

國立臺灣大學醫學工程學研究所

碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Engineering
College of Medicine and College of Engineering
National Taiwan University

Master Thesis

從單一訊號源萃取心電圖、胃電圖與呼吸訊號

Extraction of ECG, EGG and respiratory signal from
single composite abdominal signal



Shao-Yu Chiu

指導教授：翁昭旻、蔣以仁 博士

Advisor: Jau-Min Wong, PH.D

I-Jen Chiang, PH.D

中華民國九十八年七月

July, 2009

誌 謝

兩年的研究生涯中，首先要感謝我的指導老師翁昭旼教授與蔣以仁教授。由於兩位老師在論文方向的指點與鼓勵使我從幾次的研究困境中找到一條出路。另外要感謝口試委員陳中明老師給予不少寶貴的建議，使我論文更加的完備。也要感謝葉文俊醫師在這兩年裡給我許多學習的機會，在研究上更是提出許多有趣的點子，使我研究內容更加豐富。另外，論文的完成還要感謝台中榮總張繼森醫師與台大醫院吳惠東醫師願意提供昂貴的儀器給予測試。最後要謝謝呼吸治療室的黃小姐，要感謝您在每次的實驗中都能不厭其煩的幫忙，即使時間與環境上的不便您都能為我空出一塊實驗空間，使我在短時間內能收到足夠的案子，真的要感謝您。

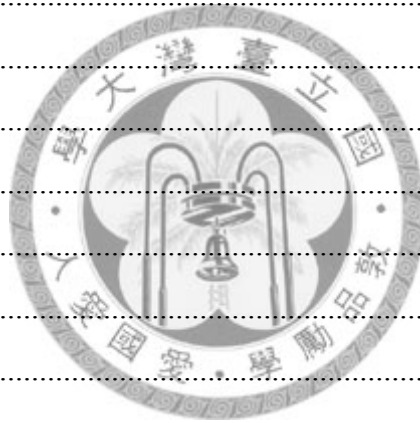
感謝這兩年的生活裡陪我研究、修課以及一起玩耍的伙伴—廷宇、佳融、存淵，謝謝你們一直以來陪我分享心情，在很多抉擇路上提供我許多寶貴的建議。謝謝學弟妹—怡旻、勁佑與朋友慧芹、雅惠。由於你們陪伴我一同上山下海到處遊玩讓我這兩年的研究生活過得多彩多姿。君賢學長謝謝你幫我找到可以證驗的儀器，因為你的協助實驗才能順利進行，也感謝你時常關心我的狀況使我在挫折中能振作精神。宇倫、柏勝、嘉菱和政霖謝謝你們四位從高中以來的相處，在碩班兩年裡從不間斷的關心使我一直能感受到朋友的溫暖。

得之於人者太多，施之於人者太少。這兩年來要感謝的人真的太多無法一一介紹，甚至還有那些默默協助我的長輩或朋友，我只能在此獻上最誠摯的祝福。最後將本論文獻給最關心我的父母與弟弟。

2009.08.15

目 錄

圖目錄.....	IV
表目錄.....	VII
摘要.....	VIII
Abstract.....	IX
第一章 導論.....	1
1.1 研究背景與動機.....	1
1.2 研究目的.....	2
1.3 論文架構.....	3
第二章 相關研究.....	4
第三章 硬體設計.....	9
3.1 電路設計.....	9
3.2 儲存系統.....	12
3.3 韌體架構.....	20
第四章 訊號分析.....	24
4.1 數位濾波器.....	26
4.2 心電圖分析.....	28
4.3 胃電圖分析.....	33
4.4 呼吸訊號分析.....	34
4.5 人機介面.....	36
第五章 驗證實驗.....	37
5.1 實驗設計.....	37
5.1.1 驗證儀器介紹.....	40
5.2.2 胃電圖與心電圖驗證步驟.....	42
5.2.3 呼吸訊號與心電圖驗證步驟.....	45
5.2 驗證結果.....	46
5.2.1 心電圖驗證.....	46
5.2.2 胃電圖驗證.....	51
5.2.3 呼吸驗證.....	54



第六章 討論	56
第七章 結論	68
第七章 結論	68
第八章 未來展望	69
參考文獻	70



圖目錄

圖 1 植入式電極量測胃各部位的訊號.....	5
圖 2 基於respiratory sinus arrhythmia求得呼吸頻率的演算法。.....	7
圖 3 TI- 24bit A/D converter，ADS1224 內部架構圖.....	10
圖 4 ADS1224 的頻率響應.....	11
圖 5 硬體元件方塊圖.....	11
圖 6 USCI-SPI Master mode.....	12
圖 7 SD card 腳位配置圖.....	13
圖 8 命令格式.....	13
圖 9 SD card初始化流程圖.....	14
圖 10 單一區塊的資料寫入.....	14
圖 11 單一區塊的資料讀取.....	15
圖 12 FAT16 檔案初始化流程圖.....	18
圖 13 FAT16 檔案寫入流程圖.....	19
圖 14 ADS1224 的資料存取時間示意圖.....	20
圖 15 韌體流程圖.....	21
圖 16 自行研發的生理訊號分析儀.....	22
圖 17 側面觀(含電極線).....	23
圖 18 電極貼片位置.....	23
圖 19 從腹部取得的單一訊號源.....	24
圖 20 單一訊號源分離流程圖.....	25
圖 21 FIR濾波器結構.....	26
圖 22 濾波頻段為 0.05~40Hz，濾波階數為 200 階的頻率響應圖.....	28
圖 23 濾波頻段為 1~40Hz，濾波階數為 68 階的頻率響應圖.....	28
圖 24 經頻段 1~40Hz，濾波階數為 68 階濾波後的訊號.....	29
圖 25 Pan-Tompkins演算法求得R波流程圖.....	30
圖 26 動態閾值取R波.....	30
圖 27 偵測R波.....	31

