

基於 802.15.4 可穿戴式生醫感測器應用於中風患者復健評估設計

Wearable Bio-information measurement device over 802.15.4 for Post-stroke Rehabilitation

黃文增* 林光華 李景堯 陳錦杏 張淵仁 陳右穎
明新科技大學 台灣大學 台北科技大學 中台科技大學 中台科技大學 交通大學
*e-mail : wthuang@must.edu.tw; web : ebdlab.en.ntut.edu.tw

摘要

中風不只影響患者本身，也讓病患家屬(照護者)身心受到相當程度的重創。如何降低中風病患病情繼續惡化的機率(二度中風)與提升病患家屬(照護者)的生活品質是本研究的主要目的。本研究提出“中風患者復健裝置”機制是整合無線感測網路與可穿戴式多生醫感測器應用於中風病患復健。此機制能自動紀錄病患的日常生活醫紀錄在達到異常現象時，早期發出預警給相關醫護人員做適當應變措施，也即時讓家屬能透過遠距監控系統了解患者的身心狀況。在本系統中，我們應用可穿戴式布料電極片用來偵測心電信號與心律；將溫度與呼吸感測器置於可穿戴式主機裝置上用來記錄病患體溫與呼吸數可以輔助專業人員分析；透過加速規和陀螺儀感測器來精確判斷跌倒偵測。將所量測的生理數值電子量化並可利用無線網路的方式傳輸至系統接收端，提供授權後的使用者可以透過瀏覽器的圖形介面讀取資料。

關鍵字：中風患者、可穿戴式、心電圖、無線網路、虛擬實境式復健。

Abstract

Stroke not only influence patient himself, this will indeed reduces the life quality of the patient's family. How to lower the probability of patients' worsening conditions and to promote the better quality of the patient's family are our major subjects of this study. We propose the "Tele-Rehabilitation Device" mechanism,

which is to integrate the wireless sensor network (WSN) and wearable multiple physiological sensors and then apply to the stroke rehabilitation. "Post-stroke Rehabilitation Device" can automatically record the bio-information of the stroke's daily life such that our system can send out the alarm information to those care persons when there is an abnormal condition. Hence, those medical care persons can make the proper response for lowering the probability of patients' worsening conditions. Moreover, the patients' member can understand and monitor the stroke's newest information by the tele-care to make the proper action such that they can promote their life quality. In our system, the wearable electrodes can be employed to detect the ECG and heart rate from the stroke. Then, the temperature and respiration sensor can be sewed within the wearable vita-bent and then detect the body temperature and the amount of respiration, respectively for assist professional persons diagnosis. Finally, the accelerometer sensor and gyroscope sensor within our system can detect correctly whether the stroke falls down or not. All bio-information of the stroke's daily life can be transmitted to the data collector by WSN, and then the authorized users can show all information by their browser with the graphic interface.

Keywords: Stroke, Wearable, ECG, WSN, Rehabilitation by Virtual Reality.

1. 導論

腦中風，學名為腦血管疾病 (Cerebral vascular disease)，簡稱為中風 (Stroke)。根據統計資料，腦中風為全球第三大死亡因素[1]，也是成人失能的最主要因素[3]。在 1986—2008 年間腦中風也位居台灣第二~第三死亡因素 [2]。

根據世界衛生組織 (World Health Organization, 簡稱 WHO) 的報告，全球每年有 1 億 5 仟萬人罹患腦中風。腦中風是指腦部血管供氧、供血突然中斷，並且引發身體其中一側的上下肢體、上下半身或全身無力，呈現麻痺的現象，根據世界衛生組織所提供之中風疾病影響的三種不同層次：損傷、失能與肢體障礙。關於損傷的影響包括意識、生理、認知、視力、情緒及泌尿問題之損傷 [4][5]。隨著年齡增加，中風的發生率與死亡率都明顯上升，台灣地區 35 歲以上的民眾每年發生中風的比例是 0.6%。現代人的中風危險不斷增加外，年齡層也下降趨勢，更重要是中風後的照護和復健的需求也不斷增加。好的照護和復健可以讓病人恢復健康和遠離死亡危險。本研究具生醫多感測器的中風患者復健裝置系統[6][7][8]也是在此需求下所發展出來的，本系統不只可應用在家中也可在醫療院所中使用，持續監測記錄所有病患的活動和生理狀態。應用可穿戴式 (Wearable) 設備 [9][10] 之觀念於本系統裝置中，在中風患者身上穿戴可以減少到院檢查和復健的次數並可即時追蹤，家中老人可被即時看護並可讓醫院監視院內病患的即時身體狀態。

中風患者復健裝置系統是一套硬體機制 [11][12] 搭配軟體在中風患者的復健應用上可以達成虛擬實境式復健 (Rehabilitation by Virtual Reality) [6]，經由身上之布料電極片 [13]、體溫感測器 (Body Temperature) [14][15] 和呼吸數 (Respirations) [16]，各感測器分別量測到受測者的心電圖信號 (Electrocardiogram; ECG)，含心律 (Heart Rate)、體溫、呼吸次數等人體生命信號；再加上三軸加速規 (Accelerometer) [27] 和陀螺儀 (Gyroscope) [28] 感測器可以得到走路、跌倒偵測等人體的活動訊息 [17]。系統收集以上信號量化後同時再經由無線通訊模組傳輸給家中或醫院的主機，提供醫療人員即時監視。當病患身體不適或有異常情形時，醫療人員可即時 (Real Time) 察覺並提供適當的反應處理。

