行政院國家科學委員會專題研究計畫 期中進度報告

人工肌肉在生物醫學的應用 — 人工括約肌於尿失禁的治療(2/3)
期中進度報告(精簡版)

計 畫 類 別 ：整合型
計 畫 編 號 ：NSC 95-2218-E-002-040-
執 行 期 間 ：95 年 11 月 01 日至 96 年 10 月 31 日
執 行 單 位 ：國立臺灣大學機械工程學系暨研究所

計畫主持人：馬劍清
共同主持人：戴子安、施文彬、陳文翔、蔡偉博

處 理 方 式 ：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 96 年 10 月 08 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 □成果報告

■期中進度報告

（計畫名稱）

人工肌肉在生物醫學的應用-人工括約肌於尿失禁的治療

計畫類別： □個別型計畫■ 整合型計畫
計畫編號： NSC 94-2218-E-002-076
執行期間： 94 年 11 月 1 日至 97 年 10 月 31 日

計畫主持人：馬劍清
共同主持人：蔡偉博、戴子安、陳文翔、施文彬

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)：■精簡報告 □完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：
□赴國外出差或研習心得報告一份
□赴大陸地區出差或研習心得報告一份
□出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
□國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢
□涉及專利或其他智慧財產權，□一年□二年後可公開查詢

執行單位：國立台灣大學機械工程學系、國立台灣大學化學工程學系、國立台灣大學醫學院復健科

中 華 民 國 96 年 9 月 4 日

中文摘要

電致動聚合物會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」。電致動聚合物的特性，可以作為致動器、人工肌肉和 transducers，在工業上或是醫學上都有應用的潛力。不過雖然有許多研究者建議若干在醫學上的應用，例如：artificial ventricular muscles、surgical tool、artificial sphincter、ocular muscles 等，不過這些應用都只限於紙上談兵，未見實際產品，也未在文獻中發表過，因此仍然是一個具挑戰性的領域。

本研究計畫就是要將人工肌肉應用在實際的醫療問題中。尿失禁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。它是許多長者共同的痛苦，尤以女性特別容易受到此問題困擾。老年人常見因尿道鬆弛或骨盆底部肌肉無力造成尿失禁，目前利用運動與藥物治療，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，但是都只能幫助尿道”關閉”，因而不少病人會因矯枉過正造成堵塞。

另將人工肌肉應用於人工虹膜葉片之驅動可補足現有人工虹膜尚缺縮放功能之缺點，可因應外界光線強弱自動調節入光量之人工虹膜可治療無虹膜症，甚至廣泛應用於人工電子眼或光學鏡頭。

本研究計畫將利用人工肌肉來重新塑造括約肌，以矯正尿失禁及進階生物應用。簡言之，將電致動材料製成一環狀結構，利用微弱的電流通過而產生彎曲形變，藉以收縮或放鬆尿道，來控制排尿；及人工虹膜之開發與設計。此計畫需結合跨領域的專長，包括材料科學、微機電技術、醫學等範圍，計畫將分為下列分項：電致動高分子的合成及人工括約肌的製作、人工肌肉生物力學的探討、生物相容性的評估，以及動物實驗。

關鍵字：電致動高分子、人工括約肌、尿失禁，人工虹膜，無虹膜症，電子眼。

ABSTRACT

Electroactive polymers (EAPs), a new class of materials, are characterized by their ability to change shape in response to electrical stimulation. When EAPs are applied in an electrical field, molecules are rearranged to one end of the electrical field, which makes the polymers bending to one side. The properties of EAPs can be used in actuators, artificial muscle and transducers. It has been proposed that EAPs can be applied to biomedical area, such as artificial ventricular muscles, surgical tool, artificial sphincter, ocular muscles. However, none of them becomes a reality.

This project intends to apply EAPs to a real biomedical problem. Loss of bladder control is called urinary incontinence. It can happen to anyone, but is very common in older people. This might be due to problems such as: weak bladder muscles, overactive bladder muscles, blockage from an enlarged prostate, damage to nerves that control the bladder from diseases. There are more treatments for urinary incontinence, such as bladder control training, medicine, surgery and injection. However, these methods may not work on the patients with serious symptoms.

Applying artificial muscle as the driving unit of the artificial iris can replace the present fixed artificial iris. The artificial iris which can adjust the area of the opened zone can be generally used as treatment in aniridia, or even the applications as artificial electronic eyes and optical lenses.

The purpose of this project is to utilize artificial muscle to cure urinary incontinence. We are fabricating artificial sphincter made of electroactive polymers. Electroactive polymers are being fabricated into a ring structure, which could surround urinary tract. When an electrical field is applied to the ring, it will contract or expand the urinary tract, and therefore control urinating. It also could be used on the design and developing of artificial iris. This project needs multidiscipline: material science, microelectronics and medicine. This project includes synthesis of electroactive polymers, fabrication of artificial sphincter, studies in biomechanics of artificial muscle, biocompatibility test, and animal test.

Keywords: electroactive polymers, artificial sphincter, urinary incontinence，artificial iris，aniridia，electronic eyes.

目錄

中文摘要.....i
ABSTRACT.....iii
目錄.....v
圖目錄.....vii
1 前言.....1
2 人工肌肉在生物醫學的應用.....5
2.1 人工括約肌的應用：人工虹膜（計畫申請專利）.....5
2.1.1 人工虹膜簡介.....5
2.1.2 形狀記憶合金.....6
2.1.3 人工虹膜系統的製作.....6
2.1.4 人工虹膜作用機制.....7
2.1.5 人工虹膜開闔與拉力關係測試.....8
2.1.6 人工虹膜開闔對光能量關係測試.....8
2.1.7 未來工作.....9
2.2 雙層高分子致動器.....11
2.2.1 砒硌人工括約肌作動原理.....11
2.2.2 定電流砒硌膜備製.....11
2.2.3 砒硌膜測試.....11
2.3 線性高分子致動器之設計與模擬.....16
2.3.1 共軛高分子致動器簡介及致備.....16
2.3.2 雙層致動器之變形行為.....17
2.3.3 線性致動器之致備.....17
2.3.4 線性致動器模擬既初步製造結果.....18
2.4 新穎離子型人工括約肌製作與測試:利用 PVA/PAMPS 製備離子型人工括約肌.....22
2.4.1 PVA/PAMPS 人工括約肌致動原理.....22

2.4.2 PVA/PAMPS 人工括約肌製備 23
2.4.2.1 PVA/PAMPS 薄膜製備 23
2.4.2.2 Pt 電極製備 24
2.4.3 PVA/PAMPS 薄膜性質測試 26
2.4.3.1 PVA/PAMPS 薄膜 Water uptake (WU)測試 26
2.4.3.2 PVA/PAMPS 薄膜 Ion exchange capability (IEC)測試 27
2.4.3.3 PVA/PAMPS 薄膜 Ion conductivity 測試 29
2.4.4 PVA/PAMPS 人工括約肌致動測試 31
2.4.5 PVA/PAMPS 人工括約肌測試 34
2.4.5.1 PVA/PAMPS 人工括約肌致動力量測試 34
2.4.5.2 PVA/PAMPS 人工括約肌壓力測試 36
2.4.6 結論 39
2.5 新式離子型人工括約肌製作與測試 41
2.5.1 離子性高分子-金屬複合材料 41
2.5.1.1 離子性高分子-金屬複合材料（IPMC）的置備 41
2.5.1.2 離子型人工括約肌測試結果 41
2.5.1.3 IPMC 經電致動所產生力的量測 42
2.5.1.4 結果 43
2.5.2 離子型人工括約肌 44
2.5.2.1 離子型人工括約肌製作 44
2.5.2.2 壓力釋放測試 45
2.5.2.3 結果 46
2.6 動物模型 48
2.6.1 尿路動力學系統 48
2.6.2 紐西蘭大白兔泌尿系統解剖 49
2.6.3 實驗結果 50
3 結論 52
4 參考文獻 53

圖目錄

圖 1、導電高分子致動元件的雙層結構.....2
圖 2、Ophtec 公司所製造的人工虹膜系統.....1
圖 3、人工虹膜裝置.....7
圖 4、人工虹膜的開闔(A)光線強，(B)光線稍弱(上緣白色紙張遮住一半的光敏電阻)，(C)光線更暗時(遮蔽大部分光敏電阻)。.....8
圖 5、人工虹膜開闔拉力對開闔百分比之關係圖.....8
圖 6、540 nm 光源下光能量對人工虹膜系統開闔之關係圖(測量兩次).....9
圖 7、三極電解槽.....12
圖 8、砒硌膜於不同電鍍時間下與膜厚關係圖.....13
圖 9、DPPy-800 於 0.5 mA 下之致動情形.....13
圖 10、砒硌膜於電鍍法之 FESEM 分析圖 (a) x 1,000 (b) x 10,000.....14
圖 11、雙層結構之轉換斷面示意圖.....15
圖 12、長軸向位置與變形量極受力情形之關係.....15
圖 13、共軛高分子致動器致備過程.....1
圖 14、雙層型致動器於定電壓下經過不同驅動時間之變形曲線.....1
圖 15、線性致動器之致備過程.....1
圖 16、模型電極配置示意圖.....1
圖 17、不同電極配置之模型.....1
圖 18、致動前(左)後(右)之模型.....1
圖 19、各模型端點位移量比較.....1
圖 20、初步試作之線性致動器.....1
圖 21、IPMC 致動原理.....22
圖 22、PVA 結構式.....1
圖 23 、PAMPS 結構式.....1
圖 24 、PVA/PAMPS 物理交聯.....24
圖 25 、PV A/PAMPS 人工括約肌製備流程.....1
圖 26、不同含量 PAMPS vs WU.....27
圖 27、不同含量 PAMPS vs IEC.....29
圖 28、ion conductivity 實驗夾具模型.....30
圖 29、不同含量 PAMPS vs Ion conductivity.....31
圖 31、致動角度隨時間的變化.....33
(箭頭處為 PVA/PAMPS 薄膜致動至最大角度的 90%的時間點).....33

圖 32、重複性測試.....34
圖 33、致動力量測試裝置.....35
圖 35、壓力測試裝置.....1
圖 38、尿道壓力釋放重複性測試.....1
圖 39、IPMC 致動圖，左圖為未通電前，右圖為施加 3 伏特的電壓後，IPMC 彎曲的情形.....41
圖 40、IPMC 於一分鐘下重複性使用測試.....42
圖 41、離子性高分子-金屬複合材料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 麵 m 的樣品，Nafion 117 代表厚度為 200 麵 m 的樣品。.....44
圖 42、 新式人工括約肌圖示。A. IPMC 和 PDMS 的排列。B. 新式人工括約肌的結構圖。C. 新式人工括約肌原型。.....45
圖 43、(A)離子性高分子-金屬複合材料向外擴張，尿道壓力下降 (B)離子性高分子-金屬複合材料向內壓縮，尿道壓力上升.....46
圖 44、於 3 伏特及 4 伏特下進行尿路動力學之實驗結果.....47
圖 45、尿路動力學系統，左方為整體系統圖，右方為壓力模組.....1
圖 46、壓力量測模組導管示意圖，左方為側視圖，用以表示出水位置，距離導管末端約為 1 公分處，右方為正視圖，用以表示三個出水孔的相對位置.....49
圖 47、壓力量測流程，導管在仿體外時先歸零，如 a 所示，而後拖曳模組開始慢慢拖曳導管，如 b 所示，在導管進入仿體後量測到在仿體內部的壓力，如 c 所示.....49
圖 48、兔子尿道壓力，三欄各自為三個出水孔所量測到的結果，最大值約為 15cm-H_2O.....1
圖 49、兔子解剖圖，圖中所示大部份為膀胱.....1
圖 50、計畫執行預定進度.....52

1 前言

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[1-4]。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。

近來，導電高分子（conducting polymer）亦應用於生醫器材致動元件（actuator）之材料[5]。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(聚砒咯)[6]、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之優點，特別適用於生醫致動元件之製作：[7]

(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。

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[8]，

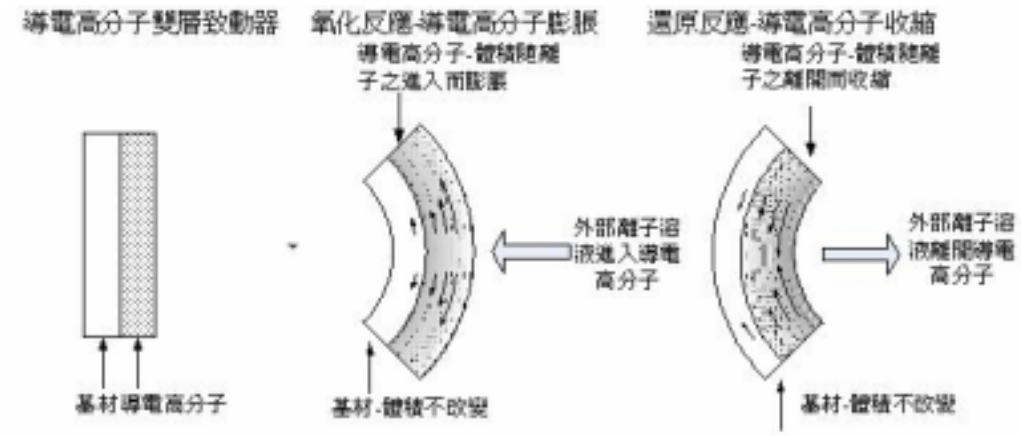


圖 1、導電高分子致動元件的雙層結構

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[9]。

將電致動高分子應用在醫療用途上，事實上構想已經不是新穎的，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。這些美麗的遠景，似乎即將在身邊發生，不過到目前為止，仍然沒有出現實際能發揮功用的產品，或者是出現在研究期刊上，可見得這並不是一件容易的工作。本研究計畫的目標就是要將人工肌肉用於實際的醫療問題，首先以解決尿失禁的人工括約肌，作為起點。

