

無線感測網路應用於醫院建築環境之監測

Wireless Sensor Networks for Monitoring Indoor Environment: An Application to Hospital Buildings

林子軒、洪士林、吳仁彰、黃裕清、陸翔寧、柴梅熙

Tzu Hsuan Lin, Shih-Lin Hung, Ren-Jang Wu, Yu-Ching Huang, Hsiang Ning Liu, Murthy Chavali

相對於傳統感測器，無線感測網路具有低功耗、低成本、可自我調適、無線傳輸及微小化等優點，因此利用無線感測網路所發展之監測系統具有相當大的優勢。本研究的目的為發展無線感測系統來監測醫院建築內部的環境，尤其以外科手術室環境的麻醉氣體為主。此系統結合了導電性高分子氣體感測器與無線傳輸系統來監測麻醉氣體。本文將介紹筆者研究團隊所發展之無線氣體感測系統，包含系統架構、硬體設計與感測器整合，並進行相關實驗以驗證本系統之可行性與效能，最後並針對實驗結果作討論。本研究所發展的無線感測系統於架設與實際測試時不僅相當有效率，且具有高度的機動性。實際測試時也可有效的量測到感測器電壓的變化值，可證明本系統之可行性。同時該研究所發展的系統除了可以接上自行製備之導電性高分子感測器外，也可以外接各種不同的商用感測器，包含溼度、溫度及一氧化碳等感測器，具備快速安裝與可調性之特性，相信在實際應用上將會有很大的幫助。

The total design and development of wireless gas sensor system using in situ UV photopolymerized conducting polypyrrole, as a sensing material was investigated for measuring volatile organic compounds like most common inhalation anesthetic agent, fluoromethyl 2,2,2-trifluoro-1-(trifluoromethyl) ethyl ether, sevoflurane. This sensor shows promising application towards hospital surgical indoor environments especially in postoperative recovery phase. The conducting polypyrrole films were dip coated over a pair of interdigitated comb shaped gold electrodes that were previously screen printed on an alumina substrate, subsequently integrated with the system electronics. Results shown the response of the sensor is rapid with multifold change in resistance and was very stable. The response time T90 (T90 represents the time to 90% signal with the equilibrium signal) of 5.77% sevoflurane sensing curve is less than 60 second, and recovery time was also less than 60 second. The response to different vapors was also investigated, with vapors from alcohol and acetone.

一、前言

近年來由於無線區域網路的發展，使大家開始對無線感測網路 (wireless sensor network) 產生高度的興趣並進行相關的研究。無線感測網路是以感測為主要功能所發展出的網路架構模式，除了平時感測所得之資訊外，並可依照所收集的資料，進行儲存、運算及傳輸，進一步可依得到之感測資料做出適當的回應。無線感測網路最早是美國加州柏克萊大學 (University of California, Berkeley) 的一項研究計畫，這項計畫採用 MEMS 技術開發出一種微體積 (與普通阿斯匹靈藥片大小類似) 的感測器，稱之為「智慧灰塵 (smart dust)」或稱智慧塵埃⁽¹⁾。

由於這項計畫是由美國國防部研究計畫單位 (DARPA) 所支助，原先的構想是應用在軍事上。例如應用在戰場上，使用此項技術來監控與了解敵人的行蹤，就不需要冒著極大的危險派遣部隊深入敵方陣營，便可完成蒐集敵軍情報的任務。在無線感測網路的架構下，感測器本身就像是一台微電腦，並配備了簡單的感測、計算與無線傳輸等裝置，而感測裝置可以針對環境中所要感測的物體 (如溫度、光源、溼度與震動等) 進行感測，並將所收集的資料先做簡單的計算處理後，再透過無線傳輸裝置將資料回傳給資料收集器，最後，我們可以根據資料收集器所收集的資料，了解環境的狀態，並做進一步的分析與處理。而近年來在無線網路的應用方面已有相當多的研究^(2,3)，包括應用於軍事戰爭上^(4,5)、建築物之結構監工監測上^(6,7)、家庭設備之自動控制^(8,9)、智慧感測器於環境監測^(10,11) 和病人的監測及追蹤等等應用^(12,13)。

無線感測網路係由多個無線感測器所構成的感測節點所組成，無線感測節點其主要架構分為感測單元 (sensing unit)、微處理器與記憶體單元 (microprocessor and memory unit)、無線傳輸模組單元 (wireless module) 及電力供應單元 (power unit)。感測介面主要包含兩個部分：感測元件 (sensor) 主要負責偵測環境，將蒐集到的資料以類比訊號來表示；訊號轉換元件 ADC (analog-to-digital converters) 則負責將感測元件感測到的類比訊號轉換成數位訊號，並將資料送到微處理器加以處理。記憶體的功能類似電腦中的硬碟等儲存裝置，將其

