

開發具組織軟硬度辨識之壓電式軟性觸覺感測器

Development of Piezoelectric Flexible Tactile Sensor for Detection of Tissue Hardness

莊承鑫、李讚修、呂昆峰、穆建良

Cheng-Hsin Chuang, Tsan-Hsiu Li, Kun-Feng Lu, Chien-Liang Mu

依據衛生署統計，胃癌在台灣十大癌症死亡率排名第五。胃癌早期最常使用內視鏡影像進行檢測，然而，在胃裡有一種胃黏膜下腫瘤，主要發生於肌肉層，而表面胃黏膜毫無異狀，僅邊緣平緩隆起，常誤認為正常黏膜皺壁，目前診斷上主要以內視鏡超音波來檢測，由於設備昂貴，且僅限醫療中心才有。因此，本研究提出一種新穎的量測方法，基於結構化電極之軟性壓電式觸覺感測器的概念，利用感測器內層結構材料及外層包覆材料之楊氏模數不同，致使接觸軟硬組織時呈現電壓比值之差異性，來達到即時診斷的能力。為模擬黏膜下腫瘤型態，利用仿人體的黏膜與腫瘤之雙層結構，分別進行數值模擬與實驗量測，由模擬結果顯示，感測器對於量測黏膜下較為軟性之彈性體的辨識能力較高。實驗方面，為了驗證觸覺感測器是否能辨識黏膜下組織軟硬度，我們選用兩種薄膜作為上層結構，一為與生物組織軟硬程度相似的 PDMS 薄膜，二為直接採用豬胃所擷取下來的黏膜，分別針對下層 4 種不同硬度等級之彈性體進行量測，實驗結果得知，所開發之觸覺感測器具有辨識黏膜下組織軟硬的能力。未來將感測器微小化，並安裝於內視鏡附件前端，以建立定量化資料庫及模組系統，進行即時觀察黏膜下組織之硬度值，輔助醫師在診斷上的便利與方便性。

Detecting the mechanical characteristic of tissues is a highly effective means of distinguishing between a cancerous lump and healthy tissues during minimally invasive surgery (MIS). Gastric submucosal tumors are difficult to diagnosis by endoscope due to tumors covered by normal gastric mucosa tissue. This presents a novel miniaturized tactile sensor for differentiating the hardness of elastomer under a gastric mucosa of pig. The flexible tactile sensor consists of two patterned flexible print circuits (FPCs) sandwiching a polymer piezoelectric film (PVDF) and a small steel ball embedded in a soft material (PDMS) on the FPC surface. Owing to the stiffness difference between a steel ball and PDMS material, the uneven stress distribution on piezoelectric film can be induced and varied with contact objects. Therefore, the ratio of voltage outputs between the inner and outer electrodes on the piezoelectric film can differentiate between the mechanical characteristics of a contact object. Experimental results indicate that the voltage ratio increases with the Young's modulus of elastomer from 1 to 3 MPa. Additionally, the voltage ratio not only depends on elastomer Young's modulus but also affects by the magnitude of normal force applied on tactile sensor. Consequently, capable of differentiating between soft tissues, the tactile sensor is thus highly promising for integration with a medical device for minimally invasive surgery.

一、前言

近年來隨著醫療科技的進步，現代人的壽命也相對提升，但對於有些疾病仍無法有效治療，如癌症等。早期胃癌症的患者不會有明顯症狀⁽¹⁾，若非經過定期的內視鏡檢查，是無法得知患者本身是否已罹患癌症之症狀；其中又以胃黏膜下腫瘤難以早期檢測，由於此腫瘤生長於肌肉層，如圖 1(a) 所示，而胃黏膜層表面毫無異狀，與正常組織外觀相似，難以從外觀辨識^(2, 3)，如圖 1(b) 所示。目前黏膜下腫瘤之診斷仍以內視鏡超音波檢測法為主⁽⁴⁾，在手術前須先對患者進行麻醉，並灌水於患者體內當作超音波穿透介質，因此對患者身體造成負擔，且由於設備昂貴，目前僅大型醫學中心才有此設備。然而，一般肌肉層腫瘤之組織硬度較正常組織硬，因此若一般胃鏡或內視鏡能具有組織軟硬度即時判斷的功能，病患將可直接於一般腸胃專科診所進行膜下腫瘤的即時診斷，如有需要再至醫學中心施作內視鏡超音波，免除病患身理與心理的負擔。

目前組織軟硬辨識已有多位學者提出構想，2000 年 Noriko Sakai⁽⁵⁾ 等人提出安裝壓電轉換器置於感測器末端，並輸入一個激振訊號在共振頻率上，再經由振動檢波器和放大器構成回饋電路，當未接觸組織時振動固定在共振頻率 (f_0)，但當感測器接觸生物組織，使壓電轉換器改變共振頻率產生頻率差異 (Δf)，其每種組織有特定的共振頻率，反映生物組織特有的機械阻抗，因此物質特有的機械阻抗和硬度間有密切關係，如果組織硬 Δf 高，組織軟 Δf 低，如圖 2(a)，然而此檢測方式對於組織軟硬有好的解析，但對於檢測組織過程中，必須使用探測頭不斷施加一個接觸力量於組織上，才能獲