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枉過正造成堵塞。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[10]，目前國內接受度還很低。本研究計畫的目標，就是利用人工肌肉，來製造用於治療尿失禁的人工括約肌。

2　人工肌肉在生物醫學的應用

2.1 人工括約肌的應用：人工虹膜（計畫申請專利）

2.1.1　人工虹膜簡介

人體的眼球利用視網膜感知入射光線強弱，自動回饋調整虹膜肌肉的縮放，改變瞳孔大小，控制入射光線強弱，其原理類似照相機的光圈。對於先天性虹膜疾病或後天性造成的虹膜缺損，目前治療方式多以人工虹膜取代或修補。現今所使用的人工虹膜材料多為壓克力製成，依照所需修補的形狀組合而成，再植入病患眼球的房體內，如圖 1 所示。然而目前的人工虹膜缺點在於植入後所佔據房體的空間太大，以致於容易造成眼睛手術後產生其他的疾病；且壓克力材質易碎，遇到撞擊後可能在眼睛內損壞造成傷害。更重要的是目前人工虹膜的功能主要是為了美觀，並無縮放功能，因此無法如人體原有的虹膜可以調節光線進入眼睛的量。

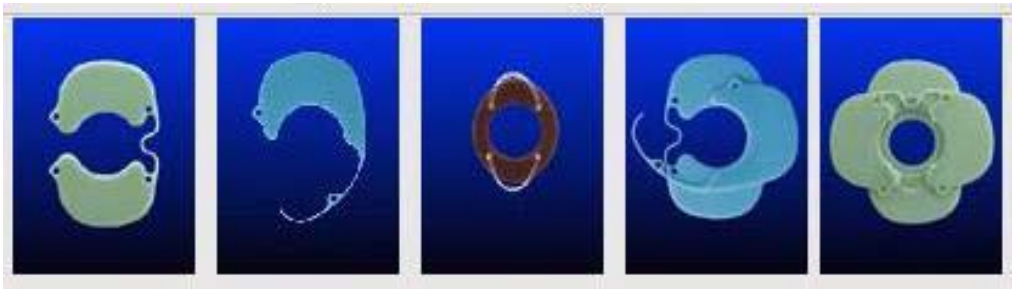


圖 2、Ophtec 公司所製造的人工虹膜系統

基於本研究群組長期針對人工括約肌材料的研究，我們希望能探究是否能將

目前研究中的電致動材料，除原有應用在尿道閉鎖上，是否也能夠應用在人工虹膜的設計上，改進原有人工虹膜無主動功能的缺點，讓人工虹膜真正具有類似人體虹膜的光線調節功能，本研究計畫使用記憶合金與導電高分子做為制動的元件，並配合控制電路，以入射光強弱來決定瞳孔開閉的大小，模擬真正眼球的功能。目前我們第一步的工作是記憶合金的部份，已獲致初步的成果，未來工作則是要使用類似設計，但以導電高分子取代記憶合金，來製作人工虹膜。

2.1.2 形狀記憶合金

形狀記憶合金為鈦鎳合金的材料，當溫度改變時會產生形變，而溫度恢復時即恢復為原來的形狀。因此當遇熱或通過微量電流產熱時，便可造成形狀記憶合金產生形變而收縮，阻斷熱源或電流後即恢復。利用此特性搭配相機的光圈，發展新的人工虹膜裝置。

2.1.3 人工虹膜系統的製作

將形狀記憶合金與光圈結合，並製作對形狀記憶合金分段通電的電路，並利用光敏電阻感測光線的強弱，接上 10 伏特直流電源後即完成人工虹膜系統的裝置，如圖 2 所示。

圖 3、人工虹膜裝置

2.1.4 人工虹膜作用機制

人工虹膜系統藉由光線的強弱，透過光敏電阻感測後的改變，可控制電流分段通過形狀記憶合金，達到形狀記憶合金不同程度收縮的功能，藉以控制光圈的大小。當光線強時，形狀記憶合金沒有電流通過，光圈維持在最小狀態，避免強光直射入眼睛內部；光線稍弱時，電流通過較少段的形狀記憶合金，光圈開始微張，入射光線增強；當光線更暗時，電流通過較多段的形狀記憶合金，光圈開至最大(圖 3)。此裝置如同模擬人體的瞳孔放大縮小以調節接收到的光量。

圖 4、人工虹膜的開闔(A)光線強，(B)光線稍弱(上緣白色紙張遮住一半的光敏電阻)，(C)光線更暗時(遮蔽大部分光敏電阻)。

2.1.5 人工虹膜開闔與拉力關係測試

藉由荷重傳感器(load cell)量測人工虹膜開闔時所需的力量大小。首先將光圈固定，並使得光圈拉桿的拉動方向對應到荷重傳感器致動的方向，之後以荷重傳感器所測得的力量對光圈開闔大小的百分比作圖，結果如圖 4。以目前光圈裝置所測得到開至最大時所需的力為 18 克。

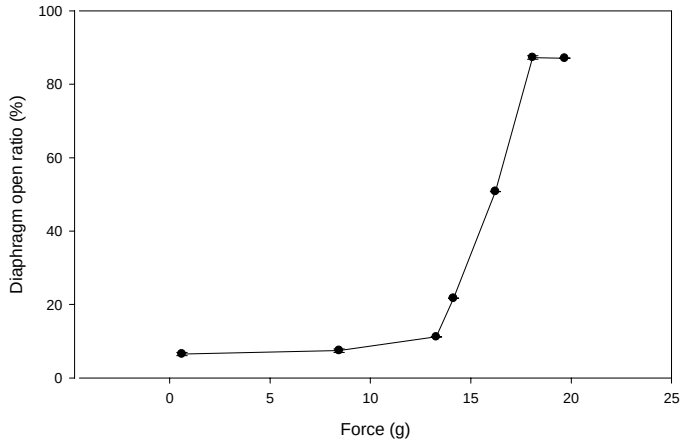


圖 5、人工虹膜開闔拉力對開闔百分比之關係圖

2.1.6 人工虹膜開闔對光能量關係測試

利用光敏電阻之光譜峰值 540 nm 的光源，量測人工虹膜系統的開闔與光能量之關係。先將人工虹膜系統上之光敏電阻部分放置於 540 nm 光源下，周圍以避光遮罩包圍，防止外來的光線干擾，影響量測的結果。之後調整不同光源強度使光圈產生不同程度開闔並記錄下來，接著按照紀錄達到不同開闔程度的光源強度，以光功率儀進行光能量的測定。最後將在 540 nm 光源下光能量對人工虹膜系統開闔之關係作圖，結果如圖 5。隨著光能量的增加，人工虹膜逐漸關閉，當光能量到達 130~165 μW 時，人工虹膜達到最小的閉闔狀態。

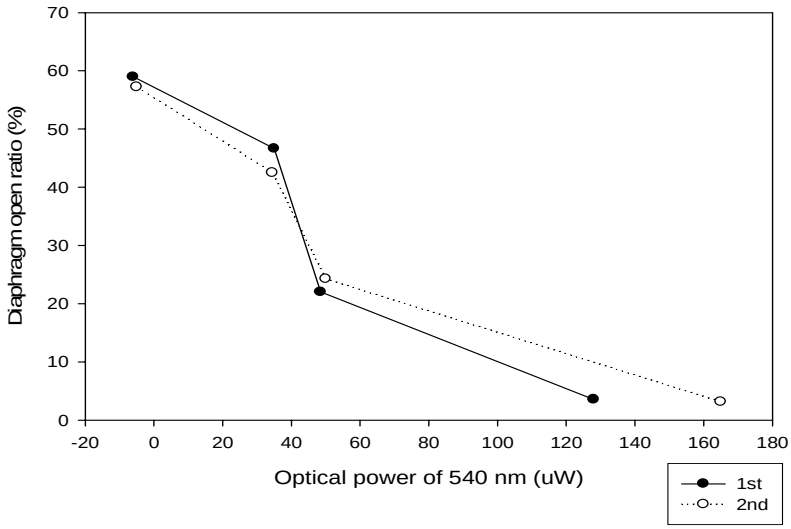


圖 6、540 nm 光源下光能量對人工虹膜系統開闔之關係圖(測量兩次)

2.1.7 未來工作

計畫利用導電高分子(報告其他部份會有詳細說明)取代圖三的形狀記憶合金部分，利用電流大小達到制動，開啟或關閉人工瞳孔。此外，我們也計畫利用

形狀記憶合金，來設計關閉尿道的人工括約肌。

2.2 雙層高分子致動器

2.2.1 砒硌人工括約肌作動原理

電中性之共軛高分子可藉由在聚合之過程中加入添加物使其帶有電性，並在施加外加電場後產生氧化還原反應使電荷及電解質分子滲入或析出高分子結構而造成整體之體積改變。其氧化還原之反應過程如下所示[11]：

$$CP^0 + A^- \underset{\text{undoping, } +e^-}{\overset{\text{doping, } -e^-}{\longleftrightarrow}} CP^+A^-$$

其中 CP 為導電高分子，CP^0 為電中性之導電高分子，CP^+為加入添加物後導電高分子之還原態，A^-為摻入之添加物，通常為鹽類之陰離子。

2.2.2 定電流砒硌膜備製

將 0.1M 砒硌（pyrrole）、0.1M KCl 與 DBSA（ pyrrole : DBSA = 10 : 1 by mole ratio ）混合成 50 ml 的水溶液置於三極電解槽中，成長裝置如圖 7 所示。本實驗採用定電流（ chronopotentiometry ）方式下電聚合聚砒硌膜；其設定條件分別以 1 mA、0.5 mA、0.3 mA 電流下電鍍，而利用不同時間電鍍去控制其膜厚。

2.2.3 砒硌膜測試

利用熱蒸鍍將金附著於 Nylon 6 膜上，使其帶有一導電層而可去電鍍。圖 9 為砒硌膜於 1 M 之 $LiClO_4$ 溶液中致動情形，由圖可知砒硌膜在排出離子後會開

始收縮，而收縮程度可達 15 mm。

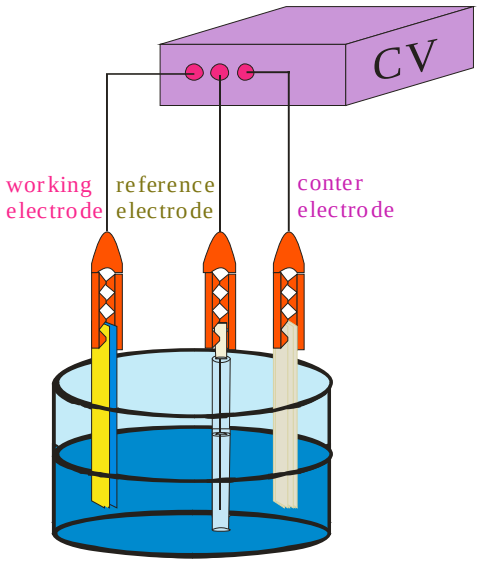


圖 7、三極電解槽

	1 mA	0.5 mA	0.3 mA
DPPy-400	0.9	1.3	0.8
DPPy-800	1.8	2.6	1.1
DPPy-1200	2.3	3.1	4.2
DPPy-1800	4.6	5.2	5.0
DPPy-3600	11.1	9.9	12.5

Table 1、Thickness for PPy microactuators Where DPPy-400 is polypyrrole with dopant DBSA, and chronopotentrometry in 400 s. unit: μm.

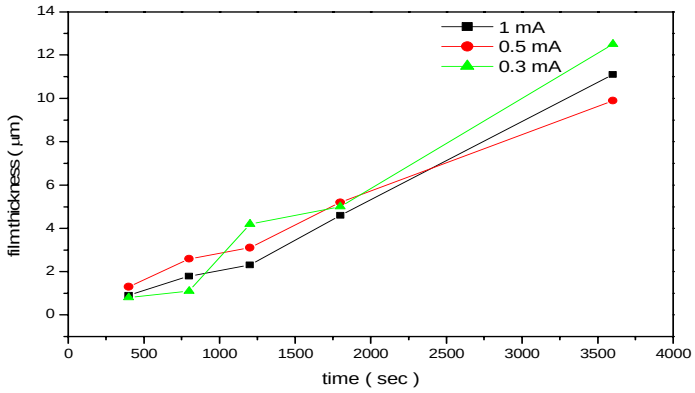
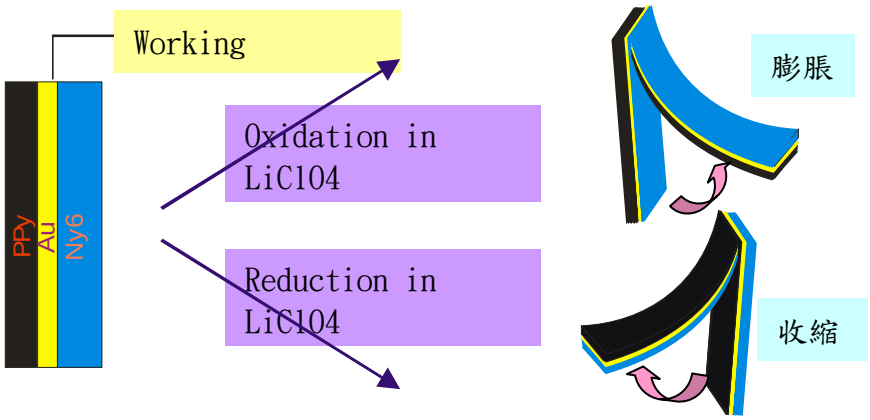