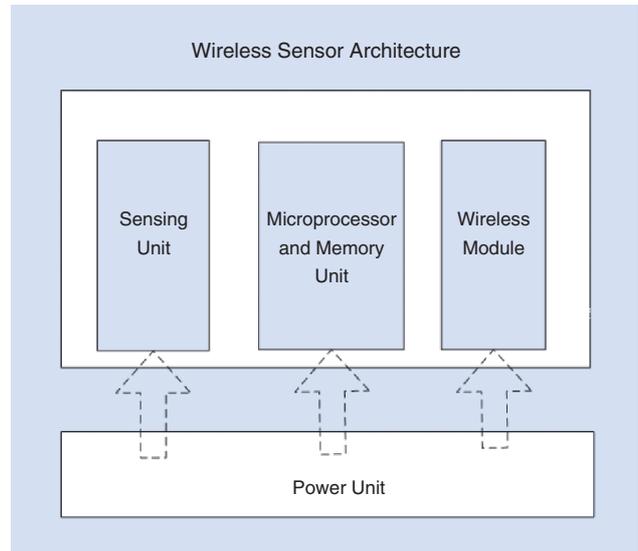


圖 1. 無線感測器架構圖。

得到的環境資訊儲存在記憶體中；微處理器 (processor) 的功能類似電腦中的中央處理器 (CPU)，負責執行儲存好的程式碼，以控制感測器間不同的元件。

處理器可以根據原先所儲存的程式指令，或是藉由後端伺服器所發送的命令，觸發感測器動作，並將所收集的資料經過處理後，透過傳輸裝置將資料傳送回去。無線傳輸模組負責感測器與其他感測器之間的溝通，或是將感測器的資料傳送給後端處理。電源供應單元必須負責感測器中所有單元的電力，無論是任何一種功能運作都必須使用電力。通常感測器的電力是由電池所支援，因此在軟硬體的設計上，省電可以說是主要考量的因素之一。其架構如圖 1 所示。

目前國內外於無線感測網路作業系統的使用上，最為常用的為加州柏克萊大學所發展的 TinyOS 作業系統。TinyOS 其最早的 1.0 版本是由柏克萊大學於 2002 年 10 月分所發表的，此作業系統可免費提供大眾下載，且能夠支援 Linux 與 Windows XP 等不同的作業平台，其優點為使用者可以藉由這個開放的作業系統，結合不同的硬體來開發自己的相關應用。TinyOS 主要的設計目的為低電源的感測網路。其主要的元素為感測、驅動、網路通訊與電力管理。架構主要由排程器與圖形化元件所組成 (scheduler + graph of components)，其

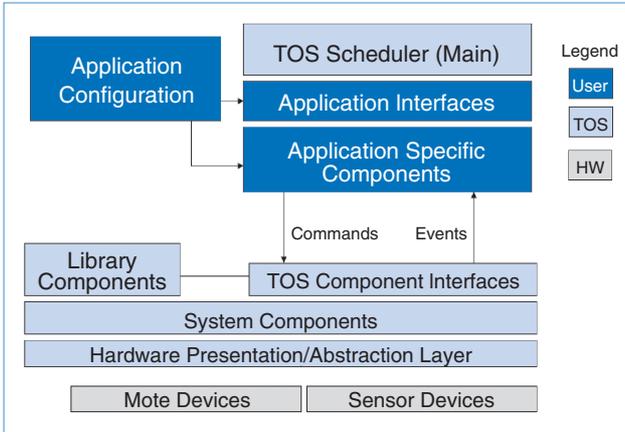


圖 2. TinyOS Structure⁽¹⁴⁾。

將每一個硬體裝置描述成一個元件，稱為 graph of components，加上一個排程器 (tiny scheduler) 而建構成整個系統的事件導向架構。其層級架構如圖 2 所示。在應用程式的開發上，主要為使用 NesC 語言來開發，它是基於 C 語言的架構下所發展出來的程式，因此使用者可以很快的適應它。TinyOS 也提供了現成的函式介面給撰寫 NesC 的開發者使用，可降低開發時的複雜度，縮短系統的開發時程。

目前在無線感測網路上最常用的通訊協定為 IEEE 802.15.4 與 ZigBee 所共同架構的通訊協定。IEEE 802.15.4 定義了網路第二層以下的規範，包含 PHY (實體層) 和 MAC (媒體存取控制)。而 ZigBee 則是定義第三層以上，架構在 IEEE 802.15.4 之上，為由 ZigBee Alliance 所主導的標準，其定義了網路層 (network layer)、安全層 (security layer) 與應用層 (application Layer)。其優勢在於低成本、低耗電量及廣泛的應用範圍。ZigBee 可採用的頻率有 868 MHz (歐洲)、915 MHz (北美) 及 2.4 GHz ISM (全球)。其中在 2.4 GHz 中定義了 6 個通道，每一通道寬 3 MHz，通道中心間隔為 5 MHz，其相鄰通道間留有 2 MHz 的頻率間隔。在 2.4 GHz 頻段上，為了防止與現有的無線通訊頻段衝突，ZigBee 規定了一種免衝突演算法，每個無線設備在發送訊號之前會先監聽通道，以減少 ZigBee 設備之間的頻率衝突。

