

可攜式即時心電圖U-HEALTH系統

A portable U-Health system for ECG monitoring

何宗穎^a沈祖望^b蕭正賢^a

Tsung-Ying He Tsu-Wang Shen Tim Hsiao

服務單位^a學生, 私立慈濟大學醫學資訊學系^b助理教授, 私立慈濟大學醫學資訊學系E-mail: ^a keikoblack11@gmail.com ^b tshen@mail.tcu.edu.tw ^a timhsiao3388@gmail.com

摘要

本文探討一可攜式即時心電圖監控系統，系統由類比訊號量測模組、藍芽無線傳輸模組、MSP430微控制器、Micro SD卡儲存模組所組成。本系統執行後必須通過心電圖生物辨識方可啟動系統，其實行方法為讀取Micro SD卡中的個人心電圖模板，並與即時心電圖比對而成，以達成個人化心電圖監控系統的目的。

心電圖訊號由微處理機處理後並儲存在Micro SD卡中，也可以透過藍芽(Bluetooth)無線傳輸將訊號傳輸到PC端作監控之用。如透過藍芽無線傳輸，心電圖解析度為8位元，而將SD記憶卡內可以得到12位元解析度之心電圖訊號。本儀器能即時偵測QRS波後並找出R-R間距，再配合PC端軟體計算卡路里消耗量，以達到健康促進的目的。

關鍵字：MSP430、藍芽無線傳輸、霍特心電圖、Micro SD卡、計算卡路里

Abstract

This paper proposes a wearable device for Electrocardiogram (ECG) monitoring. The system consists an analog amplifier module, a Bluetooth wireless transmitter module, a MSP430 microprocessor module and a Micro SD Card module. Our portable device activates the ECG biometric check at start. The system first reads the personal electrocardiogram template which is saved in the Micro SD Card, and then matches the template with real-time ECG signals in order to personalize the monitoring device.

Our portable device saved that information into a Micro SD Card instead of memory IC chips, the ECG data is also transmitted through Bluetooth ports by using universal asynchronous receiver/transmitter interface.

The system may provide a way for physicians or researchers to analyze and to monitor subject's ECG signals and calorie consumption with the R-R interval detection. The personalized system can evaluate the calorie consumption of daily exercise for u-healthcare.

1、前言

隨著醫療日益發展，社會人口高齡化越來越顯著，男性平均壽命為 74.57 歲，女性為 80.81 歲，顯示社會平均壽命持續增加且人口結構越趨老化。根據衛生署公布九十五年國人十大死因，腦血管疾病和心臟病分別為十大死因的第二及第三名，據統計，國人死亡人數共計 13 萬 5071 人，死亡率為每十萬人口 495.4 人[1]，所以心血管疾病對國人的威脅是不容忽視的。有別於一般短時間量測的心電圖機，此可攜式心電圖機可以量測 24 小時以上的心電圖，觀測到更多的病徵及透過心跳換算可以計算卡路里，不論是在吃飯、睡覺、走路運動中，皆可記錄其心電圖訊號及 R-R 間距，所以此可攜式儀器必須達到體積小、輕便、省電的要求。

2、系統設計原理

此系統分為四大類作介紹：第一為類比濾波器設計部分、第二為韌體設計部分、第三為演算法設計部分、第四為 PC 端軟體設計。

2.1 類比濾波器

本研究的類比電路總共使用了三顆 IC，U1 是儀表放大器 AD623，先將類比心電圖訊號前級放大 120 倍。U2A 的 OP 放大器，使用 C4、R5 組成的低通濾波器，截止頻率 53Hz，可將 60Hz 的雜訊消除，後級放大訊號 10 倍，所以總放大倍率是 1200 倍。另外電極和皮膚之間，移動所產生的直流雜訊 (baseline wandering)，使用一個運算放大器 U2B 並透過電阻、電容構成一回授電路，