得共振頻率上的改變，且與量測組織的接觸不能大過於 15 度以上，否則會造成量測上的準確度大幅下降。2005 年 Kazuto Takashima⁽⁶⁾ 等人提出新型可辨別組織軟硬度的圖像處理內視鏡，由於新型系統使用紅外線 (IR) 削減模式，它易於安裝在現有的內視鏡感測器前端，透過紅外線削減模式，將影像中壓縮彈簧的黑影過濾，留下量測組織的圖像，再經由軟體運算圖像與物鏡之間的焦點，計算出組織的軟硬度，但此方法需消耗許多時間，不適合應用於即時診斷上，如圖 2(b)。2006 年 Yuhua Zhang⁽⁷⁾ 等人仿照人類手指的彈性材料、表皮脊、三層結構和多個機械感受器分部所設計，如圖 2(c)，此感測器主要是由矽膠製作並於內部嵌入五個應變計，表面為表皮脊結構，可有效量測表面粗糙度，當感測器經過待測物時，應變計會隨著材料變形產生拉伸或壓縮變化，所以有正負訊號之分，藉此量測組織內是否有硬組織存在，但必須施加較大之作用力於檢測物體上，才能獲得較高靈敏度之辨識能力。2009 年 Saeed Sokhanvar⁽⁸⁾ 等人提出一種新設計的感測器，主要是一個 U 字型的三層結構，第二層 PVDF 分為兩部分，兩側為支撐點，中間則附著在易彎曲的樑上，如圖 2(d)，此概念僅於測試階段且尺寸過大，當夾取待測物時 PVDF 會隨著樑彎曲而受拉伸應力，可計算出待測物的軟硬度，感測器表面設計為波紋狀，所以能有效的抓取人體內柔滑的組織，此感測器能有效地量測軟組織，不過在量測硬組織時，靈敏度就大大降低。在 2011 年英國 D.Zbyszewski⁽⁹⁾ 團隊所提出之感測器裝置為一球體滾動於物體表面，由空氣從管狀體注入恆定流量，使球體產生具飄浮能力，並藉由塑膠球以不同深度埋入矽橡膠中，來模擬腫瘤在胃黏膜下層之深

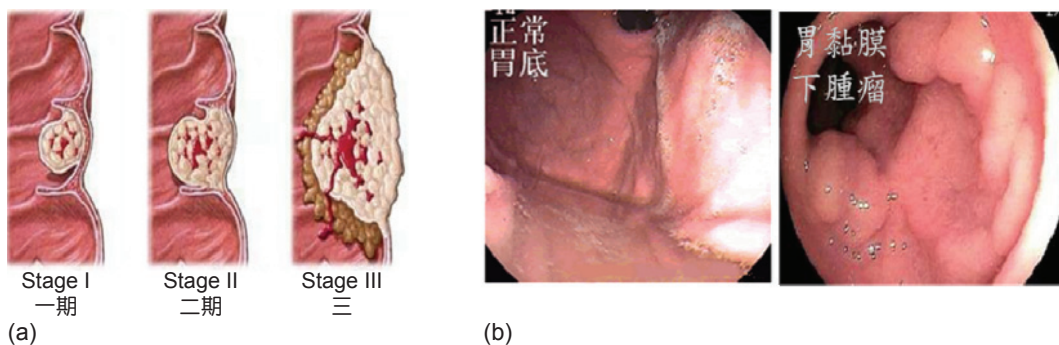


圖 1.
(a) 胃黏膜下腫瘤之狀態⁽¹⁾；(b) 正常胃組織與胃黏膜下腫瘤影像^(2, 3)。

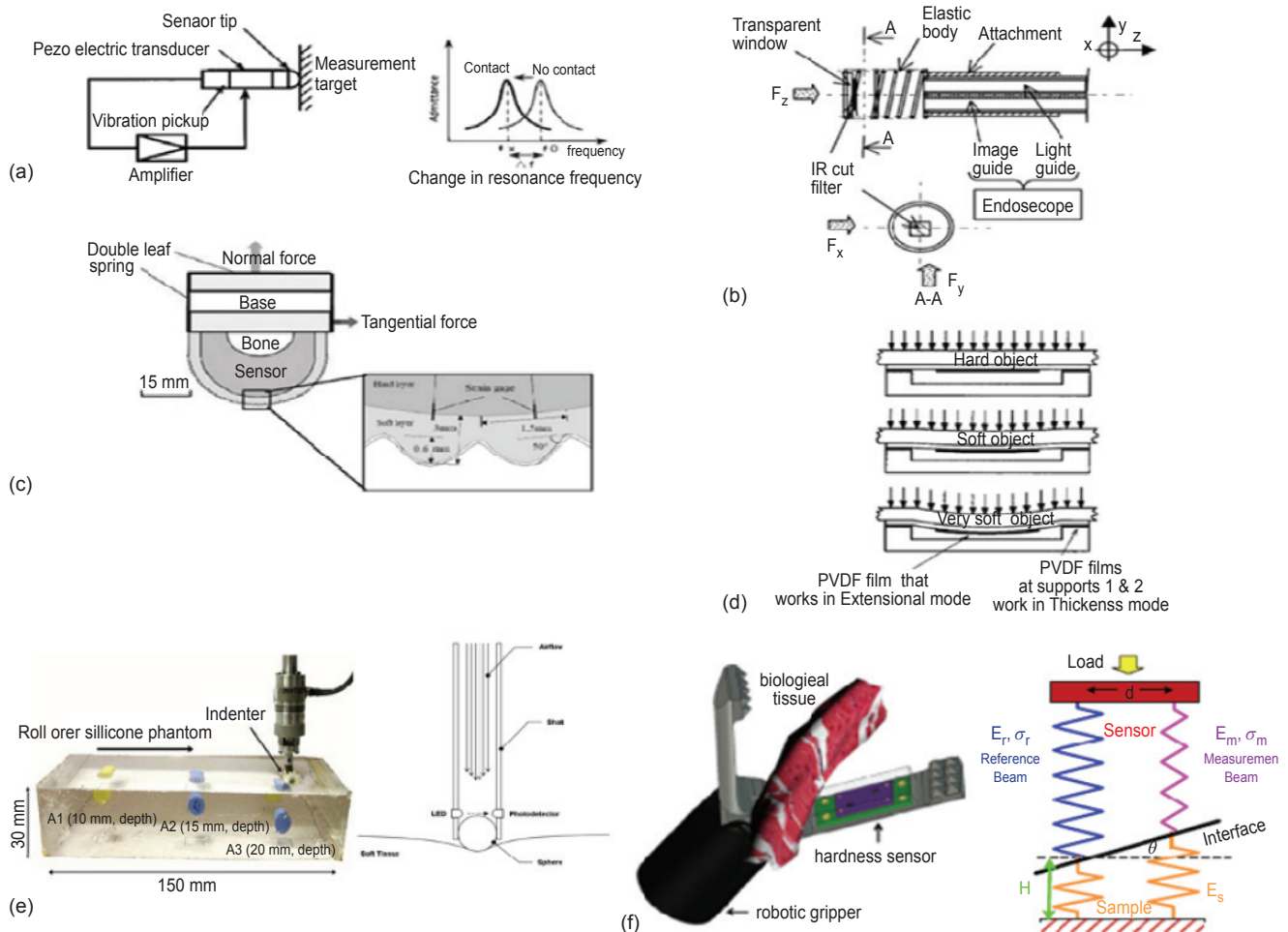


圖 2. 量測材料性質之觸覺感測器設計 (a) Noriko Sakai, MD et al. 提出內視鏡超音波⁽⁵⁾；(b) Kazuto Takashima et al. 提出新型內視鏡⁽⁶⁾；(c) Yuhua Zhang et al.⁽⁷⁾；(d) Saeed Sokhanvar et al.⁽⁸⁾；(e) D.Zbyszewski et al. 提出滾動方式來檢測組織之球體感測器⁽⁹⁾；(f) David Parks et al. 設計的串聯彈簧結構感測器⁽¹⁰⁾。