在無線感測網路 (wireless sensor network) 的應

Feature (s)	IEEE 802.11b	Bluetooth	ZigBee
Power Profile	Hours	Days	Years
Complexity	VeryComplex	Complex	Simple
Nodes/Master	32	7	64000
Latency	Enumeration up to 3 seconds	Enumeration upto 10 seconds	Enumeration 30 ms
Range	100 m	10 m	70 m – 300 m
Extendability	Roaming possible	No	YES
Data Rate	11 Mbps	1 Mbps	250 kbps
Security	Authentication Service Set ID (SSID)	64 bit, 128 bit	128 bit AES and Application Layer user defined

圖 3. 無線感測技術之比較圖，資料來源⁽¹⁵⁾。

用裡，建築物的能源監控、氣候及地震監測、庫存管理、生態環境監測、居家照護與物流等，都是其應用的層面。圖 3 為 802.11b、Bluetooth 與 ZigBee 的比較⁽¹⁵⁾，此三種無線傳輸技術是目前在無線傳輸技術中最常拿來做比較的三種技術。以 Bluetooth 與 ZigBee 來說，由於都是用在短距離的無線傳輸，因此最容易處於競爭的地位。由圖 3 可知，ZigBee 在 Power Profile、Complexity 及 Nodes/Master 中表現較佳，僅 Data Rate 部分只有 250 kbps 為其較弱的部分，不適用於大量的資料傳輸，如多媒體檔案傳輸。

揮發性麻醉氣體已廣泛地被應用於醫院外科手術臨床病患的全身麻醉，這類藥物是依靠從肺部吸入，經由血液將麻醉藥物運送至腦部細胞，使病患不痛，並且呈現入睡的麻醉狀態。在手術中，麻醉醫師雖然會根據臨床經驗、專業知識及綜合各種儀器監測作出判斷，給予病患一定的劑量，但仍然需要根據病患吸入及呼出的麻醉氣體濃度，作為客觀的依據。目前揮發性麻醉氣體的血中含量主要是靠氣相層析儀 (gas chromatograph) 或氣相層析-質譜儀 (GC-mass spectrometer) 等方法來測定^(16,17)。至於病患吸吐這類麻醉氣體的氣態濃度測定，則主要是靠紅外線分析法^(18,19)。因此是否能夠研發一種新穎的測定方法，使得量測結果更準確、更方便，是目前所要努力的方向。

由於揮發性麻醉氣體會污染的問題，雖然有配備廢氣清除系統 (scavenger system)，以減少對生態環境、病人及醫護人員身體的不良影響，但低劑量的污染常被醫護人員忽視，長期暴露之下，更加

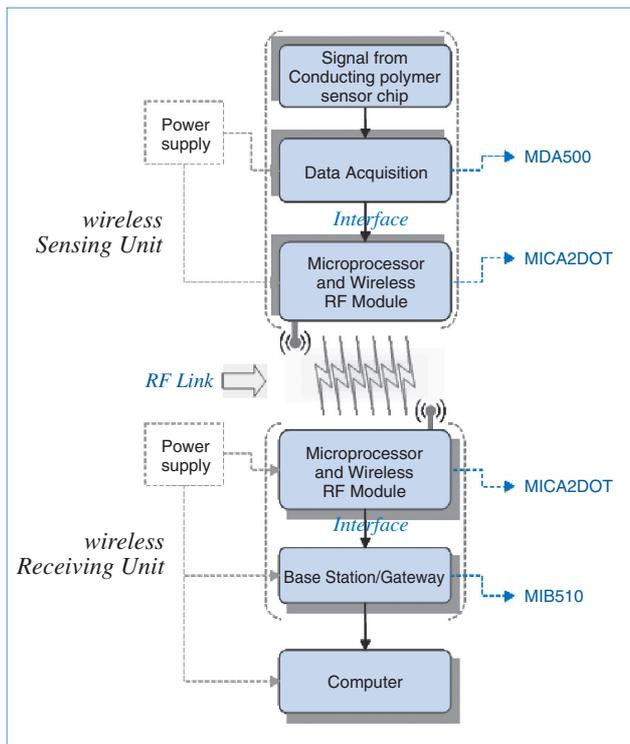


圖 4. 無線感測系統之概念圖。

危險。因此如何設計一個有效、自動偵測低濃度揮發性麻醉劑的儀器，實具有學術及實際上之應用價值。

相對於傳統感測器，無線感測網路具有低耗電、低成本、可自我調適、無線傳輸、微小化等優點，因此利用無線感測所發展之監測系統具有相當大的優勢與潛力。本研究的目的為發展無線感測系統來監測醫院建築內部的環境，並以外科手術室環境的麻醉氣體為主。此系統結合了導電性高分子氣體感測器與無線傳輸系統來監測麻醉氣體。本文將介紹本研究所發展之無線氣體感測系統，包含系統架構、硬體設計、感測器整合，並進行相關實驗以驗證本系統之可行性與效能，最後並針對實驗結果進行討論。