回授AD623儀表放大器的REF(Pin 5)，有效的消除1Hz以下的直流雜訊。所以输出的類比訊號就用MSP430內建的ADC12，以512Hz 取樣頻率、12bits 解析度做心電圖取樣。

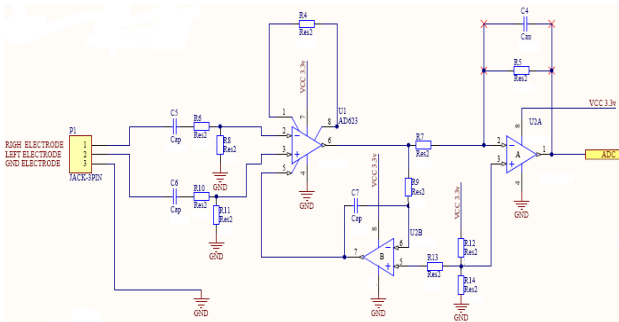


Figure 1 心電圖放大電路

2.2 MSP430 微控制器韌體設計

MSP430 擁有兩組同步、非同步串列傳輸埠(USART)可以直接連接 Micro SD 卡與藍芽，具有 8 個通道的 12 位元類比轉數位轉換器(ADC12)，取樣頻率最高可達每秒 200kps，低工作電壓在 1.8V~3.6V，電源消耗量極低為其最大優點。

2.2.1 MSP430 微控制器取樣方法

將類比的心電圖訊號取樣並轉換成數位訊號的過程中，必須使用類比/數位轉換器，設計了 MSP430F1611 的類比數位轉換器的通道四取得 12 bits 解析度之心電圖訊號，利用 Timer_A 的計數器採用 Up Mode 模式，選 32kHz 當作計數器工作頻率，取樣的頻率為 512Hz。所以每 1.95ms 要做一次心電圖的類比數位轉換，因此震盪器 64 次就會執行 Timer_A 的中斷服務程式，完成一次取樣。

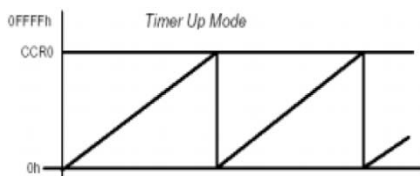


Figure 2 Timer_A Up Mode

2.2.2 藍芽無線傳輸

藍芽設備工作在 2.4GHz ISM(Industrial, Science and Medicine)，其頻率波段可以使用於醫院之中，藍芽具有跳頻展頻技術、可支援一對七、傳輸

距離為 10-100 公尺，所以選擇其做為無線傳輸的晶片。由於該模組支援 UART，利用藍芽串列埠操作模式 (Serial Port Profile, SPP)作為資料傳輸的基礎，目的為取代纜線功能，藉由利用無線電波傳輸來取代可攜式心電圖監控系統現有的連接纜線功能，即可建立可攜式裝置與個人電腦間之溝通橋樑。PC 端透過連線即可收到 MSP430 微控制器傳送過來的心電圖訊號。

2.2.3 212 編碼

由於要將取樣的 12bits 心電圖訊號寫入或讀取到記憶卡，但 SPI 同步序列傳輸無法用 1 個 Byte (8 bits) 來表示 12bits 解析度，所以若不對資料做處理，則取樣一筆訊號需要用 2 bytes 的空間做儲存也浪費傳輸效能，所以採用 212 編碼的方式來儲存 12bits 的心電圖資料[2]，在不壓縮的情況下可以不浪費空間的存放資料。將 12 bits 的 2 個取樣值，變成 3 bytes 為一組的格式。



Figure 3 212 編碼

如 Figure 4 所示，左圖為儲存後的 12 bits 心電圖訊號經過 212 編碼後的狀況，右圖為在 PC 端經過解碼後的 12 bits 心電圖整數資料。