圖 28 計算在視窗內的中位數	31
圖 29 將中位數透過cubic spline重新差分後的點	32
圖 30 修正後的心電圖訊號	32
圖 31 濾波頻段為 0.015~0.3Hz，濾波階數為 82 階的頻率響應圖	33
圖 32 經頻段 0.015~0.3Hz，濾波階數為 82 階濾波後的訊號。	33
圖 33 低通濾波器，截止頻率為 0.5Hz，濾波階數為 85 階的頻率響應圖	34
圖 34 經低通濾波器，濾波階數為 68 階處理後的訊號	34
圖 35 高通濾波器，截止頻率為 0.1Hz，濾波階數為 65 階的頻率響應圖	35
圖 36 再次取樣至 4Hz後經高通濾波器處理後的訊號。	35
圖 37 分析用人機介面	36
圖 38 試驗流程圖	38
圖 39 MyECG E3-80	40
圖 40 UPS-2020	41
圖 41 CO ₂ SMO®	41
圖 42 多接點電極貼片改良	42
圖 43 電極貼片位置	43
圖 44 上圖為濾波處理後的 256 秒胃電圖訊號。	44
圖 45 電極貼片位置	45
圖 46 使用固定視窗求Baseline wandering fitting曲線	56
圖 47 使用動態視窗求Baseline wandering fitting曲線	57
圖 48 例ECG013 (My Device)，33~36 秒	58
圖 49 例ECG001 (My Device)，10~12.5 秒，第二導程心電圖	58
圖 50 例EGG002 (My Device)，0~256 秒	59
圖 51 例EGG002 (Clinical use)，0~256 秒	59
圖 52 例EGG002 (My Device)，1 小時的時頻分析	60
圖 53 例EGG002 (Clinical use)，1 小時的時頻分析	60
圖 54 EGG002 受測者在我們研發的儀器與臨床用儀器的Dominant power比較 ...	61
圖 55 例Resp007(My Device), 120~180 秒內未經過處理的原始訊號。	62
圖 56 例Resp007(My Device), 120~170 秒未濾除低頻雜訊前的呼吸訊號	63
圖 57 例Resp007(Clinical use), 120~170 秒內從臨床用儀器得到的呼吸訊號	63

圖 58 例Resp007(My Device), 120~170 秒經重新取樣及高通濾波後的呼吸訊號 . 64
圖 59 例Resp007(My Device), 120~170 秒經EMD處理過程。..... 65
圖 60 例Resp007(My Device), 120~170 秒經EMD處理後的呼吸訊號..... 65
圖 61 例Resp007(My Device), 120~170 秒經視窗平滑後再透過EMD的過程。 66
圖 62 例Resp007(My Device),120~170 秒經視窗平滑再透過EMD的呼吸訊號..... 67



表目錄

表 1 胃電圖訊號常見的組成份	5
表 2 呼吸氣流監測器與RSA和EDR得到的呼吸頻率比較	8
表 3 R1 回應格式	15
表 4 R3 回應格式	16
表 5 Directory Entry Structure (DES)	17
表 6 受測者ECG001-ECG010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的R-R interval平均值的比較，與兩者相關性驗證。	46
表 7 (續)受測者ECG011-ECG017。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的R-R interval平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	47
表 8 受測者ECG001。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的R-R interval平均值的比較，與兩者間相關性驗證。	48
表 9 受測者ECG004。自行設計的儀器(mine)與商用儀器(commercial)之每 5 分鐘的R-R interval平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	49
表 10 受測者ECG006。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的R-R interval平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	50
表 11 EEG001-EGG010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	51
表 12 受試者EGG002。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	52
表 13 受試者EGG007。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	53
表 14 受試者EGG009。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	53
表 15 受試者Resp001-Resp010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的呼吸頻率的比較，與兩者的相關性驗證。	54
表 16 受測者ECG004。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的R-R interval平均值的比較，與兩者的相關性驗證。	55

摘要

過去生理監控系統缺乏一台整合性的儀器，使每位住院病人身上須貼附多張電極貼片才能擷取各種生理訊號，而過多的貼片可能會造成病人的不適外，各儀器間也可能會互相影響。另外，某些待在家中的病人突然發生身體不適時，最好也可以透過簡單的操作方式就可以將多種生理訊號做記錄，並經由網路將資訊傳給相關醫護人員。

因此，期望能設計一套儀器能藉由少量的貼片及電極線即能擷取受測者的生理訊號。在我們的系統裡將三張電極片貼於受測者腹部，透過合適的電路將訊號擷取至電腦上，並依各種生理訊號的特性不同，從一個訊號源分別將心電圖、胃電圖及呼吸訊號萃取出來。

本論文實作了一個結合心電圖、胃電圖與呼吸的生理訊號擷取系統，包括硬體上的製作、與訊號的儲存。在心電圖方面利用動態視窗的基頻訊號漂移修正法解決了呼吸造成的漂移問題。利用臨床使用之儀器同步記錄來驗證實作系統之可靠性在 17 筆受測者之心電圖訊號驗證中不論是長時間(1 小時)或短時間(5 分鐘)分析皆可得到與商用心電圖儀器很好的一致性。在胃電圖方面利用特殊的貼片設計，可與臨床用機器同步取得相同訊號源，在 10 筆受測者之長時間(1 小時)或短時間(20 分鐘)的胃電圖驗證裡，也皆得到很好的一致性。而在 10 位受測者的呼吸訊號驗證上，利用二次取樣與二次濾波器方式可以取得與臨床儀器一致的呼吸訊號。

總結以上，從腹部放置的電極貼片裡取得一組訊號，經過我們提供的硬體設計架構，能將擁有高頻特性的心電圖訊號或中頻的呼吸訊號或低頻且振幅小的胃電圖記錄下來。並依照它們在振幅、與頻率上不同的特性，使用我們的分析方法將它們各別分離出來。最後經由臨床應用儀器的驗證結果得知這樣的方法是可行的。

關鍵字: 心電圖、胃電圖、呼吸訊號、基頻訊號漂移修正、數位濾波器

Abstract

The lack of integrated bio-signal detection instruments made monitor patients' multiple physiology parameters rather complicated in the past. Many electrodes need be applied to the body surface at the same time. Those recording devices may have interference with by each other. In addition, patients at home may have sudden attack of discomfort, an easy implemented device that can record a variety of essential physiological signals through simple operation will be extremely helpful. These signals can also be transferred through the network to health care specialists.

For above purposes, we implemented a portable device using few electrodes on abdominal wall to measure various patients' electrophysiology signals simultaneously. The signals were acquired through three electrodes placed on abdomen wall and were separated into Electrocardiogram (ECG), Electrogastrogram (EGG) and respiratory rhythm according to their individual rhythmic characters.

In this thesis, it set up a combinatory ECG, EGG and respiratory signal system which includes the hardware for data acquisition and storage. In ECG signal processing, dynamic window with the baseline wandering fitting algorithm was noted to solve the drifting problem caused by respiration. The validation of our combinatory monitoring system was verified by synchronous recording using commercial available individual system. Good ECG correlation was demonstrated in 17 subjects in a long duration (1 hour) or short time (5 minutes) analysis. In EGG signal processing, a special designed electrode was used to ensure simultaneously recording. In a 10 subjects study, a long duration (1 hour) or short time(20 minutes) analysis are both show good correlation. The respiratory signal component was verified by twice down-sampling processing and the usage of twice filtering. A good respiratory signal correlation was demonstrated in 10 subjects.

In brief. We had set up a system which can accurately record three sets of physiological signals with three electrodes on upper abdomen. High frequency high amplitude ECG signals and low frequency low amplitude ECG signals in accompany with respiratory movement signal can be simultaneously recorded. The mixed tracing can then be separated according to their characteristics. This simple design is very user friendly and can be applied to ambulatory physiological monitoring especially for the purpose of symptom correlation.

