

基於混合訊號處理的嵌入式霍特心電圖機設計

謝景棠¹ 謝廣霖² 洪國銘³ 吳家榮⁴

¹²淡江大學電機工程學系 ³開南管理學院資訊管理學系 ⁴龍華科技大學電子工程學系

摘要

本篇論文利用混合訊號處理的方式來製作易於實現的霍特心電圖機。為了即時濾除室內電源信號以及肌肉移動所造成的雜訊，利用 Optima method 設計了一個 FIR 等漣波濾波器，並且利用 FIR 的對稱性，加快 2 倍濾波的速度及減少 2 倍的係數儲存量，最後再以 MSP430 實現 FIR 濾波器。為了要驗證可行性，利用 MIT/BIH 資料庫加上 60Hz 雜訊，並通過 FIR 濾波器後，能夠還原為原始的心電圖訊號。比較醫院量測的心電圖，本研究的心電圖機較接近醫院所量測的訊號，實驗證明所提的心電圖機製作方式確實能得到較正確的心電圖。最後本研究完成了一個基於混合訊號處理架構的霍特心電圖機，以及利用 SD Card 與 BlueTooth 做心電圖儲存與傳輸的媒介，提供一個低成本可商業化的霍特心電圖原型機。

關鍵詞：霍特心電圖機、MSP430、FIR 數位濾波器、SD Card、Blue Tooth

1. 簡介

霍特心電圖機是由美國理學博士 Holter[15]於 1957 年發明的，稱為 Holter。自 1961 年以來在臨床上已廣泛使用，是心臟疾病領域中一項高效、實用、準確、可重複性的無創性檢查方法。有別於 12 導程的心電圖機，Holter 能夠讓病患攜帶回家進行 24h 的心電圖量測，不論是在睡覺、走路、吃飯等活動都要紀錄下來，以便找出只量測 10 分鐘的 12 導程心電圖所無法觀測到的病徵。因此一個可攜式的 Holter 心電圖機，必須是輕便、省電，甚至要能夠與其他的裝置進行通訊，才能達到可攜式裝置的需求。

可攜式生理訊號量測裝置在生理訊號資料的存取方面，必須可達到長時間紀錄的特性。近年來由於記憶卡迅速發展，容量從早期的 8MB 到現在已有 1GB 以上的高容量記憶卡推出，在本系統中使用體積

非常小的 SD Card，具有 6.8MB/sec 的高速寫入速度，可以完整的紀錄心電圖等生理訊號。SD Card 使用 SPI 介面傳輸資料，而且支援 3.3V 的工作電壓，可以直接與微控制器 MSP430 搭配，能有效降低 I/O 的接腳數與耗電量。

智慧型手機比一般只能打電話、傳簡訊或是玩遊戲、照相的手機具備更多特殊功能。最簡單的定義就是「PDA」加上「手機」，將個人數位助理功能加入手機內，並且能夠利用 C++、J2ME、PYTHON 來撰寫手機程式，達到我們需求，其待機時間比 PDA 多上許多，而且不需要增加擴充卡，就能夠透過 GPRS 與網際網路連接，因此利用手機來當作心電圖機的終端機，避免加入鍵盤或是 LCD 等大型裝置，更能夠減少心電圖機的體積，達到可攜性的需求。

本研究提出一個利用混合訊號處理的方式來製作易於實現的霍特心電圖機，利

用數位濾波器減少類比濾波器的數量，進而減低心電圖機的複雜度，經由本研究的測試後發現，實際測量的結果比最近幾年所製作的心電圖機準確許多，且本研究所使用的處理器(MSP430F149)的售價約 150 元台幣左右，不需使用較貴的 DSP，就能夠即時的處理心電圖，大幅降低心電圖機的成本，不僅能夠讓心電圖研究更容易入門，也讓心電圖機更能夠普及到家庭之中，達到居家照護的目的。且本研究的霍特心電圖機利用 SD Card 做心電圖的儲存，只需要將 SD Card 送給醫生做診斷即可，或是利用藍芽的無線技術讓病患能夠與附近的網路裝置進行資料傳輸，進而與醫師作遠端的心電圖判讀診療，避免醫療成本的浪費。本研究的特色如下：

- (1)以實驗證明用數位濾波器能取代大量類比濾波器，減少心電圖機複雜度。
- (2)讓研究心電圖的研究人員，能快速的製作一台心電圖機。
- (3)利用 MSP430 實現 SD Card 的存取，讓霍特心電圖機提升儲存能力。
- (4)利用藍芽傳輸生理訊號，讓霍特心電圖機能夠即時傳送心電圖訊號至手機或電腦中，進而透過網路傳輸給醫生作即時的診斷，減少醫療資源浪費。

本文的結構如下:第一章簡介，第二章為文獻探討，第三章為設計原理分析，第四章介紹軟硬體系統，第五章為實驗結果比較，第六章為結論。

2. 文獻探討

可攜式生理訊號量測裝置必須具有超省電與重量輕的特性，雖然葉春甫[2]的研究當中以 PDA 作為生理訊號處理的媒介，但是以目前的電池技術，PDA 其只能連續使用 2-3 小時而已。而目前的智慧型手機技術已經非常普遍，並且具有 Mobile 的特性，比 PDA 更適合利用在長時間照護的系統中。在吳炯男[3]的研究中，提出生理訊號量測衣的概念，將生理訊號量測裝置放在生理衣上，直接穿上衣服就能夠量

測體溫、血壓、心電圖等生理訊號，並且將生理訊號透過藍芽，傳輸到 PDA 上分析及顯示。Jose J. Segura-Juarez[3]提出一個以微控制器為主的可攜式心電圖機，並且使用 SmartMedia 記憶卡來儲存心電圖訊號，含有 LCD 螢幕以及鍵盤來進行系統設定工作，是一個功能完整的心電圖機。G. Meissirnil[14]也是以微控制器為主，他利用移位邏輯運算、相加減與一個除法，完成能夠偵測 QRS 複合波的心電圖機，與[3]不同的地方在於它所提出的演算法只能偵測 QRS 複合波，不能顯示實際的心電圖訊號。