度，感測器當施加固定壓力滾動於物體表面時，因接觸物體的機械性質不同，造成球體上下之移動，並藉由光學檢測器來量測其變化訊號，如圖 2(e)。實驗結果顯示，能在大面積的待測物獲得柔軟變化訊號，然而，該裝置會因表面起伏而影響感測數據，因此無法應用於多皺摺結構的消化道系統。在 2011 年 David Parks⁽¹⁰⁾ 團隊提出醫療觸覺感測器運用在外科手術檢測組織硬度，其感測器基於一個典型的串聯彈簧模型，如圖 5(f)，採用兩種不同剛度的懸臂結構，其中較軟彈簧稱為參考值，較硬彈簧稱為量測值，當接觸物體時，由兩個彈簧的應力比值以及接觸面產生的傾斜角 θ 作比較。更針對動物組織進行量測，由實驗結果顯示，此感測器可分辨

不同種組織，但感測器的尺寸太大，無法適用於外科手術。由以上研究文獻可得知，針對腫瘤辨識的感測裝置已有相關的研究，但製程複雜且成本高，目前仍尚未有直接應用於內視鏡附件的產品。

歷年研究顯示腫瘤成長過程中，腫瘤與血管新生 (Angiogenesis) 有密切關係，當腫瘤剛成形時，癌細胞本身或周圍的結締組織會分泌許多促使血管新生物質，這些物質會激活血管內皮細胞，造成微血管團聚現象，使得腫瘤組織的硬度較正常組織硬⁽¹¹⁾。藉由此概念，本研究團隊在 Transducers 2013⁽¹²⁾ 提出一篇由軟性壓電式觸覺感測器結合於腹腔鏡之組織量測方法，利用感測器內層結構材料及外層包覆材料之楊氏模數不同，致使接觸軟硬組

織時呈現電壓比值之差異性，針對不同軟硬度的組織（雞肉、豬肉、牛肉等…）進行測試，實驗結果得知，由腹腔鏡夾取組織得到的量測結果與標準實驗平台測量之結果相符，因此驗證此感測器能成功地辨認生物組織的軟硬度。由於胃黏膜下腫瘤生長於肌肉層，醫師進行內視鏡觀察時，黏膜表面並無明顯的特徵僅能看到突起組織，因此無法判斷其突起組織是脂肪還是腫瘤。本研究提出一種應用於黏膜下組織辨識之觸覺感測器的開發與研究，基於本實驗室所開發之具結構化壓電式觸覺感測器的概念，分別對 PDMS 薄膜與豬胃黏膜進行量測，測試能否辨識出黏膜下組織的軟硬，讓醫師使用內視鏡觀察到可疑的病灶時，使用內視鏡附件前端的感測器去接觸病灶，如圖 3 所示，可以得到感測器的回饋資訊，讓醫師確切地辨別黏膜下是否有腫瘤的存在。

二、感測原理

在壓電薄膜表面上，建立內層結構材料 (E_1) 及外層包覆材料 (E_2) 兩種不同楊氏模數之材料結構，當兩種材料受到檢測之彈性體的正向力施壓時，外力經由內層結構與外層包覆材料傳遞至壓電材料上，若使內層結構的楊氏模數大於外層結構 ($E_1 > E_2$)，則壓電材料上因勁度分配所致產生不均勻的應力分布。利用本研究提出在壓電薄膜上製作分散式微電極結構，將可擷取其所對應之電壓訊號輸出。由於軟性物體所造成的形變較大，使壓力

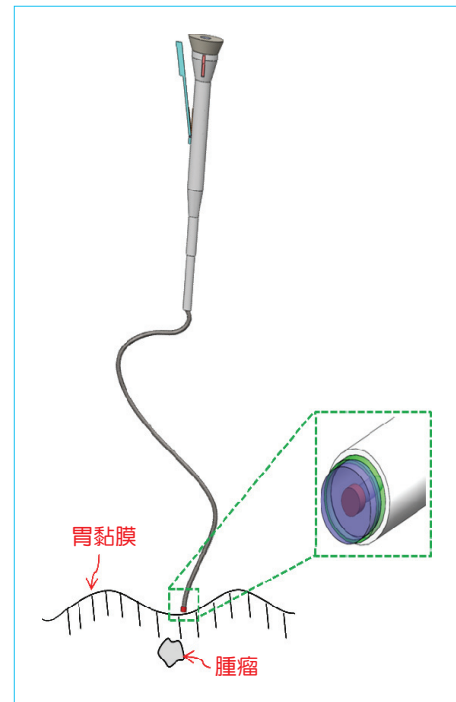


圖 3. 內視鏡附件結合軟性觸覺感測器之使用情境示意圖。

分布差異較小，故其內層結構與外層包覆材料底部所產生的電壓比值 (V_1/V_2) 較小，如圖 4 所示；反之，若接觸之彈性物體的硬度較大時，則大部份的外力將會轉移至內層結構所承擔，故內層與外層的應力不均現象將明顯大增，此時內層結構與外層包覆材料底部所產生的電壓比值會較大，如圖 4(b) 所示，因此，可藉由電壓比值來量測彈性體之機械性質。