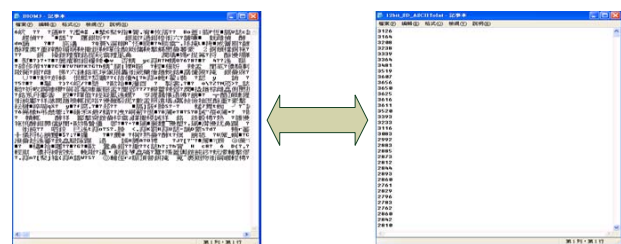


Figure 4 212 編碼資料轉換

所以如果儲存一天 24 小時的霍特(Holter)心電圖的資料量，可以大幅減少儲存空間，所需的記憶體容量如下：

$$\begin{aligned} & \text{一天} \times 24 \text{ 小時} \times 60 \text{ 分鐘} \times 60 \text{ 秒} \times 512\text{Hz} \times 1.5 \\ & \text{Bytes} \times 1 \text{ Channel} \quad \text{【式 1】} \\ & = 66355200 \text{ Bytes} \\ & \approx 63.2 \text{ Mbytes} \end{aligned}$$

2.2.4 Micro SD卡儲存與讀取

Micro SD卡的控制方式分為兩種：一種是SD 模式，另一種是SPI 模式[3]。Micro SD 卡控制晶片提供之SPI 介面控制，用來控制MSP430與記憶卡之間的命令下達、Micro SD 卡端回應及資料讀取與寫入且電壓支援2.7~3.6 V，所以可直接使用在微控制器上、不需電壓轉換，為現今最小的記憶卡在可攜式設備上使用將更省空間。

因為MSP430微控制器內建SPI傳輸，所以使用的是SPI 模式，連接僅需使用4根腳位，所有SD 的命令或資料，在傳輸過程中，都以開始位元(Start Bit)為開始，並以停止位元 (Stop Bit) 為結束。在CMD 匯流排上，負責傳輸命令 (Command) 與回應 (Response)，在資料匯流排上，僅負責資料 (Data) 的傳輸，可由CMD17(Block Read)讀取單一區塊的資料及CMD24 (Block Read)寫入單一區塊的資料。

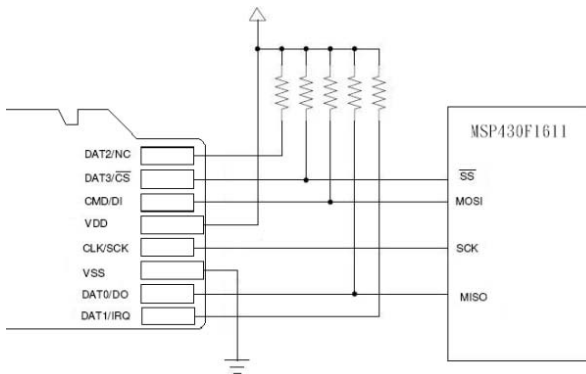


Figure 5 Micro SD卡與MSP4301611 電路連接圖

2.2.5 檔案格式設計

此系統將以 FAT16 檔案格式來對檔案進行配置，FAT16 分為啟動磁區、FAT 檔案配置表、根目錄。FAT 檔案配置表為記錄檔案位置的表格，與根目錄資料配合時依據 FAT 檔案配置表來存取檔案資料。要寫入或讀取檔案時，從根目錄的開始叢集找尋檔案的起始位置，檔案配置表中每個單元分別對應到資料區中的叢集編號，而檔案配置表中的數字則代表下一個資料的檔案配置表位置，亦即叢集編號，功能為資料區的索引。Figure 6 為 Micro SD 卡儲存之心電圖訊號，以 212 編碼還原回 12bits 整數資料後，在 PC 端畫出之心電圖訊號。