圖 8、砒硌膜於不同電鍍時間下與膜厚關係圖



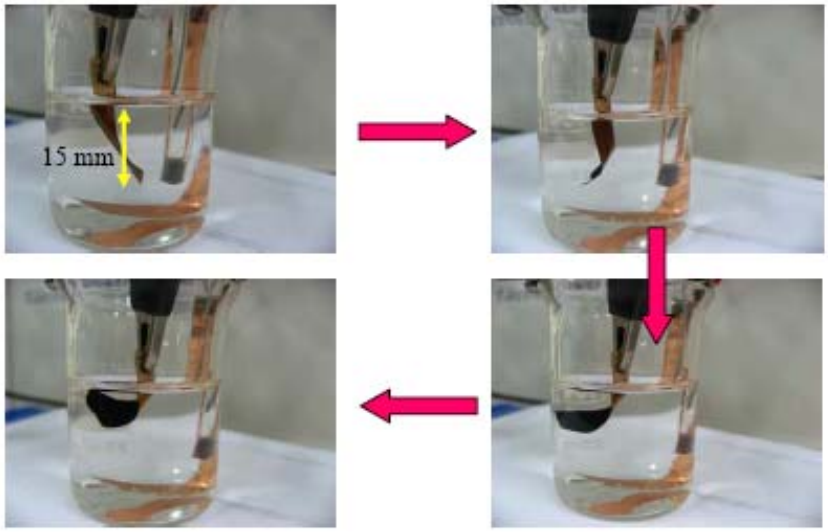
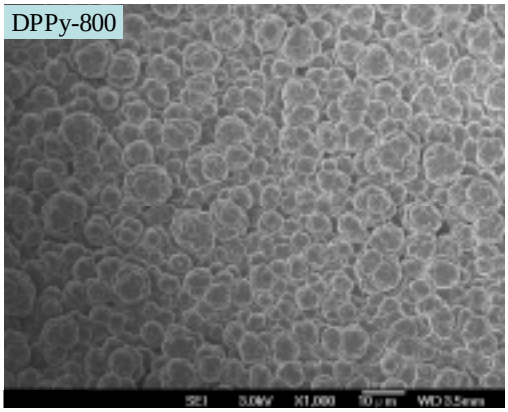


圖 9、DPPy-800 於 0.5 mA 下之致動情形



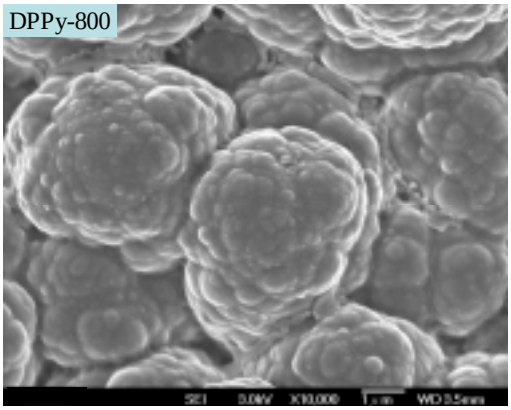


圖 10、砒硌膜於電鍍法之 FESEM 分析圖（a）x 1,000 （b）x 10,000

利用膜厚機（ α stepper ）測量砒硌膜其數據為一平均值，由圖 10 可得知砒硌膜成長模式為一柱狀成長，使其膜本身並不完全的平整。利用電化學法電鍍砒硌膜可製備不同之膜厚，而於致動實驗中可發現電鍍時間於 400 sec 時無法有致動的行為，超過 800 sec 時才開始有致動的情形產生。

人工括約肌力學模型

當雙層材料之變形量極小，且為線彈性，均質材料時時，使用尤拉淺樑理論(Euler-Bernoulli beam theory)可藉由變型量反求得試片之所受力矩。圖 11 為雙層結構之轉換斷面示意圖，其中 E_p 及 E_s 分別為 polypyrrole 層及 PI 層之楊氏模數，h_p 及 h_s 分別為 polypyrroel 層及 PI 層之厚度。藉由轉換斷面法可求得複合材料之等效斷面剛度(flexural rigidity)為：

$$(EI)_{effective} = E_s I_{N.A.}$$

其中 $I_{N.A.}$ 為轉換斷面對斷面中性軸之面積慣性矩：

$$I_{N.A.}=[\frac{nbh_p^3}{12}+nbh_p(\frac{h_p}{2}+h_s-h)^2]+[\frac{bh_s^3}{12}+bh_s(h-\frac{h_s}{2})^2]=\frac{b(h_s^4+4nh_p^3h_s+6nh_p^2h_s^2+4nh_ph_s^3+n^2h_p^4)}{12(h_s+nh_p)}$$

尤拉淺樑公式：

$$\frac{d^2}{dx^2}(EI\frac{d^2v}{dx^2})=w$$

將斷面等效剛度代入上式後，便可得延材料之長軸向位置與變形量極受力情形之關係(圖 12)。

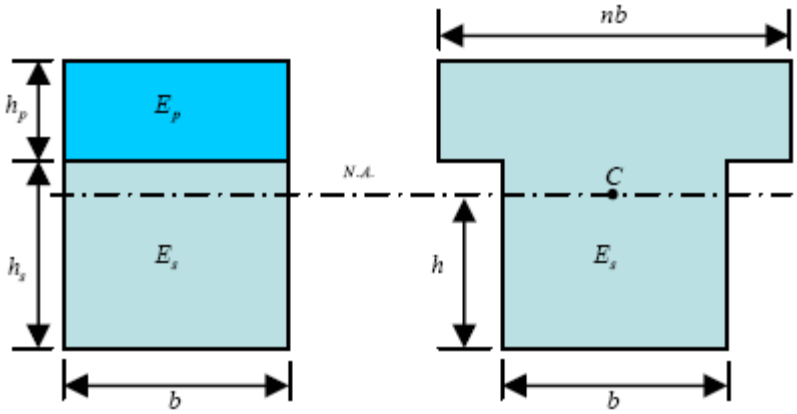


圖 11、雙層結構之轉換斷面示意圖

Deflections and slopes of uniform beam

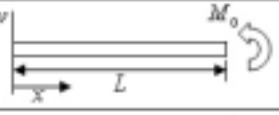
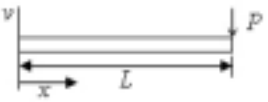
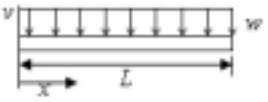
Beam and Loading	Deflection (+ up)
1 	$v=\frac{M_0L^2}{2EI}$ at $x=L$
2 	$v=-\frac{PL^3}{3EI}$ at $x=L$
3 	$v=-\frac{wL^4}{8EI}$ at $x=L$

圖 12、長軸向位置與變形量極受力情形之關係

2.3 線性高分子致動器之設計與模擬

2.3.1 共軛高分子致動器簡介及致備

電致動高分子製備致動器電致動高分子(electroactive polymer, EAP)為受到電刺激後會產生形變的高分子材料，共軛高分子(conjugated polymer)中，包括 polyacetylene，polythiophene，polypyrrole，因其主鏈中具有相互交錯排列之單鍵及雙鍵，使材料具有導電性。若於聚合過程將高分子主鏈嵌入陰離子，並在施加外加電場後產生氧化還原反應，即可使電荷及電解質分子滲入或析出高分子結構而造成整體之體積改變。

現有薄膜製程：選用材質較為柔韌的高分子軟板，如聚亞醯胺(polyimide，PI)或聚對苯二甲酸乙二醇酯(polyethylene terephthalate，PET)，在軟板上見度上一層金屬。再將此鍍有金屬之高分子軟板浸置於溶有共軛高分子單體及陰離子鹽之電鍍液中。使用定電流密度使共軛高分子單體於金屬層上產生氧化反應並聚合，其製程如圖 13 所示。

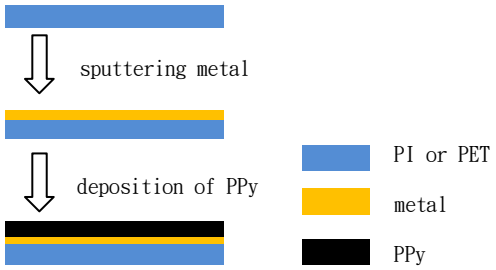


圖 13、共軛高分子致動器致備過程

2.3.2　雙層致動器之變形行為

雙層型致動器(bilayer type actuator)之致動方向取決於高分子層之位置。變形行為呈彎曲(bending)型式，圖 14 為一長 20 公厘，寬 5 公厘，PPy 層厚度 100 毫米，PI 層厚度 12.5 釐米之雙層致動器在相同驅動電壓下(1.5 V)，於不同驅動時間之變形曲線。雙層致動器適合用於閥門之開關，或連桿之驅動等需要大變型之場合。其作動方向為薄膜彎曲出原薄膜所在平面，當用於需要直線方向驅動的環境，將會產生諸多限制，如所需之作動空間較大，或需使用額外之輔助機構以達成線性致動之目的。

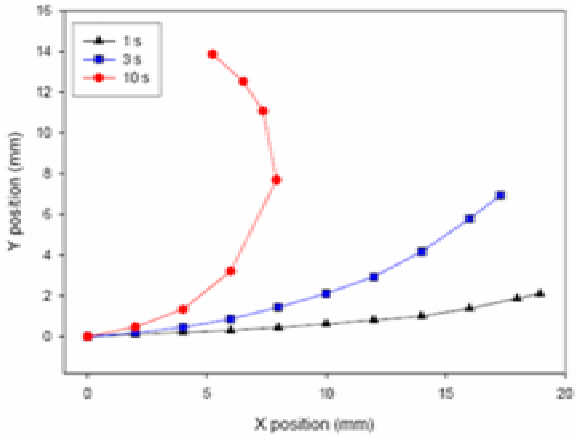


圖 14、雙層型致動器於定電壓下經過不同驅動時間之變形曲線

2.3.3　線性致動器之致備

使用現有薄膜製程致備之線性致動器其致動方向須與致動器本身存在於同一平面，即變形後致動器依然保持平面而不產生其他方向之彎曲或扭轉等變形行為。具此種變形行為之致動器可藉由改變雙層致動器中之電極形狀達成，如圖 15 所示，先於一層 PMMA 薄板上製作具週期排列結構的電極，再將此軟板鍍以

PPy。此 PPy 層將會於電鍍過程中填滿電極間之縫隙；待 PPy 層達到一定厚度後，將下層之 PMMA 板以溶劑溶去，此時得到一具有週期排列金屬電極附著於其上之 PPy 薄膜。最後再將此 PPy 薄膜之金屬電極面再電鍍一層相同厚度之 PPy 薄膜以增加整體致動器之強度。

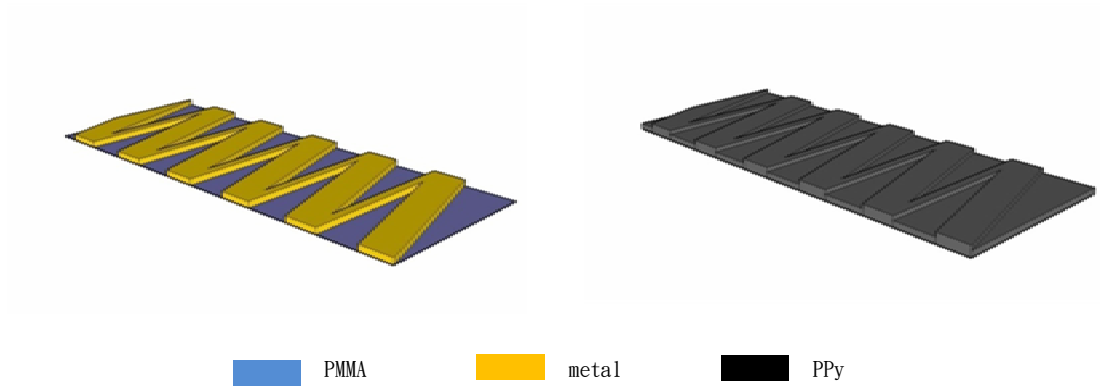


圖 15、線性致動器之致備過程

線性致動器其致動方式與雙層致動器相同，皆需先以夾器固定致動器某一端，而此夾器需同時作為電氣連接用途；再將致動器浸入電解液中，於電解液中插入一輔助電極後，藉由電位高低不同驅動電解液中之陽離子進出致動器中之共軛高分子層，使致動器產生體積膨脹或收縮的致動現象。

2.3.4 線性致動器模擬既初步製造結果

本研究初期使用有限元素法(FEM)軟體 ANSYS 建立不同電極配置之模型並比較在不同配置致動器之變形程度及行為。如圖 16 所示。三種模型其電極配

置分別呈正弦波(sin)，方波(squ)，三角波(tri)。各波形其震幅，頻率，及波數皆相同，以求模擬結果之一致性。

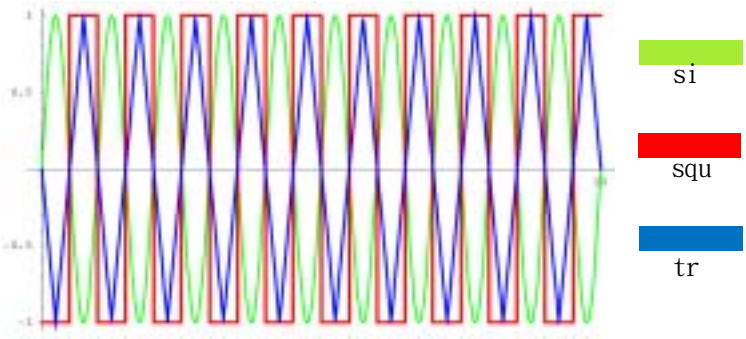


圖 16、模型電極配置示意圖

圖 17 為三種不同的電極配置模型，每模型其寬度和長度皆相等。圖 18 為正弦波形電極配置之致動器變形前及變形後之比較圖，可見自由端(free end)向上伸展。