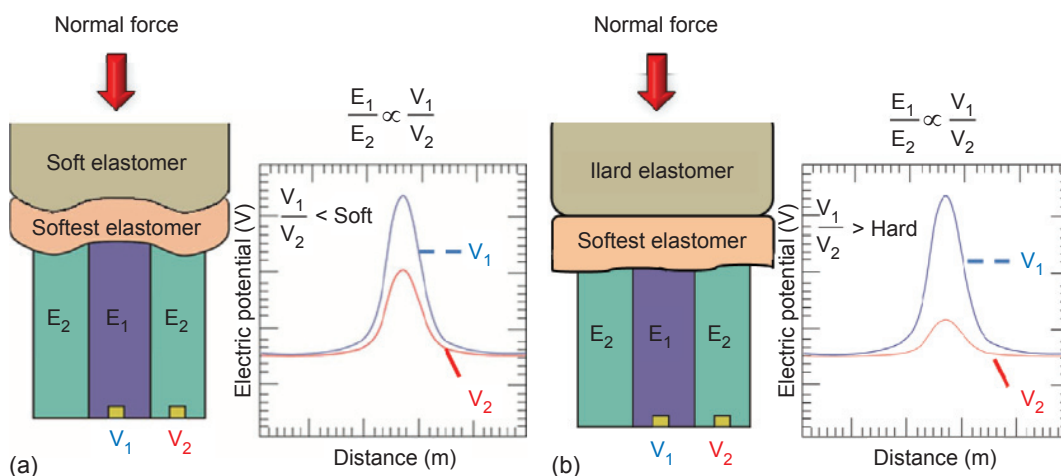


圖 4. 雙層彈性體之機械性質的量測原理：(a) 接觸較軟的彈性體；(b) 接觸較硬的彈性體。

三、數值模擬

1. 建模與參數設定

本研究所建立 2D 之結構模型與分析計算，採用商業用有限元素分析軟體 ABAQUS，如圖 5 所示。感測器結構與所提出概念模型相符，其各部分結構之詳細尺寸及材料特性，分別如表 1 和表 2 所示。在外部封裝層之底層尺寸厚度，設定為 0.02 mm 的尺寸，探討結構高度對感測器之尺寸影響，並尋找最佳參數。於有限元素模擬中，其施加負載設定條件為 1 牛頓的均佈壓力於 $50 \times 50 \text{ mm}^2$ 的彈性體表面，並將感測器底部設定為整面固定端條件。此外，網格形式是建立 8 節點的六面體元素，經由收斂測試，所使用的總元素數目約 2,000,000 個。

2. 概念驗證

當施加一牛頓之均佈力量的總合於雙層結構之彈性體表面，使力量經由鋼球結構傳遞至壓電薄膜上，經有限元素分析結果，電位分布輪廓顯示於壓電薄膜表面上，如圖 6(a) 所示。根據模擬結果顯示，施加一均勻負載於雙層結構之彈性體上，經由力量傳遞至複合材料時，由於內部選用較硬之結構影響，導致所檢測的雙層結構之彈性體的應力集中至內部結構上，使結構底部應力提高，相對的電位

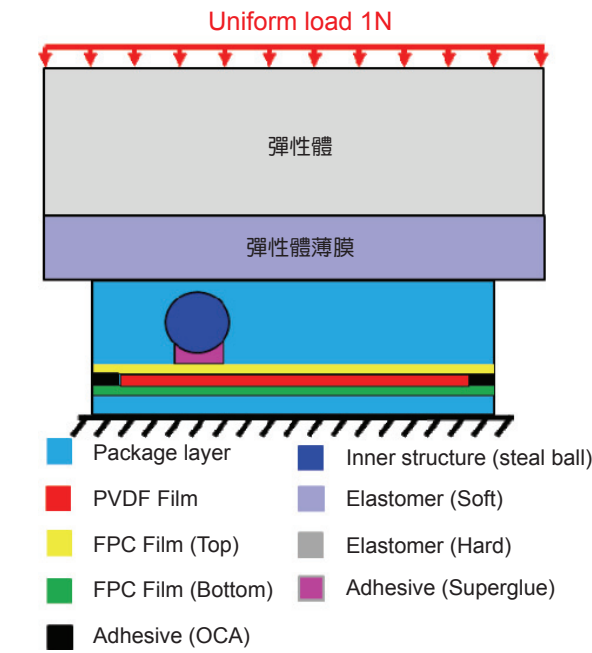


圖 5. 觸覺感測器 2D 模型。

分布集中於內部結構底部。圖 6(b) 為擷取橫斷面電位分布並繪製成圖表。探討電位比對 5 種不同範圍從 0.2 至 3.6 MPa 之楊氏模數的彈性體，模擬結果如圖 7(a) 所示，電壓比值對楊氏模數成非線性增加，驗證了剛開始所提出的概念，如圖 4 所示。因此，可以發現當觸覺感測器在較低的楊氏模數區域 0.2 至 1.5 MPa 時較為靈敏。此外，針對 4 種不

表 1.
感測器之尺寸規格表。

Materials	Length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)
Steel ball			0.8 (Diameter)
Package layer (Top)	6.5	6.5	1
Package layer (Bottom)	6.5	6.5	0.2
PVDF Film	3.8	1.5	28×10^{-3}
FPC Film	5.5	5.5	38×10^{-3}
Elastomer	50	50	1

表 2.
材料特性參數表。

	PVDF	PI Film	Inner Structure	Package
Density (kg/m^3)	1780	1353	1570	1030
Young's modulus (MPa)	3000	2510	5.45	1.32
Poisson's ratio	0.35	0.34	0.48	0.4
Dielectric constant (Farad/m)	11×10^{-10}			
d211, d233 (m/Volt)	23×10^{-12}			

