

人工肌肉：仿生致動技術

施文彬 國立臺灣大學機械工程學系

一、前言

仿生學可視為一種探索自然機制、進而轉換為工程應用的創新研方法；從表面改質[1]、微飛行機[2]、爬行機[3]、以至於人形機器人[4,5]，均可發現仿生工程在不同尺度下的多樣應用。目前大部份的仿生機械，均透過馬達作動，在機構上難以完全實現生物多自由度的功能，且因為馬達需要複雜的傳動設計與高功耗，因此進一步模仿生物肌肉的致動技術，近年來蓬勃發展[6,7]。

人工肌肉的研發可區分為生物方法與工程方法，生物方法是引導幹細胞分化為肌肉組織[8]，工程方法則沒有明確的定義，最廣泛的人工肌肉包括所有非馬達驅動的致動器，本專文僅討論工程方法的致動技術。相較於馬達，生物肌肉的最大特徵是柔軟，可產生極大的形變；若將生物肌肉類比為線性彈簧，則彈簧常數很小，因此彈簧可輕易產生大形變，若與彈簧常數較大的物體串聯時，則難以產生足夠的外力，使外界的物體位移或變形；生物肌肉不同於線性彈簧之處，在於兼具大型變與大出力，亦即具備極高的功率密度，再考量生物自然作動時的能源損耗與訊息傳遞方式，人工肌肉必須兼具大型變、大出力、高能源轉換效率、低 驅動電壓的特色，這一直是研發人工肌肉的最高理想與最大難題。

目前最成熟、效能最接近生物肌肉的人工肌肉是氣動式致動器[9]，此類致動器原理類似氣球，藉由外部纏繞的纖維排列，可使氣球充氣時長度縮短，由纖維的勁度提供充分的拉力；實際應用上，常面臨的關鍵課題是如何產生足夠的空氣壓力，以及同時控制多個肌肉的氣體閥門設計。氣動式致動器儘管在外觀及效能上接近生物肌肉，原理仍有很大的差異，能源轉換效率仍有待提升；氣動式致動器發展較早，目前已有模組化的商業產品，主要由 Shadow Robot Company 及 Festo 公司提供。除了氣動式致動器外，人工肌肉尚可包括形狀記憶合金、電致動聚合物等，較接近生物肌肉做動原理的人工肌肉是電致動聚合物，本專文以下針對電致動聚合物之原理做介紹，另外延伸電致動聚合物至現今熱門的醫材應用，供讀者參考想像。

二、電致動聚合物原理

電致動聚合物隨著電位大小的變化，會產生不同程度的形狀改變。通電時，電致動聚合物內部分子受到電位的影響，使分子排列從原本的結構變成偏往某一端聚集，外部看起來就像整條電致動聚合物彎曲，或是伸長、縮短，如同人類肌肉纖維一般，因此被稱為人工肌肉。

人造的高分子通常是絕緣體，不過有一類高分子稱為電致動高分子 (Electroactive polymers, EAP)，也稱為導電性高分子 (conductive polymers or

conducting polymers)，能夠在受到電流刺激時產生形變[10-13]。電致動高分子可以分為兩種：電子型以及離子型電致動聚合物。其工作原理都是利用導電來使形狀改變，不過電子型是直接通電刺激，而離子型則是透過溶液中帶電離子的移動來傳遞電荷。電子型電致動高分子需要極大的電壓來驅動材料變形的電場，通常大於 150 MV/m，為避免在人體內漏電而造成電擊，不適合用在植入體內的醫療器材。至於離子型電致動高分子，是藉由離子傳導而產生形變，驅動所需電壓較小，多半低於 10 伏特，所以可被考慮作為植入式醫療器材的材料。

近年來，導電高分子(conducting polymer)亦應用於生醫器材致動元件(actuator)之材料[14]。當外界施加一電場，此類的導電高分子，具備有改變其體積及形狀之特性。所謂導電高分子通常是指高分子主鏈之鏈段具備有共軛結構(conjugated structure)，當適當之摻雜(doping)後，產生具備傳導電荷性質之氧化或還原態(oxidation or reduction)，此類典型之導電高分子，例如 polyaniline(聚苯胺)、polypyrrole(聚吡咯)[15]、polyacetylene(聚乙炔)等。其中利用於生醫致動材料最常見的為 polypyrrole。

一般而言，此類具共軛結構之高分子在純物質狀態為半導體，在經過氧化或是還原反應後，由於導電高分子表面將帶有電荷，外界離子將開始移動以保持整體物質之電中性。而離子流入與流出，將造成體積之膨脹與收縮，產生彎曲之運動行為。