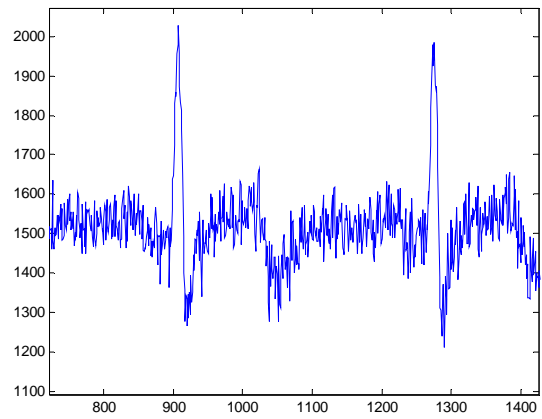


Figure 6 Micro SD 卡儲存之心電圖訊號(橫軸座標為取樣點數，縱軸座標為 mV)

2.3 演算法設計

由於要在可攜式儀器上即時偵測 QRS 複合波，所以必須通過數位濾波器、微分、平方、視窗平均法最後以動態閾值偵測 R 波。經過以上的方法後即可開始做心電圖生物辨識，心電圖模板在 PC 端設計好後存入 Micro SD 卡，與即時心電圖做比對，採用類神經網路方法比對。

2.3.1 數位濾波器

由於要在可攜式儀器上即時偵測QRS複合波，複合波的中心頻率為5Hz，所以設計一組針對QRS複合波的低通濾波器 25 Hz 和一高通濾波器 15 Hz 組成一帶通濾波器將 15 ~ 25 Hz 之間留下，如此便能強化QRS複合波，保留QRS複合波，並且把T波大幅減小[4]。低通濾波器之差分方程式：

$$y[n] = 2*y[n-1] + y[n-2] + x[n] - 2*x[n-13] + x[n-26]$$

【式 2】

截止頻率往下 3dB 後約為 25Hz，所以保留 25Hz 以下的訊號。

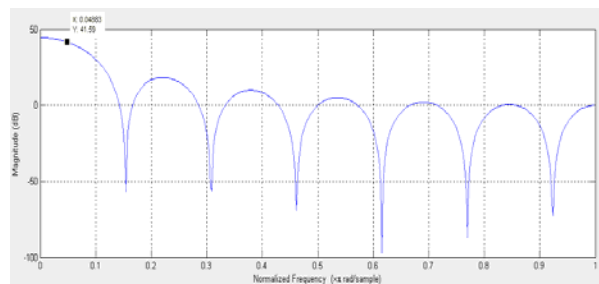


Figure 7 低通濾波器之頻率響應圖

高通濾波器之差分方程式：

$$y[n] = x[n-32] - 1/31[y[n-1] + x[n] - x[n-63]] \quad \text{【式3】}$$

截止頻率往下 3dB 後約為 15Hz, 所以保留 15Hz 以上的訊號。

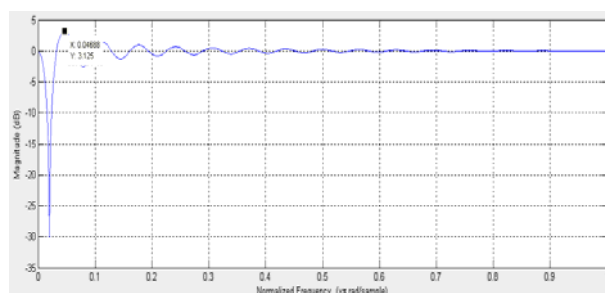


Figure 8 高通濾波器之頻率響應圖

2.3.2 即時心電圖訊號轉換成 QRS 特徵化流程

心電圖的 QRS 偵測方法採用 Pan and Tompkins 方法偵測[5]。Figure 9 中第一步先經過取樣得到未濾波心電圖訊號，第二步經過高通及低通濾波器組成的帶通濾波器以強化 QRS 複合波，第三步接著作微分運算，ECG 信號經過濾波之後，藉由微分器可將 QRS 複合波的特徵更加突顯出來，此時 R 波已可明確分辨出來，而相對的 P 波及 T 波則再次減小。第四步再將所得的心電圖作絕對值平方、第五步為經過視窗平均法將訊號特徵化(Smooth)，經過上述處理後會將心電圖訊號轉成類似方波的訊號。

