

Modélisation du muscle IPMC avec intégration d'un moment fléchissant

RAFIC YOUNES, HODA SBEITY, HASSAN JOUNI, MIRNA ATIEH

Faculté de Génie, Université Libanaise, Campus Universitaire Rafic Hariri, Beyrouth, Liban

Résumé – Le polymère électroactif IPMC a fait ses preuves en tant qu'actionneur moteur dans beaucoup de domaines. Son intégration comme muscle artificiel dans les mains myoélectriques intelligentes constitue l'objectif principal de notre projet. Ce papier se contente de proposer et valider un modèle de connaissance concernant le comportement de ce muscle sous charge de flexion externe.

Le résultat obtenu est très satisfaisant et peut initier la partie contrôle optimal ainsi que l'implantation du muscle dans les mains myoélectriques.

Mots clés : Polymère électro-actif / Muscle artificiel / modélisation / Bio-robotique / Main myo-électrique.

Abstract – The electroactive polymer IPMC has proven itself as a motor actuator in many areas. Its integration as artificial muscle in intelligent myoelectric hands constitutes the main objective of our project. This paper proposes and validates a model of knowledge about the muscle's behavior under load external torque. The result is very satisfactory and can initiate the optimal control and the location of the muscle in the myoelectric hands.

Key words : Electroactif polymer / Artificial muscle / modelling / Bio-robotics / Myoelectrical hand.

1 Introduction

Le muscle IPMC (Ionomeric Polymer-Metal Composites) est constitué de matériaux particuliers capables de faire des actions souples, suite à l'application d'un voltage suffisamment bas. Ils sont reconnus comme «muscles artificiels» dus à leurs grandes caractéristiques de déformation. Ils ont, de plus, des caractéristiques électromécaniques et électrochimiques semblables à celles d'un muscle naturel et opèrent aussi en silence.

En terme de comportement mécanique [18]: les IPMC sont limités à des fonctionnements de type flexion et peuvent générer des angles de flexion potentiels importants ($> 360^\circ$: effet Colima, figure 1) pour des tensions d'alimentation relativement faibles (1-3 V). Profitant d'une rigidité assez bonne pour ce type de matériau (module d'Young de 0.1 à 2 GPa), ils peuvent fournir des pressions de l'ordre de 0.1 MPa. Un inconvénient est que le mouvement initial est très rapide (< 0.1 s), mais pour atteindre des angles de déflection élevés, le temps final est nettement plus long. L'actionnement de ce muscle se fait en deux temps: une réaction initiale rapide suivie d'un relâchement final lent (figure 2).

Les IPMC font l'objet de nombreuses études, tant dans l'élaboration de nouveaux procédés que dans les applications biomédicales, robotiques, navales et micro-électromécanique [4, 12, 13]. Ce matériau est aussi un candidat potentiel pour une utilisation en tant que muscle artificiel [18] ou un outil médical dans les opérations de chirurgie.



Figure 1. Angle de flexion d'un muscle IPMC

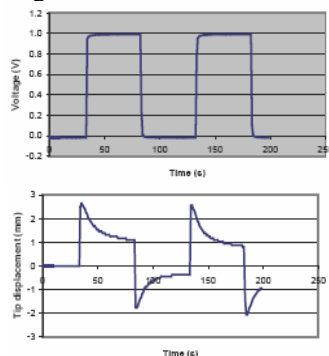


Figure 2. Réaction et relâchement du bout d'un muscle IPMC suite à un voltage appliqué

Ce papier commence, dans la 2^{ème} section, par une brève présentation du processus d'action du muscle IPMC. Un état de l'art sur les travaux concernant ce muscle fait l'objet de la 3^{ème} section. La modélisation du muscle est abordée dans la 4^{ème} section. La section 5 est consacrée à la validation et aux discussions des résultats obtenus pour finir, par la suite, par la conclusion et les perspectives.

2 Processus d'action des polymères électroactifs IPMC

Ces systèmes sont réalisés à partir de membranes organiques conductrices d'ions telles que le Nafion et le Flemion sur lesquelles sont déposées des électrodes en platine (Pt) ou en or (Au). Le principe de fonctionnement est illustré dans les figures 3 et 4 [18].

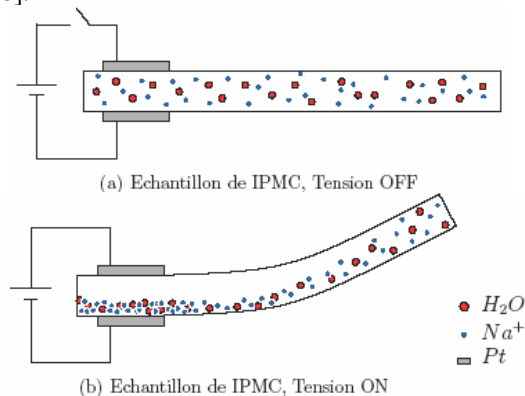


Figure 3. Répartition spatiale des ions suite à l'application d'un voltage sur un muscle IPMC.