Keywords: ECG, EGG, Respiratory Signal, Baseline wandering fitting, Digital Filtering



第一章 導論

1.1 研究背景與動機

過去生理監控系統缺乏一台整合性的儀器，使每位住院病人身上須貼附多張電極貼片才能擷取各種生理訊號，而過多的貼片可能會造成病人的不適外，各儀器間也可能會互相影響。而居家病人無法攜帶體積大的生理監測器，醫生通常會建議病人使用能長時間記錄的可攜式生理記錄儀器。此種生理記錄儀一般只具備記錄一種生理訊號的功能，而單一生理訊號的評估往往會有失真的現象。

心臟方面有問題的病人可以使用霍特式心電圖機(Holter)，將儀器 24 小時長期攜帶。但在先前的經驗中發現病人症狀的發作常常是短暫且突然，卻要長時間的背在身上，這不僅增加病人生活上的不便利外，也會使受測者對儀器產生排斥感。

如果有一台生理記錄儀器能同時記錄多種生理資訊，使待在家中的病人突然感到身體不適時，也可以透過簡單的操作方式就可以在第一個時間內將多種生理訊號做記錄，並透過簡單的記錄媒體經由網路傳到醫院。

在過去的生理訊號儀器設計中為了濾除雜訊，常會使用類比濾波器來解決雜訊的問題。而類比濾波器的設計通常使用被動或主動元件，這會增加電路板的使用面積及佈線的複雜度，電路板的面積會增加雜訊干擾的機會，系統的體積也會來得大很多。電子元件的老化、電源供應或溫度變異等都會使系統變得不穩定。尤其是低頻的生理訊號在類比電路中很容易就失真。數位濾波器的功能上與類比濾波器相同，但容易在電腦上實現且正確性高的特色，使它能被廣泛的應用在各種訊號處理上。因此，利用數位濾波器處理生理訊號，可能是一種解決儀器體積過大與從單一的訊號源萃取出多種生理訊號的好方法。

因此，期望能設計一套儀器能藉由少量的貼片及電極線即能擷取受測者的生理訊號。在我們的系統裡將三張電極片貼於受測者腹部，透過合適的電路將訊號擷取至電腦上，並依各種生理訊號的特性不同，從一個訊號源分別將心電圖、胃電圖及呼吸訊號萃取出來。心電圖及呼吸訊號，這兩種訊號都代表病人重要的生命特徵。而胃電圖則是在 2000 年由美國 FDA(The Federal Drug Administration)同意為評估病患胃活動是否正常的檢驗方式之一。

1.2 研究目的

一般常用的生理監控儀器多是採用單參數訊號量測，即使是整合性的監控器也常需要多條電極線及電極貼片與人體接觸。多條電極線的交錯擺置不僅會造成病人移動上的不適，也增加各儀器間干擾的機會。因此在我們的系統裡期望能設計一套儀器能藉由少量的貼片及電極線即能擷取受測者的生理訊號。在我們的系統裡將三張電極片貼於受測者腹部，透過合適的電路設計將訊號擷取儀器內部的儲存媒體再傳至電腦上，並依各種生理訊號的特性不同，從一個訊號源分別將心電圖、胃電圖及呼吸訊號萃取出來。

為了確保三種生理訊號在硬體電路上完整的儲存而不失真，我們必須注意心電圖的頻寬較廣，低頻的部份低至 0.05Hz 此與 T 波訊號有關，高頻高至 100Hz。呼吸訊號主要存在於中頻 0.2~0.4Hz 之間，胃電圖的訊號則是頻率較低，尤其是胃慢波的周期訊號每分鐘只有三次，振幅卻只有 100 μ V 左右。所以在硬體設計時這些特性都必須考量在內，以避免訊號的失真。

心電圖訊號的記錄常受到基線漂移(baseline drift)影響，為一種低頻的雜訊。其來源可能是受測者身體的移動或咳嗽和吸呼所造成。較大的基線漂移可能會影響到心電圖的判讀，因此移除基線漂移也是一個重要的研究課題。

數位濾波器會受到取樣率的影響，在高取樣率下低頻訊號的頻率響應較差。雖然我們也可以透過降低取樣率來處理低頻訊號，但在 Nyquist Theorem 說明我們只能處理取樣率一半以內的訊號。如果我們取樣率過低，也會受到高頻雜訊的干擾。而我們要萃取的訊號當中有高頻的心電圖與中頻的呼吸訊號及低頻的胃電圖。因此，如何處理不同頻段的訊號是我們本次研究的目的之一。

總結以上，為了從單一訊號源裡分別取得心電圖、呼吸訊號與胃電圖。從我們的儀器擷取到的生理訊號分別透過基線雜訊移除的演算法與 FIR 數位濾波器，取得心電圖、呼吸訊號與胃電圖，進一步再做數學分析與頻譜分析從中算出 R-R interval、呼吸頻率與胃電圖的主頻帶能量。驗證方法採用 Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient) 來驗證我們的機器與臨床用機器同步所取得之生理訊號的相關性。

1.3 論文架構

全文共分為第八章，首章為導論，說明研究的背景、研究動機與研究目的做概括性的整理與描述。第二章對多訊號源萃取出單一訊號源分離出目標訊號的相關研究介紹。接著對本系統欲分離的訊號做生理意義的簡介，並說明先前的學者使用的演算法。第三章說明硬體設計在多方面的考量，以及儲存系統和軟體的架構。第四章針對三種訊號萃取的分析方法做詳述。第五章對分離的三種訊號做驗證設計，並列出所有的驗證結果。第六章對上章節的實驗結果做討論，以及比較本系統與其它文獻使用的方析方法。第七章為結論並對完成的系統做評估。第八章對未來的研究方向做討論和建議。



第二章 相關研究

從多個訊號源中萃取特徵訊號是過去多位學者在不同領域上的目標。主成分分析法(Principle Component Analysis, PCA)、獨立成分分析法(Independent Component Analysis, ICA)或特徵值分解法(Singular Value Decomposition, SVD)等，都是利用各組成分在統計上的獨立性將它最大化，從原始訊號源中分離出各組成分訊號。以上可統稱為盲蔽訊號源分離(Blind Source Separation, BSS)。在生醫訊號領域的案例如在 1986 年Callaerts, D.等人利用特徵值分解法(SVD)在多通道訊號源中取出胎兒的心電圖[1]。2000 年L. Zhukov等人在受測者的大腦上貼上許多電極片，在給予外在事件刺激後經由獨立成分分析法(ICA)可以定位出大腦反應的位置[2]。除了以上利用盲蔽訊號源分離(BSS)方法外，也有從頻域的特性取出目標訊號。如:1986 年Van Oosterom在懷孕女性腹部黏貼多個電極，並使用Spatial filtering方法從混合訊號中分離出胎兒的心電圖[3]。