過去的心電圖研究，為了要消除雜訊，都無法避免使用大量的類比元件來設計精確的類比濾波器，這會增加心電圖機的複雜度，而且會佔據很大的電路板面積，不僅不好實現、雜訊、精密零件都是問題，增加了實現的困難度。而霍特心電圖機是一個可攜式的裝置，需要長時間佩帶，若是裝置太大，會造成測試者難以攜帶，所以更需要減少整體裝置的複雜度。而近 3 年來的國內外心電圖研究幾乎都有製作心電圖機，並將量到的心電圖透過不同的方式來處理，圖 1 為以 PDA 為基礎之居家看護系統[15]，圖 2 為可攜式無線生理訊號量測系統之實現[2]，圖 3 為可攜式霍特心電圖機。



圖 1 利用 PDA 作為心電圖的終端機

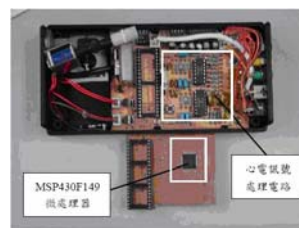


圖 2 生理訊號擷取盒



圖 3 可攜式霍特心電圖機

近年來的研究[15][2][3]，雖然都只是原形機，电路或多或少會大一些，但是其根本的問題就是心電圖處理电路無法有效的減少，因為心電圖訊號必須要利用高通濾波器濾除肌肉移動的雜訊、利用低通濾波器濾除非人體所能製造的高頻訊號、利用帶通濾波器濾除 60Hz 的電源雜訊，要實現如此複雜的濾波器非常困難，且會增加裝置體積及耗電量。

本研究利用數位濾波器來取代大部分的類比濾波器，因數位濾波通常需要數位訊號處理器(DSP)來執行，DSP 價格頗高，無法達到較佳的本益比。所以本研究使用 MSP430 來進行濾波，MSP430 價格較低，增加商業化的可行性。我們利用 MSP430 組合語言實作 Circular Queue、Circular Convolution 等計算方法，來加快濾波器的運算速度，實驗證明 MSP430 能夠達到即時的心電圖處理。

本研究自行設計一嵌入式霍特心電圖機，利用混合訊號處理的技術來減低心電圖電路的複雜度，並透過藍芽與手機溝通，可以有效的降低耗電量與減輕重量。在硬體電路的設計上，因為利用了數位濾波器來濾除雜訊，類比電路能夠大幅減少，本研究特別使用了低耗電的 MSP430，該晶片的工作電壓是在 1.8V~3.6V 之間，其耗電量非常低，並提供 12bits 的 AD 轉換器，可使取得的訊號更精確。

在行動電話與生理訊號量測裝置的溝通上，本研究使用藍芽通訊，因其低功率的特性可降低電磁波對人體的影響。另外當病患在醫院時，生理訊號量測裝置可直接利用藍芽與醫院電腦連線，來做即時的生理訊號監控或將 SD Card 中的紀錄下

載到電腦中，因此可完全達到無線傳輸的目的。另外本研究將心電圖以 FAT16 的磁碟分割格式存於 SD Card 中，讓 SD Card 可以直接由讀卡機讀取，增加了本研究的可攜性。

3. 設計原理分析

3.1 類比濾波器

本研究因為使用數位濾波器，所以類比電路(圖 4)只用了兩顆 IC，U1 是儀表放大器 AD620，它把 Raw ECG 訊號放大約 60 倍。U2 是普通的 OPA，放大了 10 倍，總體倍率是 600。霍特心電圖機需要抑制病患身體移動時所造成的 0.05Hz 以下的直流雜訊，所以 C1 與 R4 組成了一個高通濾波器，抑制直流的大小，以免經過 U2 OPA 後因為直流過大而造成失真。而 R5、R6 是用來提升直流準位到 1.65V，以便調整到 AD 轉換器能夠轉換的範圍。C2、R7 組成的反交疊濾波器，截止頻率在 50Hz，減低交疊的效應。輸出的類比訊號就用 MSP430 內建的 ADC，以 360Hz 取樣頻率、12bits 解析度來取樣。

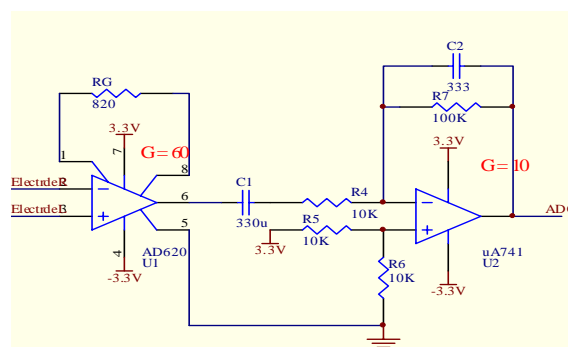


圖 4 Raw ECG 擷取電路

3.2 數位濾波器

從人體透過 Sensor 所量測的信號有許多的雜訊，而這些雜訊是需要使用濾波器來將他們濾除的。若是使用類比的濾波器，則電阻、電容和 OPA 會佔電路板非常大的面積。面積越大，受到雜訊干擾的機率就越高，且越耗電。基於霍特心電圖機

需有可攜帶性的考量，本研究將濾波器的部分以數位濾波器取代，濾除不需要的訊號，不僅可以減少電路板的面積，也可以減少能源的消耗。

3.2.1 數位濾波器規格

而數位濾波器有 IIR 與 FIR 兩種，雖然 IIR 濾波器有較快的速度以及較少的儲存空間，但其非線性的相位，不適合用在需要辨識病徵的心電圖濾波。因此本研究選擇線性相位的 FIR 濾波器來執行濾波的工作，並考慮現在處理器的效能以及價格，本研究使用 MSP430 來實現即時 FIR 濾波。設計 FIR 濾波器需要較多的係數來進行濾波的功能，表 1 為處理心電訊號的濾波器規格。

表 1 濾波器規格

Sampling frequency	360Hz
Stopband	60Hz-61Hz , 110-180Hz
Passband	0-50Hz , 71-100Hz
Passband ripple	0.5dB
Stopband attenuation	30dB

FIR 濾波器有許多的設計方法，而 Ying-Wen Bai[8] 等人比較 3 種濾波器的設計方法後，選擇 Optimal method 來設計心電圖的濾波器，能得到最好的效能。因此選用此方法設計等漣波濾波器，如圖 5。