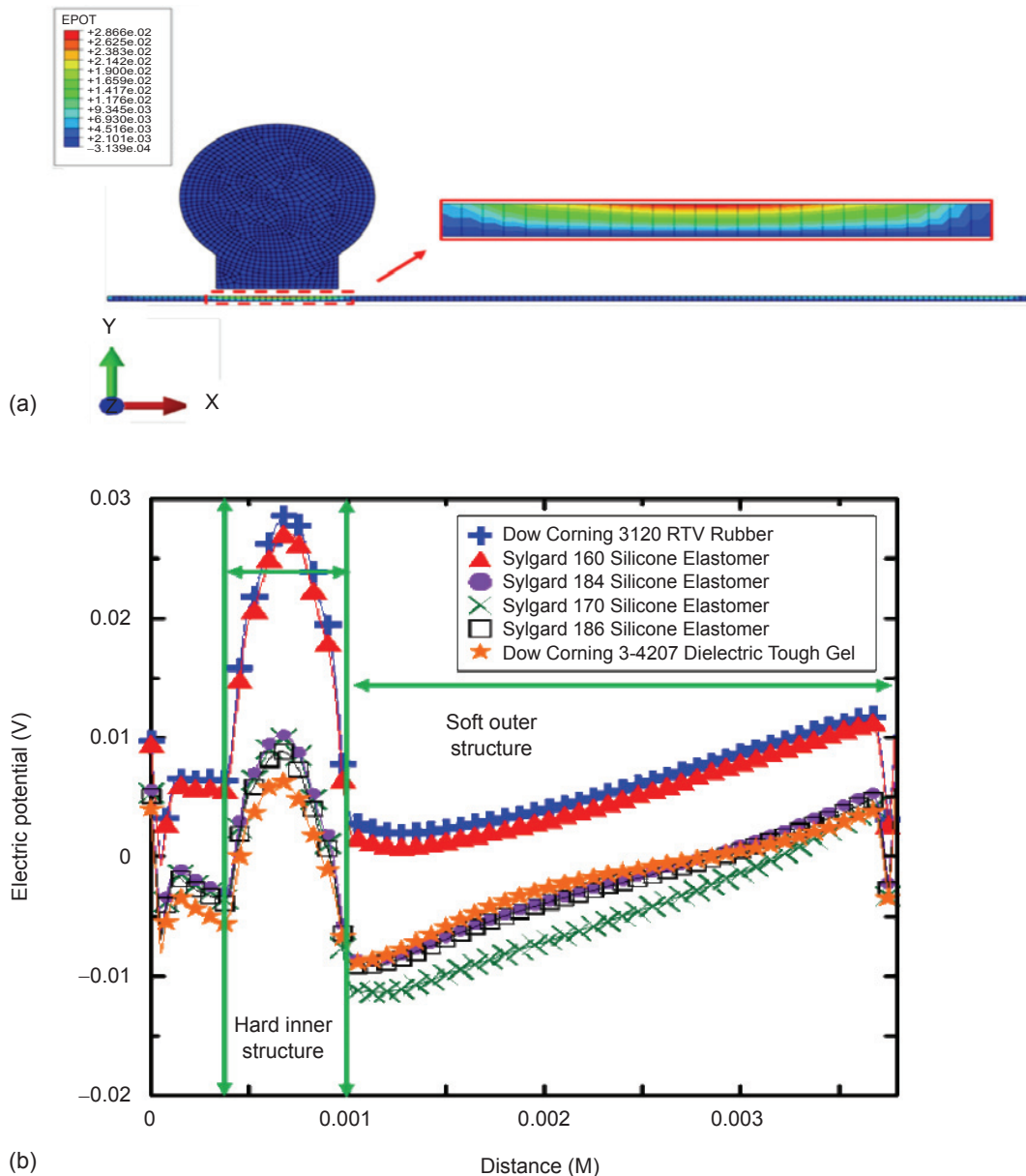


圖 6.

(a) 於感測材料 PVDF 薄膜上的電位分佈；(b) 擷取 PVDF 薄膜橫斷面之電位分佈。

同軟硬度的彈性體施加 1 至 7 牛頓的力量，觀察在薄膜下不同軟硬度之彈性體是否有差異性，模擬結果如圖 7(b) 所示，施加不同力量會有一線性上升之趨勢，隨著施加力量增加，較容易區分出黏膜下彈性體之軟硬度。

四、感測器製作

本研究元件之製作流程如圖 8(a) 所示：

1. 以市面所購得之軟性印刷電路板 (Flexible Printed Circuit, FPC)，經客製化定義出電極位置

與圖案如圖 8(b) 所示。

2. 另以市面所購得之厚度為 $28\ \mu\text{m}$ 的 PVDF 材料作為壓電薄膜，使用丙酮清除薄膜表面上所鍍的銀 (Ag) 電極，再將薄膜用 D. I. Water 洗淨，最後使用氮氣槍 (N_2 gun) 吹乾。
3. 將先前所客製化的軟性印刷電路板及洗淨之壓電薄膜，以本研究所提出之三明治結構創新方式在上下兩塊 FPC 軟板之間使用黏膠 (optical clean adhesive, OCA film) 進行結合，再將直徑 $0.8\ \text{mm}$ 的鋼球黏至 FPC 軟板頂端電極之部分，並於背面電極以焊接方式固定連接元件之