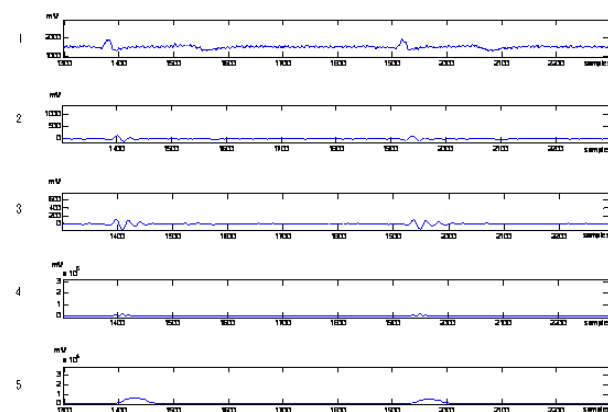


Figure 9 QRS 特徵化訊號圖

2.3.3 以閾值偵測 QRS 波

由於前一段的方法已經將心電圖訊號轉為特徵化的 QRS 複合波，所以可以輕易的偵測到 QRS 複合波，一開始要先找出初始化的閾值，所以將第 700~1400 點的取樣點放入陣列中並搜尋最高的數值訊號，即可偵測到第一個 QRS 複合波。偵測完第一個 QRS 複合波後

更新閾值等相關係數，然後會跳過 200 個取樣時間不做 QRS 複合波的偵測，因為生理的限制所以這段時間之內不可能出現 R 波，跳過 200 個取樣點後會將即時取樣的訊號設為頂峰(PEAKI)，並與閾值比較，若小於閾值會在每次取樣時間再做比較，並更新閾值，若大於閾值會開始做 QRS 複合波的偵測，詳細流程如 Figure 10 所示。

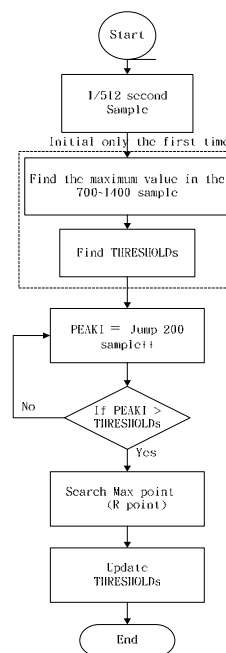


Figure 10 偵測 R 波流程

$$SPKI=0.125*PEAKI+0.875*SPKI \quad \text{【式 4】}$$

$$NPKI=0.125*PEAKL+0.875*NPKI \quad \text{【式 5】}$$

$$THRESHOLD=NPKI+0.25*(SPKI-NPKI) \quad \text{【式 6】}$$

2.3.4 類神經網路

本可攜式儀器之心電圖生物辨識方法是採用非監督式的類神經網路，為 Chandra R. and Optican L.M. 所設計[6] (Figure 11)，原以偵測腦部癲癇波之用，本處則用以做為心電圖生物辨識。應用 Micro SD 卡中所儲存的心電圖模版為心電圖之輸入處理單元的輸入值並搭配即時心電圖之輸入處理單元的輸入值，經過時間式(Temporal)之類神經網路後求出輸出處理單元。