上述的方法皆需要擷取二至多個訊號源從中萃取目標訊號。這在臨床應用上或許可行，但在醫院病床監測用或居家照護上使用並不方便。於是 1997 年P.P. Kanjilal等人利用特徵值分解法(SVD)結合獨立成分分析法(ICA)從單一訊號源解析胎兒的心電圖[4]。2007 年Reza Sameni等人利用單通道擷取心電圖訊號，透過nonlinear Bayesian filtering將肌電圖(Electromyographic, EMG)、呼吸等雜訊濾除，從中萃取乾淨的心電圖訊號[5]。

心電圖訊號的記錄常受到基線漂移(baseline drift)影響，為一種低頻的雜訊。其來源可能是受測者身體的移動或咳嗽和呼吸所造成。較大的基線漂移可能會影響到心電圖的R波偵測，因此移除基線漂移是一個重要的步驟。在 2006 年Binwei Weng等人利用經驗模態解構(Empirical mode decomposition)將漂移的基線從心電圖訊號取出，並與Butterworth高通濾波器的方法做比較[6]。在 2007 年的V.S. Choushan等人利用最小平方誤差(Least square error)法求出四階多項式差分(fourth degree polynomial)，將訊號周期間的中位數做差分，重新修正漂移的心電圖，以提高偵測R波的準確率[7]。

胃的收縮是受胃慢波所支配，胃電訊號的傳遞方向是由體部近口端向胃竇傳遞[8]。由於其非侵入的特性，近年來有不少研究者做了不少臨床的研究及討論，尤其是對於腸胃道功能性異常的研究。有研究指出糖尿病患者同時具有胃蠕動

異常疾病下經過六個月的治療，嘔吐症狀的減少與胃電圖中的胃快波(tachygastria)與胃緩波(bradycastria)出現時間減少有相關聯[9]。在食道逆流患者餐後的延遲排空比那些正常排空的病人，EGG power改變量明顯較少[10]。

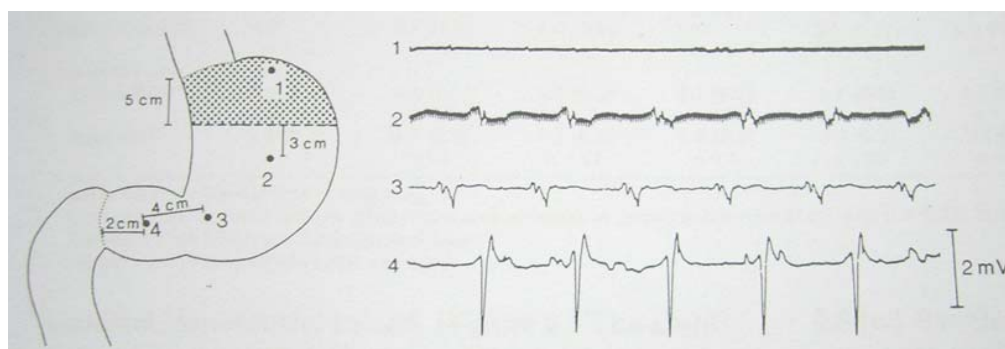


圖 1 植入式電極量測胃各部位的訊號[8]

胃慢波的訊號特徵有振幅小(200~500 μ V)的特性，Zhiyue Lin等人歸納了胃電圖的在頻譜上的特徵，將胃慢波定義為 2-4 cpm (cycle per minute)，快波 (Tachygastria)介定在 4-9 cpm，緩波(Bradycastria)則是在 0.5-2.0 cpm[11]。在J. D. Z. Chen等學者指出胃電圖的記錄常受到許多其它周邊訊號所影響，其組成複雜。認為只有 0.5 cpm到 9 cpm的頻段裡才是正常的胃電圖訊號[12]，其餘頻段(如下表 1 所示)在記錄上必須先濾除。

表 1 胃電圖訊號常見的組成份[12]

	Components	Frequency (cpm)
Signal	Gastric slow waves	0.5-9.0
Noise	Respiratory	12-24
	Small bowel	8-12
	ECG	60-80
	Motion artifacts	Whole range

現今非侵入式的商用呼吸量測可分為以下三種:

(1) 阻抗性肺量計(impedance pneumography)

阻抗性肺量計是藉由置於胸壁之皮表電極(常與心電圖電極合用)釋放高頻、低幅之持續性電流並測量另一接收電極收受之電訊號的強弱變化來評估呼吸。其原理是利用吸氣時胸廓擴大，電極間之距離增長且軟組織阻抗亦必隨之增大，接收電極收受之電訊號將減弱;而呼氣時則反之。

(2) 呼吸感應性體積計(respiratory inductive plethysmography)

呼吸感應性體積計是利用一彈性帶分別包覆於胸廓及腹壁處，利用彈性帶內所特製之金屬線被拉扯後其電阻特性之改變而推算出胸部及腹部的截面積的相對變化，並以二者之電訊號之加總來代表潮氣容積。其缺點是精確度仍欠理想，使用前須有好的調校，且若受測者改變姿勢檢查者必須重新調校以獲得較正確的結果。

(3)從 Heart rate variability 及 ECG amplitude 取得呼吸頻率

使用(a) Respiratory sinus arrhythmia或(b)利用心電圖R波振幅的變化取得呼吸訊號。在 2004 年Shuxue Ding等人使用Respiratory sinus arrhythmia方法從單一訊號源求得呼吸訊號[13]。

於 2008 年，Dirk Cysarz等人將(a)、(b)兩方法做比較。在研究中利用一台呼吸氣流監測器與一台能長時間記錄心電圖的Holter，記錄 52 位健康人含睡眠時間共 10 小時的生理訊號。使用(a) respiratory sinus arrhythmia (RSA)與(b) ECG derived respiration (EDR)兩種訊號分析方式取得呼吸訊號。Respiratory Sinus Arrhythmia是一種基於RSA求得呼吸頻率的演算法。其演算法概念是由心電圖取得R-R interval序列經過差分與帶通濾波器處理，最後透過標準化與閾值比較取得呼吸訊號 [14]。

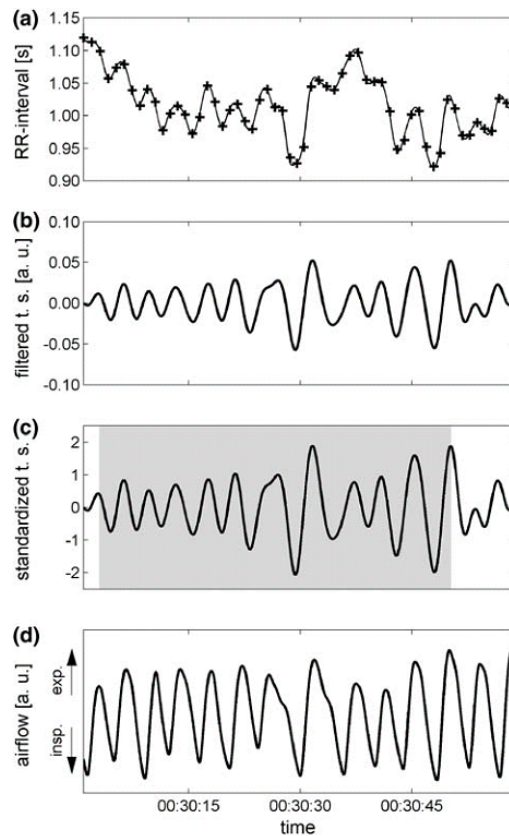


圖 2 基於 respiratory sinus arrhythmia 求得呼吸頻率的演算法。(a)圖中的交叉點是心電圖的 R 波，利用 cubic spline 差分法(實線)計算出 R-R interval 序列的連線。(b)經帶通濾波器處理。(c)標準化，並將振幅超過一定閾值(灰色區域)才視為有效呼吸訊號。(d)與呼吸氣流監測器得到的呼吸訊號做比較