本系統不只可應用於中風患者的復健、居

家看護、老人照顧等醫療追蹤，也可用於日常的運動訓練使用 [12]。醫療院所持續監測記錄病患的活動和生體狀態，慢性病患也可持續追蹤並減少到院檢查。本系統優點於其裝置可隨身穿戴且各信號是以無線傳輸，無需傳輸線連接造成行動困擾。系統是由可充式電池當作電源供應，也內含電源管理機制，在室內無線傳輸時是以低耗電的 Zigbee 或 Bluetooth 等短距通訊模組為主 [18]。另外本裝置所使用的布料感測器可重複水洗清潔，因此本系統可多次重複使用，達到省電、節能 [19] 和環保等概念，並節省到院復健的成本 [20]。圖 1 為本系統在中風病患和運動訓練上不同領域的應用概念圖。

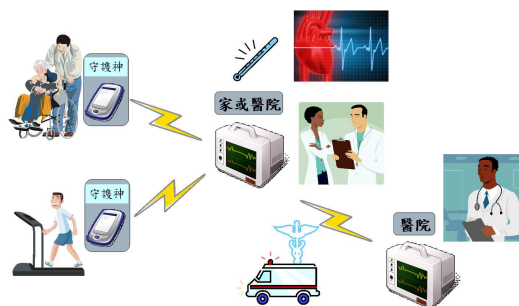


圖-1：系統概念圖

本論文之架構分為五個章節，第一章是簡述研究動機和目的；第二章將提出本論文之系統架構；第三章則探討研究理論和設計；第四章為本系統目前實驗結果與分析；最後第五章為結論與未來工作展望。

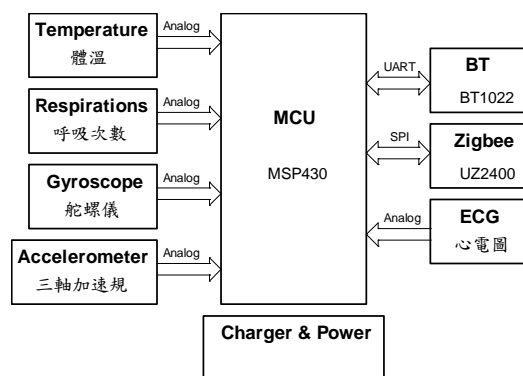


圖-2：系統架構圖

2. 系統架構

本系統架構可分為布料感測帶和主機系統合成的硬體部份和各式不同的復健軟體部份，上圖 2 為主機系統的架構圖，包含：(A)

監測心電圖(ECG)、呼吸次數、體溫和人體活動之感測器模組，(B)電池充電和電壓轉換之電源管理模組，(C)主要控制系統之 MCU 控制模組，(D)Zigbee 和藍芽(BT)組成之無線通訊模組。

(A) 感測器模組：

i. 心電圖感測器(ECG Sensor)：

人體兩點之 ECG 信號經由電極片輸入到系統，人體之 ECG 電壓只有 1~2 mV，不適合直接處理。人體兩點之差動電壓藉由儀表放大器(IA)放大成單一電壓準位，再經由升壓準位放大器來放大和加入直流電壓準位。人體之 ECG 電壓會受到環境之雜訊干擾，最後利用主動式濾波器濾除雜訊後得到可以適合運算處理之 ECG 信號，參考圖 3 流程圖。我們將 ECG 信號再送入 MSP430 之 ADC 加以數位處理。

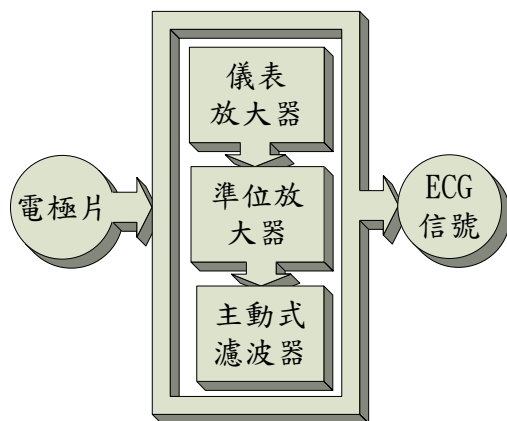


圖-3：ECG 信號感測流程

ii. 呼吸數感測器(Breath Sensor)：

監測呼吸數可以從口鼻吸氣、吐氣次數來計算或胸、腹部隆起下去次數來計算[21][22]。本系統是利用後者方式實作，利用 FlexiForce 公司所出產的 A201 壓電感測器。當把壓電感測器放在上腹部時，吸氣腹部會壓到感測器的電阻值和吐氣時腹部會壓到感測器的電阻值會不同，因此我們將利用此特性來當作呼吸數感測器線路。我們將感測器信號適當的放大後，得到之呼吸信號再送入 MSP430 之 ADC 加以數位處理。

iii. 體溫感測器(Temperature Sensor)：

人和高等動物皆為恆溫具有一定的溫度，也就是體溫。體溫是機體進行新陳代謝和正常生命活動的必要條件。人體的外週組織即表層，包括皮膚、皮下組織和肌肉等的溫度稱

為表層溫度(shell temperature)。表層溫度不穩定，各部位之間的差異也大。當環境溫度為 23℃時，人體表層最外層的皮膚溫因為部位而有所不同：足部皮膚溫為 27℃、手部皮膚溫為 30℃、軀幹為 32℃、額頭為 33-34℃[10][11]。四肢末梢皮膚溫最低，越接近軀幹、頭部時，皮膚溫度越高。當氣溫達到 32℃以上時，皮膚溫的部位差將變小；而在寒冷環境中，隨著氣溫下降，手、足的皮膚溫降低程度最為顯著，但頭部皮膚溫度變動卻相對較小。如圖 4 所示為在不同環境溫度下的人體溫度的分佈。