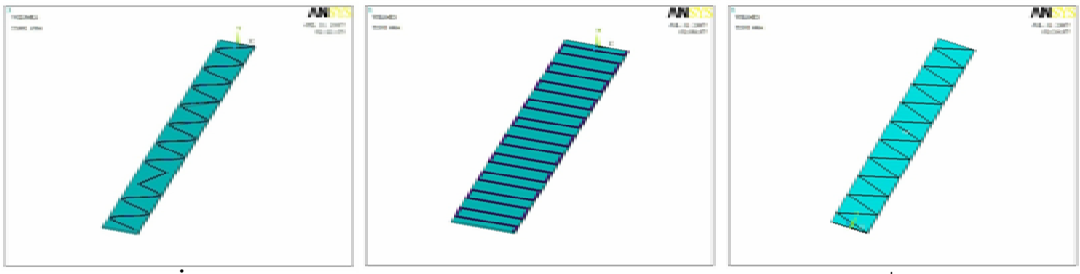


圖 17、不同電極配置之模型

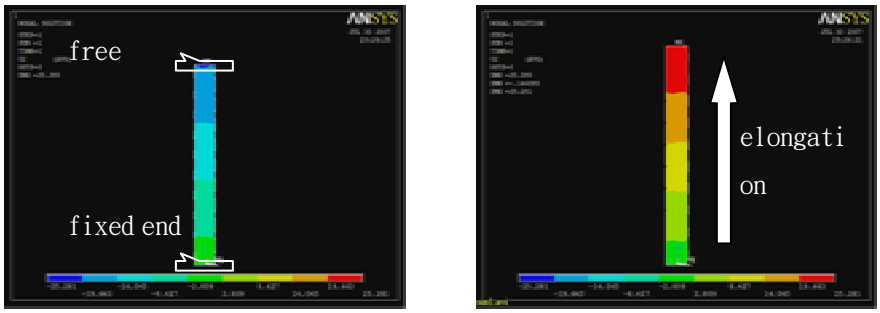


圖 18、致動前(左)後(右)之模型

圖 19 為三種不同電極配置之線性致動器之自由端位移量比較圖，可得方波和三角波配置較正弦波配置多出約 12%的位移量，但方波配置之致動器在致動過程中會產生垂直於致動方向的左右偏擺，若忽略此偏擺效應，其自由端中點的位移量則約略和正弦波電極配置之致動器相等。

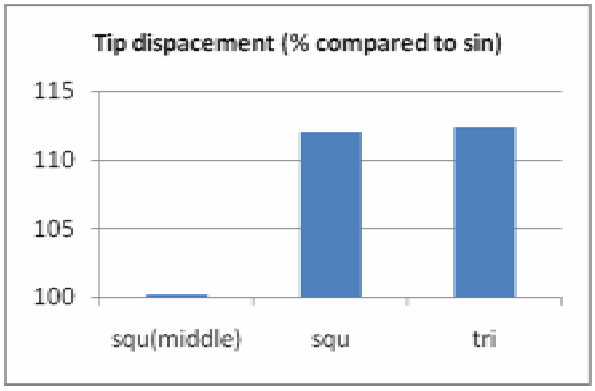


圖 19、各模型端點位移量比較

綜合以上初期模擬結果，線性致動器之電極配置將先採取正弦波及三角波兩種配置以期獲得較穩定的致動效果。圖 20 左方為一測試用試片，右方為此試片在進行 PMMA 層溶解時發生的非預期金屬層剝落現象，材料的選用及製程參數調整正在研究中。

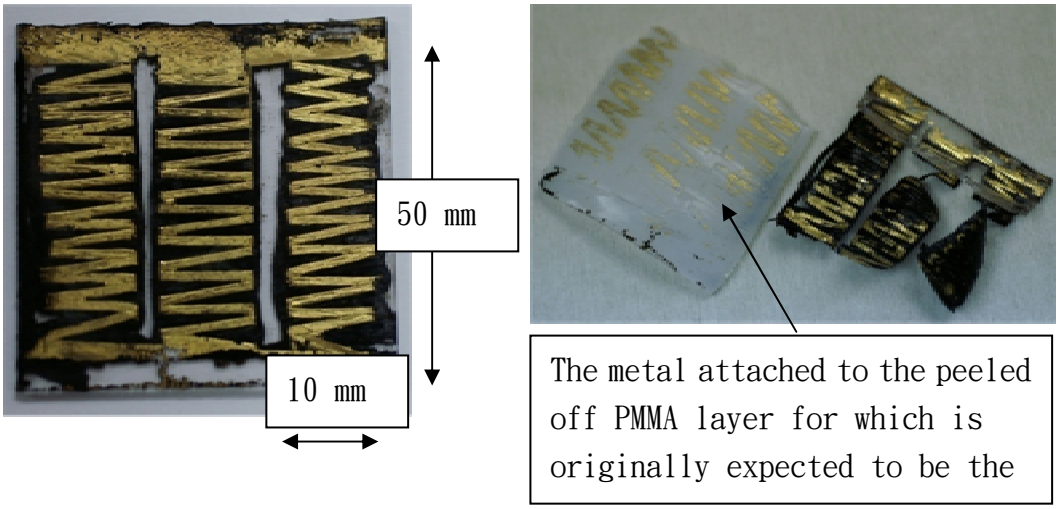


圖 20、初步試作之線性致動器

2.4 新穎離子型人工括約肌製作與測試:利用 PVA/PAMPS 製備離子型人工括約肌

2.4.1 PVA/PAMPS 人工括約肌致動原理

離子型高分子金屬複合材料(ionomeric polymer-metal composites, IPMC)主要是藉由離子的傳導而產生致動的效果，其原理主要是當施加驅動電壓時，正離子會朝向陰極移動，因為正離子為較大的離子且具有親水的特性，因此也造成水分子往陰極移動，最後造成陰極端產生膨脹的現象，並使得 IPMC 朝向正極端致動，如圖 21 所示。此種材料通常只需低於 10 伏特的驅動電壓即可產生致動的效果，且又具有生物相容性高的優點，適合植入人體中，因此本實驗將 IPMC 作為尿道人工括約肌的致動元件。

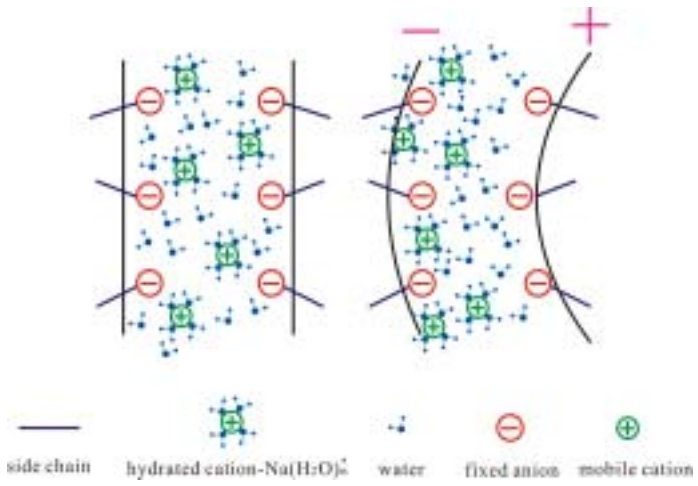


圖 21、IPMC 致動原理

Polyvinyl alcohol (PVA)為目前世界上廣泛使用的軟性高分子，具備柔軟、成膜容易、價錢低廉等優點。而 Poly-2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid (PAMPS)則是最近被大

量應用在質子傳導膜的新材料，藉由 PAMPS 提供 SO_3^- 以達到離子傳導的目的。

因此，本實驗選用 Polyvinyl alcohol (PVA)為人工括約肌的主體(matrix)和 Poly-2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid (PAMPS)為離子傳導介質，並利用化學還原法製作 Pt 電極，最後針對 PVA/PAMPS 人工括約肌進行致動行為實驗和模擬尿道釋放壓力實驗，了解 PVA/PAMPS 人工括約肌實際應用的可行性。

人工肌肉主體

(matrix)

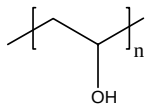


圖 22、PVA 結構式

離子傳導介質

(ion conductive

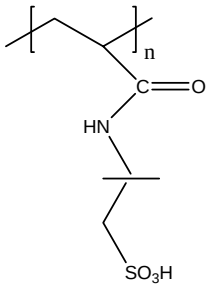


圖 23 、PAMPS 結構式

2.4.2 PVA/PAMPS 人工括約肌製備

2.4.2.1 PVA/PAMPS 薄膜製備

本實驗以去離子水為溶劑，將 1g 的 Polyvinyl alcohol (PVA)在溫度 80 度

下，配製成 10wt%溶液，同樣地以去離子水為溶劑，分別將 2g、1g、0.5g Poly-2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid (PAMPS)配製成 5wt%溶液，待溶液配製完成後，再把 PAMPS 溶液緩慢且均勻加入 PVA 溶液中，並保持溫度 80 度下連續攪拌 5 小時，使得 PVA 和 PAMPS 充分混摻(blend)。

攪拌 5 小時後，將溶液倒入塑膠培養皿中，在室溫下溶劑揮發後即可得到厚度約 300μm 的 PVA/PAMPS 薄膜。因為 PVA/PAMPS 薄膜非常親水，所以為了使 PVA/PAMPS 薄膜達到物理交聯的目地，再將 PVA/PAMPS 薄膜放置在溫度 100 度的烘箱中烘一天，即完成 PVA/PAMPS 薄膜的製備。

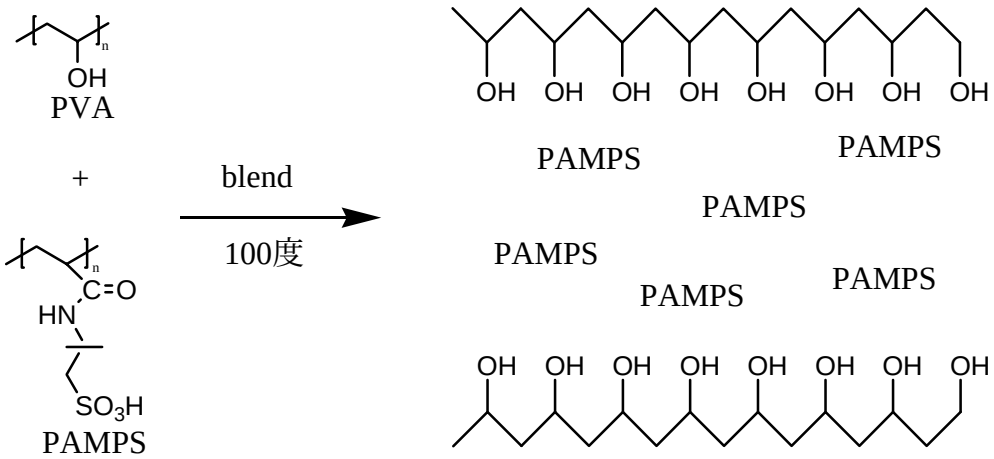


圖 24 、PVA/PAMPS 物理交聯

2.4.2.2 Pt 電極製備

首先將 PVA/PAMPS 薄膜置於 2.4 N HCl 中浸泡約 30 分鐘，再浸泡於純水中 30 分鐘。接著浸泡於 0.2% $Pt(NH_3)_4Cl_2$ (Sigma) 溶液 12 小時，此目地在於使 Pt^+離子進入 PVA/PAMPS 薄膜；再添加還原劑 5% $NaBH_4$ (Across) 3.5 小時，保持

溫度為 40ºC，使 Pt 還原於 PVA/PAMPS 薄膜表面。最後再依序用 0.1N HCl 及 0.1N NaOH（Sigma）潤洗，完成後用去離子水清洗，浸泡於 0.1N NaOH 中一天即完成 Pt 電極的製備。

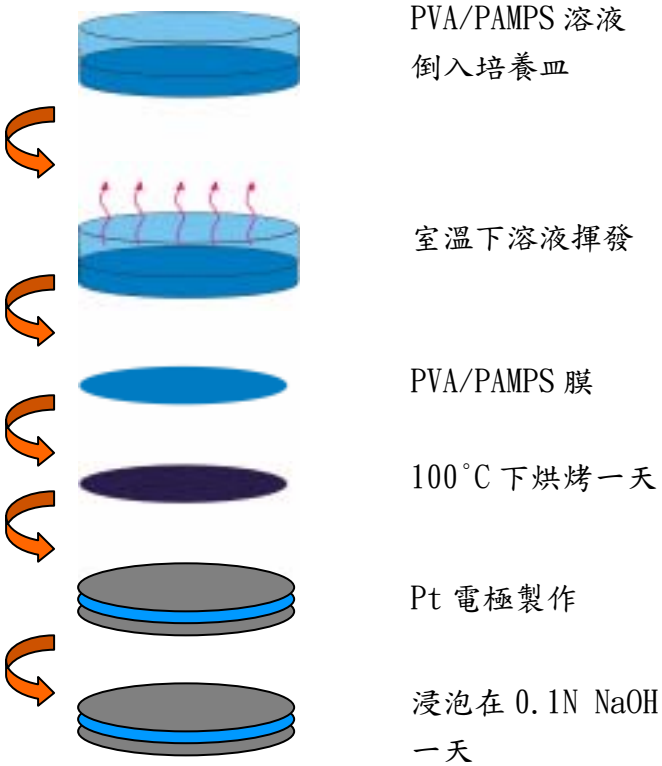


圖 25 、PV A/PAMPS 人工括約肌製備流程

2.4.3 PVA/PAMPS 薄膜性質測試

2.4.3.1 PVA/PAMPS 薄膜 Water uptake (WU)測試

本實驗主要是針對 PVA/PAMPS 薄膜的膨潤性(swelling)進行研究與探討。藉由 Water uptake (WU)的測試來評估 PVA/PAMPS 薄膜的膨潤性(swelling)優良與否，並了解 PVA/PAMPS 薄膜的 PAMPS 含量對 WU 值所造成的影響，WU 值愈大即代表薄膜的膨潤(swelling)情況愈明顯。