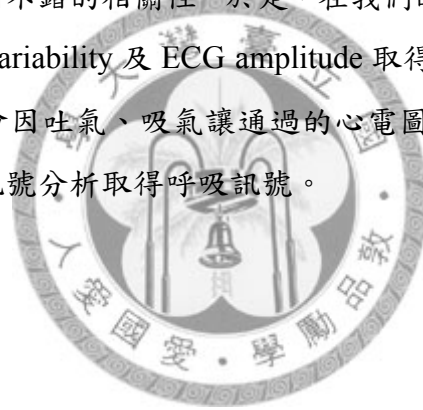
另一種 ECG-derived respiration 演算法是從心電圖 R 波振幅大小整理成一序列。並用 cubic spline 差分重新取樣，最後經由中值濾波器(median filter)濾波以求得呼吸訊號。

表 2 是 52 位受測者記錄的 10 小時的心電圖，以呼吸氣流監測器測得的呼吸頻率為標準，分別透過「R-R interval」及「ECG 振幅」的演算法測得的呼吸頻率做比較，可得到以下的相關性圖表。研究結果得知這兩種演算法都會受年齡與時間的影響。但 EDR 的分析法與呼吸監測器所監測的呼吸頻率較相近，且較不受上述兩種因素影響。

表 2 呼吸氣流監測器(air flow, AF)與respiratory sinus arrhythmia(RSA)和EDR得到的呼吸頻率比較[14]

	Mean diff. (cpm)		SD diff. (cpm)		Correlation ρ_c	
	RSA - AF	EDR - AF	RSA - AF	EDR - AF	RSA vs. AF	EDR vs. AF
Total time						
Total gr.	0.05	0.12	0.97 ^{*§}	0.85 [*]	0.64 ^{§§}	0.74
≤50 years	0.05 ^{§§}	0.28	0.80	0.83	0.72	0.71
>50 years	0.04	-0.01	1.11 ^{§§}	0.86	0.58 ^{§§§}	0.76
Night-time						
Total gr.	0.19	0.18	0.68	0.61	0.64 ^{§§}	0.74
≤50 years	0.14	0.28	0.45 [§]	0.57	0.79	0.73
>50 years	0.23	0.11	0.86 ^{†§§}	0.64	0.51 ^{†§§§}	0.75
Wake time						
Total gr.	-0.17	0.04	1.11 ^{***}	1.01 ^{***}	0.57 ^{§§}	0.67
≤50 years	-0.07 ^{§§}	0.29	0.95 ^{**}	1.02 ^{***}	0.62	0.63
>50 years	-0.25	-0.16	1.24 ^{*§§}	1.01 ^{**}	0.53 ^{§§}	0.69

以上的研究利用從 Heart rate variability 及 ECG amplitude 取得呼吸頻率，並與臨床用儀器比較後可得到不錯的相關性。於是，在我們的系統裡結合(1) 阻抗性肺量計及(3) 從 Heart rate variability 及 ECG amplitude 取得呼吸頻率兩者的概念。推測貼在人體腹部的電極會因吐氣、吸氣讓通過的心電圖基準線產生放大與縮小的變化，再經過電腦端的訊號分析取得呼吸訊號。



第三章 硬體設計

為了確保三種生理訊號在硬體電路上完整的儲存而不失真，我們必須注意心電圖的頻寬較廣，低頻的部份低至 0.05Hz 此與 ST 波有關，高頻高至 100Hz。依照 Nyquist Theorem，取樣率必須為原訊號最大頻率的兩倍否則會造成 Aliasing 的現象。呼吸訊號主要存在於中頻 0.2~0.4Hz 之間，胃電圖的訊號頻率較低，尤其是胃慢波的週期訊號每分鐘只有三次。在訊號振幅的部份，心電圖約為 1mV~10mV。呼吸訊號會跟電極貼片的位置與呼吸的方式有關，經過我們的實驗貼在腹部的電極振幅也在 10mV 左右。而胃電訊號振幅極小，約在 200 μ V~500 μ V 之間。擷取訊號的大小會影響前端放大器的放大倍率設計，然而心電圖與胃電圖的 10mV 與胃電圖的 200 μ V 的訊號差異很大，尤其是訊號未經濾波前基頻漂移會使得訊號準位難以估計。如果設計的放大器倍率過高，心電圖與呼吸訊號可能會超過電路的最大供應電壓，如果放大倍率不足胃電圖的訊號不易與雜訊分離。所以在硬體設計前這些問題都必須考量在內，以避免訊號的失真。



3.1 電路設計

本監控系統由類比數位轉換器、MSP430 混合訊號微控制器、SD 卡儲存電路所組成。在硬體方面採用德州儀器(Texas Instruments)生產的 MSP430-F2417 作為主控晶片，該晶片工作電壓為 1.8V~ 3.6V 之間，具備五種省電模式，因此耗電量非常低。非常適合需要低功耗的可攜式電子產品，例如：流量計、電力量錶等工業應用，或心電圖機、血壓計、血糖機等生理訊號量測的醫療儀器。其主要特色如下：

- 一般模式下工作電流僅 365 μ A (2.2 V，1MHz)，待機模式下工作電流僅有 0.8 μ A，在 RAM 保存的關機模式下只需 0.1 μ A。
- 5 種省電模式，從待機狀態恢復所需時間小於 1 μ s。
- 16 bit RISC 架構，指令週期僅需 62.5ns。
- 內部含有 3-channel DMA。

- 4 組通用串列傳輸模組，支援 UART、同步 SPI (Universal Serial Communication Interface)、I²C 通訊模式及 IrDA 編解碼。

- MSP430F2417 內建 92KB + 256KB flash memory, 8K RAM

一般生理訊號擷取電路前端會使用一儀表放大器(Instrument Amplifier)，它通常具有很好的共模拒斥比(Common-Mode Rejection Ratio, CMRR)，能將差模訊號放大抑制如 60Hz 市電等的共模雜訊。另外其輸入阻抗極大的特性能減少不匹配時產生的負載效應。

