

La biomecanique au service de la performance sportive

Elias MAHIOU

Rapport de TIPE

1 Introduction

Dans la catégorie des sports de force comme l'haltérophilie, l'objectif est d'optimiser une grandeur : la force. Les athlètes poussent alors leur corps à son fonctionnement idéal.

Dans ce projet, j'essaie de comprendre et de vérifier les lois régissant la contraction musculaire en étudiant un geste simple de force athlétique, le biceps curl, et notamment, faire apparaître une loi physiologique fondamentale : la relation force-vitesse de Archibald Vivian Hill [1].

Le but est alors de retrouver une loi de la contraction musculaire à l'échelle microscopique à l'aide de mesures macroscopiques. Je propose d'étudier cette loi à l'échelle macroscopique tout d'abord sur une articulation du corps humain, puis d'élaborer un modèle expérimental de fibre musculaire.

2 Le muscle

2.1 Constitution du muscle

Les muscles dits « squelettiques » sont à l'origine des mouvements à partir d'une contraction volontaire de l'individu. Ils se composent de plusieurs niveaux de structure, chacun contribuant à leur fonction globale.

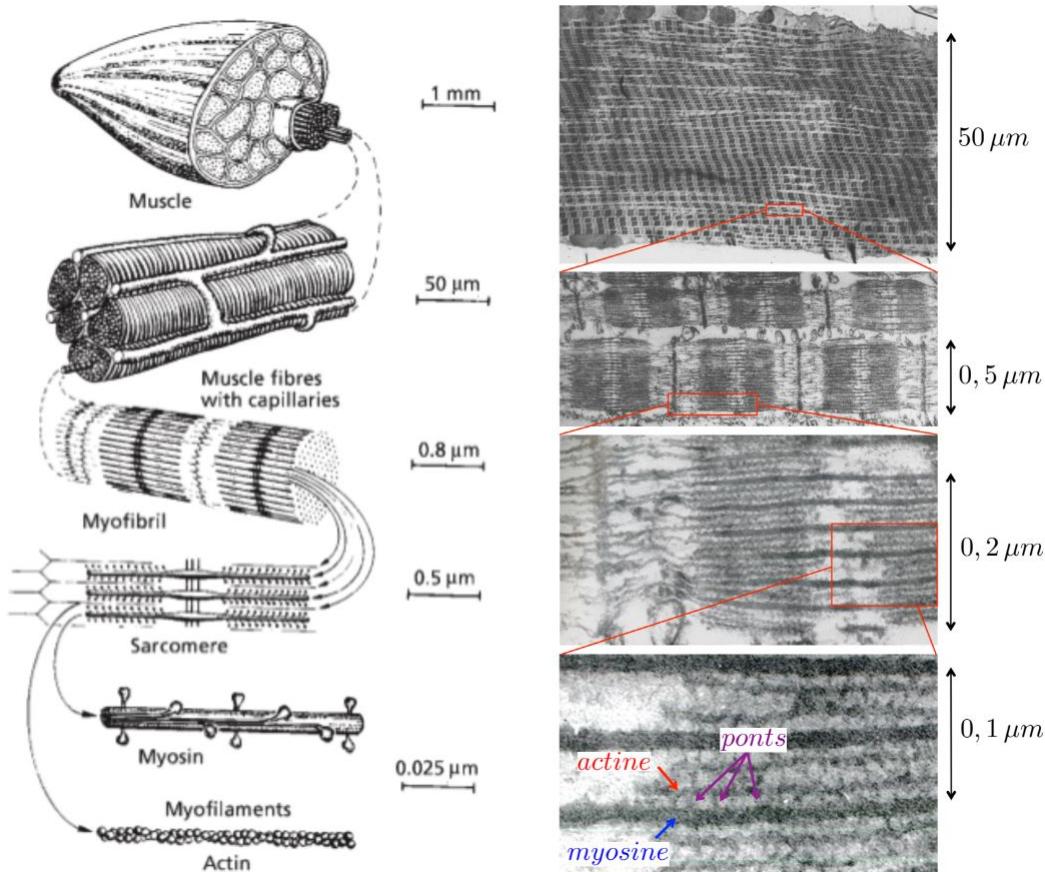


FIGURE 1 – Aperçu de la constitution du muscle : à gauche schématique, à droite obtenu via microscope à balayage électronique par Hugh Esmor Huxley sur un psoas de lapin isolé [2]

Un muscle est constitué de fibres musculaires placées en parallèle. Chaque fibre musculaire contient des myofibrilles, qui sont, elles-mêmes, composées de sarcomères associés en série. Les sarcomères sont les unités contractiles du muscle, constitués de filaments d'actine et de myosine.

2.2 Contraction musculaire

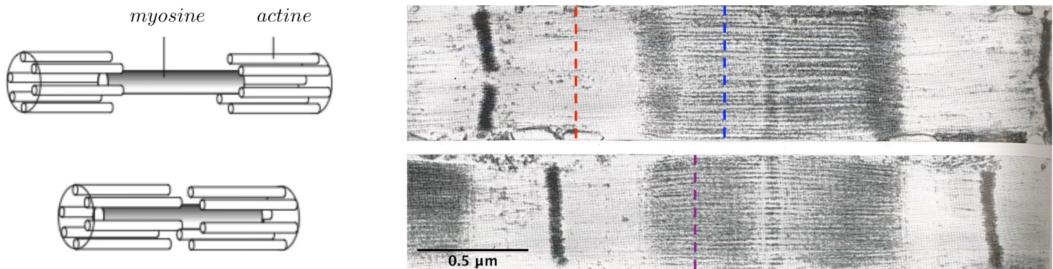


FIGURE 2 – Observation d'un sarcomère lors d'une contraction musculaire. Images obtenues par microscopie électronique tiré des travaux de H.E. Huxley sur un psoas de lapin [2]

Lors d'une contraction musculaire, la longueur du filament de myosine reste inchangée, et l'actine coulisse autour de celui-ci, comme représenté sur la figure 2. La force générée par le sarcomère, et donc par le muscle, provient de cette interaction entre myosine et actine.