Water uptake (WU)的定義與測試方法如下，其中 $W_{swollen}$ 為浸泡一天溶劑後膜重(g)，W_{dry} 為乾膜重(g)。

$$WU(\%) = \frac{W_{swollen} - W_{dry}}{W_{dry}} \times 100\%$$

實驗步驟:

1. 將膜置於真空80 ℃烘約5小時,再稱重即可得W_{dry}
2. 將膜置於去離子水中浸泡約1天
3. 將膜表面水份擦拭乾淨後再稱重即可得$W_{swollen}$
4. 經由上式計算後可得WU值

由圖六可知，因為 PVA 本身有許多 OH^-基相當親水，所以在只添加少量的 PAMPS(PVA:PAMPS=1:0.5)情況下，其 WU 值仍有 90%左右，而隨著 PAMPS 含量的增加 WU 值也逐漸遞增。我們推測這是由於 PAMPS 本身含有 SO_3^-，而 SO_3^-也是屬於

相當親水的化學基 SO_3^-因此才會表現出這樣的特性。PVA:PAMPS=1:3 情況下 WU 已達 150%左右 SO_3^-此時 PVA/PAMPS 薄膜在吸水之後 SO_3^-薄膜膨潤情形變得相當明顯。

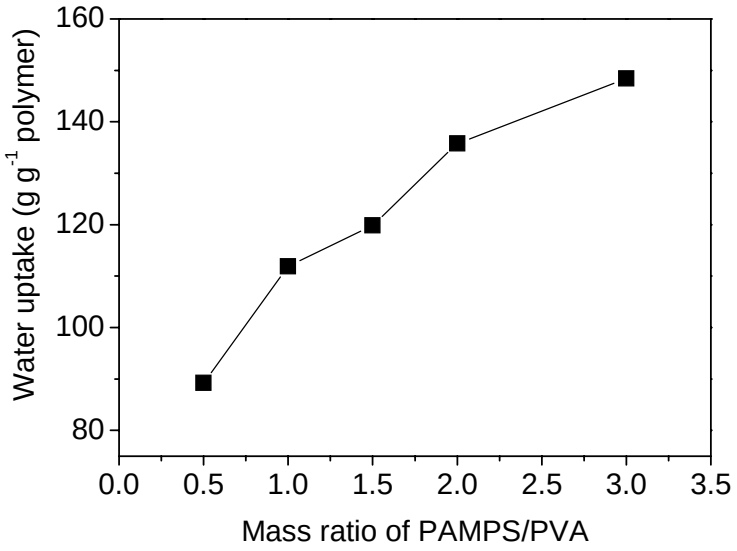


圖 26、不同含量 PAMPS vs WU

2.4.3.2 PVA/PAMPS 薄膜 Ion exchange capability (IEC)測試

本實驗主要是針對 PVA/PAMPS 薄膜的 Ion exchange capability (IEC)進行研究與探討。藉由 Ion exchange capability (IEC)的測試，來評估 PVA/PAMPS 薄膜裡的 SO_3^-所具有的離子交換能力優良與否，並了解 PVA/PAMPS 薄膜的 PAMPS 含量對 IEC 值所造成的影響。IEC 值愈大即代表薄膜的離子交換能力愈好。

Ion exchange capability (IEC)的定義與測試方法如下，其中 V_0為滴定管中NaOH的初始體積值，V_E為滴定管中NaOH在溶液達平衡時的體積值，而 W_{dry}為乾膜重(g)。

$$IEC = \frac{0.01\,(V_O - V_E)}{W_{dry}}$$

實驗步驟:

1. 將膜剪裁後先稱乾膜重再浸泡至1M HCl 約5hr(changed them into the H^+ form)
2. 浸泡至40℃的蒸餾水中(confirmed the stability of membranes in hydrolytic condition)
3. 將膜浸泡至50ml 1M NaCl溶液中約一天,使其達到平衡(replace the protons by sodium ions)
4. 用phenolphthalein當指示劑,並以0.01N NaOH 溶液滴定
5. 藉由上式計算後可得薄膜的IEC值

PVA/PAMPS 薄膜的離子交換能力是由 PAMPS 上的 SO_3^-所造成的，因此 PAMPS 的含量多寡與 IEC 值有直接關係。由圖 27 可知在，只添加少量的 PAMPS(PVA:PAMPS=1:0.5)情況下，其 IEC 值只有 0.07 左右，而隨著 PAMPS 含量的增加，IEC 值也逐漸遞增，我們由此可以判斷出 PAMPS 本身含有 SO_3^-是決定 IEC 值得主要因素，因此才會表現出這樣的特性。PVA:PAMPS=1:3 情況下 IEC 值達 0.33 左右，和 PVA:PAMPS=1:0.5 的情況相比較之下，IEC 值遞增情形相當明顯。

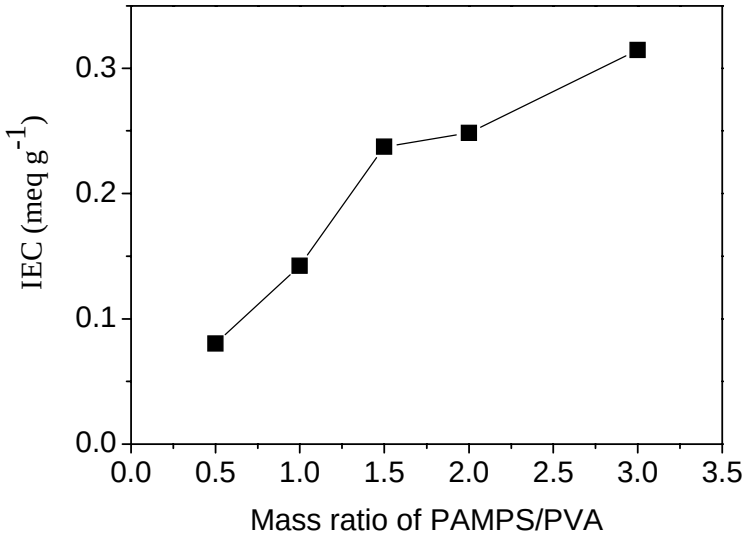


圖 27、不同含量 PAMPS vs IEC

2.4.3.3 PVA/PAMPS 薄膜 Ion conductivity 測試

本實驗主要是針對 PVA/PAMPS 薄膜的 Ion conductivity 進行研究與探討。藉由 Ion conductivity 的測試，來評估 PVA/PAMPS 薄膜的 PAMPS 含量對 Ion conductivity 所造成的影響

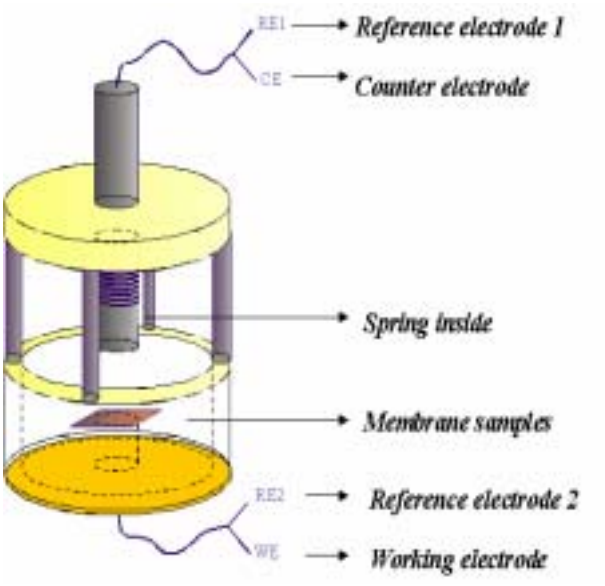


圖 28、ion conductivity 實驗夾具模型

Ion conductivity的定義與測試方法如下，其中S為導電度（S/cm），L為膜厚（cm），Rb為膜阻抗值（Ω），而A為電極面積（cm^2）。

實驗步驟:

1. 將膜剪裁為一定規格如: 3 × 3 cm

2. 將剪裁後的膜浸泡至去離子水中一天的時間

3. 取出薄膜將表面水分擦拭掉量得膜厚

4.利用交流阻抗分析儀和圖八實驗夾具測量阻抗值

5.藉由上式計算後可得薄膜的Ion conductivity

由圖 29 可知，在只添加少量的 PAMPS(PVA:PAMPS=1:0.25)情況，其 Ion conductivity 值只有 0.002(S/cm)左右，而隨著 PAMPS 含量的增加 Ion

conductivity 值也逐漸遞增。我們由此可以判斷出 PAMPS 本身含有 SO_3^-是決定 Ion conductivity 值的主要因素，因此才會表現出這樣的特性。PVA:PAMPS=1:3 情況下 Ion conductivity 值達 0.0135(S/cm)左右，和 PVA:PAMPS=1:0.25 的情況相比較之下 Ion conductivity 值遞增情形相當明顯。

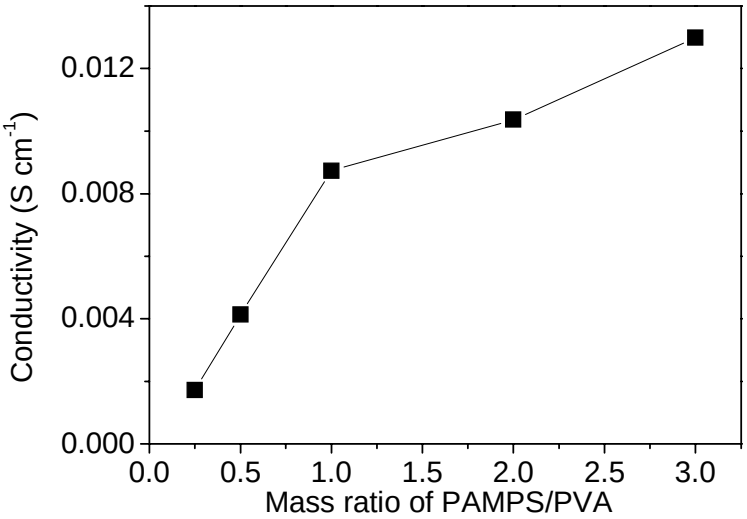


圖 29、不同含量 PAMPS vs Ion conductivity

2.4.4 PVA/PAMPS 人工括約肌致動測試

本實驗主要是為了了解 PVA/PAMPS 人工括約肌致動的基本性質。將製備完成的 PVA/PAMPS 人工括約肌進行致動測試，本實驗在固定 PVA/PAMPS 膜的寬度 0.5cm 長度 1.5cm 厚度 300μm，且施加固定 3 伏特直流電的條件下，分別觀察 PVA/PAMPS 膜之致動角度隨時間的變化及重複性的實驗。實驗裝置圖 30:(Blending angle 定義為圖 30 中 PVA/PAMPS 膜由 A 點致動至 B 點的夾角)

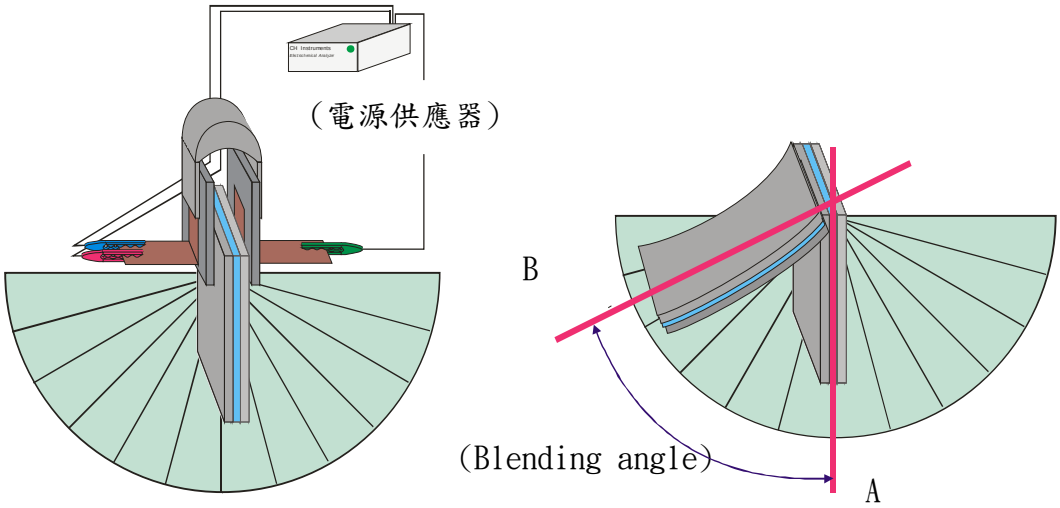


圖 30、致動測試實驗裝置

首先，為了解 PVA/PAMPS 薄膜致動的基本性質，我們進行 PVA/PAMPS 薄膜致動測試，觀察其致動角度隨時間的變化。實驗裝置如上述，每次固定施加 3 伏特的直流電後，測試 PVA/PAMPS 薄膜在約 350 秒後其致動角度隨時間的變化。圖 31 為實驗結果，我們可發現 PVA/PAMPS 薄膜的擺幅有隨 PAMPS 含量增加而變大的趨勢，推測是薄膜中 PAMPS 含量增加，即 SO_3^-數目也增加，因而使得 Na^+較容易傳導。但值得注意的是 PAMPS 含量增加時，PVA/PAMPS 薄膜的 stiffness 也會增加，使得 PVA/PAMPS 薄膜(1:2)致動速率提升，但 blending angle 並沒有比 PVA/PAMPS(1:1)薄膜增加太多。圖 31 中的箭頭處為 PVA/PAMPS 薄膜致動至最大角度的 90%的時間點，由這三個時間點可發現 PVA/PAMPS(1:0.5)薄膜所費時間最長(約 200 秒)，而 PVA/PAMPS(1:1)薄膜和 PVA/PAMPS(1:2)薄膜則是花費了差不多的時間(約 180 秒)，由此可印證 PAMPS 含量增加有助於致動，但太多則會增