L'application d'un champ électrique entre les électrodes entraîne un déplacement d'ions à l'intérieur du matériau qui, au final, change la répartition du solvant près de chaque électrode [19, 20]: Les cations (ions positifs tel que le Na^+) migrent vers la cathode (électrode négative) alors que les anions (ions négatifs), qui sont immobiles dans le polymère, subissent une force attractive de l'anode (électrode positive). Au même instant, les molécules d'eau se diffusent vers les régions de grande concentration d'ions positifs, soit près de l'anode, pour équilibrer la distribution de charge. En conséquence, la région proche de la cathode augmente de volume alors que celle proche de l'anode diminue de volume. L'ensemble de ces phénomènes entraîne une flexion de l'échantillon d'IPMC vers l'anode.

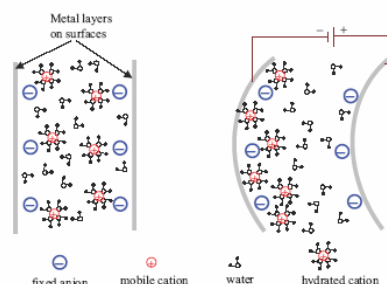


Figure 4. Principe de fonctionnement des polymères ioniques

3 Etat de l'art

Beaucoup d'efforts ont été développés pour comprendre le fonctionnement des polymères ioniques comme l'IPMC. Shahinpoor et Kim [1-4]

ont présenté une série de papiers sur les propriétés fondamentales et les caractéristiques des polymères IPMC, leurs techniques de fabrication ainsi que des modèles phénoménologiques pour le mécanisme de mise en action du matériau, suite à l'application d'une tension électrique. Nemat-Nasser et Li [5] ont proposé un modèle basé sur le transport des ions et l'interaction électrostatique. Later et Nemat-Nasser [6] ont étudié le micro mécanisme dans le matériau IPMC et ont proposé un modèle hybride intégrant les effets électrostatiques, osmotiques et élastiques dans le processus. Shahinpoor et Kim [7] ont exploré le transfert de masse issu du processus de mise en action du muscle et ont, par la suite, développé une technique pour minimiser les fuites d'eau et augmenter la densité de force fournie par l'IPMC. En prenant compte des propriétés viscoélastiques du polymère, Newbury et Leo [8] ont développé un modèle électromécanique linéaire pour l'actionneur IPMC. Nemat-Nasser et Wu [9] ont effectué des études expérimentales étendues avec différents ionomères et diverses formes de cation. Kanno et al [10] ont validé un modèle de type boîte noire corrélant les entrées aux sorties du muscle. Asaka et al [14, 15, 16] ont élaboré un modèle électromécanique intégrant les effets électrocinétiques et les effets de surface : l'effet électrocinétique est attribué à la contrainte issue du flux des ions dans l'électrolyte du polymère ; l'effet de surface explique la force d'interaction entre l'électrolyte et l'électrode du matériau.

L'ensemble de ces travaux ne traite pas la présence d'une action mécanique externe appliquée au muscle. Nous essayons dans ce papier de combler ce manque en intégrant l'influence d'un couple mécanique constant sur le comportement global du muscle IPMC. Une analyse, visant un comportement optimal du muscle, est aussi proposée à la fin de notre papier.

4 Modélisation du muscle

La modélisation est divisée en trois parties : la première s'intéresse à l'aspect électrique du fonctionnement du système, la deuxième traite la flexion dynamique d'une poutre 2D IPMC et la troisième inclut les effets électromécaniques de la mise en action du muscle.

Modélisation électrique

Dû à la nature électrique du phénomène étudié, le polymère électroactif est naturellement traduit par un circuit équivalent qui transforme un voltage donné en un courant induit. Les structures proposées, pour représenter le modèle électrique de l'actionneur IPMC, résultent de plusieurs considérations et résultats expérimentaux [21, 22]. Certains auteurs ont remarqué un comportement non linéaire du polymère électroactif caractérisé par

une relation de forme hystérésis entre le courant et le voltage [23]. Suite à cette constatation, on trouve dans [24] un schéma équivalent, comme montré dans la figure 5.

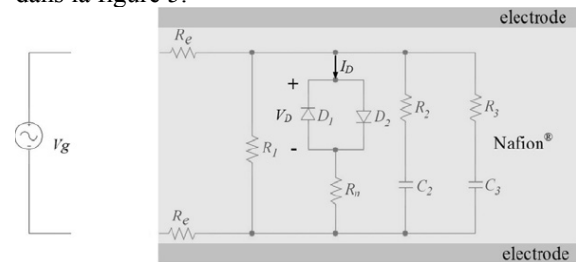


Figure 5. Schéma électrique équivalent pour un polymère électroactif avec hystérésis.