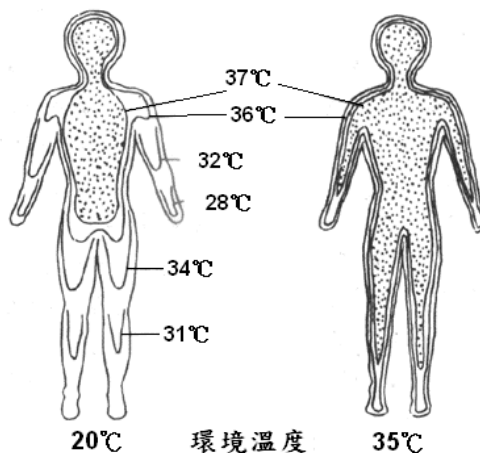


圖-4：不同環境溫下體溫度分佈圖

體溫感測器由宏碩科技(Hyper-Sense)所生產的負溫度系數熱敏電阻(NTC Thermistor)的特性來加以運用，負溫度系數熱敏電阻(NTC Thermistor)的特性為當溫度升高時熱敏電阻的電阻值會下降，也相對的當溫度下降時熱敏電阻的電阻值會上升。我們想要了解的體溫範圍在 34℃~42℃之間，先將感測器的信號放大到所需範圍後，再將體溫信號送入 MSP430。

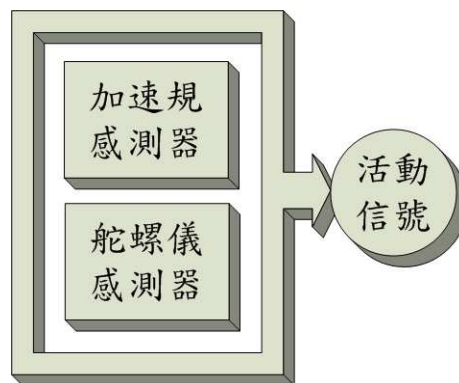


圖-5：活動信號感測流程

iv. 活動感測器(Action Sensor)：

我們利用 Analog Device 公司生產的

ADXL330 加速規感測器(Accelerometer Sensor) 和 InvenSense 公司生產的 IDG AO-101 陀螺儀感測器(Gyroscope Sensor)來組成監測活動情形，如圖 5 所示產生出活動信號。感測器置於智慧型量測平台上，不用外加任何元件，由加速規元件 X、Y 和 Z 和陀螺儀元件 X 和 Y 輸出直接連至 MSP430，由 MSP430 的統計資料，判斷跌倒偵測等人體活動感測。

(B) 電源管理模組：

主要負責系統的電池電源管理(充/放電)、系統所需電壓轉換和開關。

i. 電池充/放電管理：

TI 公司的 BQ24032[25]是電池充/放電 IC，可以控制電池的充電、放電和電池充電過熱保護等功能。電池中有 10 KΩ 負電阻系數熱敏電阻(NTC Thermistor)會因電池的溫度而有不同電阻值，在 IC 內部有 100 uA 電流源經過熱敏電阻 10 KΩ(在 25°C)後會在 TS 腳位上會產生 1V，正常充電功能時準位為 0.5 V ~ 2.5 V。其充電來源如圖 6 中利用 mini USB 接口的電源和地，其準位為 +5 V。

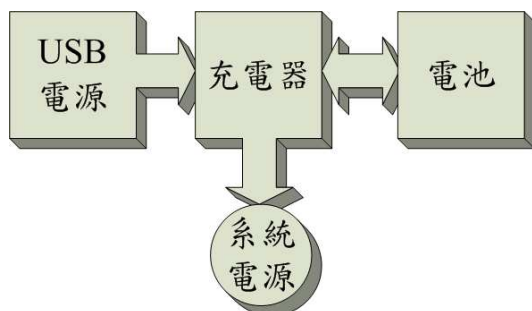


圖-6：電池充/放電管理流程

ii. 電源轉換管理：

系統中需要電源各有不同，依省電目的來做電源管理，所以可以分為 MCU 控制模組電源 Vdd(+3.3 V)、無線通訊模組電源 VBT(+3.3 V)、感測器模組電源 AVCC(+3.3 V)、-AVCC(-3.3 V)和感測器模組參考電源 AVCC/2(+1.65 V)。

(C) MCU 控制模組：

負責類比數位轉換(ADC)、數位濾波器、收集人體資訊和資料傳送(接收)。本研究主題所用的主控制核心為 TI 公司所生產的 MSP430[26]，負責系統的主要控制核心，負責 ADC 轉換、數位濾波器、收集資料和傳送(接收)。感測信號全經由 MSP430 做類比數位轉

換，MSP430 內建 12 位元類比/數位轉換器，內建取樣保持電路與自動掃描特性。MCU 的程式，可使用 JTAG 介面，支援 In-system Programming (ISP)軟體的更新，使用德州儀器(TI)提供的兩種工具，分別是 USB JTAG Debugging Interface (MSP-FET430UIF) 和 USB Development Flash Emulation Tools (FET) (MSP-FET430Uxx)，能做程式碼的設計、測試和燒錄。

(D) 無線通訊模組：

可依不同通訊範圍加入不同規格的通訊模組。目前以短距離低功率 Zigbee(IEEE 802.15.4)和藍芽(BT; IEEE 802.15.1)為主，未來可加入無線區域網路(Wifi; IEEE 802.11)[18]、長距離通訊模組：無線廣域網路(WiMax)和無線行動網路(GSM, GPRS, 3G)等。目前系統的無線通訊模組有 Zigbee 和藍牙。