加 stiffness，使得致動速率不會大幅提升。

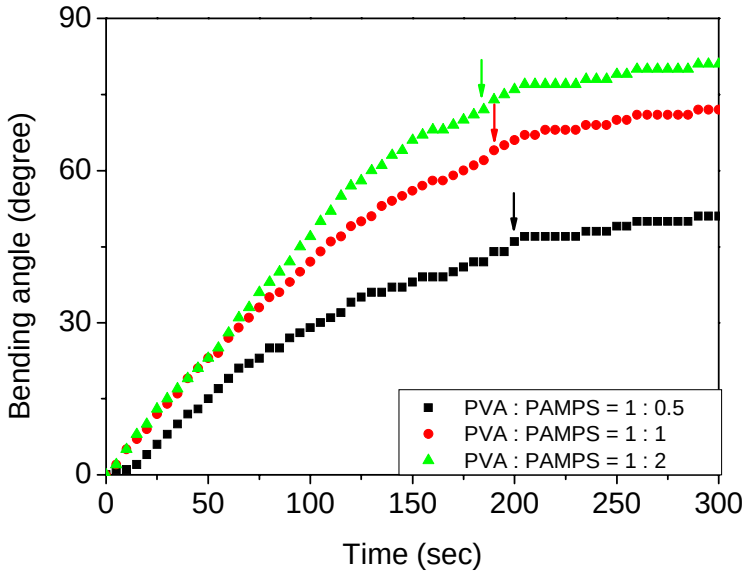


圖 31、致動角度隨時間的變化
（箭頭處為 PVA/PAMPS 薄膜致動至最大角度的 90%的時間點）

接下來，我們進行 PVA/PAMPS 薄膜的重複性測試，每次固定施加 3 伏特的直流電，測試 PVA/PAMPS 薄膜在每次 300 秒的時間內是否能夠重複致動達到同樣角度。而每次測試前，都將 PVA/PAMPS 薄膜浸泡在 0.1 N NaOH 溶液中 20 分鐘，進行連續 15 次的測試。圖 32 為測試結果，可發現在連續 15 次的測試中 PVA/PAMPS 薄膜的致動重覆性良好，幾乎都能惟持固定水準。另外一點值得觀察的是因為 PVA/PAMPS 薄膜含有許多 OH^- 基非常親水，所以每次浸泡的時間只需 20 分鐘即能補充含水量及 Na^+ 離子濃度。而 15 次之後 Pt 電極有可能因人為操作的影響而脫落。

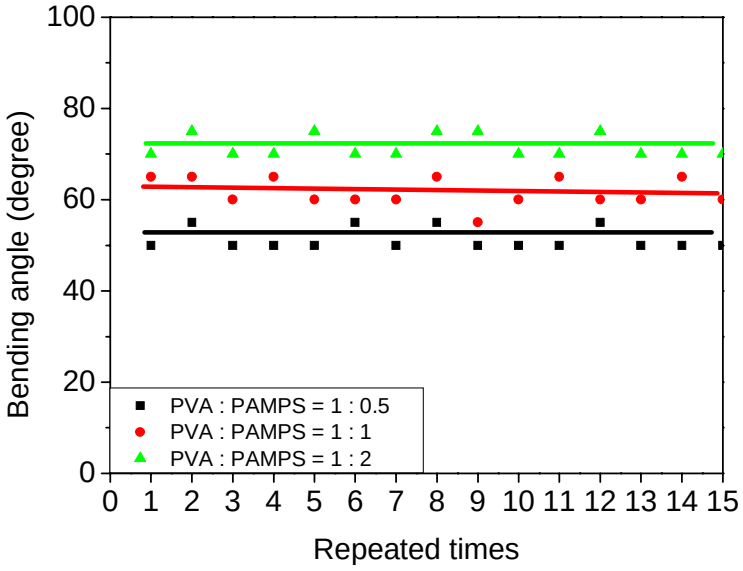


圖 32、重複性測試
(圖中直線代表重複性的趨勢線)

2.4.5 PVA/PAMPS 人工括約肌測試

2.4.5.1 PVA/PAMPS 人工括約肌致動力量測試

本實驗主要是為了了解在不同長度、不同 PAMPS 含量的情況下致動力量變化的情形。將製備完成的 PVA/PAMPS 人工括約肌進行致動力量，本實驗在固定 PVA/PAMPS 膜的寬度 0.5cm 厚度 300μm 長度分別為 1cm、1.5cm、2cm 且施加固定 3 伏特直流電的條件下，分別觀察 PVA/PAMPS 膜致動力量。實驗裝置如圖 33

圖 33、致動力量測試裝置

圖 34 為實驗結果。我們首先可發現致動力量和 PVA/PAMPS 薄膜的長度成反比關係，即 PVA/PAMPS 薄膜長度越短其所能產生的致動力量越大。

接下來，我們可發現 PVA/PAMPS(1:0.5)薄膜的 PAMPS 含量太少時，其力量較小，推測是因為 PAMPS 含量太少時，其 SO_3^-數目也太少，使得 Na^+離子傳導較不容易，因而使得其致動力量較小。當 PAMPS 含量增加，SO_3^-數目也增加，使得 Na^+離子傳導較容易，因而使得其致動力量提升。然而由圖 34 可發現 PVA/PAMPS(1:2)薄膜的致動力量只比 PVA/PAMPS(1:1)薄膜增加一點，甚至在長度為 1cm 的條件下致動力量比 PVA/PAMPS(1:1)薄膜稍微低一點。

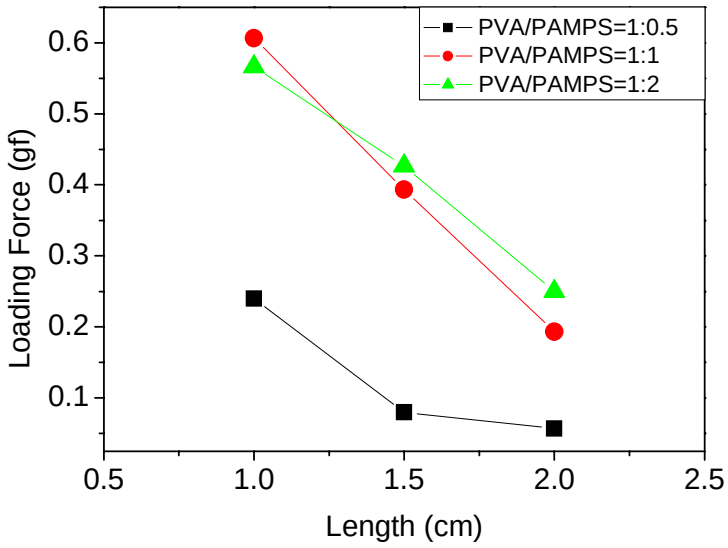


圖 34、致動力量測試

我們推測主要原因是 PVA/PAMPS(1:2)薄膜雖然 PAMPS 含量較多，但 PAMPS 太多也造成 stiffness 增加，使得致動速率雖然增加，但致動擺幅反而受到限制(由圖 31 可知)，因此造成 PVA/PAMPS(1:2)薄膜的致動力量只比 PVA/PAMPS(1:1)薄膜增加一點。而在長度為 1cm 的條件下，除了本身 PAMPS 含量造成的 stiffness 增加外，薄膜本身的形狀也連帶使得致動所需克服的 stiffness 增加，因此在這兩個因素的影響下最後使得 PVA/PAMPS(1:2)薄膜的致動力量反而稍微低一點。

2.4.5.2 PVA/PAMPS 人工括約肌壓力測試

本實驗主要為了模擬尿道在 PVA/PAMPS 人工括約肌的包覆下，所能造成尿道壓力的釋放與提升。將製備完成的 PVA/PAMPS 人工括約肌進行壓力測試，本實驗

在固定 PVA/PAMPS(1:1)薄膜的寬度 0.5cm、長度 1cm、厚度 300μm 且施加固定直流電的條件下，分別觀察在 PVA/PAMPS 人工括約肌的包覆下所能造成水壓上升與下降的實驗。實驗裝置如圖 35。

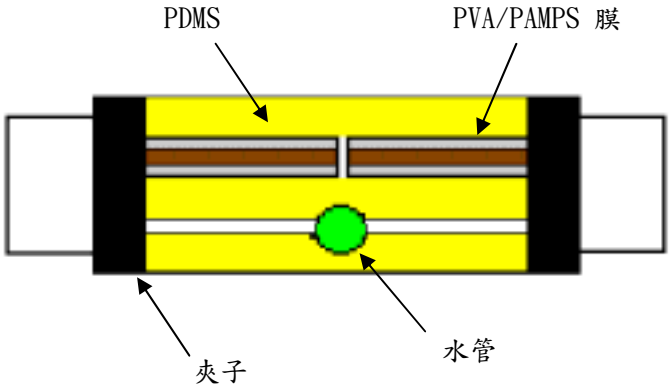


圖 35、壓力測試裝置

圖 36、37 為實驗結果，首先針對 PVA/PAMPS 人工括約肌施加 5 或 6 伏特直流電壓，觀察水壓下降的幅度，我們可發現隨著施加的直流電電壓增加時，PVA/PAMPS 人工括約肌所能造成的水壓釋放幅度增加，即施加電壓愈大水壓下降值越大。

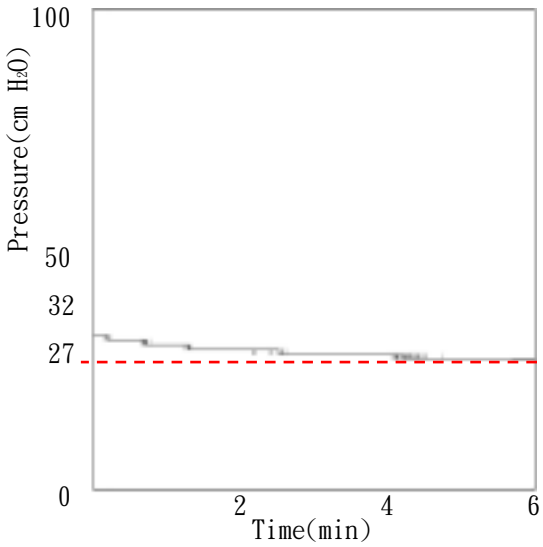


圖 36、5 伏特電壓時壓力變化

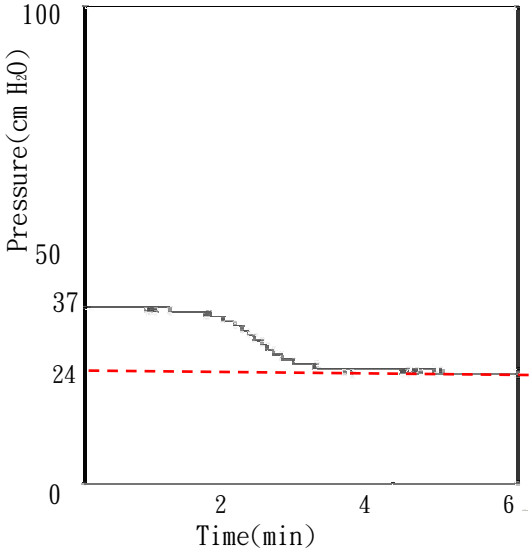


圖 37、6 伏特電壓時壓力變化

接著更進一步針對 PVA/PAMPS 人工括約肌所能造成的水壓釋放能力的重複性探討。先對 PVA/PAMPS 人工括約肌施加 5 伏特直流電壓，使水壓下降維持一固定值後再停止施加電壓，觀察水壓是否有回復現象及重複性。進行測試後，由圖 38 我們可發現水壓下降與上升約 5 至 7cmH_2O 且仍有約二至三次的重複性。

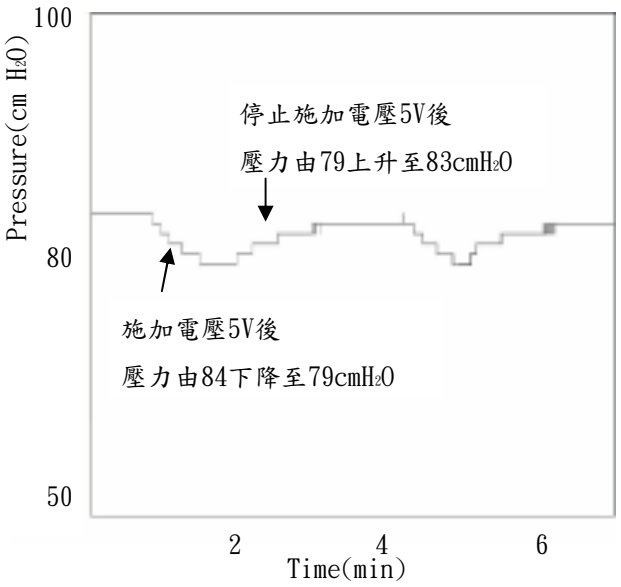


圖 38、尿道壓力釋放重複性測試

2.4.6 結論

由 PVA/PAMPS 人工括約肌壓力測試可知，PVA/PAMPS 人工括約肌確實可達到模擬尿道壓力釋放的結果，但從實際實驗中仍發現有幾點需改進的地方:

