomeres is thus $4\,10^{15}$, while the number of myosin heads is still two orders of magnitude larger. Currently, actuating all sarcomeres independently is not feasible; however, the large number of DoF allows for the implementation of a smart command strategy. These smart strategies, including feedback loops, would strongly enhance the actuator resilience to damage (Du *et al* 2010, MacNair and Ueda 2011, Cully *et al* 2015)

The present mock-up has some differences with the functioning of a real muscle:

(i) First, the muscle mock-up is controlled through receiver/transmitter (RX/TX) communication by a master card. However, this 'brain' sends a single message to all sarcomeres to perform motion. At the local scale, the message is decoded and motion is performed without feedback.

(ii) A second difference with the muscle is the number of myosin heads per sarcomere. The model comprises the minimum number of myosin heads required to perform the linear movement: two only. Consequently, it is not possible to test certain muscle limits with this mock-up. To illustrate, when a real muscle is fully elongated, some myosin heads lack proximity to actin network, thereby precluding their ability to perform the requisite movement. In our case, this would correspond to bioinspired myosin teeth missing a rack underneath. Given that we only have two myosin heads, if one of them moves out of the rack, the mock-up is unable to contract properly. Consequently, the force loss phenomenon observed in fully elongated muscles is not observable in our model.

(iii) In order to accurately reflect the structure of muscle tissue, it may be beneficial to organise sarcomeres into larger fibres and position them in three dimensions. The arrangement of the elementary contractile units is an open question first tackled by MacNair and Ueda (2011). A configuration comprising 12 sarcomeres could yield four fibres of three sarcomeres, three fibres of four sarcomeres, or two fibres of six sarcomeres. In each case, the resilience should vary but remain close to that of a single fibre, unless the number of fibres is significantly increased. Furthermore, increasing hierarchy by incorporating myofibril organisation or fascia would enhance the biomimicry of the model.

(iv) The present system is not energy efficient, differently from Verstraten *et al* (2016) because of the micro-actuator technology chosen (servomotors) and the active locking mechanism at the rack level.

Dissipation of energy in the muscle is mainly viscous whereas in the mock-up it comes from static friction. A rather high friction coefficient of about 0.3 was measured between the test table and the bioinspired sarcomeres. Incorporating some lubrication fluid in the mock-up would reduce the static friction (dissipated power proportional to the speed) and create some viscous dissipation (dissipated power proportional to the square of speed). Again, this would improve the biomimicry of the mock-up but decrease its ease of fabrication and handling.

(v) The model displays reduced elasticity in comparison to that observed in real muscle tissue. The *Z*-lines, which serve as the anchoring points for real sarcomeres, are proteins and therefore are flexible. The actin fibres are also flexible, but modelled here by a stiff steel rack. In our model, these *Z*-lines are double pivot joints, thereby eliminating all inter-sarcomere flexibility. The elasticity observed in the mock-up is at the myosin head level; each half-myosin head is attached to the other with a spring. Similarly, in the model, we forced the fibres to remain equidistant without allowing for elasticity. This loss of elasticity makes the mock-up more sensitive to localised external forces with reduced impedance compliance.

Potential industrial use of hierarchical actuators. The present mock-up, designed for research investigation purposes, cannot compete with industrial actuators in terms of produced power per unit volume or mass. To potentially create a hierarchical actuator for industry, it is essential to drastically reduce the dimensions of each bioinspired sarcomere. This would increase both the number of sarcomeres and the power to unit-volume ratio.

By changing the configuration of our actuator, we can increase speed or overall force on-demand. For example, we can imagine a configuration of 2 fibres containing 6 sarcomeres. This would increase the speed of the actuator by 2, but reduce the force by 1/3. We expect that the behaviour regarding resilience would be similar, as the one shown figure 8. By playing with the configurations, we could design an actuator meeting some given specifications. Each bioinspired sarcomere being autonomous, it can be easily assembled in a desired configuration.

A scale-up limitation of our mock-up is the solid friction. This constrains the maximum number of sarcomeres that can be accommodated in series. Once a certain number of sarcomeres have been reached, the subsequent sarcomeres will only be pulling the preceding ones, without pulling any useful payload. It is therefore evident that achieving 100 000 sarcomeres per fibre, as observed in muscle tissue, is unfeasible with solid friction.

A noticeable potential of use of hierarchical actuator is for critical motion where damage monitoring and repair is possible. Each sarcomere can be easily replaced as a brick, thus enabling the complete actuator to be quickly repaired in the event of damage. In our mock-up, the current main limitation is the absence of monitoring and feedback that precludes machine state verification, contraction assessment and monitoring of the generated forces. One of the most promising avenues for future research would be the integration of sensors for closed-loop control and damage adaptation by software (Cully *et al* 2015).

6. Conclusion

We have presented a biomimetic model which draws inspiration from the hierarchical structure of the skeletal muscle with no control strategy, the sarcomere being the elementary contractile unit. Our model, which operates in a manner similar to the actin–myosin couple, is duplicated into 9 units to form 3 muscle fibres. At each level (sarcomere, fibre, and muscle), we measured resilience. We show that the mock up is resilient to damage, both with an uniform distribution of damage or a damage cluster. When the cluster affects an entire fibre, it decreases the maximal force the actuator produce. Similarly to a simplified Hill's muscle model, the resilience of the mock-up is shown to be concave due to the dynamics of the elementary contractile unit.