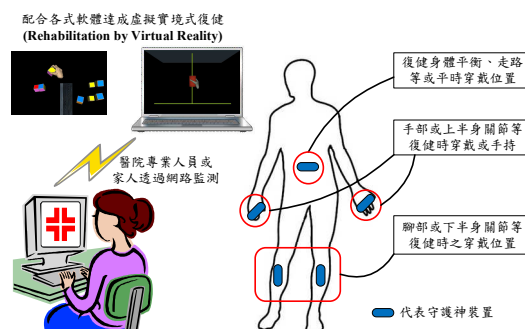


圖-7：虛擬實境式復健實現圖

除了上述硬體架構外再搭配各式軟體中風患者在家中可以達成虛擬實境式復健(Rehabilitation by Virtual Reality)[6]，如上圖 7。下圖 8 為手部的復健軟體參考畫面。

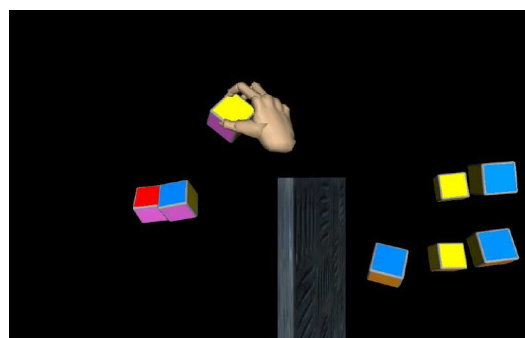


圖-8：手部關節訓練軟體圖[6]

3. 理論設計

A. 心電圖(ECG)信號偵測線路：

(1) 儀表放大器

AD8220[23]是 Analog Device 公司所出的儀表放大器 IC，利用一顆電阻來設定放大倍率 (Gain)。公式如下：

$$R_G = \frac{49.4K\Omega}{G-1} \quad (1)$$

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (2)$$

(2) 升壓準位放大器

OP496[24]是 Analog Device 公司所生產的內建四顆運算放大器(OP Amp)IC，我們利用其中一顆當作耦合放大器。我們的電路形態為非反相閉迴路放大器(Non-Inverting Closed Loop Amp)，放大倍率(Gain)計算公式如下：

$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}} = 1 + \frac{R_F}{R_G} \quad (3)$$

(3) 主動式濾波器

利用 OP496 運算放大器形成 Sallen Key 形式的低通濾波器(Low Pass Filter)，標準 Sallen Key 低通濾波器線路圖(如下圖 9)和公式如下：

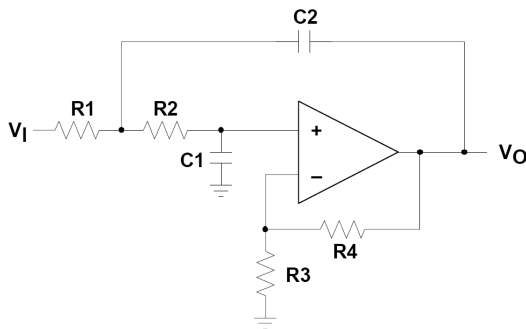


圖-9：標準 Sallen Key 低通濾波器線路圖

理想 Sallen Key 低通濾波器轉換公式：

$$\frac{V_o}{V_i}(lp) = \frac{K}{s^2(R1R2C1C2) + s(R1C1 + R2C1 + R1C2(1-K)) + 1} \quad (4)$$

$$\text{其中 } K = 1 + \frac{R4}{R3} \quad (5)$$

$$s = j2\pi f \quad (6)$$

我們可以得到低通濾波器的截止頻率(f_c)

和品質因素(Q)公式如下：

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1R2C1C2}} \quad (7)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R1R2C1C2}}{R1C1 + R2C1 + R1C1(1-K)} \quad (8)$$

B. 呼吸數(Respirations)感測器線路：

如圖 10 所示電路圖中 Sensor 是壓電感測器，利用 OP496 運算放大器的反相閉迴路放大器(Inverting Closed Loop Amp)來達成呼吸數感測器。電路的輸出公式如下：

$$V_{out} = -\frac{R_F}{R_s} V_{in} \quad (9)$$

我們線路中所對應的 $R_F = R2$ 和 $R_S =$ 壓電感測器電阻。當待測者在呼吸時感測器電阻值會依壓力不同而改變，經由放大器後變成不同的電壓值之呼吸信號，可以從中找出呼吸次數、吸氣和吐氣程度差異。

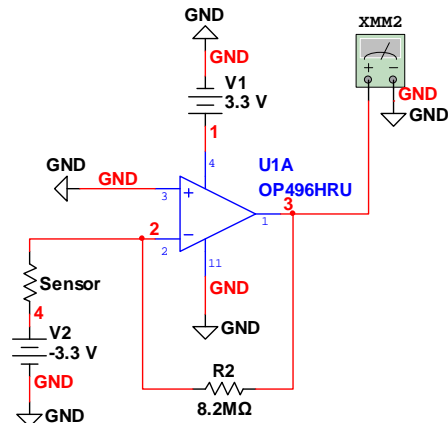


圖-10：呼吸數感測器線路圖

C. 體溫(Temperature)感測器線路：

如圖 11 電路中發現 Sensor 是熱敏電阻的輸入，負溫度系數熱敏電阻(NTC Thermistor)的特性為當溫度升高時熱敏電阻的電阻值會下降，也相對的當溫度下降時熱敏電阻的電阻值會上升。再加上 OP496 運算放大器的非反相閉迴路放大器(Non-Inverting Closed Loop Amp)後不同溫度會輸出不同電壓值來達成體溫感測器。電路中的 OP 放大器的放大倍率(Gain)為利用公式(5)計算出 11 倍。