3 La relation force-vitesse

3.1 Etude de la relation force-vitesse

Lorsqu'un muscle se contracte et se raccourcit (contraction concentrique), la force qu'il peut générer varie en fonction de la vitesse de contraction.

A des vitesses de contraction lentes, le muscle peut générer une force maximale : les têtes de myosine ont plus de temps pour se lier aux filaments d'actine, générant ainsi une force maximale. A l'inverse, à des vitesses de contraction importantes, la force générée par le muscle diminue.

Ce comportement est décrit par la relation empirique de A.V. Hill [1] :

$$\frac{F}{F_0} = \frac{1 - \frac{v}{v_{max}}}{1 + \frac{F_0}{a} \frac{v}{v_{max}}} \quad (1)$$

où :

- F_0 est la force obtenue à vitesse nulle
- v_{max} est la vitesse maximale atteinte à charge nulle
- a est un paramètre à ajuster

La figure suivante (figure 3) est obtenue par D.R. Wilkie et donne une courbe typique de cette relation empirique.

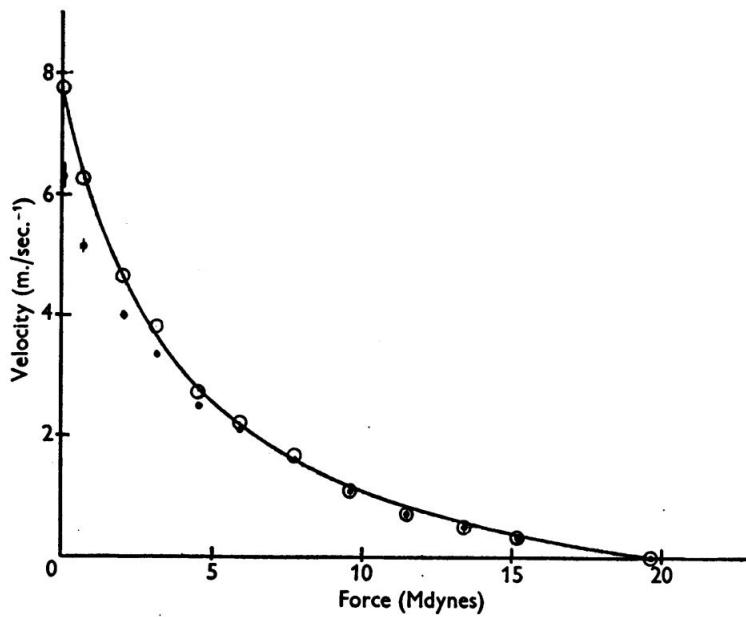


FIGURE 3 – Profil force-vitesse obtenu par Douglas Robert Wilkie [3]

3.2 Expérience de biceps curl

Ces profils force-vitesse sont obtenus en travaillant sur des muscles isolés de grenouille ou de lapin. L'objectif est alors d'étudier un mouvement sur un muscle isolé, où il n'y a que le muscle agoniste qui se contracte. Il faut aussi étudier un mouvement autour d'une articulation assez simple. Mon travail s'intéresse ainsi à l'étude du biceps brachial lors d'un curl, où ce muscle agoniste se contracte seul, et le triceps (muscle antagoniste) s'étire de manière passive.

3.2.1 Protocole et dispositif expérimental

En se basant sur le dispositif expérimental utilisé par D.R. Wilkie, je propose le dispositif suivant (figure 4). A chaque répétition, le mouvement est effectué à la vitesse et la force maximale que l'individu peut déployer. De cette manière, les résultats sont plus stables et reproductibles. On suppose que toutes les fibres sont actives lors du mouvement (même si cette hypothèse simplificatrice est questionnable sachant que même dans l'effort le plus violent, il n'y a pas la totalité des fibres actives qui sont utilisées)[3].

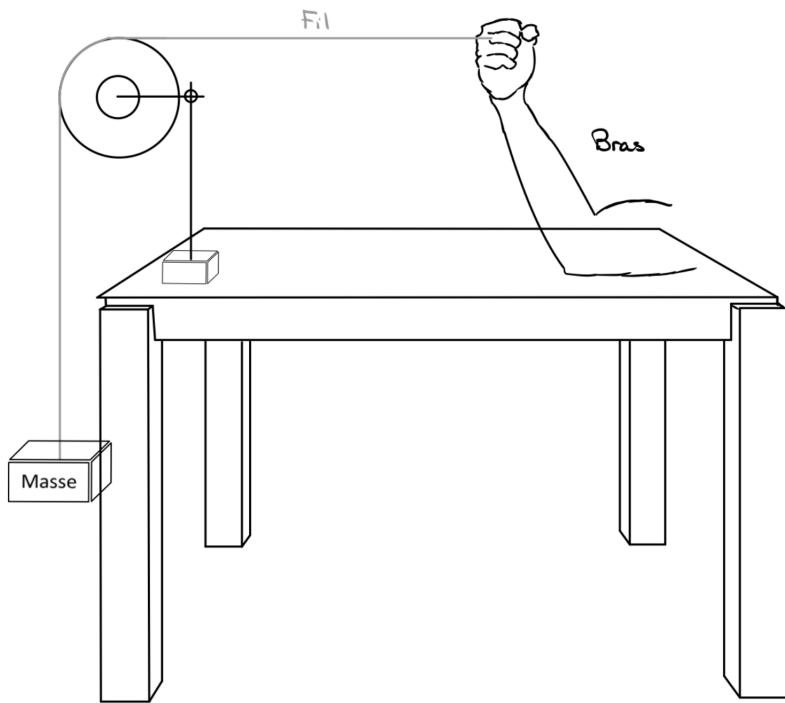


FIGURE 4 – Schéma de l’expérience

Afin d’assurer de la reproductibilité du mouvement, j’ai fait réaliser une flexion du bras avec le triceps totalement posé sur la table. Travaillant à des vitesses élevées, j’ai dû construire une poulie plus adaptée à l’expérience : une poulie capable à la fois de supporter des masses élevées, mais également de pivoter sans frottements. Pour ceci, j’y ai introduit des roulements à billes.