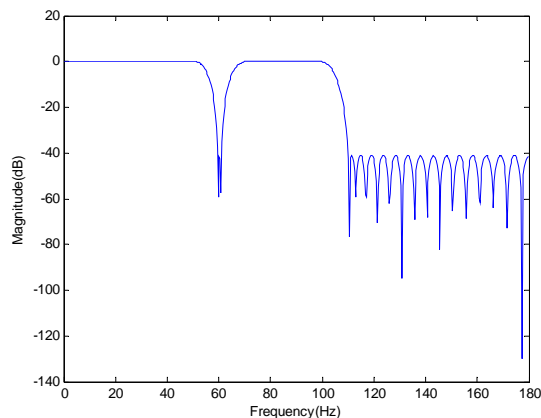


圖 5 Frequency Response

本研究利用 Parks-McClellan[9] 演算法計算濾波器所需要的階數，需要 63 階的係數可以得到最好的效能以及最佳的運算結果。此濾波器可將能量最大的 60Hz 雜訊衰減近 40dB，所以可將加入的雜訊濾除。設定好濾波器的規格後，再利用 Optima method 求得 FIR 濾波器的係數。圖 6 是此濾波器的 63 個脈衝響應，也就是要與輸入信號作 Convolution 的係數。

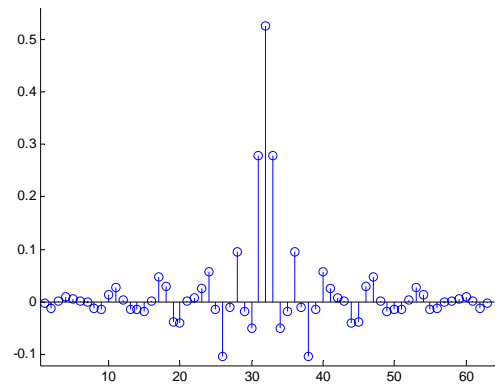


圖 6 Impulse Response

3.2.2 數位濾波器的實現

若要將此濾波器實現，需使用 Convolution 的算法。其數學表示如公式(1)

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]x[n-k] \quad (1)$$

其中， $y[n]$ 為輸出脈衝響應， $h[n]$ 為系統脈衝響應， $x[n]$ 為輸入脈衝響應，在 DSP 中或許能利用公式(1)快速地執行 63 次的乘加運算。但在本研究中所選用的 MSP430 速度較慢，直接進行運算會導致處理器無法執行更多工作，因此觀察公式(2)FIR 係數的對稱性，係數將減為原來的一半，只留下 $k=0\sim31$ 的係數存放在記憶體中。

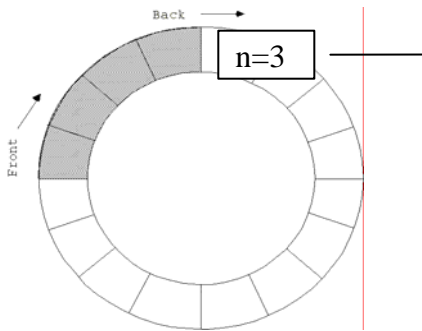
$$h[(N-1)-k] = h[k] \quad 0 \leq k < N \quad (2)$$

但在執行 Convolution 的時候， x 只需要一些定址的技巧即可加快 2 倍的濾波速

度。在 MSP430 中記憶體有限，不能無限的一直增加公式(1)中的時間參數 n ，因此我們利用公式(3)中 Circular Queue 的資料結構。

$$x[\text{mod}(n, N)] = x[n] \quad 0 \leq n < \infty \quad (3)$$

其中 mod 是 n/N 取餘數的意思，也就是 n 若超過 N 的大小就會覆蓋掉 $x[0]$ 的值。以圖形表示如圖 7。



目前狀態： $N=16$ ， $n=3$ ，灰色部分為已填入的數值，本研究設定 $N=63$ 。

圖 7 Circular Convolution

使用此方法來存放輸入取樣值，不需要將大筆的資料位移，即可達到最好的效率。在 Convolution 的計算上，讓原本需要 N 次乘加運算的 Convolution，減少為 $(N+1)/2 = 32$ 次。本論文所使用的演算過程如圖 8，步驟如下：

- 步驟 1：**將 $x[n]$ 以 Circular Queue 的方式放入。
- 步驟 2：**進行 Convolution，並將 $x[n-k]$ 換成 $x[n-(N-1)+k] + x[n-k]$ 。
- 步驟 3：**進行 $(N+1)/2$ 次乘加之後，如果係數為偶數，即可輸出 $y[n]$ ；如果係數為奇數，則將 k 加 1 後，再進行一次 $y[n] = y[n] + h[n]x[n-k]$ ，並輸出 $y[n]$ 。

可將公式(1)換為公式(4)，利用 FIR 的對稱性，將係數減半，進而減少一半記憶體花費，再搭配圖 8 之演算過程，可加快 2 倍的速度。有了這樣的改進，就能夠充

分發揮 MSP430 的效能，達成即時數位濾波，再經過組合語言的最佳化後，MSP430 計算 32 個係數所得到的一個輸出僅需要 109 us，距離取樣頻率 360Hz (2.8ms-Critical time)還有很長一段時間，因此還有能力進行心電圖的儲存及傳送等工作。

```

Global variable: 1)sample, 2)n 3) N
Initialize: k = 0, x[n] = sample, y[n] = 0
Procedure Convolution
  Do iterative ,until k = floor(N/2)
    y[n] = y[n] + h[k] ×
    (x[n-(N-1)+k] + x[n-k])
    k = k + 1
  End Do
  If N is Odd
    y[n] = y[n] + h[k] × x[n-k]
  End If
  n = n + 1
  If n = N
    n = 0
  End procedure

```

圖 8 假指令演算過程

$$y[n] = \sum_{k=0}^{(N-1)/2} h[k] \{x[n-(N-1)+k] + x[n-k]\} \quad (4)$$

3.2.3 利用 MIT-BIH 心電圖資料庫[13]模

擬濾波效能

自 1980 年以來，MIT(Massachusetts Institute of Technology，麻省理工學院)-BIH(Beth Israel Hospital，現在為 Beth Israel Deaconess Medical Center)心律不整資料庫已經被全世界大約 500 個研究心臟病的機構使用，它是第一個能普遍獲得的標準測試資料庫，可用來評估心律不整偵測器的效能。因此利用此資料庫來模擬較能得到客觀的結果。本研究選用了 MIT-BIH Arrhythmia Database—119.dat 資料庫，其取樣頻率為 360Hz、解析度為 11bits，此資料庫中的心電圖是從”可下床走動”的病患所量到的心電圖，非常適合驗證。我們利用 MIT/BIH 資料庫之中，3.4~4.2 秒的心電圖，所得的合成訊號與原始訊號如圖 9 所示。用此來模擬實際量測時會遭遇到的雜訊，觀察此加入雜訊後