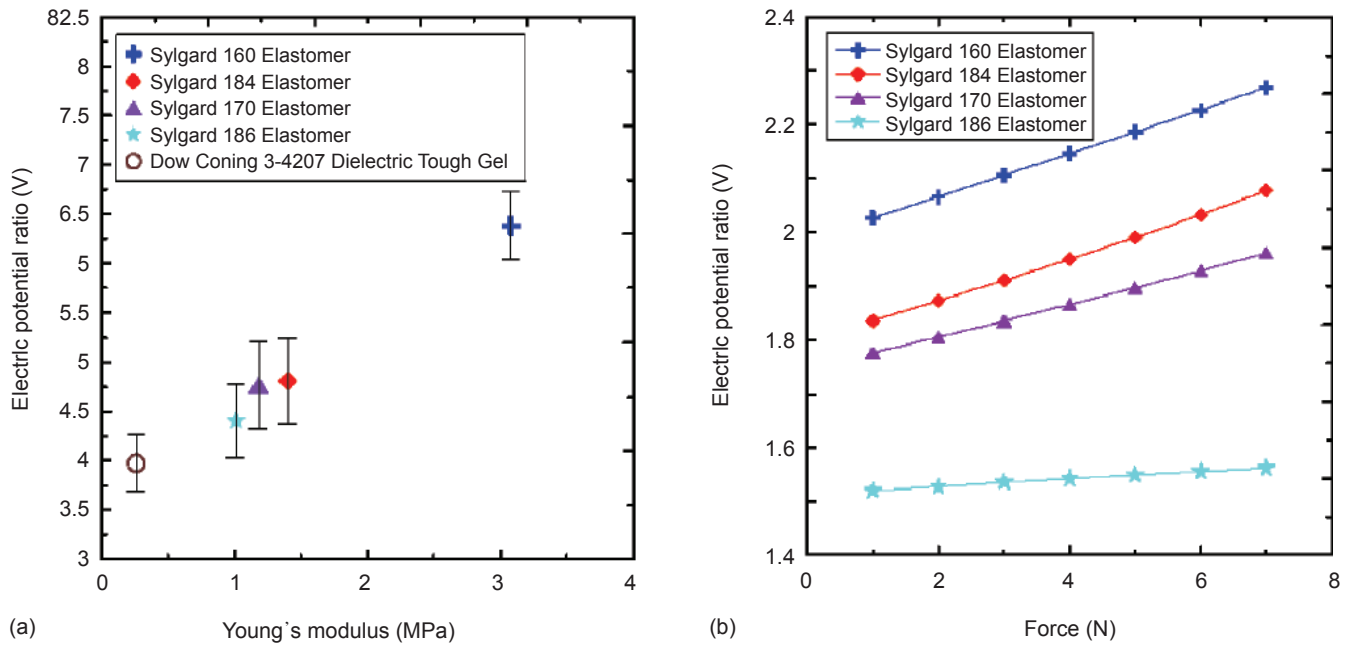


圖 7. (a) 對不同楊氏模數的下層彈性體所模擬得到的電壓比值；(b) 模擬不同正向力對電壓比值的影響。

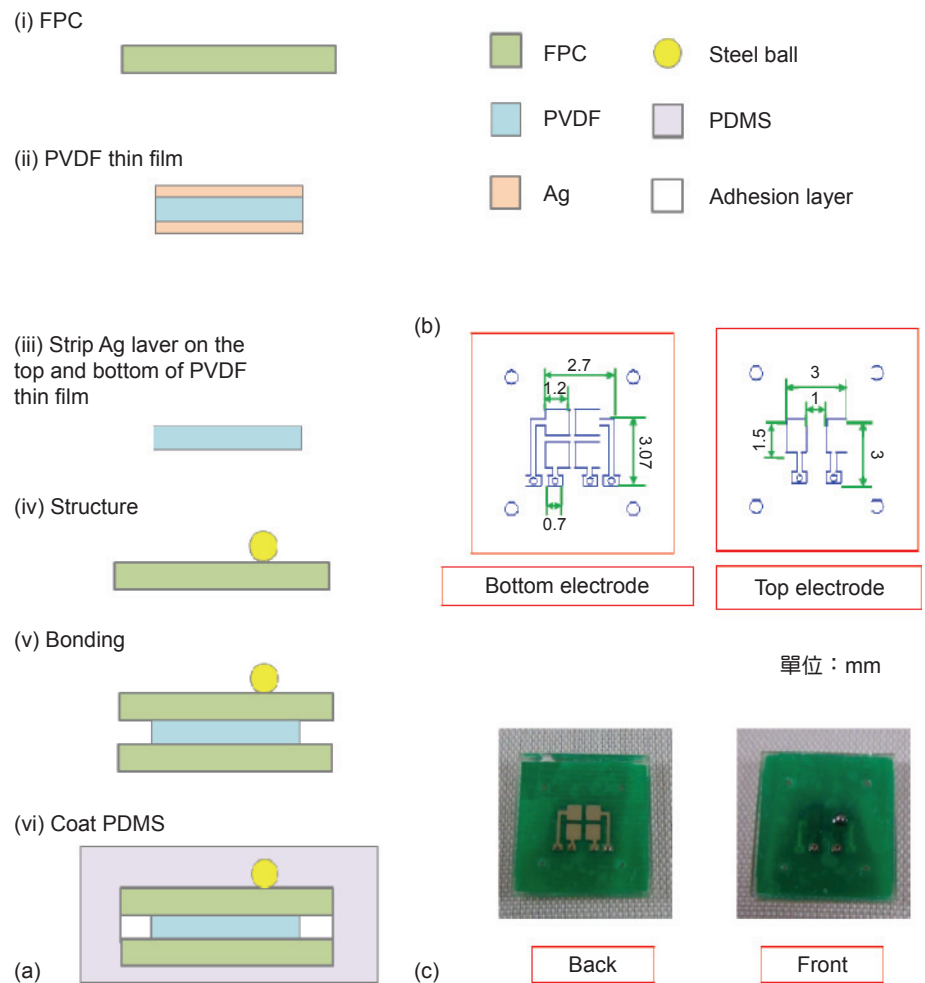


圖 8. (a) 軟性觸覺感測器之製作流程圖；(b) 感測器之內部電極尺寸；(c) 整體感測器之完成圖 (正面與背面)。

線腳，最後將所製成的感測器置入壓克力模子中進行封裝。將 PDMS 注入模內，並加熱至 85 °C 約 2 小時，使 PDMS 固化之後脫模，製作完成之感測器，如圖 8(c) 所示。

五、動態量測平台

壓電式觸覺感測器，由於電荷消散迅速，對於靜態力量 (static force) 量測是相當的困難。因此，建立一個動態量測平台來量測彈性體的機械性質，如圖 9(a) 所示。使用振動器之驅動裝置，藉由函數任意波形產生器 (AFG3022, Tektronix Inc,

USA) 輸入 1 Hz 的正弦波及 500 mV_{p-p} 振幅的電壓週期訊號至週期振動器 (GW-V4, Data Physics Co, USA)，使其產生上下往復之週期來接觸物體。利用測力規 (209C01, PCB Piezotronics Inc, USA) 作為力量之標定，設置於週期振動器前端，其訊號輸出經由訊號轉換器至數位螢幕示波器 (TDS5104, Tektronix Inc, USA) 的 CH1 上進行記錄與觀察。此外，於測力規底部安裝上一 15 mm² × 15 mm² 的壓克力平板，並將感測器安裝在壓克力板上，藉由三軸線性平台，可精確地移動感測器至週期振動器下方。當振動器施加力量時，能夠呈現均勻的壓力至彈性體上。因此，本量測平台可產生垂直方向的周