L'électrode sur l'IPMC n'est pas réellement une couche de métal, uniforme et simple. La micrographie de la figure 6 montre une électrode ayant une structure fractale diffusée dans le polymère [25]. Les surfaces des électrodes ont des infiltrations inégales dans l'électrolyte. Par conséquent, il y a formation de capacités associées avec des résistances différentes. En considérant une structure fractale semblable à un arbre comme présenté dans la figure 7, on propose dans [25] de diminuer les capacités dans les branches du niveau suivant, en moyenne, par un rapport β et d'augmenter les résistances par un facteur m .

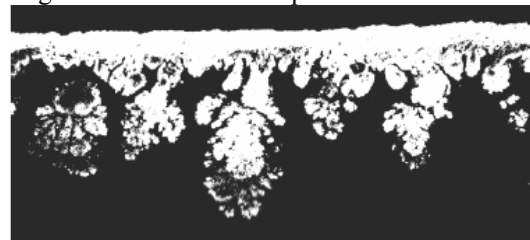


Figure 6. Un micrographe montrant une structure fractale avec électrode en or

Chaque niveau est associé à une capacité et connecté en séquence avec les autres par une résistance correspondante comme illustré dans la figure 8. En fait, les structures fractales ont une nature arbitraire et ne peuvent pas définir le nombre de niveaux clairement [25]. Donc, on considère le modèle RC en chaîne, plutôt comme un réseau discret. Dans le circuit, les résistances représentent le milieu électrolyte immergé entre les électrodes dans le polymère ionique.

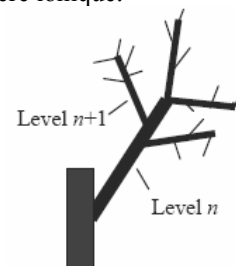


Figure 7. Structure fractale semblable à un arbre

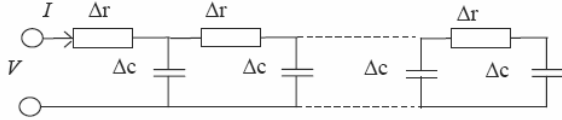


Figure 8. Le modèle RC en chaîne pour une structure fractale du muscle IPMC.

Nous nous limitons dans cette étude à un niveau de modélisation plus simple. Notre objectif principal étant d'étudier les conséquences de la présence d'un moment mécanique extérieur sur le comportement du polymère électro-actif.

Dans ce modèle [26], l'IPMC est représenté par un condensateur représentant les électrodes. La solution électrolyte entre les électrodes peut introduire une résistance interne r_1 . Ainsi un circuit série R-C peut être utilisé pour représenter ce muscle. La résistance r_2 induit les pertes calorifiques possibles et r_0 est la résistance interne de la source de tension (Figure 9).

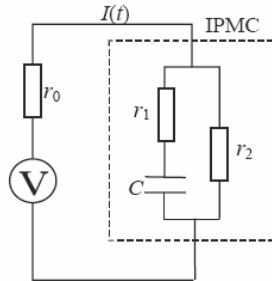


Figure 9. Modèle RC compact pour l'IPMC.

Sous un voltage échelon V , le courant du circuit est décrit comme suit :

$$I(t) = \frac{V}{r_0 + r_2} \cdot \left[1 + \left(\frac{r_1 + r_2}{R} - 1 \right) \cdot e^{-\alpha \cdot t} \right] \quad (1)$$

Avec :

$$R = r_1 + \frac{r_0 \cdot r_2}{r_0 + r_2}$$

$$\alpha = \frac{1}{R \cdot C}$$

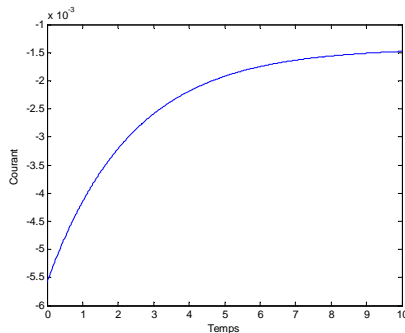


Figure 10 : Temps de réponse pour Li^+ /Nafion

La figure 10 montre le temps de réponse du courant pour un échantillon en Li^+ /Nafion. La simulation, dans ce modèle, utilise un muscle IPMC en

Li^+ /Nafion, avec une dimension de $30 \times 3 \times 1$ mm. Les paramètres déterminés par une meilleure interpolation sont : $r_0 = 100 \Omega$, $r_1 = 250 \Omega$, $r_2 = 700 \Omega$, et $C = 10000 \mu\text{F}$.

Modélisation mécanique

Nous représentons, dans cette partie (figure 11), le muscle par une poutre 2D de longueur L , d'inertie I , de rigidité E et masse volumique linéaire ρ . Elle est encadrée d'un coté et sollicitée par un moment mécanique M (flexion pure) sur l'autre bout.