在選擇儀表放大器與類比數位轉位器的同時，我們在德儀的產品列中找到 ADS1224(架構如圖 3)，它是一顆具有 24-Bit 高精準度的類比數位轉換器 (Analog-to-Digital Converter)，提供 4 通道的差模輸入。24bit 的精準度可以使 3V 的電源供應下達到 0.18 μ V 的最小解析度，而不需要將訊號再放大。此外，這顆 IC 具有 240 SPS(samples per second) 的取樣率，符合心電圖最大頻率的兩倍。而極高的共模拒斥比(110dB)及 delta-sigma 架構的 modulation，在某些頻率下可濾除 60Hz 的市電雜訊。輸入阻抗在內建的 Buffer 開啟時可高達 1.2G Ω 。因此，綜合以上的優點我們決定以這顆類比數位轉換器取代儀表放大器的功能。並利用內建的 SPI 通訊模組，將生理訊號數位化後送至 MSP430。

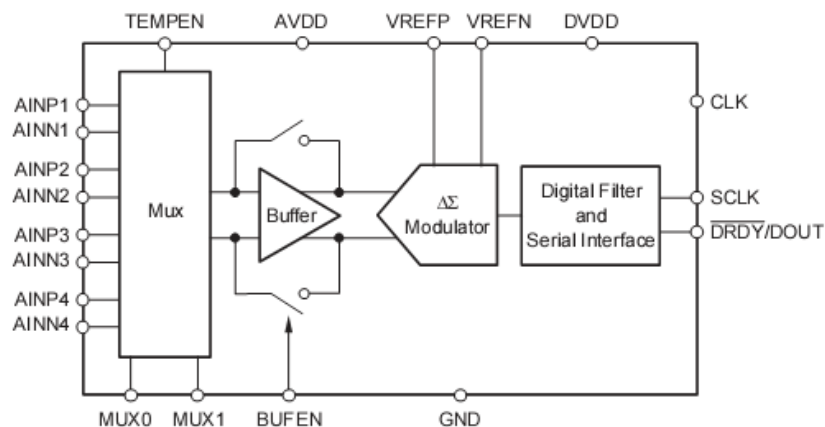


圖 3 TI- 24bit A/D converter，ADS1224 內部架構圖[15]

ADS1224 在提供振盪頻率為 1MHz 下取樣率為 120sps，其頻率響應如圖 4 所示，在 120Hz 倍數有明顯的訊號衰減特性(< -100dB)，且愈高頻的部份訊號衰減愈是明顯。在本系統的設計上我們以 240 sps 做為生理訊號的取樣頻率。雖然無法藉由這樣的濾波特性濾除 60Hz 市電雜訊，但已具有濾除 240Hz 以上-40dB 衰減特性的濾波效果。

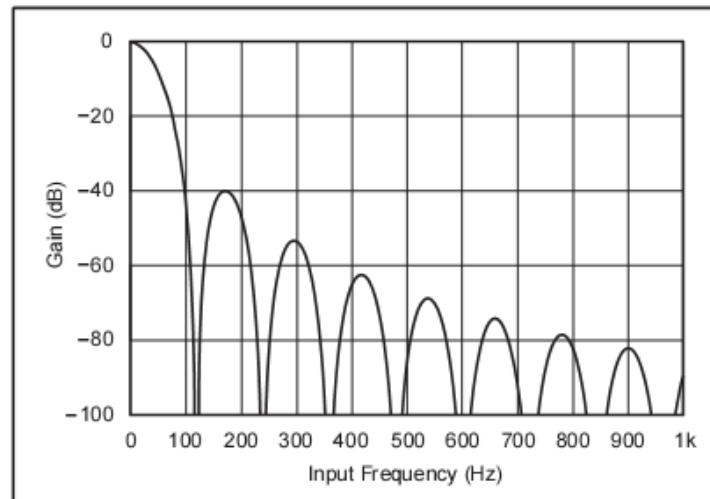


圖 4 ADS1224 的頻率響應(取樣率設定為 120sps)[15]

本儀器設計為了能符合長時間的記錄，所以生理訊號由微控器處理後儲存在 SD 卡中。其傳輸資料的模式也是透過 SPI 做溝通，系統儲存容量最高可達 2GB，可以完整的紀錄長期生理訊號。

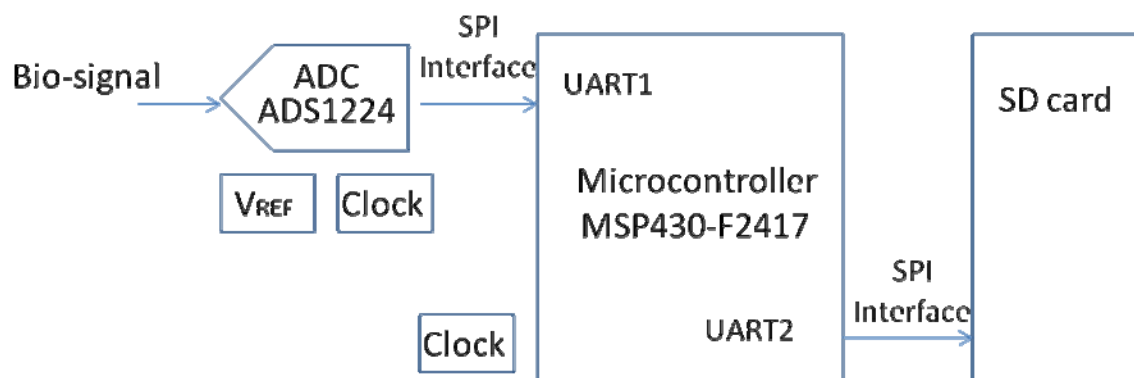


圖 5 硬體元件方塊圖

3.2 儲存系統

SD card 控制原理:

我們可以透過 MSP430 內部的 SPI 模組與 SD card 做溝通。圖 6 為 MSP430 內建的 SPI –Master mode 架構。將 MSP430 作為 Master 端，SD card 為 Slave 端。首先將要傳輸的資料放置 Transmit Buffer，當 Transmit Shift Register 無內容時，系統會將自動將 Transmit Buffer 內的資料放置 Transmit Shift Register，接著會在下一個 Clock 將資料經由 SIMO 腳位將資料送至 SD card 的 DI pin。