PQRST 特徵會遭到電源雜訊破壞而無法辨識，但利用本研究所設計的濾波器，能夠將 60Hz 的雜訊有效濾除，如圖 10 所示。

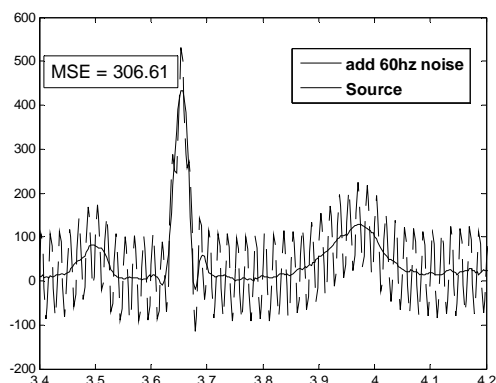


圖 9 原始訊號與加入 60Hz 雜訊的合成訊號。

我們加入 M.S.E 為 306.61 的 60Hz 電源雜訊，其 M.S.E 算法如式(5)

$$M.S.E = \sum_{n=0}^{N_p} (y[n] - x_{ideal}[n])^2 \quad (5)$$

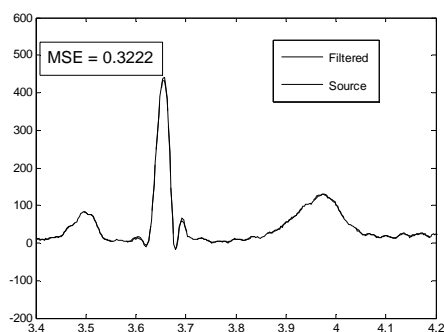


圖 10 原始訊號以及處理後的訊號

依照圖 10 模擬的結果顯示，M.S.E 降為 0.3222，而且濾波過後的訊號幾乎完全與原始訊號吻合。在軟體模擬上，證明此數位濾波器的確能夠將心電圖中的雜訊濾除，且不會影響到原始的訊號。我們將濾波器移植到硬體(MSP430)中，一樣可以達到相同的效果，並且以即時的速度濾除雜訊。

3.2.4 MSP430(Mix Signal Processor 430) 介紹

(1) MSP430 的主要優點如下：

- 超低功耗架構延長電池使用時間
- 0.1uA RAM 資料保存電流
- 0.8uA 即時時脈模式
- 250uA / MIPS 工作電流
- 擁有 SPI 傳輸介面，可直接與 SD Card 通訊
- 16 位元 RISC 處理器，可實作多種新應用，並大幅縮短程式碼長度
- 內建可線上燒錄 (in-system programmable) 快閃記憶體，可用於程式碼變更、現場升級和資料記錄

(2) MSP430 的指令集是 RISC，與 PC 的 CISC 完全不同，優點如下：

- 緊緻的的設計結構有效節省電源消耗
- 符合現代化高階語言的編譯能力
- 一個指令只佔 1~5 個機械週期
- 極強的中斷向量能力

(3) 使用 MSP430 的原因：

在本研究中，因為 MSP430 擁有硬體乘法器，可以快速的執行乘加動作，所以能夠即時的濾除心電圖的雜訊，而且價格比 DSP 少很多，因此選擇 MSP430 來作為本研究的處理器。

(4) MSP430 硬體乘法器：

若要實現 FIR 濾波器，處理器必須要有乘加指令。由於 MSP430 提供了硬體乘法器。它只需要 One cycle 就可以同時執行 16bits 帶符號的乘加，而且運算結果是加到 32bits 的計算結果暫存器。圖 11 為有執行乘法的範例及 MSP430 中硬體乘法器的架構圖。

經過測試後。在 8MHz 的系統時脈下，MSP430 計算 63 個係數所得到的一個輸出需要 109us，而 109us 距離取樣頻率 360Hz(2.8ms)還有一段時間，所以這個濾波器的係數還可以再加大，以求得更佳的響應，但考慮到分配 CPU 的執行時間，以及雜訊能量分佈的大小，這樣的響應就已足夠了。

將 MSP430F149 取得的生理訊號儲存於 SD Card 中，SD Card 的讀寫、清除及使用量都由 MSP430F149 偵測處理。由於

SD Card 的控制方式是 SPI 串列通訊，因此 MSP430F149 方面須設定 UART 串列通訊介面為同步串列傳輸。至於 MSP430 透過藍芽與外界溝通的方式也是透過 UART 串列通訊協定完成。

```
MOV @R4,&MACS
```

```
MOV @R5,&OP2
```

```
MOV &RESHI,R6
```

```
MOV &RESLO,R7
```

其中，R6 與 R7 分別為計算結果的高位元組與低位元組

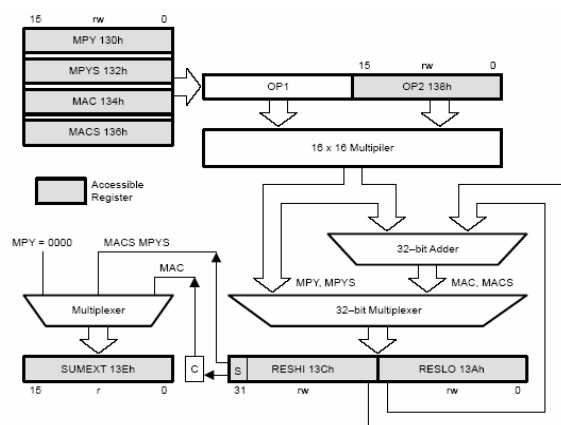


圖 11 MSP430 硬體乘法器架構圖

3.2.5 SD Card (Secure Digital Card)

(1) SD Card 的特點如下：

- 針對可攜式裝置所設計的記憶卡。
- 可使用 SPI 介面控制，大大減少傳輸線的數量。
- 對於未來軟體的維護上，SD Card 不需要做大量的修改(以 COMMAND 為主的控制方式)。
- 隨插即用(Plug and play)。
- 多個 SD Card 可共享一組 BUS，可組成大量的儲存裝置。
- 工作電壓 2 ~ 3.6V，非常適合省電型裝置使用。
- 使用 CRC7 與 CRC16 來做資料傳輸的驗證。