二、無線感測系統架構

本無線感測系統之概念如圖 4 所示，此系統包含了感測器、資料擷取模組 (MDA500, Crossbow)、無線傳輸與控制模組 (MICA2DOT,

Crossbow)，基地台 (MIB510, Crossbow) 與個人電腦。該無線氣體感測系統處理程序與流程為當氣體感測器偵測到訊號時會將訊號傳送給資料擷取模組，當資料擷取模組接收到訊號後再傳送給無線傳輸與控制模組來處理，藉由無線傳輸將訊號傳送至接收端之無線傳輸與控制模組，並由與個人電腦連接之基地台將資料傳送至個人電腦做後續之資料處理與分析。

1. 硬體架構與設計

無線感測系統之硬體架構分為無線感測單元與無線接收單元。無線感測單元包含了資料擷取模組以及無線傳輸與控制模組，其元件組成架構如圖 5 所示。另外，無線接收單元包含了無線傳輸與控制模組以及基地台，其元件組成架構如圖 6 所示。

資料擷取單元採用 Crossbow 公司的 MDA500 資料擷取卡，具有類比轉數位的功能，可以外接多個不同的感測器，並可將感測器所擷取到的資料傳給無線傳輸與控制模組。無線傳輸與控制模組採用 MICA2DOT Mote，所有 MICA2DOT 的輸入與輸出皆可與 MDA500 上的電路板搭配，其詳細規格如表 1 所示。MICA2DOT 具有一個 ATmega128L 的微處理器，是個低能源損耗的微控制器，可以在 TinyOS 的作業系統下執行，可支援大尺度、自我調適的感測網路。此外，其還具有六個類比訊號的輸出、數位輸出／輸入，因此可以外接不同的感測器。在無線傳輸部分，採用 Chipcon CC1000 的射

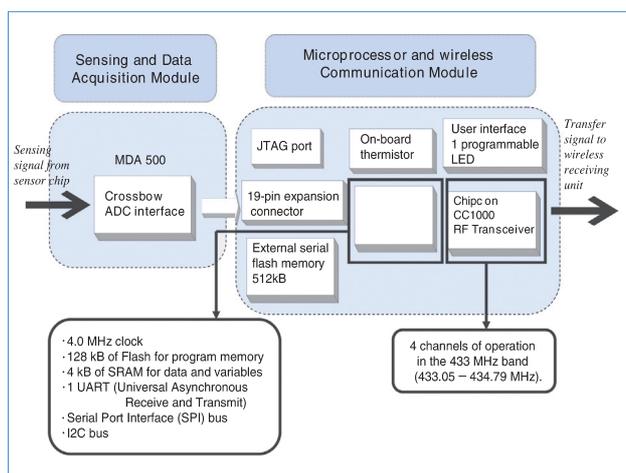


圖 5. 無線感測單元硬體架構圖。

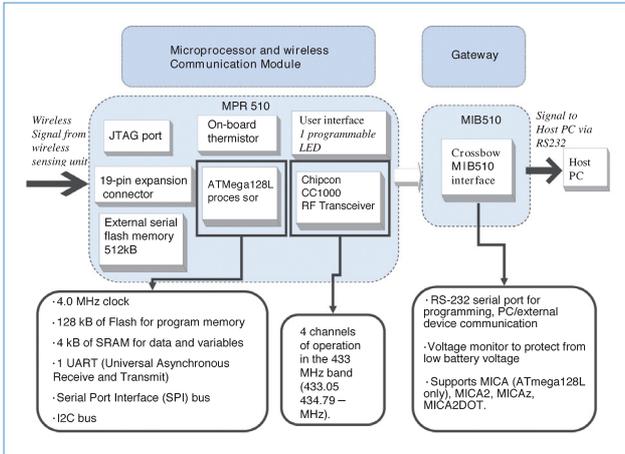


圖 6. 無線接收單元硬體架構圖。

頻模組來傳送無線訊號，依頻率之不同，MICA2DOT 又分為 MPR500 (915 MHz)、MPR510 (433 MHz) 和 MPR520 (315 MHz)，筆者的研究團隊選擇 MPR510 為該研究之無線傳輸與控制模組。在基地台方面使用 MIB510，此設備與個人電腦相連，負責將接收到的資料傳送給個人電腦做後續的分析與處理，並可以利用其將程式安裝至無線傳輸與控制模組的微處理器上以執行不同的任務。