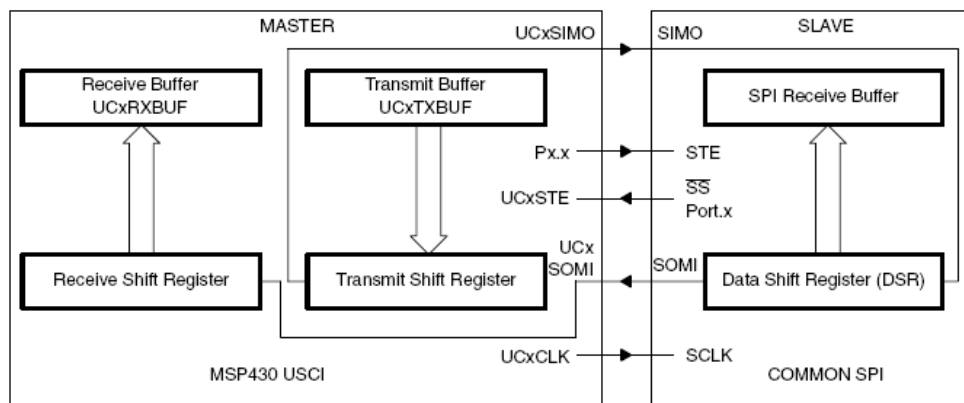
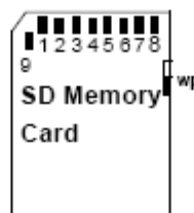


圖 6 USCI-SPI Master mode[16]

以下為 SD card 的腳位配置圖:



Pin #	Name	Type	SPI Description
1	CS	I	Chip Select (Active low)
2	DataIn	I	Host to Card Commands and Data
3	VSS1	S	Supply Voltage Ground
4	VDD	S	Supply Voltage
5	CLK	I	Clock
6	VSS2	S	Supply Voltage Ground
7	DataOut	O	Card to Host Data and Status
8	RSV	I	Reserved
9	RSV	I	Reserved

圖 7 SD card 腳位配置圖[17]

SD card 的命令模式:

我們透過 MSP430 的 SPI 與 SD card 做溝通，若要對 SD card 下達命令須符合以下的命令格式。

Bit position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	'0'	'1'	x	x	x	'1'
Description	start bit	transmission bit	command index	argument	CRC7	end bit

圖 8 命令格式[17]

在操作 SD card 之前必須對這張 SD card 做初始化的動作，而初始化的步驟如圖 9 所示。在下命令前必須先對 CS(chip select)拉至高態數個 clock 時間，再將電位拉至低態告訴 SD card 要接收命令或資料。先送 CMD0 讓 SD card 重置，接著送 CMD1 進行內部初始化。傳送 CMD58 確認此張 SD card 可支援的供應電壓，送 CMD10 可知道此卡的 ID 碼，CMD9 可測得卡的最大傳輸速度、最長的讀取資料長度及總容量，這些資訊會影響往後的讀取及寫入。另外我們會開啟 SD card 的 CRC16(Cyclic Redundancy Check Code)功能，提高資料傳輸的正確性。

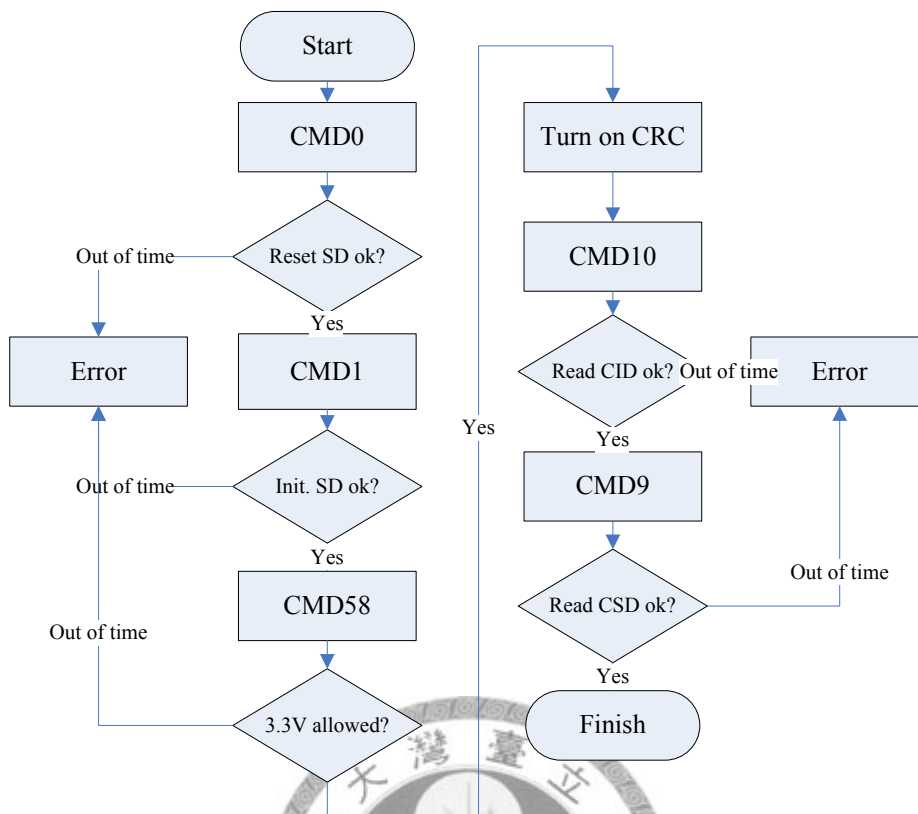


圖 9 SD card 初始化流程圖

SD card 的資料寫入模式

SD card 的寫入方式可以選擇單一區塊或多重區塊寫入。本系統以單一區塊做為資料寫入的方式。資料要寫入前必須傳送 CMD16 決定寫入的資料大小。接著發送 CMD24 給予寫入檔案的起始位置，待 SD card 回應後傳送 0xfe 為首的 Start block token 並接著發送欲寫入的資料。資料的尾端再傳送資料編碼後的 CRC16，並檢查 SD card 回應的 CRC16 是否正確。最後檢查讀入的數值是否不為 0x05，表示 SD card 端已將資料處理完畢。

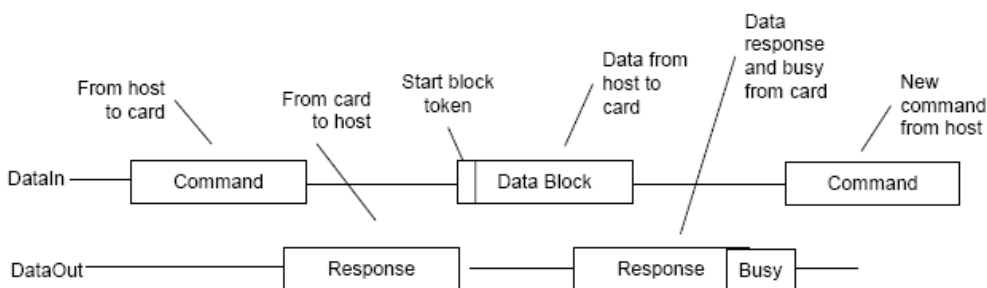


圖 10 單一區塊的資料寫入[17]

SD card 的資料讀取模式

SD card 的讀取方式也可以分為單一區塊或多重區塊。單一區塊讀取的做法類似上述的寫入模式。讀取前一樣要傳送 CMD16 決定讀取的資料大小，接續發送 CMD17 給予檔案讀取的起始位置，SD card 會回應 R1 並接著讀到 0xfe 的 Start block token 以及接下來的資料和 CRC16。