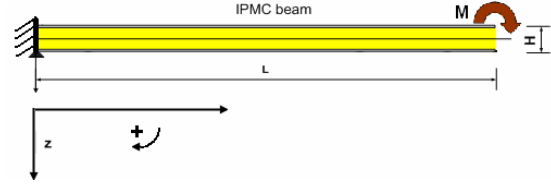


Figure 11. Structure encadrée de l'IPMC avec moment mécanique

Selon [17], la dynamique de cette poutre est gérée par l'équation suivante :

$$E \cdot I \cdot \frac{\partial^4 z}{\partial x^4} + \rho \cdot A \cdot \frac{\partial^2 z}{\partial t^2} = 0$$

avec les conditions aux limites suivantes, reflétant l'encastrement à $x=0$, l'effort tranchant à $x=L$ et le moment appliqué à $x=L$ aussi :

$$\begin{aligned} z(x=0) &= 0 & \frac{\partial^2 z}{\partial x^2} \Big|_{x=L} &= -\frac{M}{E \cdot I} \\ \frac{\partial z}{\partial x} \Big|_{x=0} &= 0 & \frac{\partial^3 z}{\partial x^3} \Big|_{x=L} &= 0 \end{aligned}$$

La solution de ce problème est obtenue sous la forme :

$$z(x,t) = \frac{M}{E \cdot I} \cdot \frac{x^2}{2} - \frac{M}{E \cdot I \cdot \beta^2} \cdot e^{-\omega \cdot t} \cdot \frac{\cosh(\beta \cdot x) - \cos(\beta \cdot x)}{\cosh(\beta \cdot L) + \cos(\beta \cdot L)} \quad (2)$$

où, ω est la pulsation propre du système et β est relié à ω par :

$$\beta = \sqrt[4]{\frac{\rho \cdot \omega^2}{E \cdot I}}$$

Vu les faibles valeurs de β et les dimensions géométriques limitées du muscle, le développement en série Taylor des termes non linéaires de l'équation (2) donne l'écriture suivante :

$$z(x,t) = \frac{M}{E \cdot I} \cdot \frac{x^2}{2} [1 - e^{-\omega \cdot t}]$$

La courbure à l'extrémité libre de la poutre peut ainsi être définie par :

$$\frac{1}{R_c(t)} = \frac{\partial^2 z}{\partial x^2}(x=L,t) = \frac{M}{E \cdot I} \cdot [1 - e^{-\omega \cdot t}] \quad (3)$$

Finalement, On utilise le théorème de Rayleigh pour trouver la valeur de ω :

$$\omega = \sqrt{\frac{\int_0^L E \cdot I \left(\frac{\partial^2 z}{\partial x^2} \right)^2 \cdot dx}{\int_0^L \rho \cdot [z(x)]^2 \cdot dx}} = 4.4721 \sqrt{\frac{E \cdot I}{\rho \cdot L^4}}$$

Modélisation électromécanique

Pour représenter l'ensemble de ces phénomènes, [14] et [15] ont élaboré une première formulation reliant la courbure $R_c(t)$ de la poutre électro-actif au courant induit :

$$\frac{1}{R_c(t)} - \frac{1}{R_c(0)} = 2 \cdot k_1 \cdot I \cdot \tau_0 \cdot [1 - e^{-t/\tau_0}] + k_2 \cdot I \cdot t$$

k_1 , k_2 et τ_0 sont des paramètres constants donnés par :

$$k_1 = \frac{E_m \cdot d \cdot \phi \cdot \kappa \cdot \pi^2}{36 \cdot S \cdot A \cdot (1 + H_{eq})}$$

$$k_2 = \frac{2 \cdot E_m \cdot d \cdot \phi}{S \cdot (1 + H_{eq})}$$

$$\tau_0 = \frac{12 \cdot d^2 \cdot (1 + H_{eq})}{\pi^2 \cdot k_m \cdot E_m}$$

$$S = \frac{2}{3} \cdot [E_p \cdot (3 \cdot d^2 \cdot \delta + 3 \cdot d \cdot \delta^2 + \delta^3) + E_m \cdot d^3]$$

E_m et E_p sont les modules de Young du polymère et de l'électrode, d et δ sont les épaisseurs relatives au polymère et à l'électrode, κ est le Coefficient de traînée des ions dans l'eau, k_m est le coefficient de perméabilité de l'eau dans le polymère, H_{eq} est la masse équivalente de l'eau dans le muscle. τ_0 reflète le mécanisme de relaxation du polymère électrolyte.

Cette relation considère le courant I comme une valeur constante. Pour prendre en compte un courant variable dans le temps, on trouve dans [16] une amélioration de la formule précédente donnée par :

$$\frac{1}{R_c(t)} = \int k_1 \cdot \tau_0 \cdot e^{-(t-u)/\tau_0} \cdot I(u) \cdot du + \int k_2 \cdot I(u) \cdot du$$

Après substitution de la relation (1) dans cette dernière formulation, nous trouvons le modèle complet suivant :

$$\frac{1}{R_c(t)} - \frac{1}{R_c(0)} = k_1 \cdot I_0 \cdot \frac{\tau_1 \cdot \tau_0}{\tau_1 - \tau_0} \cdot [e^{-t/\tau_1} - e^{-t/\tau_0}] + k_2 \cdot I_0 \cdot \tau_1 \cdot [1 - e^{-t/\tau_1}] + k_1 \cdot I_1 \cdot \tau_0 \cdot [1 - e^{-t/\tau_0}] + k_2 \cdot I_1 \cdot t \quad (4)$$