(1). PVA/PAMPS 薄膜的 WU、IEC 和 Ion conductivity 值隨著 PAMPS 含量增加而上升。WU 值大即代表薄膜易膨潤，IEC 值大即代表薄膜離子交換能力佳有助於致動。

(2). PVA/PAMPS 薄膜的致動速率隨著 PAMPS 含量增加而上升，但太多 PAMPS 會增加 stiffness 使得致動速率無法大幅提升。

(3). PVA/PAMPS 薄膜的致動力量隨著 PAMPS 含量增加而上升，但太多 PAMPS 再加上較短的力臂影響下，使得致動力量無法大幅提升。

(4). PVA/PAMPS 人工括約肌壓力測試中，厚度 300 μm 的薄膜能造成尿道壓力約 5cmH_2O 釋放，且約有二至三次的重複性。

(5). PVA/PAMPS 人工括約肌壓力測試的模擬裝置中，方形的 PDMS 不易完全包覆尿道。未來可以在 PDMS 設計上發展出最能緊密包覆尿道的形狀。

2.5 新式離子型人工括約肌製作與測試

2.5.1 離子性高分子-金屬複合材料

2.5.1.1 離子性高分子-金屬複合材料（IPMC）的製備

利用砂紙輕微的摩擦膜表面Nafion離子交換膜後，置於沸騰之2.4N HCl溶液30分鐘，再將膜浸泡於0.2%的$Pt(NH_3)_4Cl_2$溶液8小時，使得Nafion膜中的H^+會被Pt^+置換出來。再將膜浸泡於40℃的5% $NaBH_4$中3.5小時，同時將溫度逐漸由40℃升到60℃。用去離子水潤洗後，再依序浸泡於0.1N HCl、0.1N NaOH中各10秒中和產物，最後存放於去離子水中。

2.5.1.2 離子型人工括約肌測試結果

如圖 39 所示，將所製成的 IPMC 薄膜夾於兩電極中，通過直流電後，會導致 Nafion 的彎曲，可以持續 5 分鐘以上，因此適用於人工括約肌的應用。

圖 39、IPMC 致動圖，左圖為未通電前，右圖為施加 3 伏特的電壓後，IPMC 彎曲的情形

接下來，我們測試 IPMC 的重複使用性，於 3 伏特的直流電，測量 IPMC 在不同通電時間下（一、二、三分鐘）的彎曲是否能夠重複，每次再測試前，Nafion 均浸泡在 NaOH 溶液中 30 分鐘。圖 40 為一典型之測試結果，每次通電時間為一分鐘。首先我們可以看到 IPMC 膜的擺幅會先張到最大，然後略微減少。IPMC 膜每次的擺幅也不盡相同，介於 30º～50º 之間，不過也沒有持續遞減的現象。我們推測每次擺幅不同的原因可能是 Nafion 的含水量或是離子的濃度不同所造成，可能在通電前的浸泡時間需要加長，以達到平衡。

此外 IPMC 的性質也要在進一步改進，例如使用不同的離子，例如鋰、鎂等，以及嘗試在 IPMC 上鍍上不同電極層(如:金)，以期待有更好之性能。

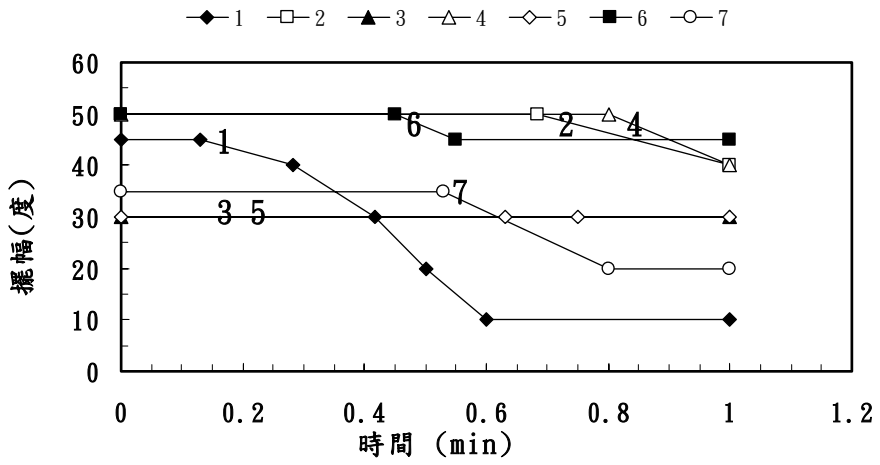


圖 40、IPMC 於一分鐘下重複性使用測試

2.5.1.3 IPMC 經電致動所產生力的量測

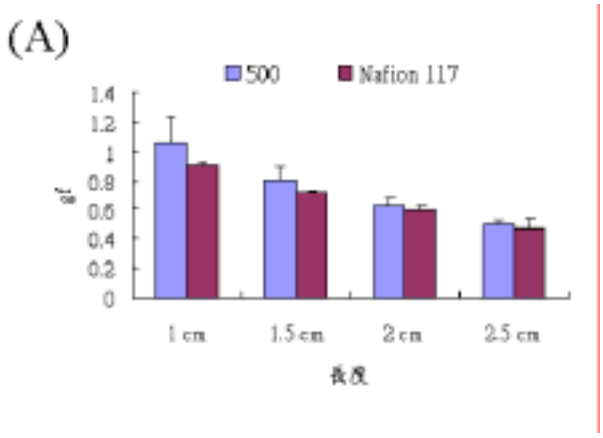
我們測試不同厚度以及不同長度的離子性高分子-金屬複合材料，經電致動後所能產生的力，其厚度分別為200 μm及500 μm，以及四種不同大小的長度：1 cm、1.5 cm、2 cm、2.5 cm，寬皆為0.5 cm。將試片置於力量感測器前端的金

屬桿上，由感測器感應離子性高分子-金屬複合材料施予的力量，藉由電腦紀錄通電後兩分鐘內力的改變，取期間產生最大力的值。測試電壓為3伏特或4伏特。

2.5.1.4 結果

離子性高分子-金屬複合材料通電時產生的力亦為影響人工括約肌表現的因素之一，若產生的力量不足，則無法撐開人工括約肌讓尿液通過，所以我們必須了解通電時離子性高分子-金屬複合材料所能產生的力量大小。

圖41顯示，不論電壓為3伏特（圖41-A）或4伏特（圖41-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 117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。短試片所產生的力量較大，可能是因為其電壓供給較均勻，離子較不受距離電極遠近影響，可一致性地移動。



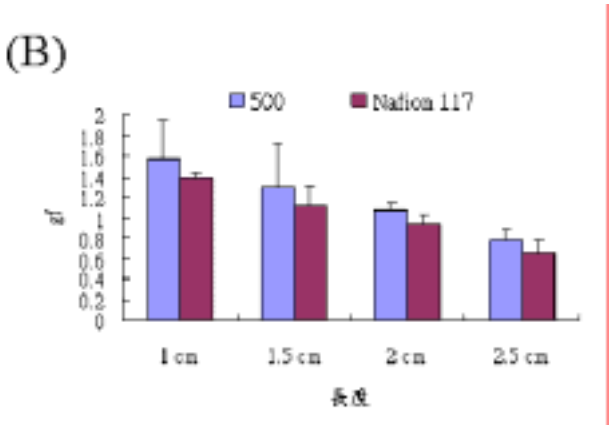


圖 41、離子性高分子-金屬複合材料經電致動所產生力的測試結果。(A)電壓為 3 伏特，(B)電壓為 4 伏特。500 代表厚度為 500 μm 的樣品，Nafion 117 代表厚度為 200 μm 的樣品。

2.5.2 離子型人工括約肌

2.5.2.1 離子型人工括約肌製作

首先將離子性高分子-金屬複合材料黏上銅箔膠帶，再接上電線且分別插入 PDMS 之兩側，上下共四片離子性高分子-金屬複合材料並用夾子固定（如圖 42 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。

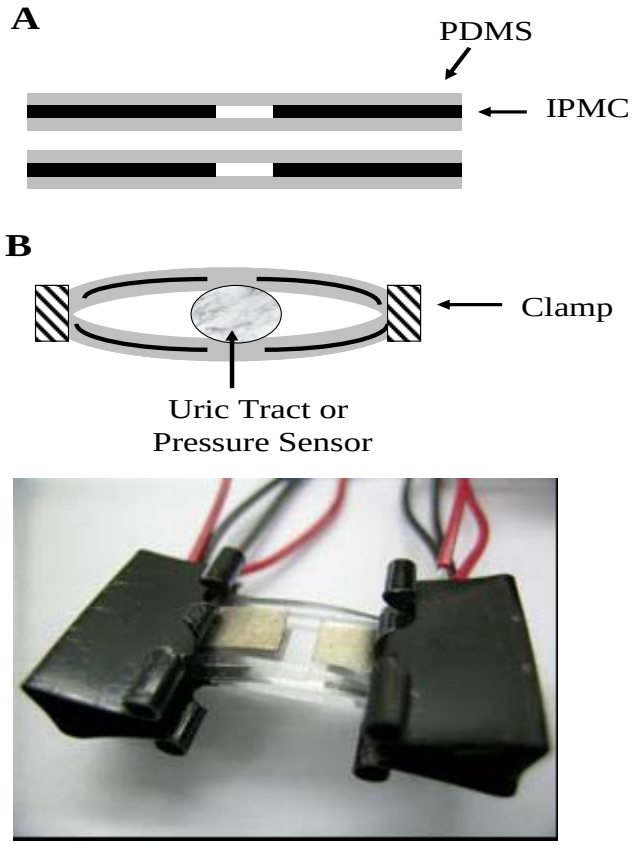
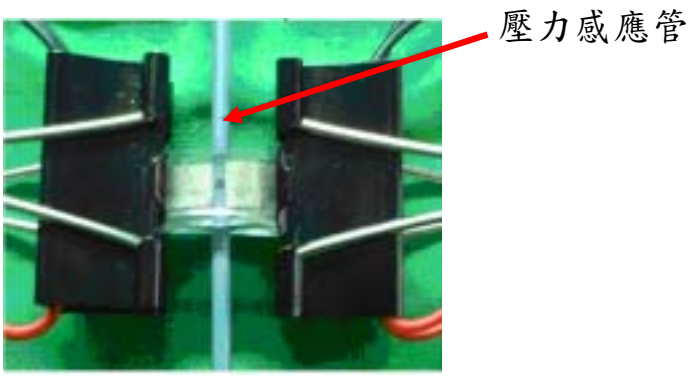


圖 42、 新式人工括約肌圖示。A. IPMC 和 PDMS 的排列。B. 新式人工括約肌的結構圖。C. 新式人工括約肌原型。

2.5.2.2 壓力釋放測試

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。本研究利用尿路動力學系統，量測當通電時 IPMC 和 PDMS 向外擴張時所造成壓力的改變。通電時，離子性高分子-金屬複合材料受到外加電壓的驅動，四片離子性高分子-金屬複合材料產生向外擴張的力量，應該會造成壓力值下降。實驗裝置及電致動釋放壓力的機制如圖 43 所示。



圖、尿路動力學裝置圖。

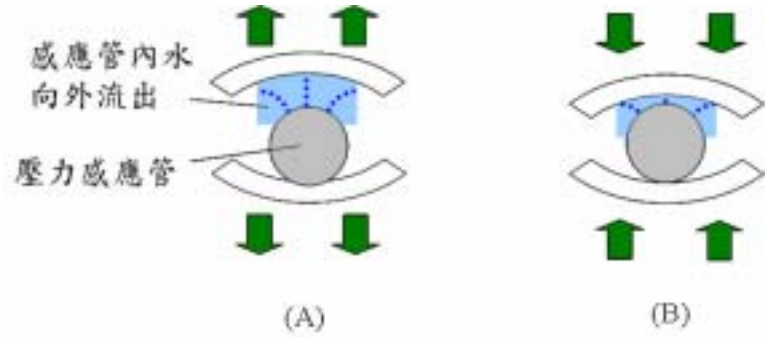


圖 43、(A)離子性高分子-金屬複合材料向外擴張，尿道壓力下降 (B) 離子性高分子-金屬複合材料向內壓縮，尿道壓力上升

2.5.2.3 結果

通電時，人工括約肌中的 4 片離子性高分子-金屬複合材料向外擴張，撐開了 PDMS，造成壓力值下降，使得向外流出的水流增加。如圖 44 上者所示，人工括約肌的起始壓力為 60 cm-H_2O，施予 3 伏特電壓，造成壓力下降(以三角形向下表示)至 50 cm-H_2O，大約到了 2 分 15 秒才將電源關閉(以圓形表示)。經過 30 秒後再將電極反接並開啟電源，此時離子性高分子-金屬複合材料向內縮，壓力上升(以三角形向上表示)回到了 60 cm-H_2O，到了第 4 分鐘將電源關閉。在此實驗當中，壓力的改變量為 10 cm-H_2O。當電壓升高到 4 伏特，壓力減少值則增加

44 cm-H_2O(下圖右所示)。實驗結果顯示當電壓越大，離子性高分子-金屬複合材料向外擴張的力量越大，壓力的改變量也越大。我們這次實驗顯示了此人工括約肌可使壓力值下降範圍 40 cm-H_2O 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。