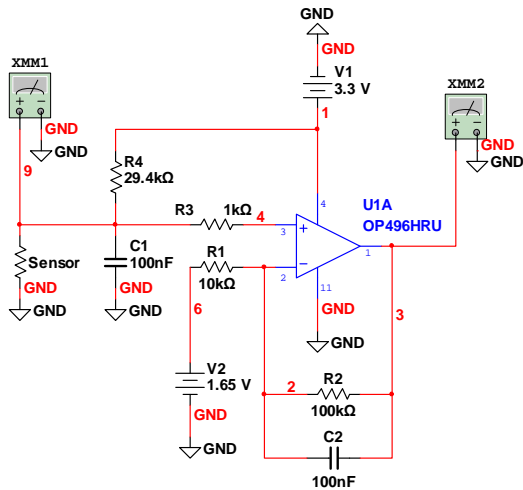


圖-11：體溫感測器線路圖

D. 活動(Action)感測器線路：

電路是由分別加速規感測器電路和陀螺儀感測器電路組合而成。加速規可以感測 X、Y 和 Z 三軸不同的變化量，主系統穿戴在待測者身上，待測者不同的體態而感測出不同的 X、Y 和 Z 的變化量。

陀螺儀則是可以感測 X 和 Y 軸的角速度變化量，也同樣的可以感測待測者的身體角速度變化量。兩者之間互相搭配之後可以正確判斷出跌倒和坐下之間的細微動作區別，更準確的判斷出待測者的活動情形。

人體的跌倒偵測，可以先定義加速度計的座標與使用者姿勢變化的方位，本研究設定身體姿勢變化有前、後、左與右共四個方向。然後依照定義的座標將加速度計配帶於身上，再從數次實驗中計算出一組正常姿勢下的加速度計平均值。

E. 復健軟體設計：

中風患者的復健方式有很多種，我們採用虛擬實境式復健(Rehabilitation by Virtual Reality)方法。從圖 7 中發現我們可以將本裝置穿戴在上腹部後復健過程中患者的生醫訊號的監測管理。專業人員可以了解病患的復健時間、走路距離和平衡能力。可以穿戴在手臂或手持著再搭配復健軟體可以訓練手的握力和上半身的關節訓練，也同樣可以穿戴在腿部，搭配腿部復健軟體可以訓練下半身的關節訓練。如圖 12 是顯示搭配本復健系統的訓練手部軟體以趣味遊戲方式來進行。可以讓重複性動作的復建變成活潑又有趣。

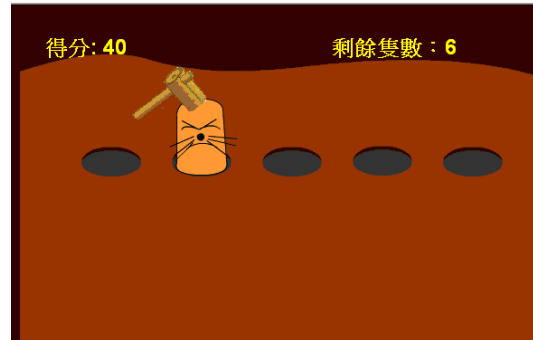


圖-12：手部訓練軟體-打地鼠圖

4. 設計模擬與實際量測

I. NI Multisim 模擬結果

A. ECG：

(i) 儀表放大器(IA)：利用 Multisim 軟體電路中輸入一個 2mV(峰對峰)的正弦波後輸出端可以得到 44mV(峰對峰)正弦波，其結果為圖 13。

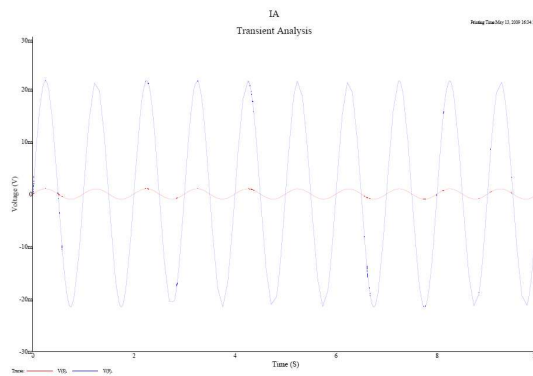


圖-13：儀表放大器 IA 模擬輸出圖

(ii) 升壓準位放大器：利用 Multisim 軟體在電路中輸入一個 45mV(峰對峰)的正弦波後，輸出端可以得到 720mV(峰對峰)正弦波，其結果為圖 14。

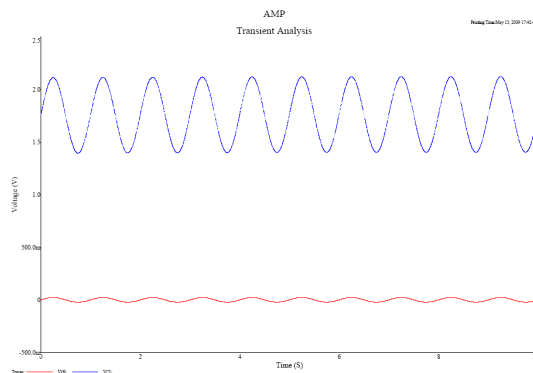


圖-14：升壓準位放大器 TA 模擬輸出圖

(iii) 主動式低通濾波器(Active Low Pass Filter)：利用 Multisim 軟體來模擬三級主動式低通濾器觀察每一級截止頻率點，分別得到每一級的波得圖 (Bode) 輸出和全部級數的波得圖輸出，如圖 15。