J’étudie également le mouvement dans une plage d’angles où le fil est maintenu horizontal, et où l’on peut faire l’hypothèse que la force du biceps est toujours orthogonale à l’avant-bras. De cette manière, le moment de cette force autour de l’axe de rotation est le produit de la force F_B du biceps et de r_1 (la distance entre le centre de rotation et le point d’application de la force). D’après la littérature, la force du biceps s’applique à une distance $r_1 = 4 \text{ cm}$ du centre de rotation O (déterminé au chapitre 3.2.2).

Je reproduit l’expérience sur cinq individus avec des masses croissantes (de $M = 7\text{kg}$ à $M = 20\text{kg}$ pour ceux capables de soulever de telles masses), en laissant un temps de repos suffisant entre chaque répétition (de l’ordre de 10 min). Pour pointer toujours le même point, un marquage est placé proche du poignet du cobaye (sur un point où la peau reste immobile lors d’une rotation du poignet).

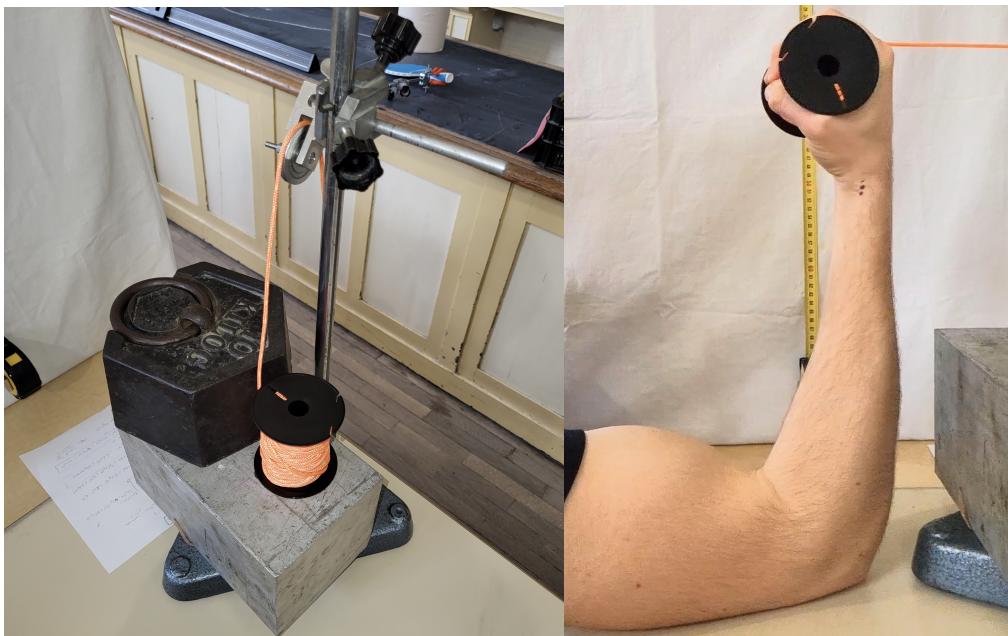


FIGURE 5 – Dispositif expérimental

Le bloc en acier est placé pour éviter que le dispositif bouge pendant l'expérience (pour des masses supérieures à 10kg).

3.2.2 Détermination du centre de rotation du mouvement

Afin de repérer l'angle θ (figure 7) lors du pointage, il faut d'abord déterminer le centre O de rotation autour du coude.

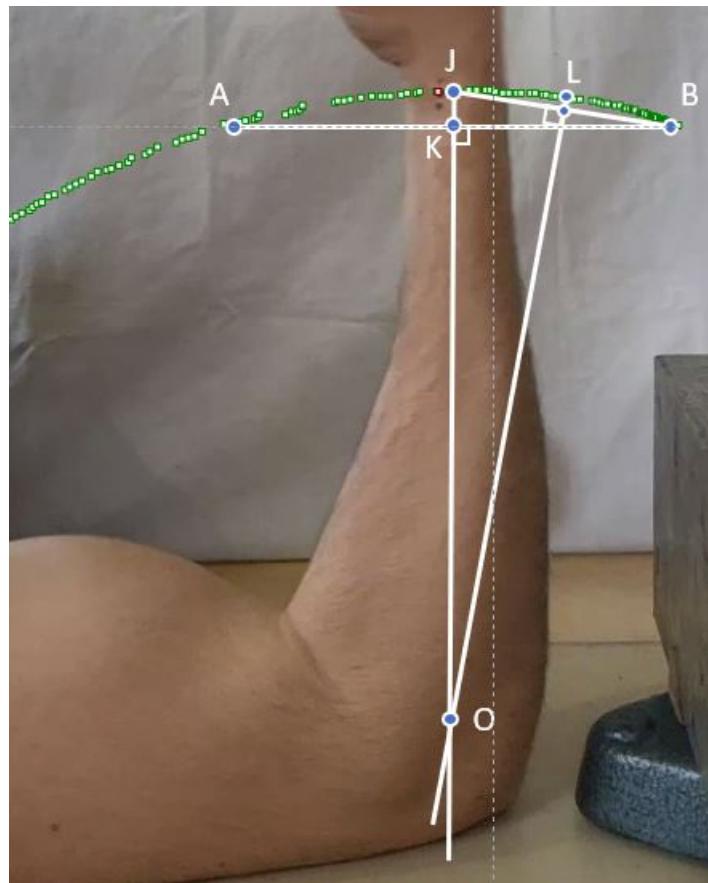


FIGURE 6 – Détermination du centre de rotation du mouvement à partir d'un pointage LatisPro et de considérations géométriques

En disposant de l'arc de cercle AB, je trace la corde reliant ces points A et B la médiatrice de ce segment AB. Ensuite, je note J l'intersection entre cette médiatrice et l'arc de cercle. Puis en traçant la médiatrice du segment BJ, le point d'intersection entre cette médiatrice et la médiatrice précédente correspond au centre du cercle. Ainsi, on obtient le centre de rotation du mouvement, et également le rayon à l'aide de la mesure de OJ. Lors du pointage, on place l'origine du repère au niveau de ce point O.