(2) 使用 SD Card 的原因：

因為霍特心電圖機需要常常穿戴在身上，所以硬體裝置必須要考慮到體積大

小、電路的複雜度和能源的消耗。本研究選用了 SD Card 來作為儲存心電圖的媒介，讓系統能夠更小，待機時間更久。

SD Card 的控制方式有分兩種：一種是 SD MODE，另一種是 SPI MODE。在本研究中使用的是 SPI MODE，加上電源與接地只需要 7 條線即可完成所有的控制。而 MSP430 中有 SPI 的傳輸介面，所以可以直接利用此介面來做傳輸。在 SPI MODE 中，CLK 的速度最快可達 25MHz，讀取資料的速度是 7.7MB/sec，寫入速度也有 6.8MB/sec。如此的速度，加上有 CRC 的資料驗證機制，提高了傳輸的可靠性。

(3) SD Card 腳位定義：

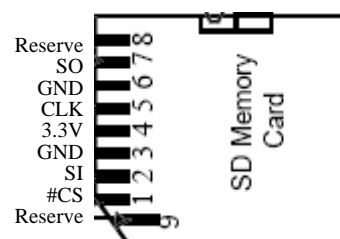


圖 12 SD Card 腳位定義(SPI Mode)

3.2.6 BlueTooth 模組：

藍芽無線傳輸已廣泛的應用在各種可攜式裝置上，尤其智慧型藍芽手機越來越普及，因此本研究將手機端設計成霍特心電圖機的終端機，並透過手機上所開發的軟體來監控霍特心電圖機的資訊，例如記憶卡所剩容量、即時顯示心電圖、改變取樣頻率、控制濾波器規格等。不讓霍特心電圖機加入 LCD、鍵盤等大型外部裝置，更提高系統的可攜性。若在沒有手機的環境下，心電圖一樣能夠儲存於 SD Card，利用手機的運算能力越來越強，未來能夠開發生理資訊監控軟體，並隨時與醫療機構保持聯繫。

本研究利用藍芽模組來進行無線傳輸，實體可以參考圖 15。此藍芽模組是利用 UART 來進行控制，而 MSP430F149 上已有內建的 UART 控制器，因此能夠很快的將心電圖即時地傳到個人電腦或是手

機中，增加霍特心電圖機的可攜性，讓受測者可以在床上、在椅子上、甚至在走動的時候都能夠即時的觀測到受測者的心臟情況。

3.2.7 FAT16 檔案儲存格式：

FAT 是 File Allocation Table 的縮寫，中文叫做「檔案配置表」。電腦儲存檔案的時候，磁碟機必須記錄檔案名稱、位置和大小等資訊，這些資訊都會記錄在檔案配置表內。當電腦讀取或儲存檔案的時候，也必須先從檔案配置表找到檔案在磁碟機中所在的位置，才能夠順利地找到這個檔案。本研究使用的 SD Card 的檔案配置表為 FAT16，其格式如表 2。本研究使用 MSP430F149 將心電圖訊號以 FAT16 的格式與 212 標準的編碼方式存入 SD Card 裡面。讓 SD Card 在一般的讀卡機中就能夠讀到標準格式的心電圖。

表 2 檔案配置表

叢集編號 (Cluster)	內容
0	開機程式區
1 : 112	FAT 檔案配置表，裡面使用連串列的方式表示每個檔案的叢集
113 : 145	根目錄紀錄區，所有在跟目錄的檔頭或目錄頭都在此紀錄。
以下為資料儲存區	
145 149 : :	Cluster 2 Cluster 3 從 cluster2 開始是因為 cluster 0,1 為開機、fat、根目錄所使用，所以任何檔案資料都要從 cluster2 開始儲存。

3.2.8 212 編碼：

此編碼是為了取樣解析度為 12bits 解析度的訊號而設計的，因為 12bits 解析度無法用 1 個 byte(8bits)來表示，若不作任何處理，則需要用 2 個 Bytes 來表示一個

取樣值，這樣會浪費掉許多的傳輸率以及記憶體空間，所以 212 編碼就是將 12bits 的 2 個取樣值合而為一，其編碼方式如圖 13 所示。

由圖 13 得知，12bits 解析度的取樣值經過 212 的編法方式，將 12bits 的 2 個取樣值，變成 3Bytes 為一組的格式。所以在 MIT/BIH 的心電圖資料庫中，就是以此編碼方式來表示 12bits 解析度以下的心電圖的訊號，在本研究的霍特心電圖機中也是以 212 編碼的方式存入 SD Card 中。



圖 13 212 編碼

3.2.9 整體設計步驟：

- (1) 首先，撰寫 MSP430 組合語言來估計數位濾波器的執行時間，評估使用 MSP430 處理心電圖的可行性，而本研究測試的結果是可行的。
- (2) 在網路上能夠下載到心電圖的資料庫 MIT-BIH，可以利用它加上雜訊模擬實際在測量時會遇到的 60Hz 雜訊，並用 MATLAB 來設計濾波器，看看使用 FIR 濾波器是否能夠達到很好的效果。
- (3) 利用第 1 步驟決定好的硬體架構來作為擷取訊號的平台，但先不要在 MSP430 中進行數位濾波，直接將 A/D 轉換後的值利用 RS232 傳到個人電腦上顯示並且利用 VISUAL C++ 撰寫程式來測試濾波器的效果。
- (4) 設計好濾波器以及用 VISUAL C++ 模擬執行濾波的結果符合標準後，將濾波器放到 MSP430 中進行即時的濾波，並將即時濾波後的結果顯示在 PC 的螢幕上，觀察與醫院量到的心電圖的差異性。

4. 軟硬體系統

4.1 硬體

此系統是採用混合類比與數位的方式來處理心電圖訊號，因此分為類比濾波器及數位濾波器。類比的部分可以在圖 15 的電路板上觀察到，左下用紅色框出的區域是類比濾波器的部分。經過類比電路的放大、反交疊處理、準位提昇等前處理後，就由 MSP430 內建的 ADC 來作取樣，頻率為 360Hz、解析度 12bit。接下來完全由 MSP430 來處理心電圖訊號，經由先前介紹的濾波器設計以及實現的方法來濾除雜訊後，將心電圖訊號存入 SD Card 中做儲存。以及利用藍芽來傳送心電圖訊號至各種有藍芽的裝置中。裝置實體如下圖所示。其省電程度只需要 3 號電池就能夠運作。