Dans lequel nous avons :

$$I_0 = \frac{V}{r_0 + r_1} \cdot \left(\frac{r_0 + r_2}{R} - 1 \right)$$

$$I_1 = \frac{V}{r_0 + r_2}$$

$$\tau_1 = R \cdot C$$

Vu la linéarité supposée du modèle permettant d'additionner les courbures, nous pouvons ajouter la courbure induite par le moment mécanique M . Les relations (3) et (4) permettent de conclure une formulation générale intégrant tous les phénomènes électriques, mécaniques et électromécaniques dans cette modélisation.

$$\frac{1}{R_c(t)} - \frac{1}{R_c(0)} = k_1 \cdot I_0 \cdot \frac{\tau_1 \cdot \tau_0}{\tau_1 - \tau_0} \cdot [e^{-t/\tau_1} - e^{-t/\tau_0}] + k_2 \cdot I_0 \cdot \tau_1 \cdot [1 - e^{-t/\tau_1}] + k_1 \cdot I_1 \cdot \tau_0 \cdot [1 - e^{-t/\tau_0}] + k_2 \cdot I_1 \cdot t - \frac{M}{E \cdot I} \cdot [1 - e^{-\sigma \cdot t}]$$

5 Validation

Une étude expérimentale, pour mesurer le déplacement d'un muscle artificiel, est réalisée en effectuant le montage suivant (figure 12) :

deux muscles artificiels sont utilisés dans cette expérience, le premier est un polymère IPMC bande C, dont l'électrode est couverte d'or, ayant les caractéristiques suivantes :

- Longueur = 23 mm, Largeur = 3.96 mm, épaisseur = 0.16 mm.

Et le second est un polymère IPMC bande B dont l'électrode est couverte d'or, ayant les caractéristiques suivantes :

- Longueur = 25 mm, Largeur = 3.9 mm, épaisseur = 0.16 mm.

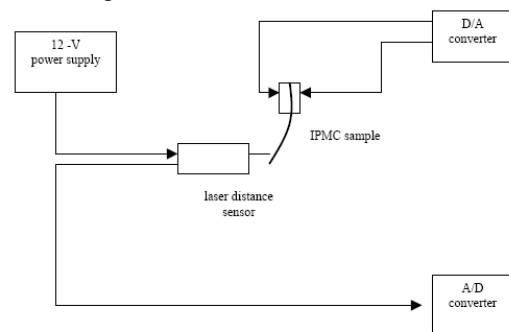


Figure 12. Schéma expérimental

Cette expérience ne prend pas en compte la partie contrôle qui est nécessaire pour que le muscle maintienne sa position à une valeur constante. L'instabilité du mouvement est causée par le pliage rapide du muscle autour de l'anode, suivie d'un mouvement lent autour de la cathode, et finalement, un pliage autour de sa position initiale.

Une pince standard est utilisée pour fixer l'IPMC. Cette pince est attachée à deux électrodes en cuivre (11.43mm, 4.28 mm, 1.27 mm). Deux trous sont percés sur la pince, derrière l'électrode en cuivre pour permettre le passage des fils soudés sur les électrodes de l'IPMC. L'IPMC doit toucher la tête du capteur pour mesurer le déplacement après l'application d'une faible tension. L'ordinateur donne l'ordre au convertisseur D/A, dont la sortie est liée au muscle, pour que la flexion du muscle commence. La sortie du capteur est reliée à un convertisseur A/D (16 bit) d'un DSP. Le capteur envoie les rayons laser sur le bout du polymère pour étudier la déviation du bout.

On souhaite retrouver la courbe expérimentale du muscle bande C (figure 13), et du muscle bande B (figure 14), en utilisant l'équation (19) introduisant les phénomènes, électriques, mécaniques et électromécaniques.

$$C=1 \text{ mF}; R=153 \Omega; \tau_0=2.5 \text{ s}; \tau_1=0.1530\text{s}; \\ k_1=1.3 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1}; k_2=0.35 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1}; \\ I_0=0.0307 \text{ A}; I_1=0.00150\text{A}.$$

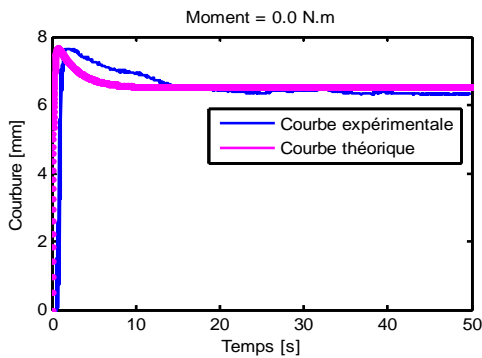


Figure 13 : Comparaison entre courbe expérimentale et théorique pour l'IPMC bande C.