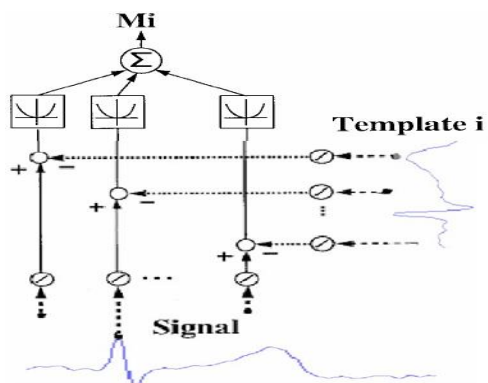


Figure 11 類神經網路之心電圖模板配對辨識

2.3.5 可攜式之心電圖生物辨識方法與流程

將 Micro SD 卡儲存 12 bits 濾波後的心電圖資料，經由裁切後製作出一組個人化的心電圖模板，接著透過偵測 R 波，找到視窗平均法之訊號的頂峰位置後，必須由視窗平均法的頂峰位置往前推 100 點去尋找心電圖之 R 波位置，主要是因為視窗平均法的訊號與即時心電圖訊號會不同步。接著找到後將心電圖模板的 QRS 複合波位置與即時心電圖的 QRS 複合波位置相對，做類神經網路辨識之運算，若運算後數值在所設定的閾值內便會判定為使用者本人，若判定不是使用者將會重新比對，若比對五次皆未通過，將停止系統運作，並出現亮燈提示，須重新開機啟動才能再做比對。

2.4 PC 端軟體設計

包含 Micro SD 卡的心電圖 212 解碼與製作模板的 212 編碼及以心跳換算卡路里計算。由於 212 編碼前面已說明，所以此處不再描述。

2.4.1 卡路里計算

可攜式心電圖監控系統可以即時偵測 R 波並計算出 R-R 間距，在使用時希望能達到促進健康的目的，所以在 Micro SD 卡存入心電圖訊號的同時，也即時的存入 R-R 間距，使用結束後將記憶卡拿到 PC 端做解碼後，先求得個人的心跳曲線，即可換算個人每日的卡路里消耗情況。

公式如下：

(1) 安靜時耗氧量(70 下心跳)： $V_{O2} = 3.5$ 毫升/公斤/分鐘 【式 7】

(2) 走路(自行找出心跳數) $V_{O2} = 3.5$ 毫升/公斤/分 + 速度(公尺/分)* 0.1 【式 8】

(3) 跑步(自行找出心跳數) $V_{O2} = 3.5$ 毫升/公斤/分

+ 速度(公尺/分) * 0.2 【式 9】

(4) 速度為走路 4000 公尺/總運動時間(分) = X 公尺/分 【式 10】

毫升/公斤/分(心跳數換算)* 體重(公斤) * 1 分鐘 /1000*5 = 每分鐘卡路里消耗量 【式 11】

藉由【式 7、8、9、10】可以推出其他點的數據，個人心跳及耗氧量曲線圖即可繪出[7]，有了以上的個人心跳與耗氧量曲線圖後，利用 Micro SD 卡中儲存的每分鐘 R-R 間距即可透過【式 11】計算出使用可攜式即時心電圖監控系統的時間內，所耗費的卡路里。PC 端軟體如 Figure 12 所示。



Figure 12 PC 端卡路里計算及 212 解碼軟體

3、系統評估與結果

3.1 以仿生心電圖系統評估 R 波偵測之正確率

由於要評估 QRS 複合波偵測的正確率，所以使用曹雅婷等[8]所設計的仿生心電圖系統做測試，可增進可攜式儀器的開發速度。在仿生心電圖系統中每分鐘發出心跳頻率為 36~ 127 次的心電圖訊號，以本系統能夠 100%順利偵測到。但心跳超過 127 時，因處理不及而正確率下降，以後擬以程式優化方式解決。

Table 1 QRS 波偵測正確率

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
仿生心電圖	36	51	69	76	91	98	102	127	136	153
本系統 QRS 偵測	36	51	69	76	91	98	102	127	75	83
正確率	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	56%	54%

3.2 生物辨識系統評估

第一個測試是由 PC 端製作一組個人的心電圖模板，經由上述偵測 QRS 複合波過程後，與即時心電圖做比對運算，測試次數為十次，預設的閾值為數值 70000，比對後的結果，由於比較的數值是越低越好，所以可以得知若數值越低則即時心電圖與心電圖模板越相似，反之亦然，從可以得知僅有第七次的測試未通過比對，其餘皆通過比對，所以辨識率達到九成，是快速又準確的方法。第二個測試是以相同的流程做比對，不同的是受試者為非心電圖模板的來源者，以十位非來源者測試是否能通過心電圖辨識，得到十位受試者皆未能通過閾值 70000 分以下的門檻，正確率高達 100%所以在此可攜式心電圖監控系統中得知生物辨識演算法能達到一定的良好效果。