3.2.3 Modélisation du problème

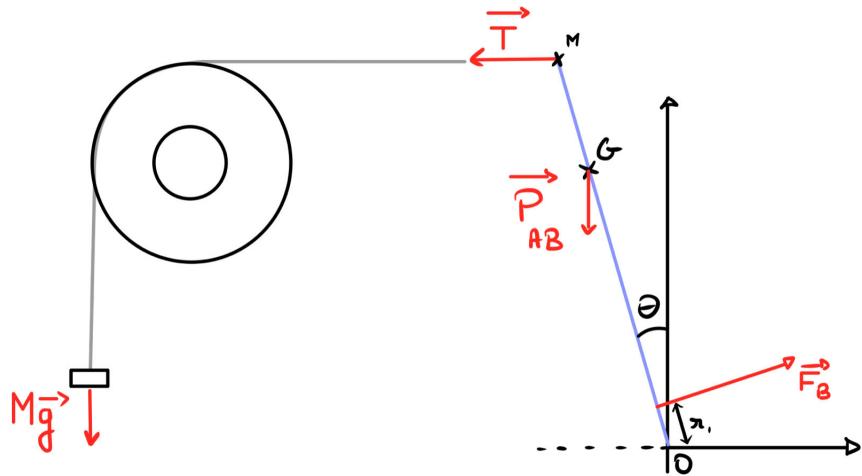


FIGURE 7 – Bilan des forces

La Figure 5 présente la modélisation du problème avec :

- O le centre de rotation du mouvement
- G le centre de gravité de l'avant-bras : d'après la littérature de physiologie, ce point se trouve à $\alpha_{longueur} = 68\%$ de la longueur de l'avant-bras OM (obtenue dans le paragraphe 3.2.2)
- $\vec{P}_{ab} = m_{ab}\vec{g}$ correspondant au poids de l'avant-bras, s'appliquant au centre de gravité de l'avant-bras, et où m_{ab} est la masse de l'avant-bras (obtenu comme étant $\alpha_{masse} = 2.2\%$ de la masse totale de l'individu)
- \vec{F}_B la force appliquée par le biceps sur l'avant-bras (orthogonale à l'avant-bras dans la région étudiée). Cette force s'applique à une distance $r_1 = 4cm$ du point O
- \vec{T} est la tension du fil. En supposant la poulie comme parfaite, on a : $\|\vec{T}\| = M\|\vec{g}\|$
- θ l'angle entre la verticale et l'avant-bras

Le théorème du moment cinétique appliqué à l'avant-bras projeté sur l'axe de rotation du coude (Δ) s'écrit :

$$J_\Delta \ddot{\theta} = -r_1 F_B + P_{ab}(\alpha_{longueur} OM) \sin(\theta) + T \cos(\theta) \quad (2)$$

avec $T = Mg$, et J_Δ le moment d'inertie du bras par rapport à l'axe de rotation (Δ).

L'étude se fait pour des angles entre $\theta = 30^\circ$ et $\theta = -30^\circ$. Dans ce domaine : le fil reste horizontal, on suppose que la force du biceps est orthogonale à l'avant-bras, et la vitesse est constante et vaut v_{max} . En effet, pour d'autres angles, il faudrait prendre en compte le terme inertiel qui n'est pas négligeable (au début de la flexion, le mouvement est accéléré). De plus , on travaille avec des masses suffisamment lourdes ($M > 7kg$, car pour des masses inférieures, le bras est en accélération pendant tout le mouvement). Alors, dans ces conditions, l'équation devient :

$$F_B = \frac{P_{ab}(\alpha_{longueur} OM) \sin(\theta) + Mg \cos(\theta)}{r_1} \quad (3)$$

3.2.4 Résultats expérimentaux

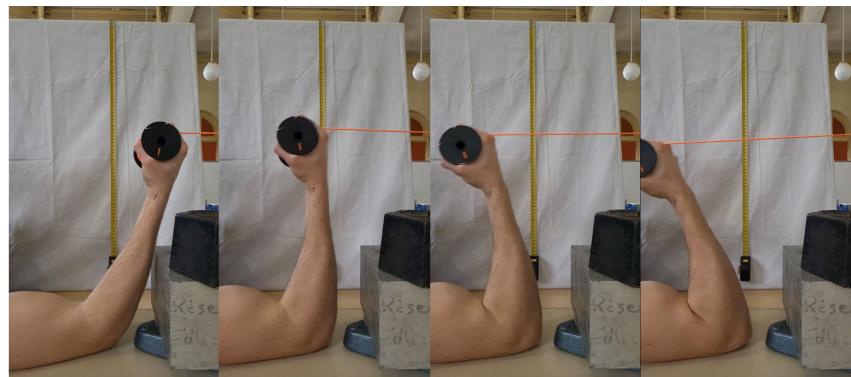


FIGURE 8 – Photos de l'expérience

Un pointage du point marqué au niveau du poignet sur LatisPro donne la trajectoire du mouvement. D'après la figure 7, l'angle θ est déduit à l'aide de la position. Le mouvement étant circulaire uniforme dans la région étudiée :

$$v = OM\dot{\theta}$$

La vitesse du marquage est déterminée connaissant le nombre d'images par secondes de l'appareil photo (ici 60 fps) et donc la durée entre deux images.