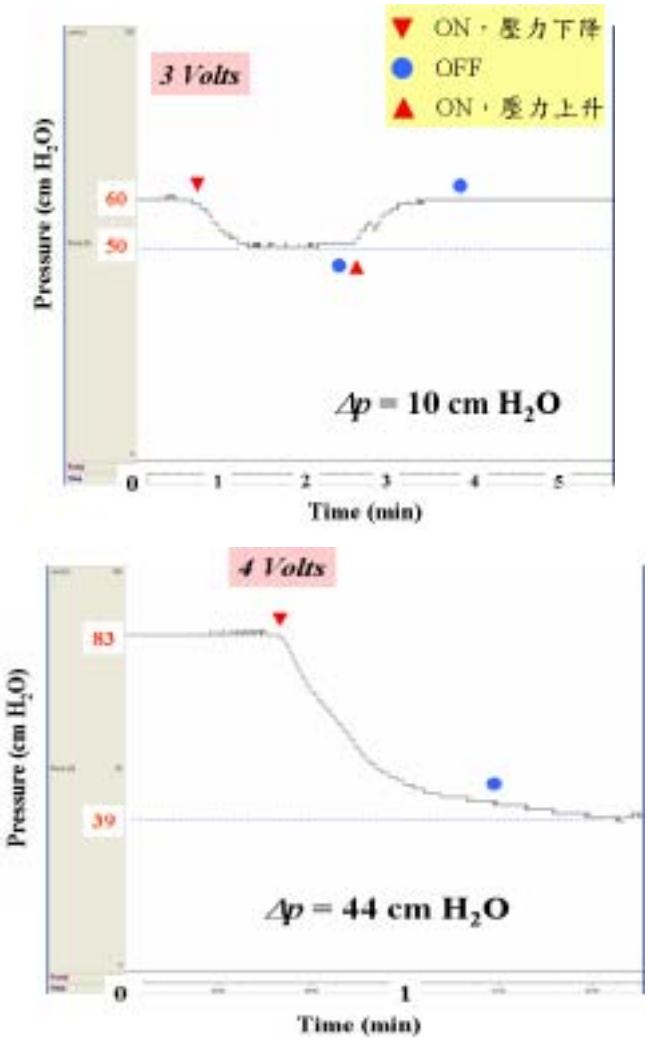


圖 44、於 3 伏特及 4 伏特下進行尿路動力學之實驗結果

2.6 動物模型

2.6.1 尿路動力學系統

本計畫已完成測量尿道壓力的尿路動力學系統採購、驗收與測試(尿道仿體的建立與壓力測試)。此儀器裝置用於膀胱泌尿系統分析的尿路動力學系統裝置，如圖45所示，此系統可測量尿道壓、膀胱壓、腹壓、尿流速與括約肌肌電訊號。

圖 45、尿路動力學系統，左方為整體系統圖，右方為壓力模組

量測原理是利用導管側孔出水所面臨到的壓力，回饋到壓力量測模組，再經由電腦計算而得，初步實驗只需量測尿道壓力，故選擇有8個出水孔的導管做實驗，選擇其中三孔連接壓力量測模組，如圖46所示。

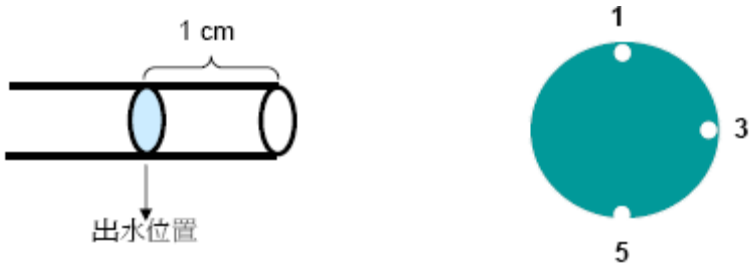


圖 46、壓力量測模組導管示意圖，左方為側視圖，用以表示出水位置，距離導管末端約為 1 公分處，右方為正視圖，用以表示三個出水孔的相對位置

量測時須先行歸零，而後儀器會將導管緩慢往後拉，同時注水和記錄壓力，在此以仿體做測試，流程如圖 47 所示。

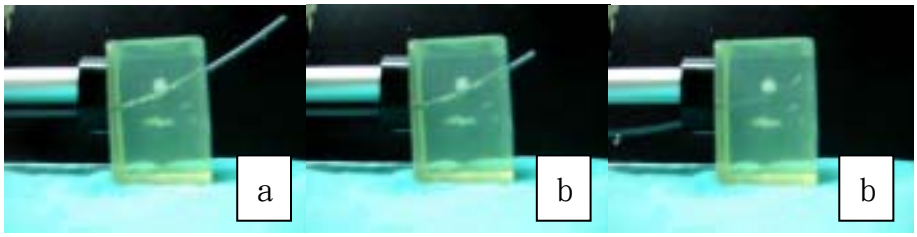


圖 47、壓力量測流程，導管在仿體外時先歸零，如 a 所示，而後拖曳模組開始慢慢拖曳導管，如 b 所示，在導管進入仿體後量測到在仿體內部的壓力，如 c 所示

2.6.2 紐西蘭大白兔泌尿系統解剖

進一步以兔子做為實驗對象，量測兔子尿道壓力以判斷系統準確度，先將兔子麻醉，再將導管插入至膀胱處，歸零，再開始量測，所量測的結果如圖 48 所示，三個壓力模組所量測到的結果都很相似，最大值約為 15cm-H20，顯示出量測結果不因出水孔的位置不同而有所改變。而量測的結果與國外的研究結果相似[12]，佐證了本次實驗結果的可信度。

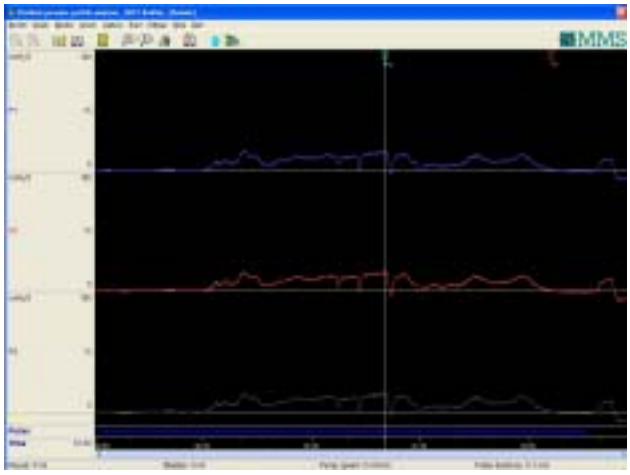


圖 48、兔子尿道壓力，三欄各自為三個出水孔所量測到的結果，最大值約為 15cm-H_2O

為了進一步確認兔子的泌尿系統，特請泌尿外科王碩盟醫師替我們做兔子的大體解剖，結果如圖49所示。

圖 49、兔子解剖圖，圖中所示大部份為膀胱

2.6.3 實驗結果

經由仿體測試，出水孔的出水速度、拖曳裝置拉導管的速度以及出水孔的位置不太會影響尿道壓量測的數值，此系統可為以後的研究提供準確的實驗數據。兔子的泌尿系統與生殖系統再末端是未分開的，也就是尿道口與陰道口是混合在

一起，但排洩系統末端的肛門與直腸與泌尿道是分開的。兔子的尿道括約肌深藏在骨盆底部，不易由外接近，並不適合植入人工的括約肌，可能要考慮植入在較外側的生殖、泌尿混合通道較適宜，或考慮更大的動物，如迷你豬。

3　結論

本計畫執行預定進度如圖十九所示，目前已完成項目包括：輸尿管壓力測試、人工肌肉高分子合成、平面單層人工肌肉製作、人工肌肉作動測試等，本年度正在進行的項目包括：生物相容性測試、平面肌肉力學模型建立、環型多層人工肌肉測試，以及人工瞳孔之研究及開發，將可順利達成進度。

圖 50、計畫執行預定進度

4 參考文獻

1. K. J. Kim, M. Shahinpoor, Polymer 43 (2002) 797.
2. J. Y. Li, S. Nemat-Nasser, Mech. Mater. 32 (2000) 303.
3. K. Idla, O. Inganas, M. Strandberg, Electrochim. Acta 45 (2000) 2121.
4. R. Pelrine, R. Kornbluh, Q. B. Pei, J. Joseph, Science 287 (2000) 836.
5. E. W. H. Jager, O. Inganas, I. Lundstrom, Adv. Mater. 13 (2001) 76.
6. T. W. Lewis, L. A. P. Kane-Maguire, A. S. Hutchison, G. M. Spinks, G. G. Wallace, Synthetic Metals 102 (1999) 1317.
7. E. Smela, Adv. Mater. 15 (2003) 481.
8. E. Smela, J. Micromech. Microeng. 9 (1999) 1.
9. T. F. Otero, J. M. Sansinena, Adv. Mater. 10 (1998) 491.
10. A. E. Gousse, S. Madjar, M. M. Lambert, I. J. Fishman, J Urol 166 (2001) 1755.
11. O. Mitsuyoshi, K. Yoshiyuki, S. Hir-okazu, T. Kazuya, Jpn, Ele-ct. Eng. 149 (2004) 7.
12 T. B. Pouyet, P. G. Briand, D. J. Martin, British Journal of Urology 82 (1998) 420.

國科會工程處「前瞻優質生活環境」計畫（９６）年度成果報告

計畫主持人：馬劍清

共同主持人：蔡偉博、戴子安、陳文翔、施文彬

執行單位：國立台灣大學機械工程學系、國立台灣大學化學工程學系、國立台灣大學醫學院復健科

計畫名稱：人工肌肉在生物醫學的應用-人工括約肌於尿失禁的治療

成果統計：

人才培育：參與計畫學生數：博士生 _____2_____ 人
碩士生 _____5_____ 人
其他 _____2_____ 人 (研究助理)

論文發表：國外期刊：_____1_____篇
國內期刊：_____0_____篇
國外會議：_____3_____篇
國內會議：_____2_____篇

專利：國外獲得：_____0_____件（國別）
國外申請中：_____1_____件（國別）
國內獲得：_____0_____件（國別）
國內申請中：_____1_____件（國別）(人工瞳孔部分)

軟體：_____

計畫中是否有廠商參與：_____
參與廠商的主要工作為：

其他具體成果：(請敘述)

註：1.本表成果含所有子計畫請彙整填寫
2.論文發表部分請以附件方式詳列發表之刊物（格式按本會個人資料中著作目錄格式）

成果敘述：

1. 人工虹膜

將記憶合金應用於人工虹膜(artificial iris)之設計，以期達成能隨外界光線主動調節入光量大小的人工虹膜。前期先以記憶合金作為致動元件，配合控制電路，以入射光強弱決定光圈(瞳孔)開閉大小，模擬真正眼球的功能。現已獲初步成果，未來工作則是要使用類似設計，但以導電高分子取代記憶合金，來製作人工虹膜。

2. 導電高分子線性致動器

雙層(bilayer)致動器再需要直線方向驅動的場合，會因為其變形行為而產生諸多限制利。若用不同之電極配置。配合現有之雙層型高分子致動器之薄膜製程則可設計製造具有直線驅動方線之線性致動器。經由有限元素法模擬可得較佳之電極配置形狀。

3. 新穎 PVA/PAMPS 離子型人工括約肌

利用 Polyvinyl alcohol (PVA) 軟性高分子作為主體，及 Poly-2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid (PAMPS)作為離子傳導介質以製備新穎離子型人工括約肌。已完成 PVA/PAMPS 薄膜之澎潤性(swelling)，離子交換能力(ion exchange capability，IEC)等基礎性質測試。薄膜電致動之角度及施力值既應用於尿路動力學測試亦有量化結果。

4. 新式 Nafion 人工括約肌

使用離子交換高分子 Nafion 製作人工括約肌，對其進行電致動角度位移重複性及施力量測並進行尿路動力學測試。於壓力釋放測試發現此高分子金屬複合材料可使壓力值降至人類尿道可應用之範圍。並於施加反向電流後回復至初始位置，顯示出實際應用之潛力。

國外期刊：

1. “Novel Artificial Muscle Membrane Based on Poly(vinyl alcohol)/ Poly(2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid)” Chi-An Dai, An-Cheng Kao, Wei-Bor Tsai, Wen-Shiang Chen, Wen-Pin Shih, and Chien-Ching Ma, submitted for publication.

國外會議：

1. K.-J. Lin, Y.-H. Lee and C.-A. Dai, “Artificial Muscles Based on a Polypyrrole/Polyelectrolyte System” 2007, Materials for Advanced Technologies, July 1-6, Singapore.
2. K.-J. Lin, Y.-H. Lee, C.-P. Liu and C.-A. Dai, “Artificial Muscles Based on Poly(Vinyl Alcohol)/Poly(2-Acrylamido-2-Methyl-1-Propanesulfonic Acid) Hydrogels” 2007, Materials for Advanced Technologies, July 1-6, Singapore.
3. D.-R. Chang, L.-C. Tsao, P.-J. Shih, W.-P. Shih, and C.-C. Ma “Self-Sensing Bilayer Artificial Sphincter for Resolving Urinary Incontinence”, January 13-17, 2008 21th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2007), Tucson, Arizona, USA, submitted.

國內會議：

1. K.-J. Lin, Y.-H. Lee, C.-P. Liu and C.-A. Dai, “Artificial Muscles Based on Poly(Vinyl Alcohol)/Poly(2-Acrylamido-2-Methyl-1-Propanesulfonic Acid) Hydrogels”, 2007, 台灣高分子年會
2. Y.-D. Lai, C.-A. Dai, W.-B. Tsai, W.-S. Chen, W.-P. Shi and C.-C. Ma, “Fabrication of Artificial Sphincter Made of Nafion”, August 16-18, 2007 4th Conference on Aseanian Membrane Society, in Taipei, Taiwan,.

專利：

1. “人工虹膜”，台灣與美國專利申請中。