4. 討論與結論

1. 本系統可以記錄 24 小時以上的心電圖訊號，達到霍特(Holter)心電圖的目的，對於未來的分析及研究有很好的幫助。
2. 心電圖訊號採用 Micro SD 卡做儲存，為目前最小的記憶卡，讓本系統的體積能更加縮小，使用上更加方便，搭配 FAT16 檔案格式可以以文件檔(.txt) 的方式儲存。
3. 目前無線傳輸距離仍不夠遠，超過 10 公尺則會有明顯的雜訊干擾或無法連線，所以如果要在室內皆能傳輸的話，則需要更改傳送功率較大與較高接收靈敏度的無線模組。
4. 由 QRS 即時偵測的方法，換算每分鐘心跳，推算準確的卡路里計算，可以得知每天的消耗量，達到運動健康的目的，以維護個人健康。
5. 所有量測電路皆整合實作於系統中，其長度僅 9cm、寬度 5cm，在可攜式的使用上，有很大的方便性。系統實機圖如 Figure 13。



Figure 13 系統實機圖

5. 未來展望

目前本系統已經許多零件最小化，但是例如藍芽模組功能比較多所以體積較大或電路板的空間利用未妥善，所以若能再縮小體積、重量會更加方便，在其他模組上若能增加液晶顯示及互動按鈕，在心電圖生物辨識的過程中或心電圖訊號儲存在 Micro SD 卡及 R-R 間距的計算等等，若能提供更多的即時資訊，在使用上會更加方便。

雖然已有心電圖生物辨識、即時偵測 R 波等方法設計於可攜式即時心電圖監控系統，但仍有許多功能可以加入，例如：心率變異(HRV)及致死型心臟病(SCD)的演算法，未來若都加入以後，再搭配無線網路的急救發送或警告，相信可以成為一個完整的可攜式心電圖監控系統。

由於目前只有採用 Lead I 的單通道儲存，未來希望能增加多通道儲存，並搭配血壓、體溫等多項生理訊號，相信能更有效的監控運動狀況及心臟病之病徵。

誌謝

國科會心血管疾病防治資訊之整合和分析計畫 Information Integration and Analysis of Treatment and Prevention for Cardiovascular Diseases (NSC-94-2218-E-320)

參考文獻

- [1] “95 年國人十大死因”，衛生署全球資訊網, <http://www.doh.gov.tw/>。
- [2] 謝景棠、謝廣霖、洪國銘、吳家榮，基於混合訊號處理的嵌入式霍特心電圖機設計，龍華科技

大學學報第 19 期，2005 年 9 月。

- [3] F. Foust, "Application Note Secure Digital Card Interface for the MSP430", Michigan State University, 2004
- [4] W.J. Tompkins, "Biomedical Digital Signal PROCESSING", 2000, p.p.245-261.
- [5] J. Pan and W. J. Tompkins, A real-time QRS detection algorithm. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32(3):230-236, 1985.
- [6] Chandra R. and Optican L.M., "Detection, classification, and superposition resolution of action potentials in multiunit single channel recordings by an on-line real-time neural network," IEEE Trans. Biomed. Eng., 44: 403-412, May 1997.
- [7] American College of Sport Medicine (2000). ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (6th ed.). Baltimore, MD: Williams & Wilkins.
- [8] 沈祖望 (指導), 曹雅婷, 柯東阜, 林宗興, 何宗穎, "仿生心電圖模擬器的開發與實務", 第五屆國家儀器公司虛擬儀控徵文, 2006。