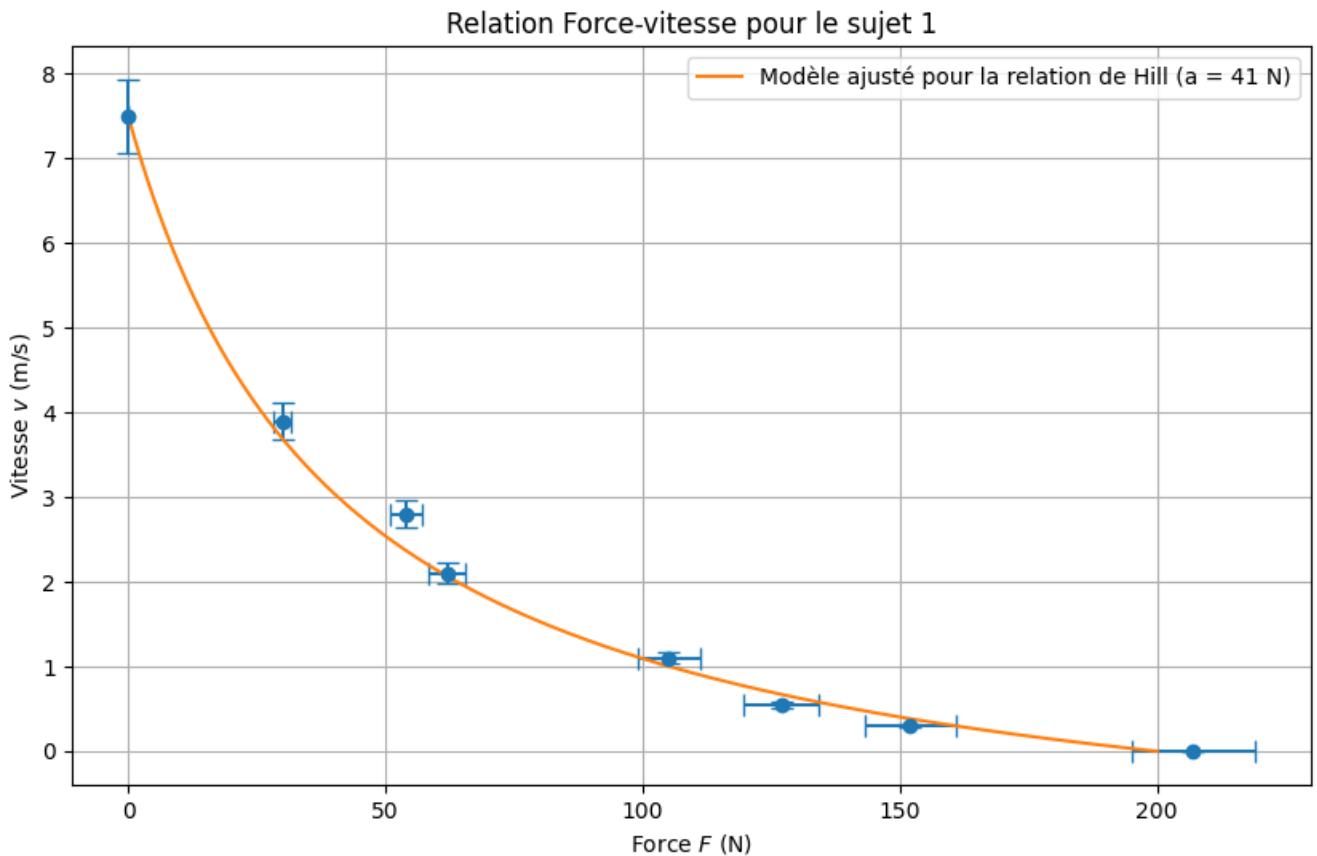


FIGURE 9 – Profil force-vitesse du sujet 1 : en bleu les points expérimentaux et en orange l’ajustement de la courbe avec la relation de Hill non adimensionnée pour le paramètre $a = 41$ N

La force obtenue à vitesse nulle est ici $F_0 = 210$ N, et la vitesse obtenue à force nulle est v_{max} . On retrouve alors un paramètre $F_0/a = 5$ qui est l’ordre de grandeur présent dans la littérature. J’observe que les points expérimentaux sont bien répartis autour de la courbe modélisant la relation de Hill pour ce paramètre a . C’est le cas pour les cinq individus ayant participé à l’expérience (chacun avec le paramètre a qui convient)

4 Modélisation d’un muscle capillaire

L’étude précédente se concentrat sur la globalité du muscle, en prenant en compte toutes les fibres en parallèle. L’objectif de cette partie est de modéliser une fibre musculaire comme un capillaire pour mieux comprendre le lien entre la relation force-vitesse et la contraction musculaire. C’est la démarche que propose Caroline Cohen dans le laboratoire LadHyX de l’Ecole Polytechnique [4].

4.1 Modèle

Pour modéliser la contraction musculaire avec interaction myosine-actine, prenons une tige en acier maintenue immobile à l'horizontale qui joue le rôle de myosine. Ensuite, pour modéliser le coulisser de l'actine autour de la myosine, j'utilise un tube, rempli d'un fluide visqueux, qui va être mis en mouvement par l'action d'une force capillaire. Je mets l'ensemble sur un flotteur (en polystyrène reposant sur l'eau) pour permettre un libre déplacement du tube.

Je possède maintenant un moyen de générer une force de la même façon qu'une fibre musculaire. Cependant, il reste à trouver un moyen pour mesurer cette force. Le problème est que la force développée par ce mécanisme est très faible (de l'ordre de la centaine de μN , ordre de grandeur que nous allons justifier après), ce qui est difficile à mesurer à l'aide des capteurs de force courants qui ne sont pas assez précis.

J'utilise alors un fil en lin très peu rigide, qui sera tiré par un crochet fixé au flotteur. Je travaille dans le domaine de déformation élastique du fil en lin. Ainsi, la force élastique va s'opposer à la force générée par le capillaire, ce qui va permettre de mesurer cette dernière.