2. 無線傳輸系統與感測器之整合

無線傳輸系統與感測器的整合為將之前介紹過的單元加以結合，包含感測器、資料擷取模組、無線傳輸與控制模組、基地台、個人電腦。整個系統的架構如圖 7 所示。在這個系統架構下，感測端的無線感測裝置係採用 MICA2DOT Mote 結合訊號擷取單元 MDA500 構成一個無線感測單元。MICA2DOT 具有微處理器與無線傳輸功能，MDA500 則具有類比轉數位的功能，可以外接七個不同的感應器，並將感應器所擷取到的資料傳給 MICA2DOT 的微處理器，再利用無線傳送訊號給其他感測節點或是基地台。

在感測器方面，使用導電性高分子感測器與 MDA500 結合。導電性高分子目前常被用在氣體的感測上，其原理為當氣體吸附在分子上時會造成電阻的改變，以電阻的變化來感測氣體。此導電性高分子感測器為自行研發之導電性高分子感測器，

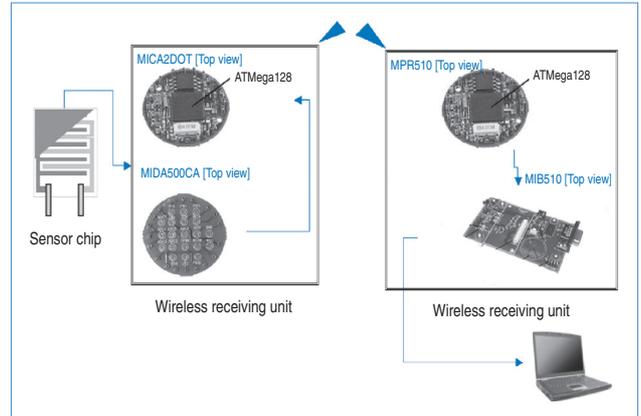


圖 7. 無線傳輸系統與感測器之整合。

詳細製備方法將於後面詳述。在接收端係使用 MICA2DOT 與 MIB510 結合，MIB510 為類似基地台 (base station) 的裝置，可以用來接收多個感測器的訊號，並將訊號傳送至電腦上進行處理。表 2 說明了整個系統構成元件的不同功能。

三、感測器之製備

本研究所使用之感測器為自行製備的導電性高分子感測器，首先，準備大小為 10 mm × 5 mm 的

表 1. MICA2DOT 詳細規表。

Component	Attribute	Specification
MCU	Chip Type Program Memory (kb) SRAM (kb)	ATmega128L 4 MHz, 8 bit 128 4
Sensor Board Interface	Type 10 bit ADC UART Other Interface	18 pin 6 inputs, 0 to 3 V 1 DIO
Radio	Chip Frequency (MHZ) Data rate (kbits/s) Antenna connector	CC1000 433 38.4 PCB solder hole
Flash Data Logger Memory	Chip Connector Type Size (kB)	AT45DB014B SPI 512
Power Source	Type Capacity (ma/hr)	Coin (CR2354) 560

Unit	Component	Function
Sensor chip	Sensing film	Sensing the signal from environment.
Wireless sensor unit	MDA500	Analog to digital interface.
	MPR510	Processing signal and transmitting signal wirelessly.
Wireless sensor unit	MPR510	Processing signal and receiving signal wirelessly.
	MIB510	Programming the microprocessor, to serve as a gateway and base-station

表 2.
無線感測系統構成元件
功能對照表。

氧化鋁基板 (substrate)，在基材上用網版印刷 (screen printing) 技術印上一對梳子狀的黃金層，如圖 8 所示。待感測材料覆蓋之後，即可接上接腳，作為連接信號用。取約 3.345 g 的吡咯 (pyrrole) 單體加入 50 mL 的水中，加入適量的硝酸銀 (AgNO_3) 水溶液當作待聚合的單體液，以浸漬塗覆法 (dip coating method) 將單體液覆蓋於氧化鋁基板上，再以 UVL-56 型 3 W 強度的 UV 光，波長為 366 nm 聚合 (photo-polymerization) 的方式聚合 3 小時，在基板上直接成長聚合物聚吡咯 (polypyrrole, Ppy)。