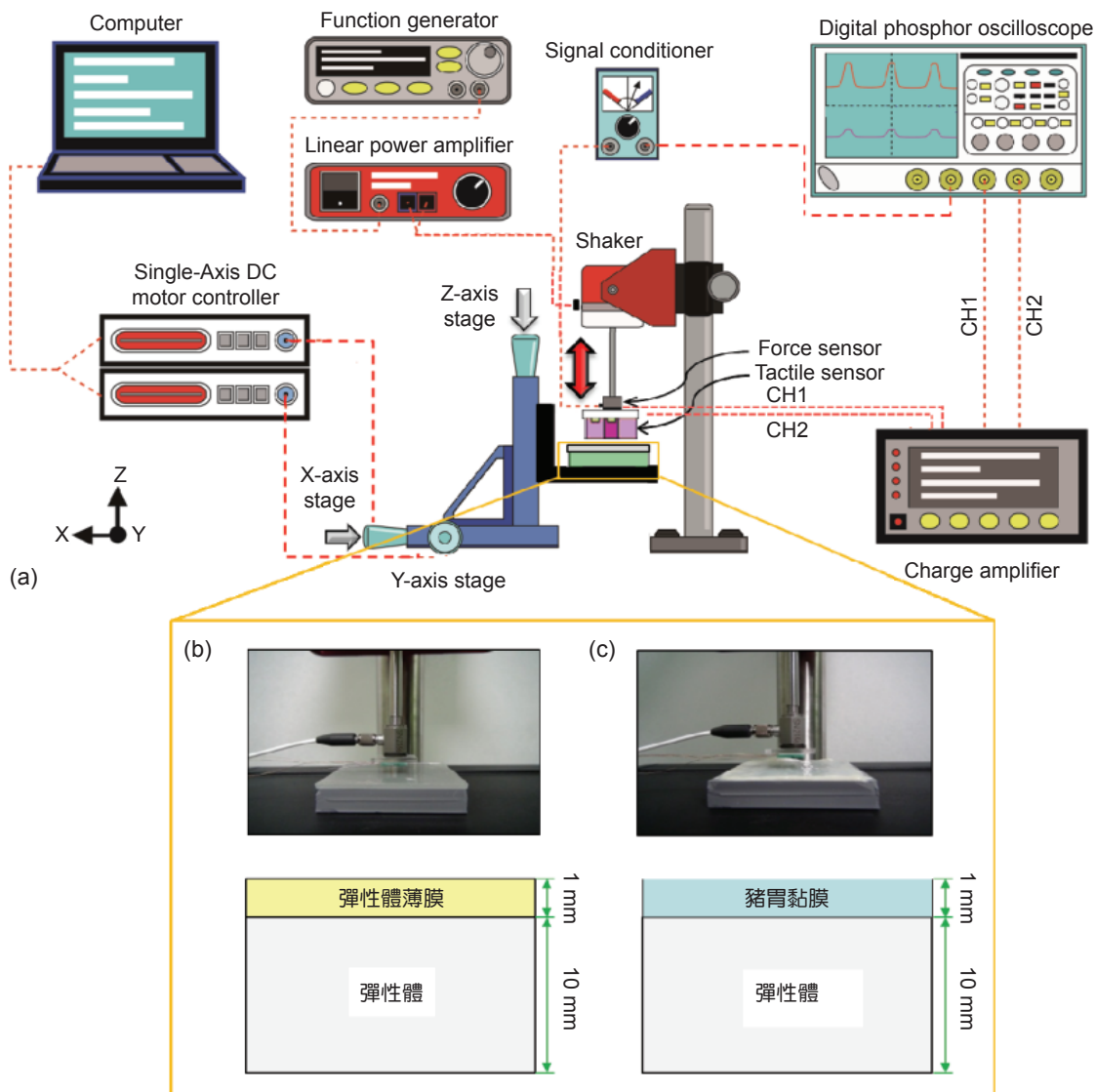


圖 9. (a) 動態正向力量實驗架構流程圖；(b) 彈性體之雙層結構示意圖；(c) 豬胃黏膜之雙層結構示意圖。

期力量至彈性體表面。感測器的輸出訊號，透過電荷放大器 (B&K NEXUS2690A) 連接至示波器的 CH2 和 CH3，作為訊號觀測及紀錄。本實驗中並未對觸覺感測器之輸出訊號進行放大，僅作為濾波器使用，消除一般環境中 60 Hz 的雜訊頻率。

六、實驗結果與討論

1. 彈性體之雙層結構量測

本研究使用 PDMS 4207 作為雙層結構之上層，以厚度 1 mm 作為模擬人體胃之黏膜，如圖 9(b) 所示。下層則分別使用 PDMS160、PDMS184、PDMS170、PDMS186 來作量測，其規格如表 3 所示。根據前面所提到之量測方法施加 1 至 7 牛頓，並針對每項檢測樣品量測十次之結果取平均值，如圖 10(a) 顯示，由於結構化電極之概念，可確保力量觸發源能夠均勻接觸至感測器表面，且施加力量能夠於結構化底部產生應力集中的效應，並不會受到其它結構影響而造成力量分散問題，與數值分析作比對，輸出電壓與作用力兩者之間關係都明顯呈一線性上升之趨勢，可以辨識出雙層彈性體之軟硬度。