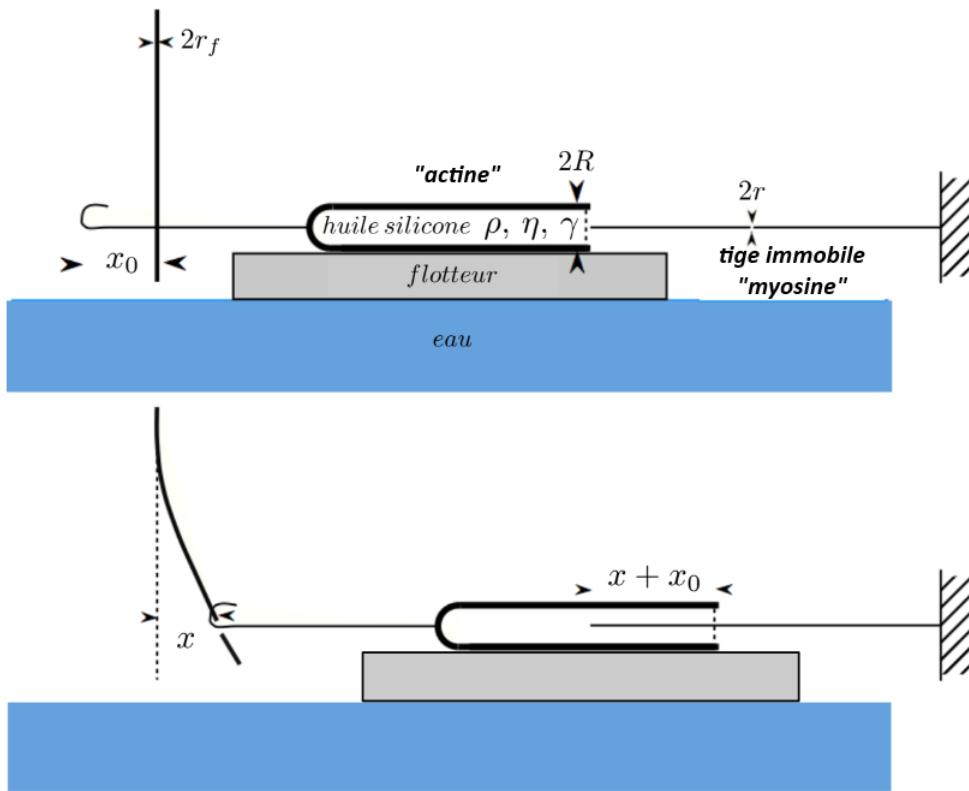


FIGURE 10 – Schéma modélisant la contraction musculaire avec un tube rempli de liquide visqueux (qui joue le rôle de l'actine) qui coulisse autour de la tige en acier (jouant le rôle de la myosine)

Je repère l'origine ($x = 0, t = 0$) dès lors que le crochet entre en contact avec le fil.

4.1.1 Dispositif expérimental

Matériel :

- tube de verre de rayon $R = 5$ mm, de longueur $L = 10$ cm
- fil en lin de rayon $r_f = 0.5$ mm
- glycérol de masse volumique $\rho = 1260 \text{ kg.m}^{-3}$ viscosité dynamique $\eta = 1.5 \text{ Pa.s}$, de tension de surface $\gamma = 63 \text{ mN.m}^{-1}$
- tige en acier de rayon $r = 0.5$ mm

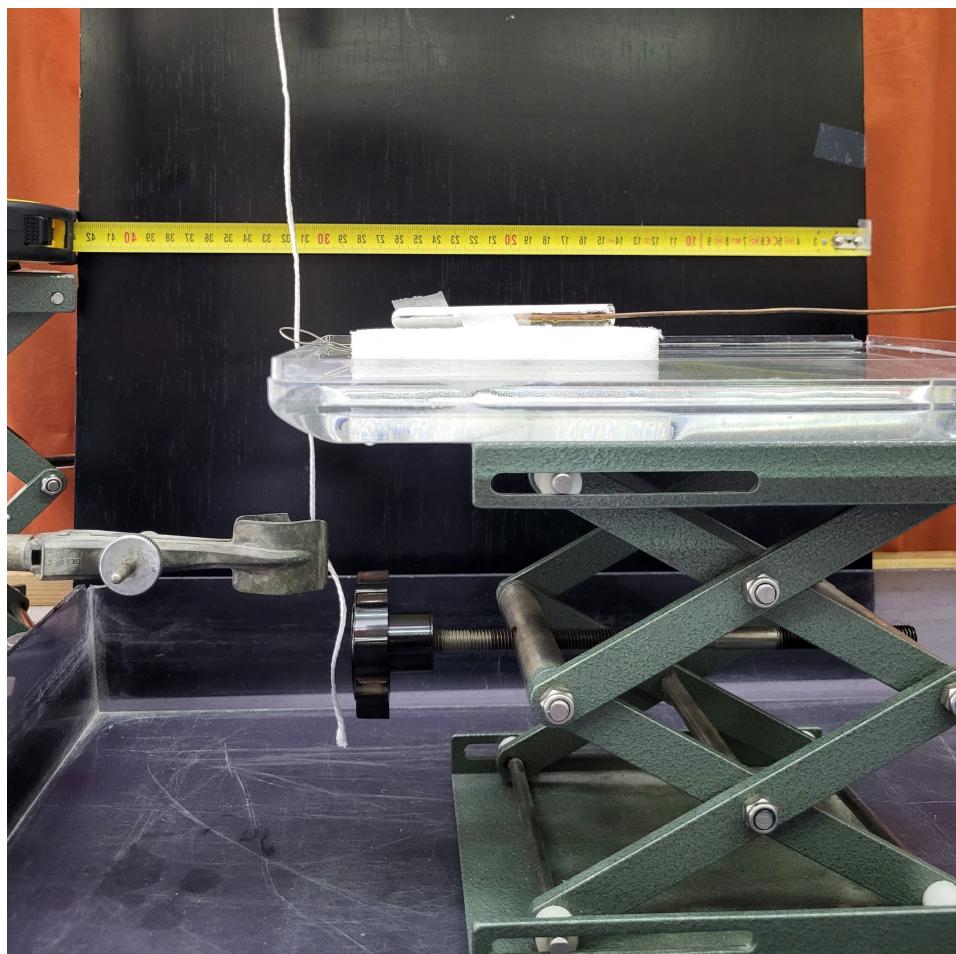


FIGURE 11 – Dispositif expérimental du modèle capillaire

La difficulté a été de maintenir la tige en acier horizontale sans que celle-ci touche les bords du tube en verre, mais également de trouver un fil peu rigide pour que le glycérol puisse le tirer.