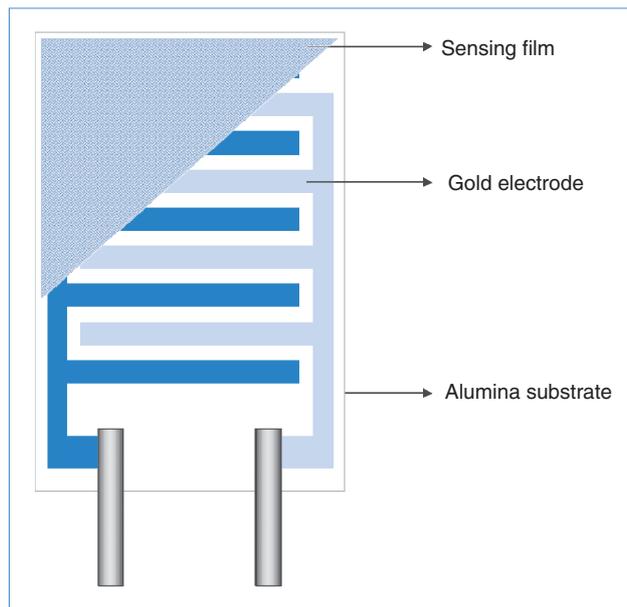


圖 8. 印上金電極之氧化鋁基板。

四、無線感測系統之架設與實驗

本研究所發展之無線感測系統架設與實驗示意如圖 9 所示。本實驗為利用所發展之無線感測系統來對麻醉氣體做量測。本研究的目標麻醉氣體是目

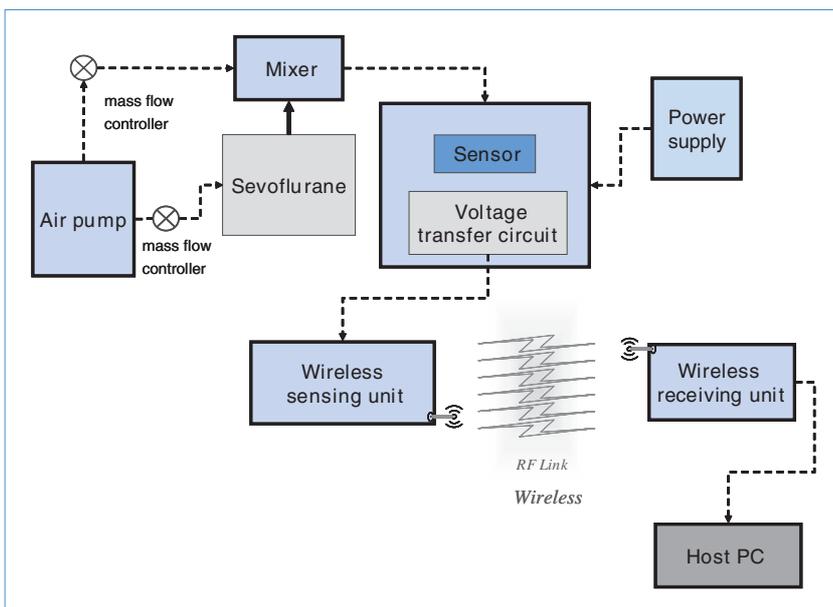


圖 9.
無線感測系統之架設與實驗圖。

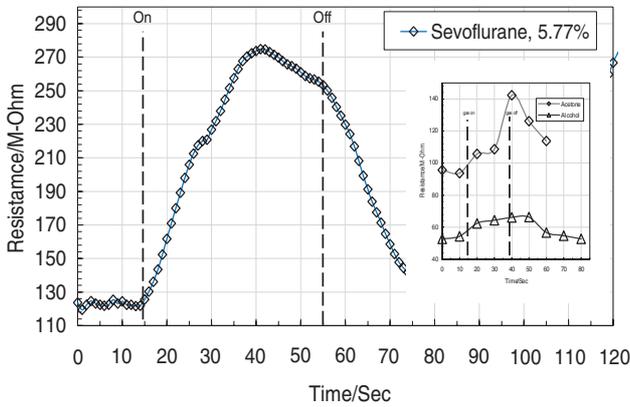


圖 10. 感測器暴露在麻醉氣體下的反應。

前常用的麻醉氣體，稱為七氟烷或稱為安汝達 (sevoflurane)，在國際純粹與應用化學聯合會 (International Union and Applied Chemistry, IUPAC) 之命名為 fluoromethyl 2,2,2-trifluoro-1-(trifluoromethyl) ethyl ether。七氟烷是在 1990 年後常被使用的麻醉氣體，分子量為 200.05 g/mol，在常壓下 (760 mmHg) 沸點為 58.6 °C，在 20 °C 下比重為 1.520，七氟烷為甲基異丙基醚的氟化衍生物 (fluorinated derivative of methyl isopropyl ether)。