Une grande ressemblance existe entre la courbe théorique et la courbe expérimentale, comme le montre les figures 13 et 14. Pour un moment différent de zéro, on a la même allure mais avec une amplitude plus petite.

$$\tau_0=2.395 \text{ s}; \tau_1=2.941 \text{ s}; k_1=0.5842 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1}; \\ k_2=0.1648 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1}; I_0=0.5667\text{A}; I_1=0.1959\text{A}.$$

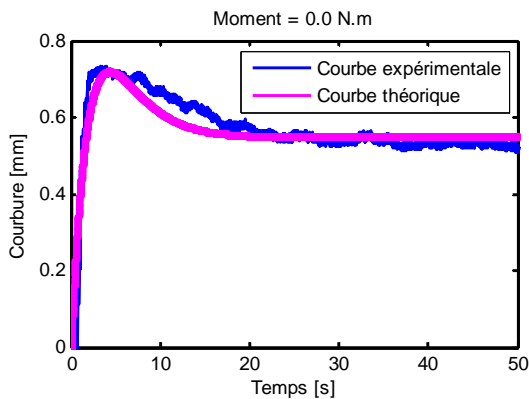


Figure 14 : Comparaison entre courbe expérimentale et théorique pour l'IPMC bande B.

6 Etude paramétrique

Nous allons étudier l'influence des paramètres suivants sur la mise en action du muscle artificiel avec moment mécanique : Résistance interne R , Capacité interne C , Constante de relaxation τ_0 , Coefficient électrocinétique k_1 , Constante d'interaction de surface k_2 .

Comme le montre la figure 15, la déformation mécanique de la membrane est fortement liée à la résistance équivalente R . Elle est inversement proportionnelle à cette valeur de R . En effet, la résistance de l'IPMC dépend fortement du type du polymère et de ses composants ioniques. Les simulations montrent ainsi une déformation grande pour les cations petits. Le temps de relaxation devient plus important dans ce cas. Ce raisonnement est inversé pour les polymères avec grands cations.

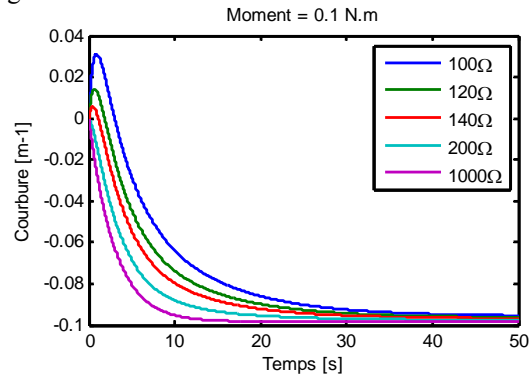


Figure 15: Influence de la résistance sur la courbure de la membrane

La figure 16 montre clairement qu'une augmentation de la capacité permet d'améliorer la déformation de la membrane musculaire. La diminution de la capacité interne C permet, par contre, de réduire les effets du temps de relaxation mais au dépend de la courbure du muscle. La présence d'une charge externe ne modifie pas l'allure des courbes mais diminue leur amplitude.

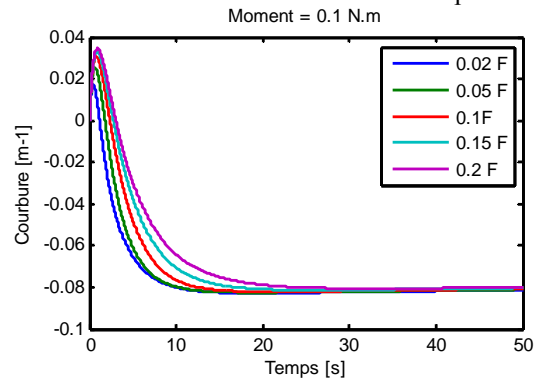


Figure 16: Influence de la capacité sur la courbure de la membrane

Plusieurs paramètres peuvent influencer la constante de relaxation τ_0 ce facteur. La figure 17

présente une simulation effectuée pour τ_0 sur l'intervalle de variation compris entre 0.2 secondes et 1 secondes. Les autres constantes étant fixés à :

$$k_1 = 1.587 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1}; k_2 = .00344 \text{ m}^{-1}\text{C}^{-1};$$

$$\tau_1 = 9.306 \text{ s}; I_0 = 1.252 \text{ A}; I_1 = 0.5035 \text{ A}.$$

Il est clair qu'une diminution de la constante de relaxation τ_0 réduit le temps de relaxation dans la réponse du muscle mais réduit aussi sa courbure.