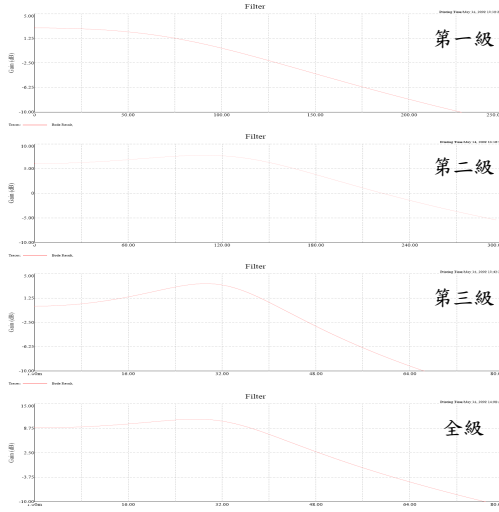


圖-15：Filter Bode 模擬輸出圖

B. 呼吸數感測器 (Breath Sensor)：利用 Multisim 軟體在如圖 10 電路中在壓力感測器電阻值不同變化下相對應的輸出電壓模擬，其結果輸出如圖 16。

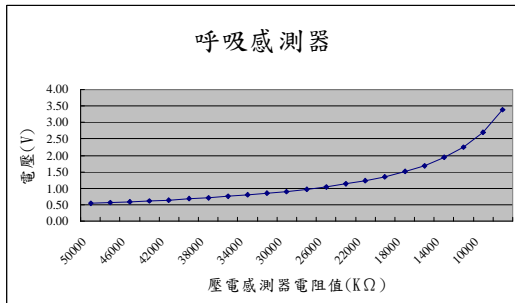


圖-16：呼吸感測器模擬輸出圖

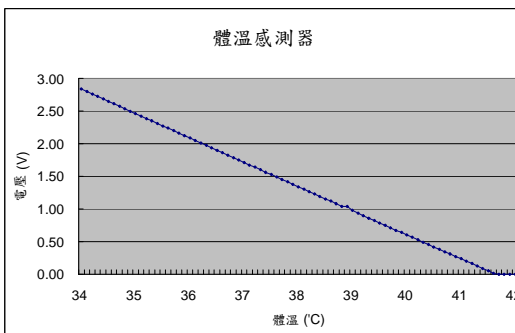


圖-17：體溫感測器模擬輸出圖

C. 體溫感測器 (Temperature Sensor)：利用 Multisim 軟體在如圖 11 電路中在溫度感測器

電阻值變化下相對應的輸出電壓值，模擬結果如圖 17。

II. 實際量測結果

實際設計出的中風患者復健裝置雛型系統如下圖 18，為布料感測帶和主系統結合而成的實際照片。裝置實際穿戴時的量測結果和實際應用的電腦畫面截取。



圖-18：中風患者復健裝置實際圖

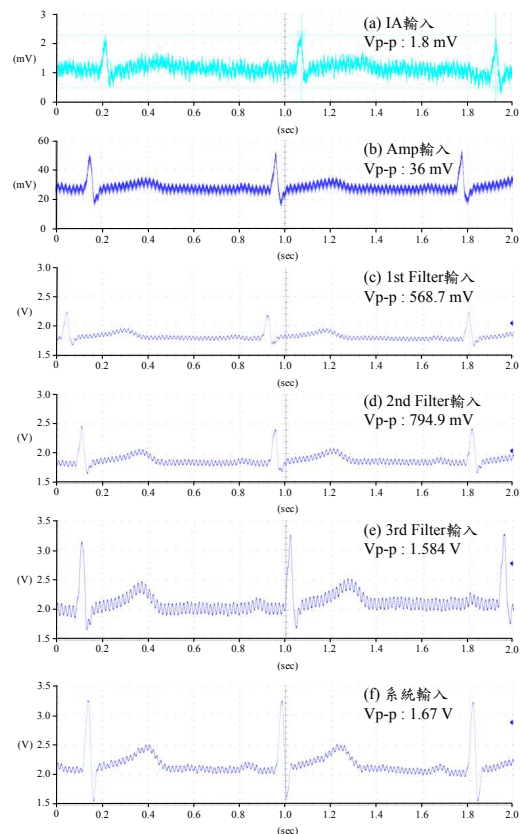


圖-19：ECG 各級實際量測圖

(A) 心電圖感測器 (ECG Sensor)

我們從人體的 ECG 信號到進入 MSP430 的各級信號利用 Tektronix 示波器來量測。我們

在量測過程中也成功量取到經由電極片在身體上的微弱的 ECG 信號 (約 1.8mV)，請參考圖 19(a)。再經由儀表放大器後輸入到升壓準位放大器的 ECG 信號，如圖 19(b)，經過各級主動式濾波器的 ECG 信號，其變化分別為如圖 19(c ~ e)，最後 ECG 信號(如圖 19(f))進入到 MSP430 控制處理器中加以處理。

(B) 呼吸感測器(Breath Sensor)

如圖 20 所示，可以量測到一般呼吸和深呼吸時之吸氣和吐氣的差異，系統中也可以動態設定門檻電壓值後在此圖也可明確計算出呼吸的次數。

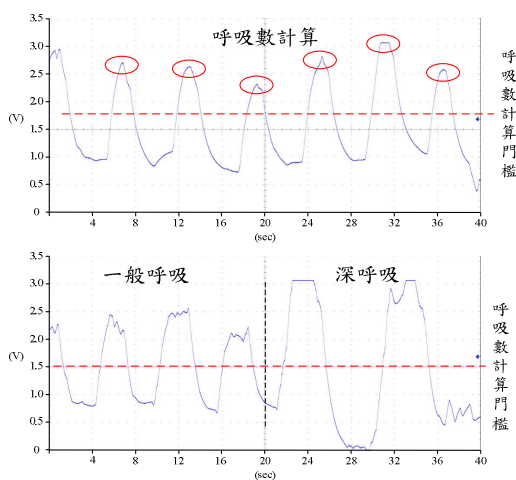


圖-20：呼吸感測器實際量測圖

(C) 活動感測器(Action Sensor)

a. 加速規感測器

(Accelerometer Sensor)