觀察本研究製作的心電圖機（圖 15），可以看到紅色方框中類比電路的部分非常簡單，因為大部分訊號的處理都在 MSP430 中做數位濾波。省掉了許多的高通、低通、以及帶通濾波器等複雜的電路。而且零件都是採用 SMD 黏著式元件製成，因此才能夠製作成可攜式的霍特心電圖機。

在心電圖學[7]可以得知，觀察 aVF、II、III 導程來判讀心電圖是最有效率的，因此本研究選擇以 aVF 的量測方式(也就是以將近 90 度的電軸來觀察心臟)，來作為實驗的導程。

4.2 軟體

本研究的軟體主要是用來即時顯示心電圖以及測試濾波器。這個自行開發的應用程式中，我們可以選擇 RS232 或藍芽來接收心電圖訊號，且能夠選擇不一樣的濾波規格來進行離線或即時的濾波，處理過的心電圖也能夠存檔，以備日後的處理。此軟體所使用的開發工具為 Visual C++，圖 17 則是軟體的操作介面與即時顯示的畫面，其紅色方格是依照一般的心電圖紙上的方格來繪製，其中橫軸為 0.2s/grid，縱軸為 0.5mv/grid。

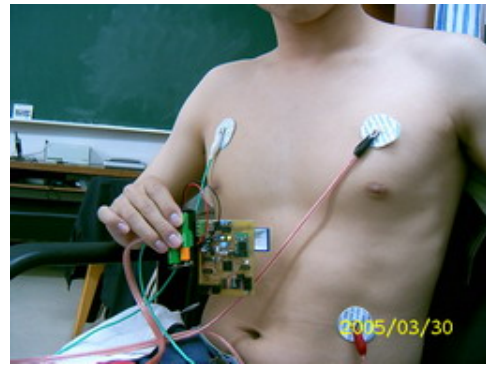


圖 16 測量時貼片位置

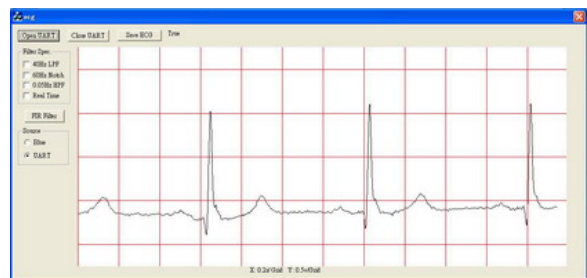


圖 17 PC 端軟體操作介面

4.3 韌體

在 MSP430 中的韌體是整個霍特心電圖機的靈魂，心電圖機的運作都需要利用 MSP430 的韌體來作控制，包括濾波器、SD Card、藍芽、RS232 等功能都需要用韌體來達成，圖 18 是本霍特心電圖機中處理的流程。

在 CPU 工作排程採用的是序列式的排程方式，而且有一個最高優先權的 ISR，這是計時器溢位的中斷，當達到取樣的時間(1/360 秒)時，就會進行 ADC 取樣值複製以及旗號設定的工作，隨之馬上跳回主程式繼續執行，因此不進行 Context switch。當遇到“Sampling Come in”的判斷式時，就會進入 FIR 的計算，計算完成後，可以設定是否使用 SCI(Serial Communication Interface)透過藍芽或是 RS232 傳輸來輸出訊號，但並不會馬上執行，而是回到主程式進行旗號的判斷。而 SD Card 的儲存在每達到 $512(2/3) \div 341$ 個輸出時才進行存入的動作，因為 SD Card 的資料存入是以一個 block 512byte 為單位，而且使用 212 編碼，所以要每 341 個取樣存入一次。

5. 實驗結果比較

本研究利用自己製作的心電圖機，即時得從身體上量測心電圖(圖 24)，與過去研究過的心電圖做比較(圖 19[4]、圖 20[2]、圖 21[1]、圖 22[14])。發現到我們所研究的心電圖機與醫院中所量測到的(圖 23)最為吻合。而醫院與本研究量測的導程都為 aVF 導程(相當於心臟 90 度電軸的訊號)，由此可以證明利用數位濾波器來取代類比濾波器，除了測量結果比過去的作品準確許多，還能夠減低心電圖機製作的複雜度。讓心電圖機更容易實現。

如圖 25，本研究利用藍芽傳輸以及利用 J2ME 開發應用軟體，在 NOKIA 7610 上，即時的顯示心電圖。而未來更可以利用手機強大的行動能力，並在手機上開發心電圖分析軟體，以及透過 GPRS 連上網際網路與醫師作遠端的診斷，讓病患在家中就能夠量測心電圖，並與醫生進行遠端問診。