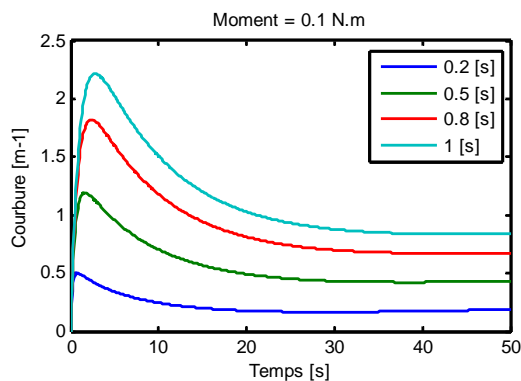


Figure 17: Influence de la constante de relaxation sur la courbure de la membrane

La figure 18 montre une simulation de la réponse dynamique de la membrane IPMC pour diverses valeurs de la constante d'interaction k_2 , k_1 étant fixé cette fois à 0,6. Comme le montre cette figure, l'augmentation de ce facteur peut supprimer les effets de la relaxation dans la déformation dynamique du muscle.

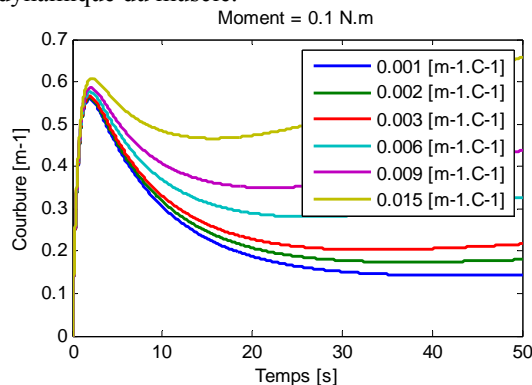


Figure 18: Influence de la constante d'interaction sur la courbure de la membrane

La constante d'interaction de surface k_2 dépend largement du type des ions en évolution dans l'électrolyte entre les deux électrodes. Xie et Okada fournissent dans [27] un récapitulatif de leurs expériences dans ce domaine. Nous nous intéressons à quelques valeurs montrées dans le tableau suivant :

	Na	Li	Cs	Ca	TMA	TEA	TBA
$k_2(\text{m/C})$	0.42	1.00	0.42	0.58	0.79	0.78	0.85

L'IPMC de grands cations comme le tetra-n-butylammonium⁺ (TBA) a une réponse lente au voltage appliqué avec une faible relaxation.

L'IPMC de petits cations comme le Li⁺ a une réponse rapide au voltage appliqué et une relaxation lente (figure 19). Les cations petits se déplacent plus facilement sur le film du polymère. Le mouvement rapide des cations vers la cathode avec les molécules d'eau produit un pliage initial vers l'anode. Cette réponse est suivie d'une relaxation qui pourrait être causée par la fuite d'eau résultant d'une couche de haute pression près à la cathode vers l'anode.

Le processus s'arrête quand l'équilibre d'eau est rétabli. Au contraire, les grands cations migrent significativement plus lent et présentent une réaction lente au champ électrique. Ainsi, aucune relaxation n'est observée et ceci peut être le résultat du fait que les ions bloquent les chaînes ou l'équilibre avec les cations concentrés qui exigent plus d'eau.

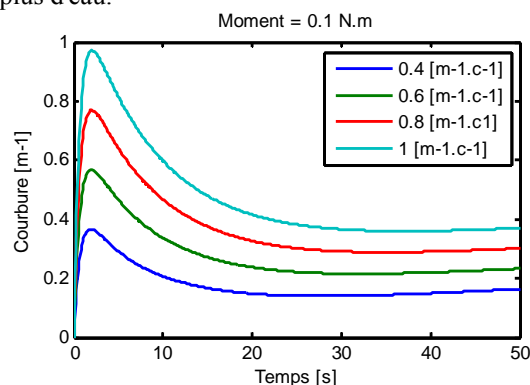


Figure 19: Influence de la constante électrocinétique sur la courbure de la membrane

7 Conclusion

Ce papier constitue une étape préliminaire dans l'implantation du muscle artificiel IPMC comme actionneur dans les mains myo-électriques. La modélisation est jugée satisfaisante vu la comparaison entre la théorie et l'expérience.

8 Bibliographie

- [1] Shahinpoor M and Kim K J (2001), "Ionic polymer-metal composites: I. fundamentals", *Smart Materials and Structures*, 10(4), 819-833.
- [2] Kim K J and Shahinpoor M (2003), "Ionic polymer-metal composites: II. manufacturing techniques", *Smart Materials and Structures*, 12(1), 65-79.
- [3] Shahinpoor M and Kim K J (2004), "Ionic polymer-metal composites: III. Modeling and simulation as biomimetic sensors, actuators, transducers, and artificial muscles", *Smart Materials and Structures*, 13(6), 1362-1388.
- [4] Shahinpoor M and Kim K J (2005), "Ionic polymer-metal composites: IV. Industrial and medical applications", *Smart Materials and Structures*, 14(1), 197-214.