導電高分子具備有下列幾項主要優點，特別適用於生醫致動元件之製作：[16]

- (1) 可以利用電力控制，其相同平面形變量(in-plane strain)可達 3%，在不同平面形變量(out-of-plane strain)可達 30%。
- (2) 具備有高強度(strength)，其薄膜強度是骨骼肌強度的 1000 倍。
- (3) 通常僅需低伏電壓之電力(~1V)，就可產生致動之功能，並且其致動之位置控制可在其極大值與極小值間連續之控制變化。
- (4) 在直流電之供給下，可維持相當固定之形變，僅產生小量。
- (5) 適合大面積生產並且質量輕。
- (6) 傳統之導電高分子致動元件利用所謂雙層結構，其結構如圖 1 所示[17]，

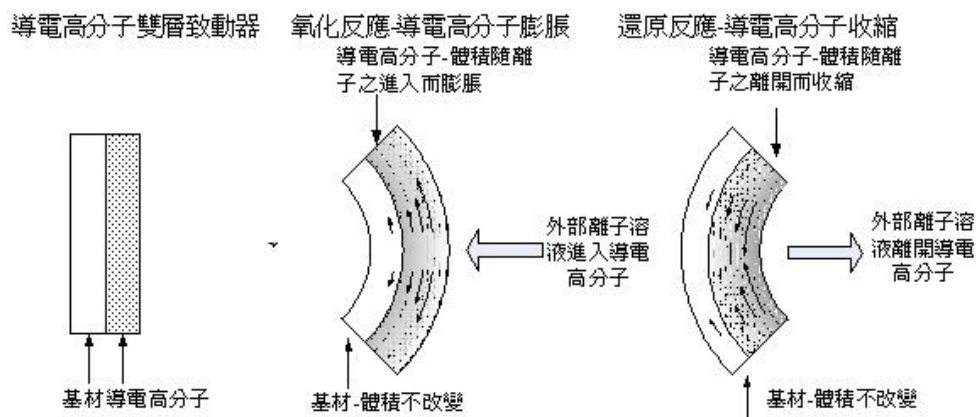


圖 1、導電高分子致動元件的雙層結構[17]

導電高分子可利用電化學方式電鍍於一導電基板上，此一導電基板對於離子溶液不具備有吸收性質，因此體積將保持一定，但是當導電高分子產生氧化反應此時導電高分子將帶有正電荷，因此將吸引溶液中之負電荷之電解質，造成離子湧入，體積在導電高分子一端膨脹造成彎曲[18]。

三、電致動聚合物基本模型

由離子交換膜與金屬所組成的離子型電致動聚合物，通電後因鈉離子在材料中移動而變形，產生致動。分析的基本模型如圖 2 所示，材料上下層是白金電極，中間夾高分子離子交換膜。此模型之長寬高分別定義成 l 、 w 、 h 。同時，做兩項假設：1. 電場假設與 X 軸和 Z 軸獨立。 2. 正離子和負離子的電荷密度大小相同。

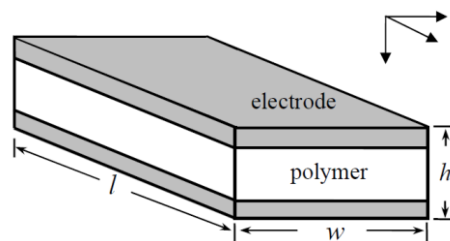


圖 2、分析離子型電致動聚合物的基本模型

圖 2 的靜電場可利用一維模型推導，上下的電極可視為相當薄，在施加偏壓時，正離子會在正極累積而產生表面電荷，在電中性的前提下，在負極也有負離子產生表面電荷。中間的聚合物可被分成三部份，上層是具有負離子的消耗層，下層是具有正離子的累積層，同時這兩層也稱為極化層。中間區域是非極化層，其中鈉離子會鍵結水分子在此層移動；以常用的硫酸鈉電解液而言，鈉離子比硫酸根離子小，所以可假設鈉離子的移動能力比硫酸根離子好很多。聚合物中的極化層可由波松方程式(Poisson's equation)求得電位分佈，非極化層則可由離子擴散方程式求得濃度分佈與時間關係；最後再藉由離子濃度分佈求出不同厚度位置的水含量，即可求得人工肌肉的應變。