La force capillaire mise en jeu est $F_{cap} = 2\pi r\gamma$. Pour une tige de $r = 0.5$ mm, cette force vaut environ $200 \mu N$.

Or la masse du flotteur vaut $M_{flotteur} = 8.9$ g, et l'accélération typique est $a \approx 10^{-5} m.s^{-2}$ (obtenu à partir de la figure 13). Alors le terme d'accélération vaut en ordre de grandeur : $M_{flotteur}a \approx 0.09 \mu N$. On peut donc négliger le terme inertiel devant la force capillaire.

L'embarcation va se mettre en mouvement vers la droite sous l'effet de la force capillaire. Un pointage de la déflexion $x(t)$ permet d'accéder à la vitesse du bateau.

La force générée est proportionnelle à la déflexion :

$$F(t) = k_f x(t) \quad (4)$$

4.1.2 Détermination de la constante de raideur effective k_f du fil

Lorsque la déflexion maximale est atteinte, le système est à l'équilibre : la force élastique F_{elas} compense totalement la force capillaire motrice $F_{cap} = 2\pi r\gamma$.

Alors on a :

$$2\pi r\gamma = k_f x_{max} \quad (5)$$

Je fais varier les rayons de la tige en acier, et relève les déflexions maximales pour chacun des rayons (en gardant le même fluide de tension de surface γ), d'où la figure suivante.

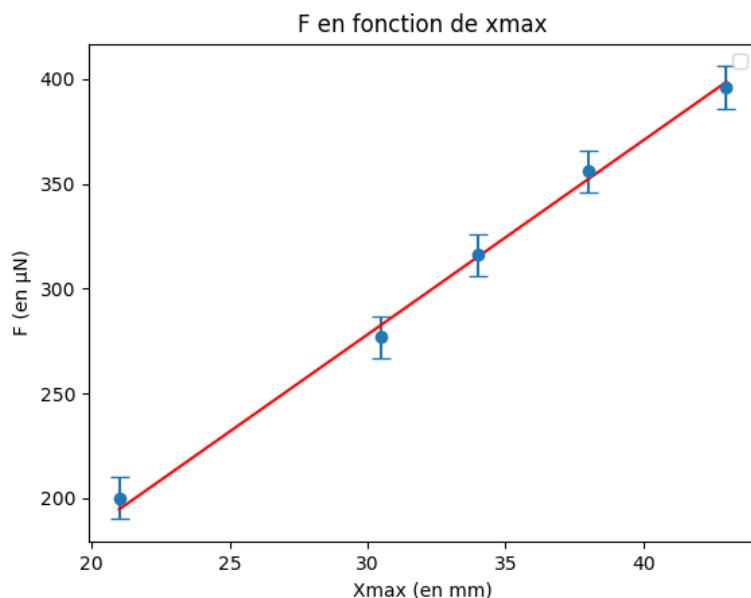


FIGURE 12 – Evolution de la déflexion maximale x_{max} avec la force $F_{cap} = 2\pi r\gamma$

J'obtiens alors avec la pente de la courbe :

$$k_f = 9.2 \text{ mN.m}^{-1} \quad \text{et} \quad u(k_f) = 0.1 \text{ mN.m}^{-1}$$

4.2 Résultats expérimentaux

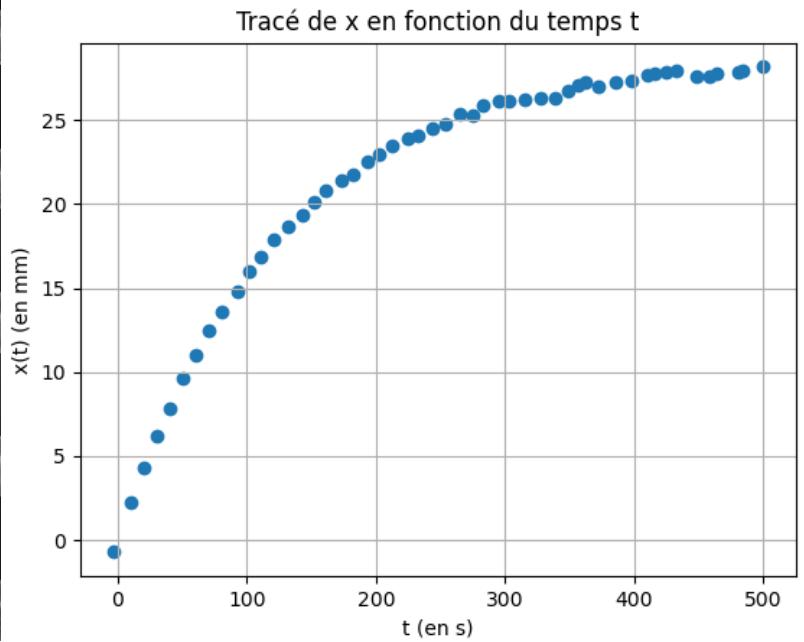
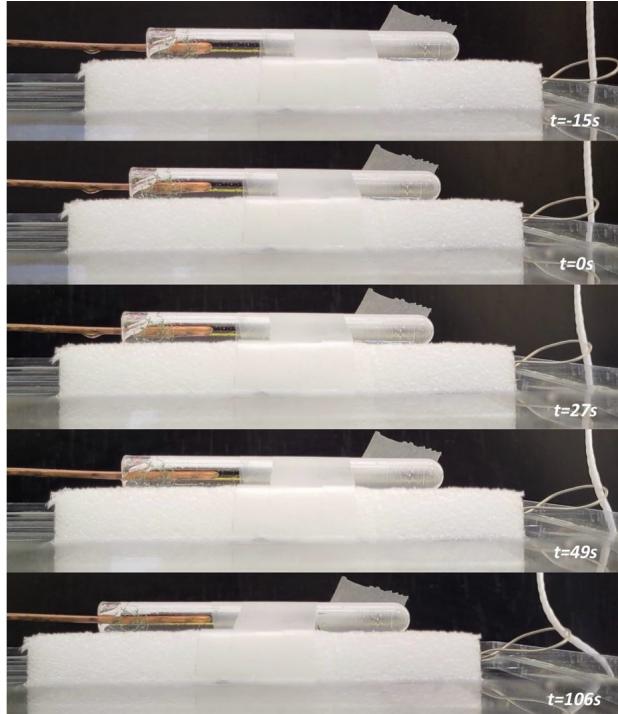