Data availability statement

All data that support the findings of this study are included within the article (and any supplementary files).

ORCID iDs

Jean-Marc Linares https://orcid.org/0000-0001-7501-0383
Loïc Tadrist https://orcid.org/0000-0001-6200-9842

References

Beckerle P, Sharbafi M A, Verstraten T, Pott P P and Seyfarth A 2021 *Novel Bioinspired Actuator Designs for Robotics* (Springer)
Caruel M and Truskinovsky L 2018 Physics of muscle contraction *Rep. Prog. Phys.* **81** 036602
Chou C-P and Hannaford B 1996 Measurement and modeling of mckibben pneumatic artificial muscles *IEEE Trans. Robot. Autom.* **12** 90–102
Cohen C, Texier B D, Laffaye G, Auvray L and Clanet C 2015 Weightlifting and the actomyosin cycle *Proc. R. Soc.* A **471** 20150473
Cully A, Clune J, Tarapore D and Mouret J-B 2015 Robots that can adapt like animals *Nature* **521** 503–7
De Pascali C, Palagi S and Mazzolai B 2023 3D-printed hierarchical arrangements of actuators mimicking biological muscular architectures *Bioinspir. Biomim.* **18** 046014
Dousset E, Avela J, Ishikawa M, Kallio J, Kuitunen S, Kyrúlàinen H, Linnamo V and Komi P V 2007 Bimodal recovery pattern in human skeletal muscle induced by exhaustive stretch-shortening cycle exercise *Med. Sci. Sports Exercise* **39** 453–60
Du X, Dixon R, Goodall R M and Zolotas A C 2010 Modelling and control of a high redundancy actuator *Mechatronics* **20** 102–12
Gandevia S C 2001 Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue *Physiol. Rev.* **81** 1725–89
Greenberg M J and Moore J R 2010 The molecular basis of frictional loads in the in vitro motility assay with applications to the study of the loaded mechanochemistry of molecular motors *Cytoskeleton* **67** 273–85
Hill A V 1938 The heat of shortening and the dynamic constants of muscle *Proc. R. Soc.* B **126** 136–95

Huston D, Esser B, Spencer G, Burns D and Kahn E 2005 Hierarchical actuator systems *Proc. SPIE* **5762** 311–9
Li J *et al* 2014 Design and optimization of multi-class series-parallel linear electromagnetic array artificial muscle *BioMedical Mater. Eng.* **24** 549–55
Li J, Zhang W, Zhang Y, Bai J, Wang Z, Qin X, Ai Q and Wang H 2017 Linear electromagnetic array artificial muscle design and simulation for a quadruped robot *J. Mech. Med. Biol.* **17** 1740020
Lieber R L 2002 *Skeletal Muscle Structure, Function and Plasticity* (Lippincott Williams & Wilkins)
MacNair D L and Ueda J 2011 A fingerprint method for variability and robustness analysis of stochastically controlled cellular actuator arrays *Int. J. Robot. Res.* **30** 536–55
Mirvakili S M and Hunter I W 2018 Artificial muscles: Mechanisms, applications and challenges *Adv. Mater.* **30** 1704407
Nosaka K 2008 Muscle soreness and damage and the repeated-bout effect *Skeletal Muscle Damage and Repair* pp 59–76
Perrier R, Tadrist L and Linares J-M 2022 Damage resilience of manufactured and biological actuators *Bioinspir. Biomim.* **18** 016006
Renna L and Galati C 2022 Design and simulation of miniaturized direct linear motors for artificial muscle fibers *Sens. Actuators* A **333** 113239
Song J, Kang W-H, Lee Y-J and Chun J 2021 Structural system reliability: overview of theories and applications to optimization *ASCE-ASME J. Risk Uncertain. Eng. Syst.* A **7** 03121001
Terryn S *et al* 2021 A review on self-healing polymers for soft robotics *Mater. Today* **47** 187–205
Tondu B 2012 Modelling of the mckibben artificial muscle: A review *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* **23** 225–53
Velasco-Guillen R J, Furnémont R, Verstraten T and Beckerle P 2022 A stiffness-fault-tolerant control strategy for a redundant elastic actuator *2022 IEEE/ASME Int. Conf. on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)* (IEEE) pp 1360–5
Verstraten T, Beckerle P, Furnémont R, Mathijssen G, Vanderborght B and Lefeber D 2016 Series and parallel elastic actuation: impact of natural dynamics on power and energy consumption *Mech. Mach. Theory* **102** 232–46
Verstraten T, Schumacher C, Furnémont R, Seyfarth A and Beckerle P 2020 Redundancy in biology and robotics: potential of kinematic redundancy and its interplay with elasticity *J. Bionic Eng.* **17** 695–707
Zhang J, Sheng J, O'Neill C T, Walsh C J, Wood R J, Ryu J-H, Desai J P and Yip M C 2019 Robotic artificial muscles: current progress and future perspectives *IEEE Trans. Robot.* **35** 761–81