三、電致動聚合物製作與測試

電致動聚合物製作流程如圖 3 所示，利用砂紙輕微的摩擦膜表面 Nafion 離子交換膜後，置於沸騰之 HCl 溶液，再將膜浸泡於 0.2% 的 $\text{Pt}(\text{NH}_3)_4\text{Cl}_2$ 溶液，使得 Nafion 膜中的 H^+ 會被 Pt^+ 置換出來。再將膜浸泡於 40°C 的 5% NaBH_4 中，同時將溫度逐漸由 40°C 升到 60°C 。用去離子水潤洗後，再依序浸泡於 HCl、NaOH 中各 10 秒中和產物，最後存放於去離子水中。

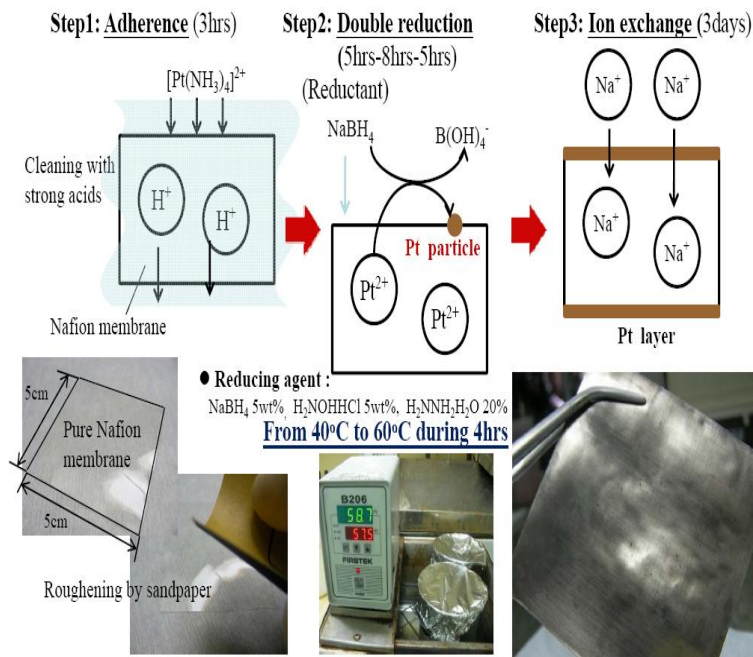


圖 3、電致動聚合物製作流程

製作完成的電致動聚合物，測試結果如圖 4 所示；不論電壓為 3 伏特（圖 A）或 4 伏特（圖 B），在相同厚度下，長度越短，所能產生的力量越大。此外在相同長度下，厚度越厚，產生的力量也越大。再比較厚度與長度皆相等的情況下，電壓越大產生的力量越大。Nafion 製成之離子性高分子-金屬複合材料，1 公分長的樣品在三伏特下產生力的最大值約為 0.9 克，而四伏特時產生的力則為 1.4 克。

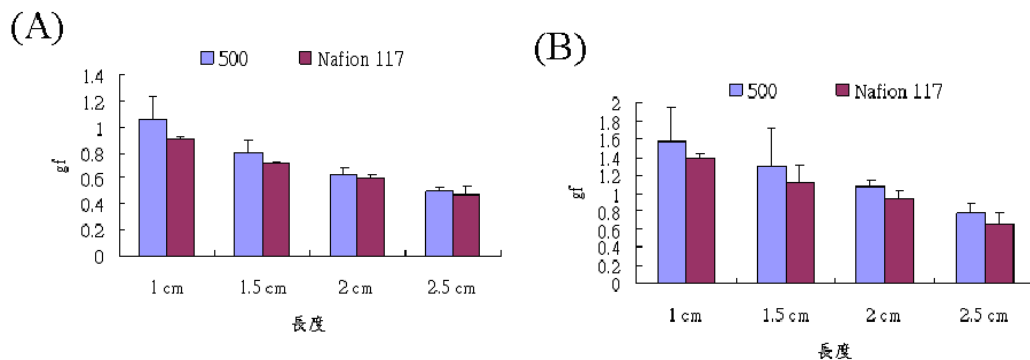


圖 4、人工肌肉經電致動所產生力的測試結果。(A)電壓為 3 伏特，(B)電壓為 4 伏特。500 代表厚度為 500 μm 的樣本，Nafion 代表厚度為 200 μm 的樣本。

四、人工括約肌應用

將電致動高分子應用在醫療用途上，已有若干在此領域的專家提出許多應用，例如作為肌肉補綴或替換 (Muscle Augmentation or Replacement)，用以輔助身體的肌肉機能。例如，肢體殘疾人士或是肌肉萎縮症 (muscular dystrophy) 的患者可以藉由電致動高分子驅動的體外骨骼肌肉裝置 (exoskeleton) 來輔助日常生活