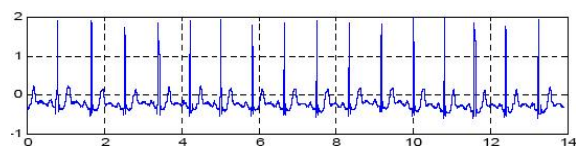


圖 19 建構無線傳輸及網路之居家看護系統[4]的心電圖訊號擷取結果

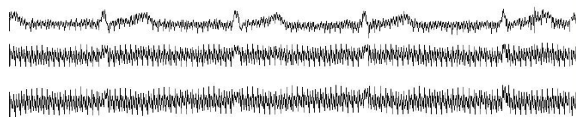


圖 20 以 PDA 為基礎之居家看護系統[2]的心電圖訊號擷取結果，上到下分別為不同濾波器濾波結果



圖 21 可攜式即時心率變異度監視系統[1]的心電圖訊號擷取結果，使用示波器量測觀察心電圖訊號

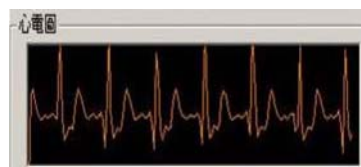


圖 22 可攜式無線生理訊號量測系統之實現[14]的心電圖訊號擷取結果

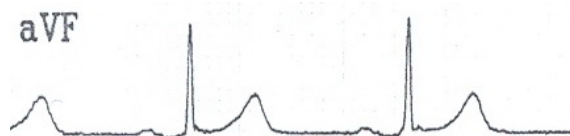


圖 23 從醫院的心電圖機量到的結果

F. 本研究的量測結果

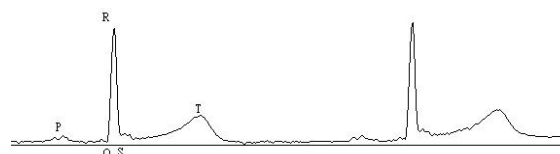


圖 24 本研究即時量測結果



圖 25 在 NOKIA7610 手機上即時顯示心電圖

6. 結論

本研究可得知，利用數位濾波器可以減少類比濾波器的數量，進而減低霍特心電圖機的複雜度，類比濾波器的部分只作了放大、反交疊、準位調整等必要的前處理，就直接使用 A/D 轉換器進入處理器作數位訊號處理。本研究也設計了符合美國心臟協會 0.1~100Hz 規格的 FIR 濾波器，為了要驗證數位濾波器確實能得到正確的心電圖，利用 MIT/BIH 資料庫作為正確的心電訊號加入 60Hz 雜訊做測試，並以 M.S.E 作為效能測試的依據。我們發現通過此濾波器後，能夠有效地抑制 60Hz 的雜訊，不會影響到正確的心電訊號。在數位訊號處理實現的部分，使用了 MSP430 組合語言實作 Circular Queue 與 Circular Convolution 執行即時濾波，並將濾波後的訊號存到 SD Card 之中，並利用藍芽傳輸心電圖訊號至手機上顯示，最後與醫院中使用的心電圖機作實際量測比對，證實能夠得到心電圖訊號。因此本研究提供這個創新的設計方法，簡化過去研究所需要的心電圖機。讓研究人員可以用這種容易實現的方式來製作心電圖機，也提供一個足以商業化的原型機，以提供業界參考。

7. 參考文獻

- [1] 吳丕鈞，”可攜式即時心率變異度監視系統”，中原大學醫學工程學系碩士論文，2002。
- [2] 葉春甫，”以 PDA 為基礎之居家看護系統”，台灣大學電機工程研究所，2002。
- [3] 吳炯男，”可攜式無線生理訊號量測系統之實現”，南台科技大學電機工程系，2004。
- [4] 涂清源，”建構無線傳輸與網際網路之居家看護系統”，中原大學醫學工程學系碩士論文，2002。
- [5] 呂嘉陞編譯，”心電圖學必備”，合記圖書出版社。
- [6] 謝文哲，吳賢財，林榮三編著，”省電型 16 位元單晶片 MSP430 入門實務”。
- [7] G. Rodriguez, R. Gonzalez, M. Caiizares, ”Microcontroller-Based Real-Time QRS Detector for Ambulatory Monitoring”, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico September 17-21, 2003
- [8] Ying-Wen Bai, Wen-Yang Chu, Chien-Yu Chen, Yi-Ting Lee, Yi-Ching Tasi, Cheng-Hung Tasi, ”Adjustable 60Hz Noise Reduction by a Notch Filter for ECG Signals”, IMTC2004 – Instrumentation Measurement Technology Conference, Como, Italy 18-20 May 2004.
- [9] T.W. Parks and J.H. McClellan. ”A program for the design of linear-phase filter impulse response digital filters.”, IEEE Trans. on Audio and Electroacoustics, Au-20:195-199, August 1972.
- [10] Vinay K. Ingle, John G. Proakis, ”Digital Signal System with Matlab”
- [11] Sanjit K. Mitra, ”Digital Signal Processing a computer based approach”
- [12] Emmanuel C. Ifeochor, Barrie W. Jervis, ”Digital Signal Processing a practical approach”
- [13] MIT-BIH Database distribution, Massachusetts Institute of Technology, 77 Massachusetts Avenue, Cambridge, MA 02139, 1998
- [14] Jose J. Segura-Juarez, David Cuesta-Frau*, Luis Samblas-Pena, and Mateo Aboy, ”A Microcontroller-Based Portable Electrocardiograph Recorder”, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 51, NO. 9, SEPTEMBER 2004
- [15] N.J. Holter, ”New methods for heart studies”, Science, no. 134, pp.1214, 1961.