FIGURE 13 – Photographies de l’expérience à gauche, courbe de la déflexion en fonction du temps à droite pour une tige en cuivre de rayon $R = 0.7$ mm

On observe bien que la vitesse est maximale à l’instant initial, puis que la vitesse diminue au cours du temps.

4.2.1 Relation force-vitesse

On trace alors la force adimensionnée F/F_0 (avec $F_0 = k_f x_{max}$) en fonction de la vitesse adimensionnée v/v_{max} (avec v_{max} la vitesse initiale)

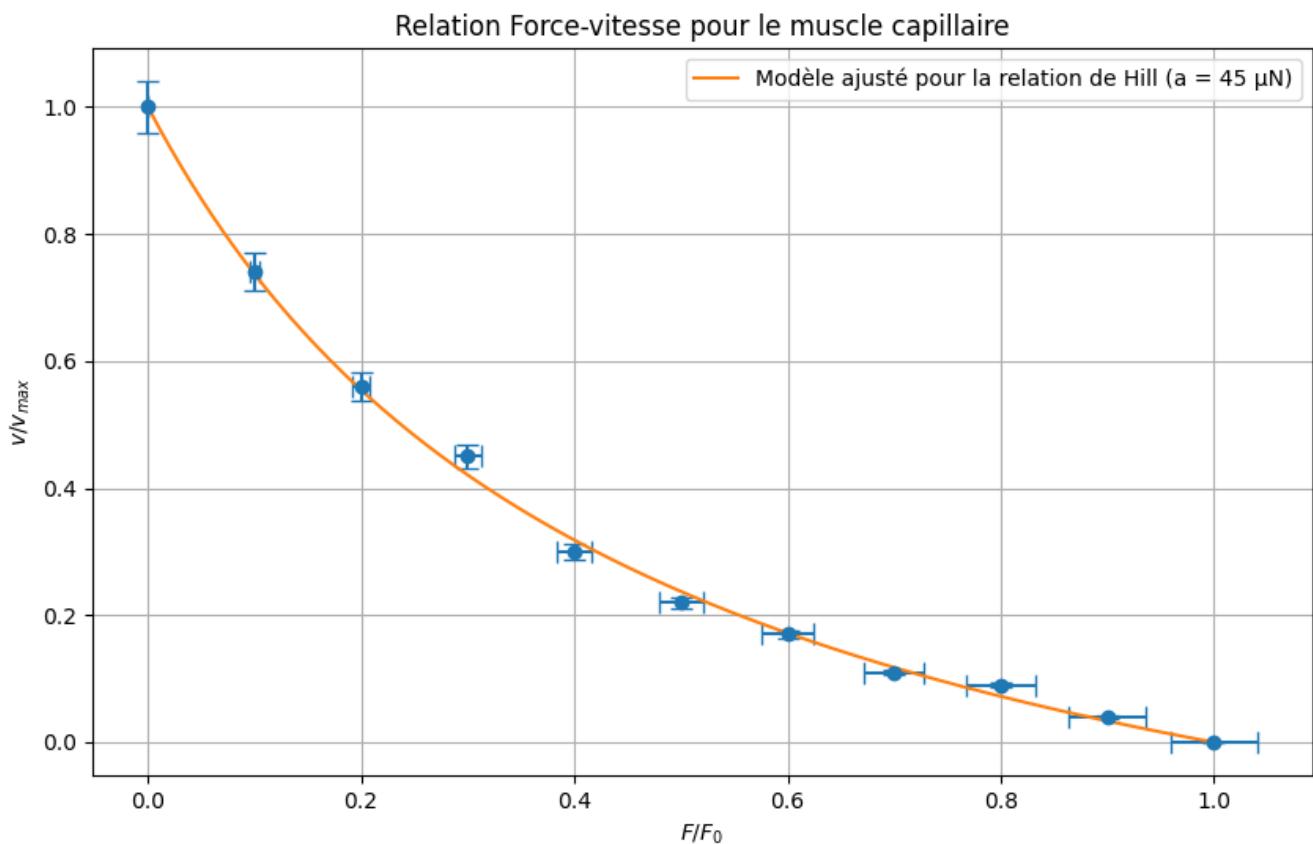


FIGURE 14 – Relation force-vitesse pour une tige en acier de rayon $R = 0.5$ mm et ajustement avec la relation de Hill (équation 3) en trait plein avec $a = 45 \mu\text{N}$ ($F_0/a = 4.4$)

5 Conclusion

La première expérience a permis de confirmer à l'échelle macroscopique la relation force-vitesse établie par A.V. Hill en 1938 sur une articulation du corps humain.

La deuxième expérience a elle aussi permis de confirmer la relation cette fois-ci à l'aide d'un modèle qui représente une fibre musculaire.

L'obtention de profils force-vitesse permet de concevoir des programmes d'entraînement adaptés au profit du meilleur potentiel des sportifs : que ce soit pour augmenter la force, la puissance, ou pour la réhabilitation musculaire.

6 Bibliographie

- [1] AV Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, pages 136–195, 1938.
- [2] AM Gordon, Andrew F Huxley, and FJ Julian. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of physiology*, 184(1) :170– 192, 1966.
- [3] DR Wilkie. The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of physiology*, 110(3-4) :249–280, 1949.
- [4] COHEN, Caroline. *La physique du sport*. Thèse de doctorat. Ecole Polytechnique, 2014.