所需要的活動。或是有尿失禁問題的患者，可以利用電致動高分子製成人工括約肌，來代替失去功能的尿道括約肌。

尿失禁(Urinary incontinence)一般是指無法用意志去控制排尿，尿液會不由自主地從尿道流出。尿失禁，治療的方法有許多選擇，諸如(1)運動治療，如訓練骨盆底部肌肉的凱格爾運動、(2)藥物治療、(3)手術治療、(4)尿道括約肌注射填充物與(5)人工括約肌的使用。目前運動與藥物治療一般對於症狀輕微的病人較有效，在嚴重的病人身上常需用手術或注射填充物，不過只能幫助尿道“關閉”，因而不少病人會因矯正過正造成堵塞。嚴重的病人會使用人工括約肌，目前國外最常用的裝置是 AMS 800 型人工括約肌，是由一組控制幫浦、儲水球及尿道扣環帶 (cuff) 所組成。但因造價不菲，且對女性病人效果不佳，不過部份植入此人工括約肌後引起細菌感染，造成扣環帶及儲水球腐蝕損壞及植入物週邊組織發炎，目前國內接受度還很低。因此可考慮利用人工肌肉，來製造用於治療尿失禁的人工括約肌。

簡易的人工括約肌可將電致動聚合物黏上銅箔膠帶，再接上電線且分別插入矽膠之兩側，上下共四片電致動聚合物，並用夾子固定(如圖 5 所示)，最後連接電源供應器便完成人工括約肌的製作。整個製作完成的人工括約肌長、寬、高大小約為 2.5 cm × 0.7 cm × 1.0 cm。

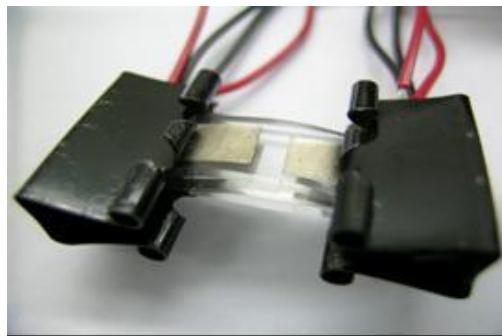


圖 5、簡易的人工括約肌

製作完成的人工括約肌可利用膀胱尿路動力學測試，膀胱尿路動力學是用來診察泌尿方面疾病的工具，觀察尿流速度、膀胱壓力、尿道壓力及肌電圖，來了解人體儲尿及排尿的過程。當人工括約肌通電時，電致動聚合物會產生向外擴張的力量，造成尿道壓力值下降，使得向外流出的水流增加，如圖 6 所示。測試結果顯示，人工括約肌的起始壓力為 60 cm-H₂O，施予 3 伏特電壓，可使造成壓力下降至 50 cm-H₂O，壓力的改變量為 10 cm-H₂O。當電壓升高到 4 伏特，壓力減少值則增加 44 cm-H₂O。實驗結果顯示當電壓越大，電致動聚合物向外擴張的力量越大，壓力的改變量也越大。此人工括約肌可使壓力值下降範圍 40 cm-H₂O 左右，是在人類尿道可應用的範圍，同時再施以相反方向的電壓可以使得壓力回到起始值，顯示目前的設計應用於人工括約肌的潛力。

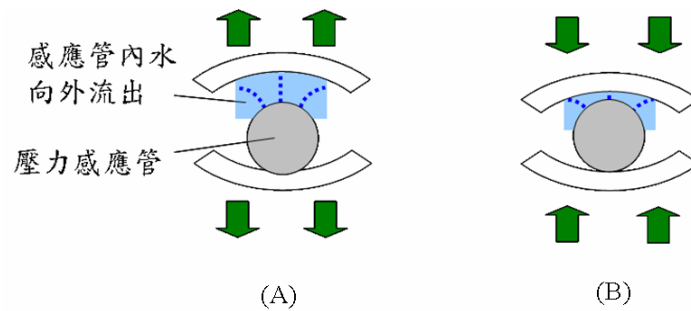


圖 6 、(A)電致動聚合物向外擴張，尿道壓力下降 (B) 電致動聚合物向外擴張，尿道壓力上升

五、結語

本專文簡介以電致動聚合物的人工肌肉，說明其原理、特色、分析模型、製造、測試及應用，儘管此類人工肌肉致動特徵類似生物肌肉，且具有廣泛的應用價值，實際的功率密度與出力仍遠低於生物肌肉，主要原因是人工肌肉的致動原理仍與生物肌肉有很大的差異；生物肌肉由肌動蛋白與肌凝絲構成，由肌凝蛋白重複敲擊肌動蛋白，造成肌肉纖維的雙向運動，工程上較接近線性振動馬達；但是如何製作出可撓的微小化線性振動馬達陣列，並分析此陣列的撞擊動力學特性，仍是人工肌肉研究的難題，或者將來可結合生物製造與機構設計，實現更高效能的人工肌肉。