我們測量加速規在不同方向時之相對的輸出電壓，如圖 21。三軸加速規在不同擺放位置下，對 X, Y 和 Z 會輸出不同相對應之電壓值。



圖-21：加速規活動實際量測圖

b. 陀螺儀感測器(Gyroscope Sensor)

當我們將安置陀螺儀之主機系統，對 X 軸或 Y 軸轉動的瞬間，X 軸和 Y 軸之腳位輸出相對電壓，轉動相反方向之 X 軸時輸出不同準位之電壓，如圖 22 所示為 Y 軸上變化之輸出量測和 X 軸上變化之輸出量測圖。

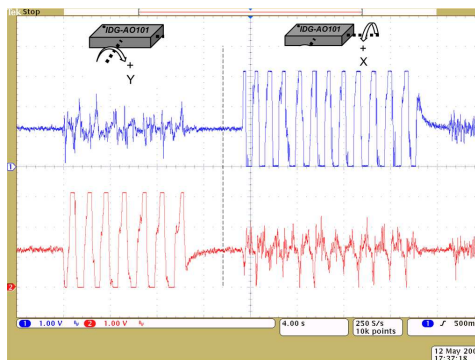


圖-22：陀螺儀 Y 軸變心量測圖

(D) 體溫感測器(Temperature Sensor)

我們將溫度感測器實際量測到的體溫數據，和模擬得到之數據發現到兩者之間差距非常小。我們在人體實際量測點為上腹部溫度與實際體溫度間可以歸納出不同環境溫度下的對應體溫曲線(如下圖 23)。

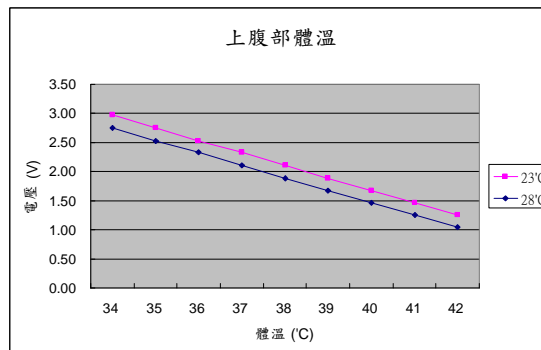


圖-23：人體上腹部位體溫在不同環溫下對應圖

目前系統規劃的人體體溫範圍為：

- 低溫(失溫)：33.5°C 以下
- 正常：33.5°C ~ 36.5°C
- 高溫(發燒)：36.5°C 以上

(E) 人體的各信號在電腦中顯示結果

系統收集到的各身體信號透過無線方式傳送到後端醫療人員，運動器材和看護中心等。圖 24 是傳輸到個人電腦上的擷取畫面。

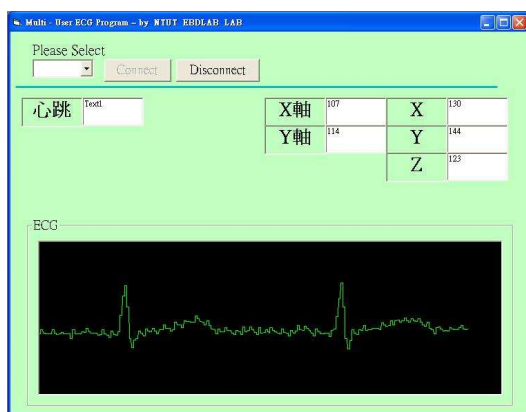


圖-24：人體信號在電腦中顯示圖

5. 結論

本研究提出之“中風患者復健裝置”機制是整合無線感測網路與可穿戴式多生醫感測器，利用感測人體的重要生理數值來達到觀察記錄和分析異常變化的系統。使用體溫、心電圖、呼吸數和身體姿勢的活動信號等量化數值，來觀察身體變化狀況，讓中風患者在家中做復健也非常安全和可靠。除了擁有上述的優勢外，本系統優點於本裝置可隨身穿戴且各信號是以無線傳輸，避免造成被量測者的行動困擾，且使用可充式電池當作電源供應，內含電源管理機制；另外所使用的布料感測器可重複水洗清潔。因此本系統可多次重複使用，達到省電、節能和環保等概念，中風患者需要常常去醫院做復健，在台灣有全民健保的補助比其他國家治療費用比較低，但也需要掛號費、交通費和人員陪伴就醫，經由本系統在家做復健可以減少去醫院復健的次數，也可以節省到復健費用和醫療成本。

根據本系統的實驗驗證，體溫量測點的上腹部比其他表面皮膚來的穩定，不同環境溫度變化時其溫度變化量和實際體溫只相差 2°C 以內。本研究系統所採用的腹部突起來呼吸數理論比計算口或鼻子的氣流方法來的經濟和準確。配合利用加速規和搭配陀螺儀來計算量測者的活動狀態更為精確。其通訊模組可以使用藍芽模組來傳輸，再搭配藍芽手機或藍芽無線接收終端設備搭配後，行動無限制可以達到真正的遠距離復健功效。

目前本研究選擇應用領域在中風患者的短距無線看護，其機制也得到明確數據的支持。因此，我們可以朝其他應用領域發展，能進一步提出改善，例如可增加內部儲存裝置，當無線通訊中斷時，可先將身體信號記錄在本體裝置上，待傳輸通訊完成後再上傳系統；將

裝置微小化，讓使用者減少適應的時間；或增加 GPS 感測器和 GSM 等通訊模組，讓監測範圍擴充為全方位。另外也可運用在腳踏車、拐杖等更多樣的復健裝置上，未來定能達到更多的應用領域，才較具有產業利用性。

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the National Science Council of the Republic of China for financially supporting this research under Contract (2/3) NSC 98-2218-E-002-010-.