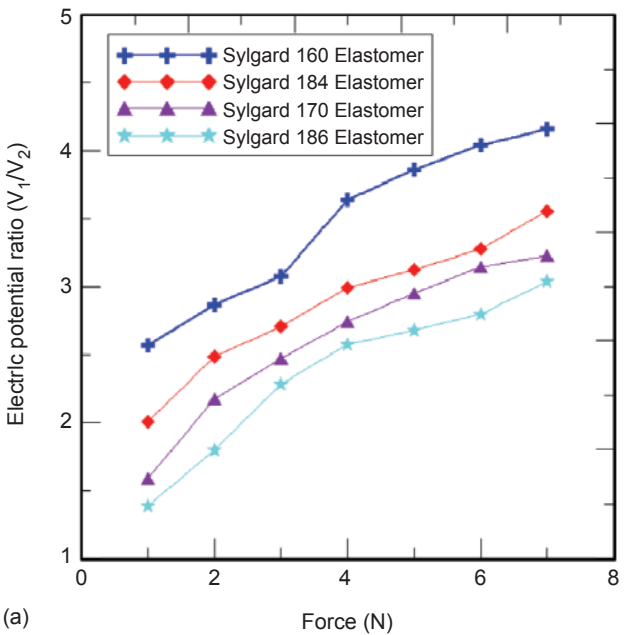


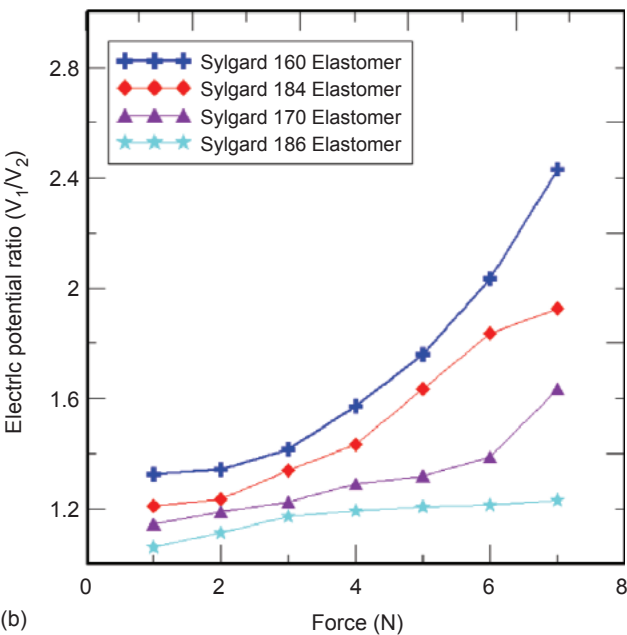
圖 10. (a) 彈性體之雙層結構量測結果；(b) 豬胃黏膜之雙層結構量測結果。

表 3. 彈性體之規格。

Elastomeric	Young's Modulus (MPa)
Sylgard 160	3.08
Sylgard 184	1.40
Sylgard 170	1.18
Sylgard 186	1.01
3 – 4207 Dielectric Tough Gel	0.26

2. 豬胃黏膜纖維雙層結構量測

由於豬組織是所有動物中與人體組織最為接近，所以本實驗購買豬胃並作清洗動作，方可取下豬胃上之黏膜來進行量測，量測方式與雙層結構之彈性體一致，將豬胃黏膜放置在各種軟硬之彈性體上，如圖 9(c) 所示，並且對雙層結構分別施加 1 至 7 牛頓進行量測，實驗結果如圖 10(b) 所示，可看出輸出電壓與施加力量兩者之間關係呈一線性上升之趨勢，隨著施加力量增加，較容易區分出黏膜下彈性體之軟硬度，這驗證了本研究團隊所提出的核心概念，讓感測器能夠有效的辨別出黏膜下彈性體的軟硬度，藉由實驗量測結果未來將應用於醫療領域，使用軟性觸覺感測器之內視鏡附件，以檢測黏膜下腫瘤。



七、結論

本研究提出之壓電式軟性觸覺感測器，具有量測彈性體薄膜、豬胃黏膜下彈性體之機械性質的辨識能力，經數值模擬結果驗證其原理概念，利用實驗來驗證分析結果，由結果可得知感測器可辨識雙層結構軟硬程度，且電壓比值隨著施加力量呈一線性上升，當施加力量愈越大時，愈容易區分物體軟硬，這表示本研究所提出之量測概念，能夠有效提供作為 in-vivo 和 in-situ 的生物組織檢測能力。因此，未來嘗試將感測器結合商用內視鏡附件上，提供力量回饋與組織軟硬度辨識的資訊給使用內視鏡的醫師，可利用軟硬度的辨識能力讓醫師即時診斷胃黏膜下是否有腫瘤的存在，可以避免使用內視鏡超音波與麻醉上所帶來的風險，達到診斷的方便性與即時性，未來可將此技術應用在大腸癌、膀胱癌、食道癌與胃癌等檢測。

參考文獻

1. 今日新聞－凡是動物皆會罹患癌症 (<http://blog.nownews.com/article.php?bid=20744&tid=1602798&tyid=A&ModPagespeed=noscript>)
2. 胃間質瘤的早期診斷與微創治療－胃黏膜下腫瘤 (<http://conference.haoyisheng.com/11/0408/310075829.html>)
3. 腸胃道疾病與介入性治療網 (<http://www.endoscopy.com.tw/>)
4. 癌症關懷諮詢網－健康論壇 (http://www.cancernews.com.tw/index.php?REQUEST_ID=bW9kPXdtMyZwYWdlPWlIdGFpbCZOZXdzSUQ9Mzc=&pn=0)
5. N. Sakai, M. Tatsuta, H. Yano, H. Lishi, and S. Lshiquro, *Gastrointest. Endosc.*, **51**, 69 (2000).
6. K. Takashima, K. Yoshinaka, T. Okazaki, and K. Ikeuchi, *Sens. Actuator A-Phys.*, **119**, 372 (2005).
7. Z. Yuhua, M. Yuka, and M. Takashi, *In Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics.*, 159 (2006).
8. S. Saeed, P. Muthukumaran, and D. Javad, *IEEE Sens. J.*, **19**, 1679 (2009).
9. S. Kiattisak, L. Hongbin, D. Prokar, and A. Kaspar, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **58**, 3319 (2011).
10. Z. Shenshen, P. David, and L. Chang, *In Proceedings of the Transducers'11 Conference.*, 2843 (2011).
11. V. Schenider and H.-C. Rischke, *Springer berlin heidelberg.*, 40 (2009).
12. C.-H. Chuang, K.-F. Lu, and J.-L. Mu, *In Proceedings of the Transducers'13 Conference.*, 2169 (2013).



莊承鑫為國立成功大學土木工程博士，現任南臺科技大學機械工程系教授。

Chuang Cheng-Hsin received his Ph.D. in civil engineering from National Cheng Kung University. He is currently a professor in the Department of Mechanical Engineering at Southern Taiwan University of Science and Technology.



李讚修先生現為南臺科技大學奈米科技研究所碩士班學生。

Tsan-Hsiu Li is currently a M.S. student in the Department of Nanotechnology at Southern Taiwan University of Science and Technology.



呂昆峰先生現為南臺科技大學奈米科技研究所碩士班學生。

Kun-Feng Lu is currently a M.S. student in the Department of Nanotechnology at Southern Taiwan University of Science and Technology.



穆建良先生現為南臺科技大學奈米科技研究所碩士班學生。

Chien-Liang Mu is currently a M.S. student in the Department of Nanotechnology at Southern Taiwan University of Science and Technology.