參考文獻

- [1] L. Feng, Y. Zhang, J. Xi, Y. Zhu, N. Wang, F. Xia, and L. Jiang, "Petal effect: a superhydrophobic state with high adhesive force," *Langmuir*, Vol. 24, pp. 4114-4119, 2008.
- [2] D. J. Pines and F. Bohorquez, "Challenges facing future micro-air-vehicle development," *Journal of Aircraft*, Vol. 43, pp. 290-305, 2006.
- [3] C. Li, T. Zhang, and D. I. Goldman, "A terradynamics of legged locomotion on granular media," *Science*, Vol. 339, pp. 1408-1412, 2013.
- [4] K. Hirai, "The Honda humanoid robot: development and future perspective," *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 26, pp. 260-266, 1999.
- [5] M. Srinivasan and A. Ruina, "Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running," *Nature*, Vol. 439, pp. 72-75, 2006.
- [6] M. Shahinpoor, K. J. Kim, and M. Mojjarrad, *Artificial Muscles: Applications of Advanced Polymeric Nanocomposites*, Taylor & Francis, 1st Edition, 2007.
- [7] Y. Bar-Cohen, *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles: Reality, Potential, and Challenges*, SPIE Publications, 2nd Edition, 2004.
- [8] P. M. Gilbert, K. L. Havebstrite, K. E. G. Magnusson, A. Sacco, N. A. Leonardi, P. Kraft, N. K. Nguyen, S. Thrun, M. P. Lutolf, and H. M. Blau, "Substrate elasticity

- regulates skeletal muscle stem cell self-renewal in culture,” *Science*, Vol. 329, pp. 1078-1081, 2010.
- [9] C. P. Chou and B. Hannaford, “Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles,” *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 12, pp. 90-102, 2002.
- [10] M. Shahinpoor, Y. Bar-Cohen, J. O. Simpson, J. Smith, “Ionic polymer-metal composites (IMPCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles- a review,” *Journal of Smart Materials and Structures*, Vol. 7, pp. R15-R30, 1998.
- [11] M. Shahinpoor and K. J. Kim, *Journal of Smart Materials and Structures*, Vol. 10, pp. 819-833, 2001.
- [12] M. Shahinpoor and K. J. Kim, “Ionic polymer-metal composites: III. Modeling and simulation as biomimetic sensors, actuators, transducers, and artificial muscles,” *Journal of Smart Materials and Structures*, Vol. 13, pp. 1362-1388, 2004.
- [13] V. K. Nguyen and Y. T. Yoo, “A novel design and fabrication of multilayered ionic polymer-metal composite actuators based on Nafion/layered silicate and Nafion/silica nanocomposites,” *Sensors and Actuators B*, Vol. 123, pp. 183-190, 2007.
- [14] J. Lu, S. G. Kim, S. Lee, and I. K. Oh, “A biomimetic actuator based on an ionic networking membrane of poly (styrene-alt-maleimide)-incorporated poly (vinylidene fluoride),” *Advanced Functional Materials*, Vol. 18, pp. 1290-1298, 2008.
- [15] J. Shi, Z. X. Guo, B. Zhan, H. Luo, Y. Li, and D. Zhu, “Actuator based on MWNT/PVA hydrogels,” *Journal of Physical Chemistry B*, Vol. 109, pp. 14789-14791, 2005.
- [16] M. Shahinpoor and K. J. Kim, “Ionic polymer-metal composites: IV. Industrial and medical applications,” *Journal of Smart Materials and Structures*, Vol. 14, pp. 197-214, 2005.
- [17] P. Kim and C. M. Lieber, “Nanotube nanotweezers,” *Science*, Vol. 286, pp. 2148-2150, 1999.
- [18] G. M. Spinks, G. G. Wallace, L. S. Fifield, L. R. Dalton, A. Mazzoldi, D. De Rossi, I. I. Khayrullin, and R. H. Baughman, *Advanced Materials*, Vol. 14, pp. 1728-1732, 2002.