參考文獻

1. WHO, Deaths from stroke. Atlas of Heart Disease and Stroke, 2002. Part three: *The burden*.
2. 行政院衛生署, *歷年死因統計, 表 1: 歷年主要死亡原因死亡人數 97 年度統計*, 2009.
3. Lopez, A.D., et al., *Global and regional burden of disease and risk factors, 2001: systematic analysis of population health data*. Lancet, Vol. 367, 2006, pp.1747-1757.
4. Riddoch MJ, Humphreys GW, Bateman A (1995) *Stroke issues in recovery and rehabilitation*. Physiotherapy 81, 1995, pp.689-694.
5. Kernich CA (2002) *Neurologist* 8, 2002, pp.375-376.
6. Alamri A, Eid M, Iglesias R, Shirmonammadi S and El Saddik A, “*Haptic Virtual Rehabilitation Exercises for Poststroke Diagnosis*,” IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 57, Issue 9, 2008, pp.1876-1884.
7. Cikajlo I and Matjacic Z, “*Directionally Specific Objective Postural Response Assessment Tool for Treatment Evaluation in Stroke Patients*,” IEEE on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 17, Issue 1, Feb 2009, pp.91-100.
8. Chen CH, Chen YY, Huang WT, et al (2008). *APSCC 2008*, pp.712-717.
9. S. Park and Jayaraman, “*Enhancing the quality of life through wearable technology*,” IEEE on Engineering in Medicine and Biology, Vol. 22, Issue 3, May 2003, pp.41-48.
10. Glaros C, Fotiadis D.I, Likas A and Stafylopatis A, “*A wearable intelligent system for monitoring health condition and rehabilitation of running athletes*,” IEEE on Information Technology Applications in

- Biomedicine 4th EMBS Special Topic Conference, April 24-26, 2003, pp.276-279.
11. Huang WT and Jeong H-D.J (2009) *IMIS 2009*, pp.577-583.
 12. Jarochowski B.P, SeungJung Shin, DaeHyun Ryu and HyungJun Kim, "*Ubiquitous Rehabilitation Center: An Implementation of a Wireless Sensor Network Based Rehabilitation Management System*," IEEE on Convergence Information Technology International Conference, Nov. 21-23, 2007, pp.2349-2358.
 13. Yong Gyu Lim, Ko Keun Kim and Kwang Suk Park, "*ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact*," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 54, Apr. 2007, pp.718-725.
 14. Zia Mohy-Ud-Din and Sang Hyo Woo, "*Wireless Skin Temperature Sensing Patch*," IEEE Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, Aug 20-22, 2008, pp.258-260.
 15. Terrance John Malkinson, "*Skin Temperature Response During Cycle Ergometry*," IEEE Conference on Electrical & Computer Engineering, 2002, pp.1123-1128.
 16. Scilingo, A. Gemignani, R. Paradiso, N. Taccini, B. Ghelarducci, and D. De Rossi, "*Performance Evaluation of Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables*," IEEE Transactions on information technology in biomedicine, Vol. 9, Issue 3, Sept. 2005, pp.345-352.
 17. Milenkovic M, Jovanov E, Chapman J, Raskovic D and Price, J, "*An accelerometer-based physical rehabilitation system*," IEEE Proceedings of the Thirty-Fourth Southeastern Symposium on System Theory, March 18-19, 2002, pp.57-60.
 18. Sung-Nien Yu and Jen-Chieh Cheng, "*A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies*," IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, September 1-4, 2005.
 19. Joon Heo, Choong Seon Hong, Seok Bong Kang and Sang Soo Jeon, "*Design and Implementation of Control Mechanism for Standby Power Reduction*," IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol. 54, Feb. 2008, pp.179-185.
 20. 劉雅芳, 廖佩珊和白其卉, "*住院醫療資源利用之研究-以缺血性腦中風為例*," 醫療爭議審議報導, 系列 42, Aug 2008, pp.2-18.
 21. 程彥鈞, "*台灣研發的具電子微感測性產業用織物*", 台灣人纖工業會訊。
 22. 阮致維, "*P-Series PS2 睡眠多項生理檢查儀介紹*", Apr 2005, 老人福祉科技研發中心, 元智大學。
 23. ADI Corp., "*AD8220 JFET Input Instrumentation Amplifier with Rail-to-Rail Output*", Specification Rev. A, 2007.
 24. ADI Corp., "*OPA496G Rail-to-Rail Input and Output Operational Amplifiers*", Specification Rev. B, 1998.
 25. Texas Instruments, "*BQ24032A Single-Chip Charge and System Power-Path Management*" Specification Rev. A, 2006.
 26. Texas Instruments, "*MSP430x16x Mixed Signal Microcontroller*", Specification, March 2005.
 27. ADI corp., "*ADXL330 Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3g$, iMEMS Accelerometer*", Specification Rev.A, 2006.
 28. Invensense corp., "*IDG-AO101 Dual-Axis Gyroscope*", Specification Rev.1, 2006.