- [5] Nemat-Nasser S and Li J Y (2000), "Electromechanical response of ionic polymer-metal composites" *Journal of Applied Physics*, 87(7), 3321-3331.
- [6] Nemat-Nasser S (2002), "Micromechanics of actuation of ionic polymer-metal composites" *Journal of Applied Physics*, 92(5), 2899-2915.
- [7] Shahinpoor M and Kim K J (2002), "Mass transfer induced hydraulic actuation in ionic polymer-metal composites", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 13(6), 369-376.
- [8] Newbury K M and Leo J D (2003), "Linear electromechanical model of ionic polymer transducers-part I: model development", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 14(6), 333-342.
- [9] Nemat-Nasser S and Wu Y (2003), "Comparative experimental study of the ionic polymer-metal composites with different backbone ionomers and in various cation forms, *Journal of Applied Physics*, 93(9), 5255-5267.
- [11] Weiland L M and Leo D J (2005a) "Computational analysis of ionic polymer cluster energetics", *Journal of Applied physics*, 97, 013541.
- [12] Weiland L M and Leo D J (2005b) "Ionic polymer cluster energetics: Computational analysis of pedant chain stiffness and charge imbalance", *Journal of Applied physics*, 97, 123530.
- [13] Paquette J W and Kim K J (2004), "Ionomeric electroactive polymer artificial muscle for naval applications", *IEEE Journal of Ocean Engineering*, 29(3), 729-737.
- [14] K. Asaka, K. Oguro, Y. Nishimura, M. Mizuhata, H. Takenaka, (1995), "Bending of Polyelectrolyte Membrane-Platinum Composites by Electric Stimuli I-Response Characteristics to Various Waveforms", *Polymers*, 27, pp.436-440.
- [15] K. Asaka, K. Oguro, (2000), "Bending of Polyelectrolyte Membrane-Platinum Composites by Electric Stimuli Part II, Response Kinetics", *J Electroanal. Chem*, 480, pp.186-198.
- [16] K. Asaka N. Morib, K. Hayashib, Y. Nakaboc, (2002), "Modeling of the electromechanical response of ionic polymer metal composites (IPMC) ", *Proceedings of the SPIE Smart Structures and Materials Symposium, EAPAD Conference*, San Diego, CA, March 18-21.
- [17] Soedel W (2004), *Vibrations of shells and plates*, 3rd Edition, Marcel Dekker, New York.
- [18] Bar-Cohen Y (Editor) (2004), *Electroactive polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles, Reality, Potential, and Challenges*, 2nd Edition, SPIE Press, Washington.
- [19] K. Oguro, N. Fujiwara, K. Asaka, K. Onishi, S. Sewa, (1999), "Polymer Electrolyte Actuator with Gold Electrodes", *Proc of SPIE*, vol 3669, pp.64-71.
- [20] A. Keshavarzi, M. Shahinpoor, K. J. Kim and J. Lantz, (1999), "Blood pressure, pulse rate, and rhythm measurement using ionic polymer-metal composites sensors", *Proc of SPIE*, vol 3669, pp.369-376.
- [21] Bonomo C, Fortuna L, Giannone P and Graziani S 2006 An electric circuit to model ionic polymer-metal composites as actuator *IEEE Trans. Circ. Syst.* **53** 338–50.
- [22] Bonomo C, Fortuna L, Giannone P, Graziani S and Strazzeri S 2006 "A method to estimate the deformation and the absorbed current of an IPMC actuator" *Proc. SPIE-EAPAD Conf.* paper 6168-66.
- [23] Bonomo C, Fortuna L, Giannone P, Graziani S and Rizzo A (2005), "Investigation on non linear phenomena in IPMC materials" *Non Linear Phenom. Complex Syst.* **82** 206–9.
- [24] Bonomo C, Fortuna L, Giannone P, Graziani S and Strazzeri S (2007), "A nonlinear model for ionic polymer metal composites as actuators", *Smart Mater. Struct.* 16, 1–12.
- [25] K. Onishi, S. Sewa, K. Asaka, N. Fujiwara, K. Oguro, "Morphology of electrodes and bending response of the polymer electrolyte actuator," *Electrochimica Acta* **46**, 737-743, 2000.
- [26] Bao X., Bar-Cohen Y., Lih S.S., (2002), "Measurements and Macro Models of Ionomeric Polymer-Metal Composites (IPMC)", *Proceedings of the SPIE Smart Structures and Materials Symposium, EAPAD Conference*, San Diego, CA, March 18-21.
- [27] Xie G., Okada T., (1996) "Pumping Effects in Water Movement Accompanying Cation Transport Across Nafion 117 Membranes", *Electrochim. Acta*, 41, 1569-1571.
- [28] Chou C., Hannaford B., (1996) "Measurement and modelling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles". *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, vol. 12, pages 90-102.
- [29] Daerden F., Lefeber D., (2001) "The Concept and Design of Pleated Pneumatic Artificial Muscle". *International Journal of Fluid Power*, pages 41-50.
- [30] Tominaga T., Senda K., Ohya N., Idogaki T., Hattori T., (1996) "A Bending and Expanding Moion Actuator". *Robotica*, vol. 14, pages 483-486.
- [31] Bar-Cohen Y., (2000) "Electroactive Polymers Artificial Muscles". *Capabilities, Potentials and Challenges*.