藉由適當之電路將所製備之導電性高分子感測器與無線感測單元結合，這個電路是用來將所量測到的電壓值轉換成電阻值。氣體濃度由兩台流量控制器所控制，用來控制在實驗過程中麻醉氣體的濃度，一台用來控制空氣的流量，另一台則用來控制空氣壓縮機打入麻醉液體的流量，兩者混合後可以用來調整實驗所需之麻醉氣體濃度。實驗流程為將麻醉氣體送到實驗箱中，當氣體接觸到感測器時，會造成感測器上的電阻改變，此時電壓轉換電路會將電阻值轉換成電壓值傳送到無線感測單元。隨後無線感測單元利用無線傳輸的方式將訊號傳送至無線接收單元，再經由所連接的電腦來做資料分析與處理。

五、結果與討論

1. 感測實驗之電壓轉換

本研究將所量測到的實驗電壓值利用簡易公式轉換成電阻值，公式 (1) 到 (2) 表示感測器電阻值

的計算方法， V_s 為輸入之電壓值， R_{Gas} 為感測器之所量到之電壓值轉換成電阻值， R_r 為參考電阻， V_m 為參考電阻兩端所量測到之電壓值。

$$I = \frac{V_s}{R_{Gas} + R_r} = \frac{V_m}{R_r} \quad (1)$$

$$R_{Gas} = R_r \times \frac{V_s - V_m}{V_m} \quad (2)$$

感測器的靈敏度 S 可以由方程式 (3) 得到， R_{Air} 是起始電阻值， R_{Gas} 是當感測器暴露在麻醉氣體時於最大穩定狀態之電阻值。因此由此三個公式就可以計算出感測器所量測到之電阻值改變與計算出靈敏度。

$$S = \frac{R_{Gas}}{R_{Air}} \quad (3)$$

2. 聚吡咯之信號與時間關係

圖 10 表示當感測器暴露在麻醉氣體下的反應，橫軸為量測時間，縱軸為電阻值，圖的右方為量測酒精與丙酮之參考圖。由圖中可知當麻醉氣體吸附在導電性高分子聚吡咯上時，七氟烷的氟原子會與吡咯的氫原子鍵結在一起，此時氟原子帶有高的負電子會將在聚吡咯上的氫原子牽引過來，因此減少了聚吡咯上的電子密度，而造成聚吡咯的電阻值上升。由圖中也可以看出感測器的反應相當快速，在移開麻醉氣體後，電阻值立即回復到初始狀態。反應時間 T_{90} 小於 60 秒，回復時間也小於 60 秒，由此可看出七氟烷分子在吸附與去吸附方面為可逆反應，且其反應時間與恢復時間皆相當快速。完整的量測結果可以由圖中看出，由圖中可知量測七氟烷的電阻時，電阻變化相當的大，且大於酒精與丙酮的反應。

3. 其他揮發性氣體之信號

靈敏度可以由公式 (3) 計算得知，七氟烷、酒精與丙酮三者的靈敏度計算如表 3 所示。根據不同七氟烷濃度做實驗，其反應曲線如圖 11 所示，不同濃度所對應的靈敏度計算如表 4 所示。

Sensing material	R_{Air} (M-Ohm)	R_{Gas} (M-Ohm)	Sensor response
Sevoflurane	130	300	2.307692
Acetone	93	142	1.526882
Acohol	52	66	1.269231

表 3.
七氟烷、酒精與丙酮三者的靈敏度。

Sevoflurane concentration	R_{Air} (M-Ohm)	R_{Gas} (M-Ohm)	Sensor response
5.77%	124	274	2.209677
8.33%	130	300	2.307692
11.11%	132	360	2.727273

表 4.
不同七氟烷濃度所對應之靈敏度。

在無線感測系統方面，本研究所發展的無線感測系統於架設與實際測試時，不僅相當的有效率，且具有高度的機動性。實際測試時也可有效的量測到感測器電壓的變化值，可證明本系統之可行性。本研究所發展的系統除了可以接上自行製備之導電性高分子感測器外，另外，也可以外接各種不同的商用感測器，包含溼度、溫度及一氧化碳等感測器，可達到快速安裝與具備可調性之特性，相信在實際應用上將會有很大的幫助。

高擴充性與機動性更可以應用在實際的環境監測上，由於實際的地形、氣候及安全性等狀況可能不適合大型監測儀器的安裝或是人員的進駐，因此利用所發展的無線感測系統便可以克服惡劣的環境且達到預期的效果，並確保人員的安全。本研究僅結合一個感測器來量測，未來將結合多個感測器，並擴展至多感測節點，以形成無線感測網路的目標，並加以應用於實際的監測上。

六、結論

本研究發展了一個可應用於醫院建築麻醉氣體之感測的無線氣體感測系統，此系統結合了無線傳輸系統、微處理器、資料擷取卡與導電性高分子感測器，初步獲得不錯的成果，本次研究為將本系統應用在醫院麻醉氣體之感測上，未來將可進一步應用於其他領域，並加以改良。此外，本系統具備之