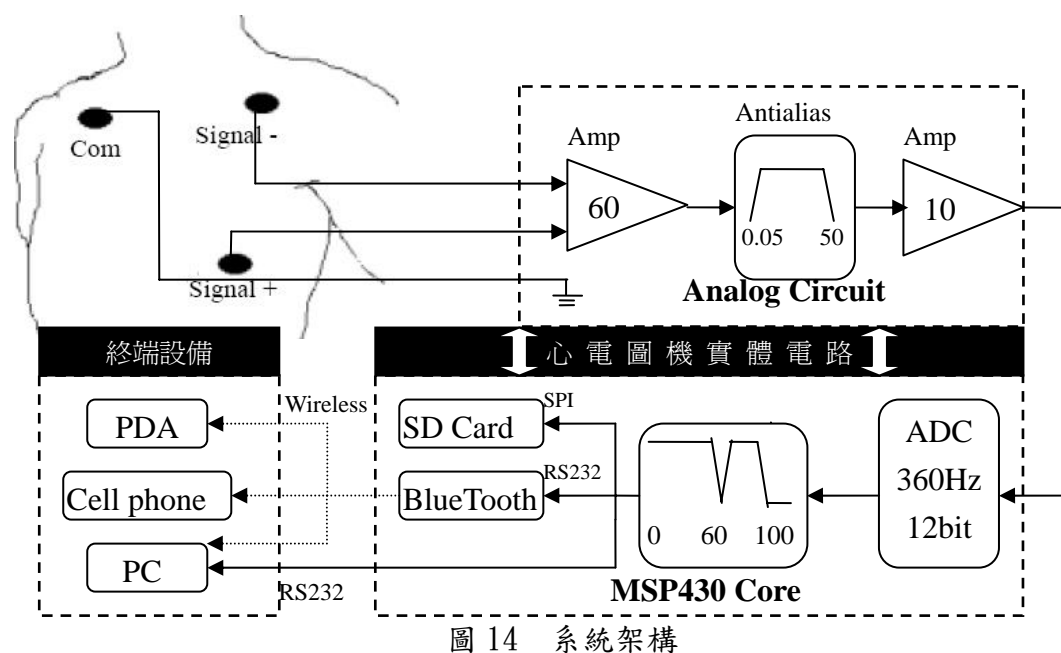


圖 14 系統架構

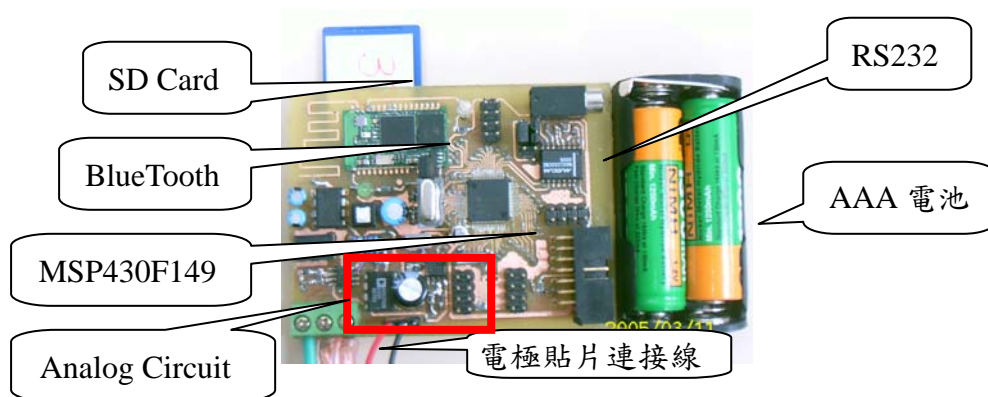


圖15 原型機

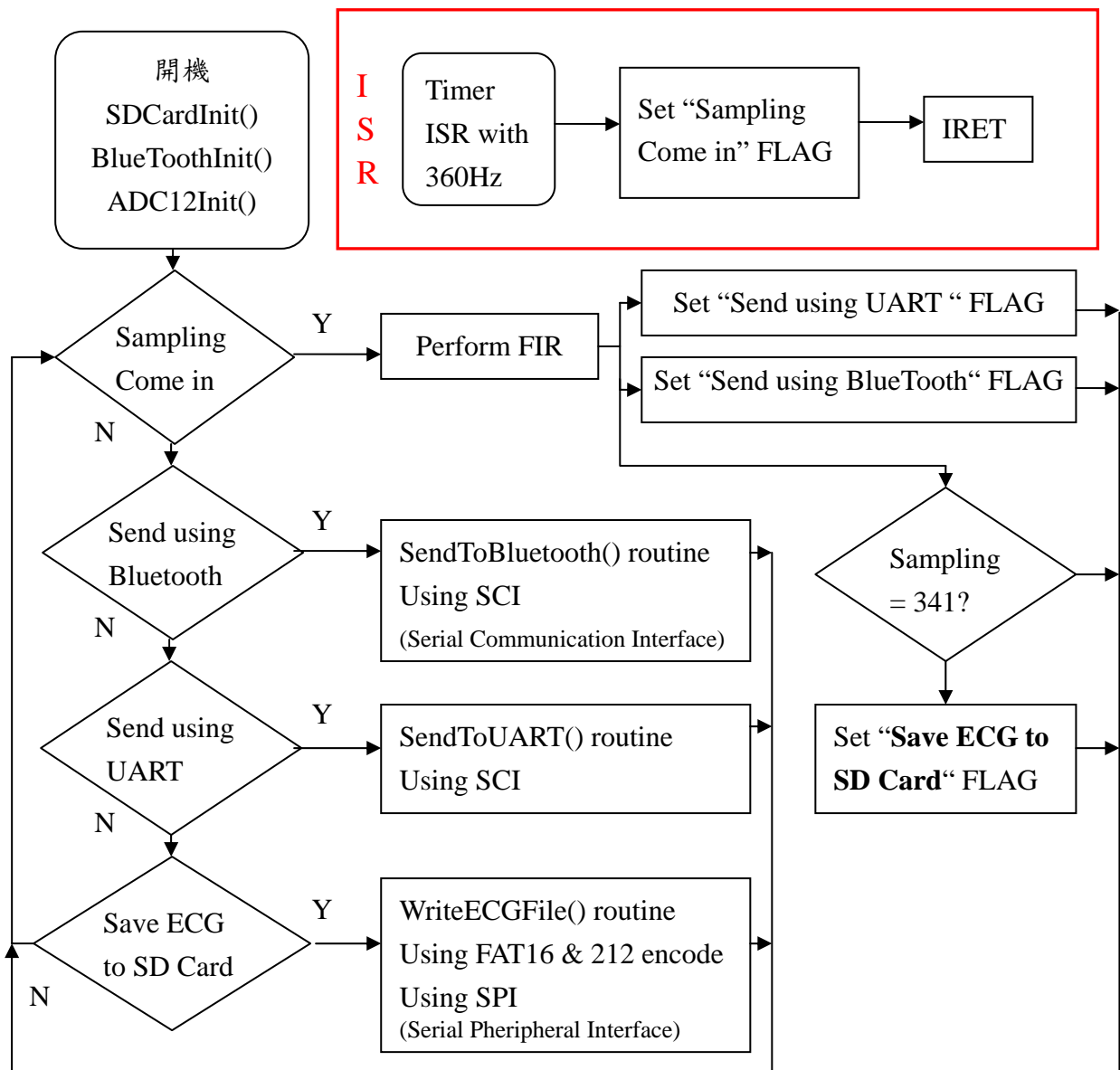


圖 18 韌體流程圖

A Holter of Low Complexity Design Using Mixed Signal Processor

Ching-Tang Hsieh¹, K.L. Hsieh², Kuo-Ming Hung³ and Jia-Long Wu⁴

¹²Department of Electrical Engineering, Tamkang University, Taiwan

³Department of Information Management, Kainan University, Taiwan

⁴Department of Electronic Engineering, Lunghwa University of Science and Technology

Abstract

A low powered, portable, and cheap Holter recorder is necessary for patients and researchers of electrocardiogram (ECG). Such a Holter recorder is designed with mixed signal processors in this paper. To decrease the complexity of analog circuits and to diminish 60Hz noise from power line, we use MSP to implement a Finite Impulse Response (FIR) filter which is designed with equiripple method. We also use the input data structure of circular queue and the symmetrical characteristic of the FIR filter for efficiently computing convolution. Experimental results show that the ECG output signal is clear and it can be recorded for 24hr using a SD card in this Holter recorder. Then, the ECG signal is transmitted with Smartphone via Bluetooth module to decrease the burden of Holter recorders without LCD and keyboard.

Keyword : FIR filter, Smartphone, electrocardiogram (ECG), Holter recorder, SD card, Bluetooth