參考文獻

1. A. Arora, et al., *Computer Networks-the International Journal of Computer and Telecommunications Networking*, **46** (5), 605 (2004).
2. I. F. Akyildiz, et al., *Computer Networks*, **38** (4), 393 (2002).
3. I. F. Akyildiz, et al., *Communications Magazine, IEEE*, **40** (8), 102 (2002).
4. C. Y. Chong and S. P. Kumar, *Proceedings of the IEEE*, **91** (8), 1247 (2003).
5. J. M. Kahn, R. H. Katz, and K. S. J. Pister, *Proceedings of the 5th Annual ACM/IEEE International Conference on Mobile Computing and Networking*, 271 (1999).
6. N. Xu, et al., *Proceedings of the 2nd International Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, 13 (2004).
7. J. P. Lynch, et al., *Proceedings of the 3rd International Workshop on Structural Health Monitoring* (2001).
8. E. H. Callaway, *Wireless Sensor Networks: Architectures and Protocols*, Auerbach Publications (2004).
9. A. Wacker, T. Heiber, and H. Cermann, *Consumer Communications and Networking Conference, CCNC 2004. First IEEE*, 47 (2004).
10. A. Mainwaring, et al., *Proceedings of the 1st ACM International Workshop on Wireless Sensor Networks and Applications*, 88 (2002).
11. K. Martinez, J. K. Hart, and R. Ong, *Environmental Sensor Networks Computer*, **37** (8), 50 (2004).

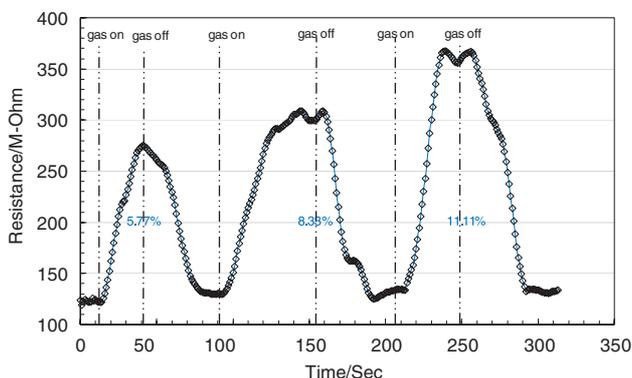


圖 11. 不同 sevofluran 濃度之反應曲線。

12. P. Bauer, *et al.*, 2000. *Proceedings. 2000 IEEE EMBS International Conference*, 17 (2000).
13. E. Jovanov, *et al.*, *Biomed Sci. Instrum*, **37**, 373 (2001).
14. P. Levis, *et al.*, *Proceedings of the First International Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, 126 (2003).
15. <http://doit.moea.gov.tw/news/newscontent.asp?IdxID=2&ListID=0613>
16. N. C. Yang, *et al.*, *J. Chromatogr B Biomed. Sci. Appl.*, **759** (2), 307 (2001).
17. D. Farthing, *et al.*, *Biomedical Chromatography*, **11** (1), 29 (1997).
18. D. D. Cunningham, *et al.*, *J. Chromatogr B Biomed. Appl.*, **668** (1), 41 (1995).
19. A. R. Wilkes and W. W. Mapleson, *British Journal of Anaesthesia*, **76** (5), 737.

-
- 林子軒先生現就讀於國立交通大學土木研究所博士班。
 - 洪士林先生為美國俄亥俄州立大學土木博士，現任國立交通大學土木系系主任。
 - 吳仁彰先生為國立清華大學化學博士，現任靜宜大學應用化學系助理教授。
 - 黃裕清先生現就讀於靜宜大學應用化學研究所碩士班。
 - 陸翔寧先生為比利時魯文大學生理研究所醫學博士，現任臺中榮民總醫院麻醉科主任。

- 柴梅熙先生為奧地利維也納科技大學分析化學博士，現任工業技術研究院量測中心研究員。
- Tzu Hsuan Lin is currently a Ph.D. student in the Institute of Civil Engineering at National Chiao Tung University.
- Shih-Lin Hung received his Ph.D. in civil engineering from Ohio State University, USA. He is currently a chairman and professor in the Department of Civil Engineering at National Chiao Tung University.
- Ren-Jang Wu received his Ph.D. in chemistry from National Tsing Hua University. He is currently an assistant professor in the Department of Applied Chemistry at Providence University.
- Yu-Ching Huang is currently a M.S. student in the Institute of Applied Chemistry at Providence University.
- Hsiang Ning Liu received his Ph.D. in physiology from Leuven University, Belgium. He is currently a director in the Department of Anesthesiology at Taichung-Veterans General Hospital.
- Murthy Chavali received his Ph.D. in analytical chemistry from Technische Universität Wien, Austria. He is currently a researcher in the Center for Measurement Standards at Industrial Technology Research Institute.