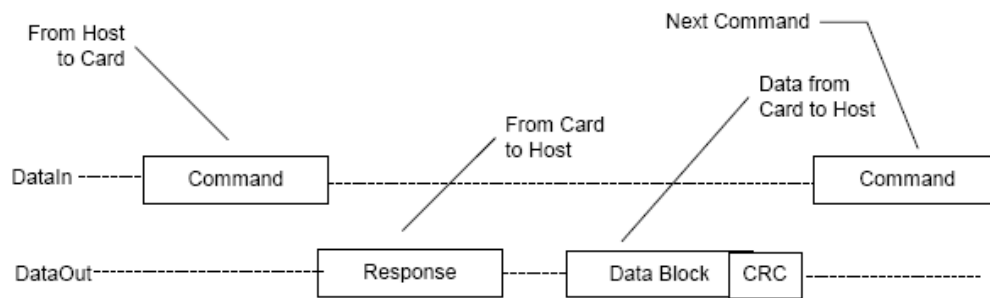


圖 11 單一區塊的資料讀取[17]

SD card 的回應模式

SD card 的回應模式會依照傳送的命令分為四種類型，例如上述初始化步驟中傳送 CMD0、CMD1、CMD10、CMD9 及資料寫入模式 CMD24 與 CMD16 的回應格式皆為 R1 (如下表 3 所示)。初始化中傳送的 CMD58，SD card 會回應 R3 格式 (如下表 4 所示)。其它的對應格式可以參照 SD card spec.[17]。

表 3 R1 回應格式[17]

Bit Position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	'0'	'0'	x	x	x	'1'
Description	start bit	transmission bit	command index	card status	CRC7	end bit

表 4 R3 回應格式[17]

Bit Position	47	46	[45:40]	[39:8]	[7:1]	0
Width (bits)	1	1	6	32	7	1
Value	'0'	'0'	'111111'	x	'1111111'	'1'
Description	start bit	transmission bit	reserved	OCR register	reserved	end bit

FAT16 檔案儲存:

了解 SD card 的溝通模式後，接著要考慮到檔案的儲存格式是否能支援個人電腦。所以我們使用 FAT16 的檔案格式，此格式在一般的作業系統皆可以存取，並實現在 MSP430 的系統上。檔案儲存的第一步驟就是要先取得此張 SD card 的一些資訊，之後才是資料的寫入。FAT 檔案系統結構主要可分為四部份：

- Boot Sector (BS)
- BIOS Parameter Block (BPB)
- File Allocation Table (FAT)
- Directory Entry Structure (DES)

Boot Sector (BS)為開機最先被載入執行程式碼的位置。BS 共佔 512Bytes 其中 64bytes 為磁碟分割表(Partition Table)，從中可以知道磁區總數。BPB 記錄有關 SD card 的重要資料以供系統存取使用，例如叢集(Cluster)大小、FAT 與根目錄(Root directory entries)的起始位址、大小等。

File Allocation Table (FAT)為使用者資料區的叢集位置對照表。通常 FAT 表會有兩份，其中一份為備用。檔案的起始位置會記錄在根目錄裡，而 FAT 表則以鏈結的方式指向下一個檔案存放的叢集。檔案結束時會以 0xFF 表示。

Directory Entry Structure (DES)記錄著檔案的相關資訊(如下表 5)。如:檔案名稱、存取時間、檔案起始位置、檔案大小等。

表 5 Directory Entry Structure (DES) [18]

Name	Offset (byte)	Size (bytes)	Description
DIR_Name	0	11	Short name.
DIR_Attr	11	1	File attributes:
DIR_NTRes	12	1	Reserved for use by Windows NT. Set value to 0 when a file is created and never modify or look at it after that.
DIR_CrtTimeTenth	13	1	Millisecond stamp at file creation time.
DIR_CrtTime	14	2	Time file was created.
DIR_CrtDate	16	2	Date file was created.
DIR_LstAccDate	18	2	Last access date.
DIR_FstClusHI	20	2	High word of this entry's first cluster number (always 0 for a FAT12 or FAT16 volume).
DIR_WrtTime	22	2	Time of last write. Note that file creation is considered a write.
DIR_WrtDate	24	2	Date of last write. Note that file creation is considered a write.
DIR_FstClusLO	26	2	Low word of this entry's first cluster number.
DIR_FileSize	28	4	32-bit DWORD holding this file's size in bytes.

FAT 檔案初始化架構:

了解 FAT 檔案系統結構後開始對檔案做初始化動作參圖 12。初始化步驟開始先檢查是否有分割的磁區，接著對照 BPB 表依序找出根目錄的起始位置，第一筆資料儲存的位置與叢集大小和最大叢集數。

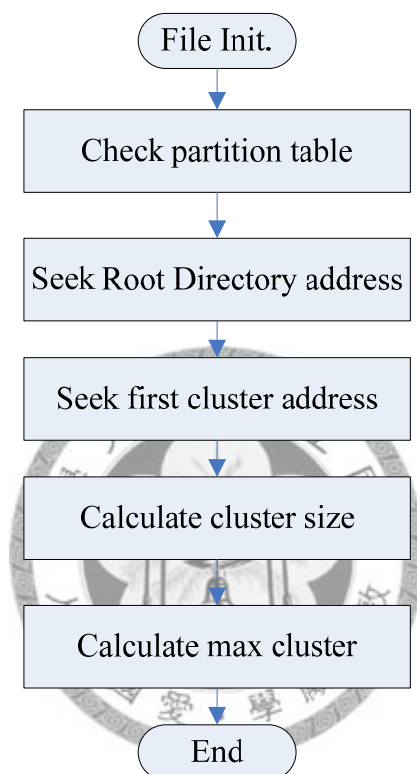


圖 12 FAT16 檔案初始化流程圖

FAT 檔案寫入架構:

在檔案寫入以前必須先填寫根目錄的內容，接著參照 SD card 上的 FAT 表，找到空的叢集(cluster)位置來放擷取的訊號資料。進來的資料先放入 MSP430 內部的 RAM 裡，直到放滿 512bytes 的資料後再對 SD card 做寫入的動作。每寫滿一個叢集需重新經由 FAT 表找到下一個空的叢集，並對 FAT 表做更新。最後不再寫入檔案時須將相關資訊寫入根目錄表。

另外在我們檔案系統設計裡，提供一個 1K bytes 的 Circular Buffer，當每次寫

入的資料達到 Buffer 的尾端時會從 Buffer 的起頭繼續寫入，此外加入一個變數放置已寫入的資料長度，每達到 512 bytes 就對 SD card 做寫入，所以不會有 Buffer 裡的資料被新的資料覆蓋的問題。而加入的 Circular Buffer 可以充分利用 MSP430 內部的 RAM，減少磁區的浪費。

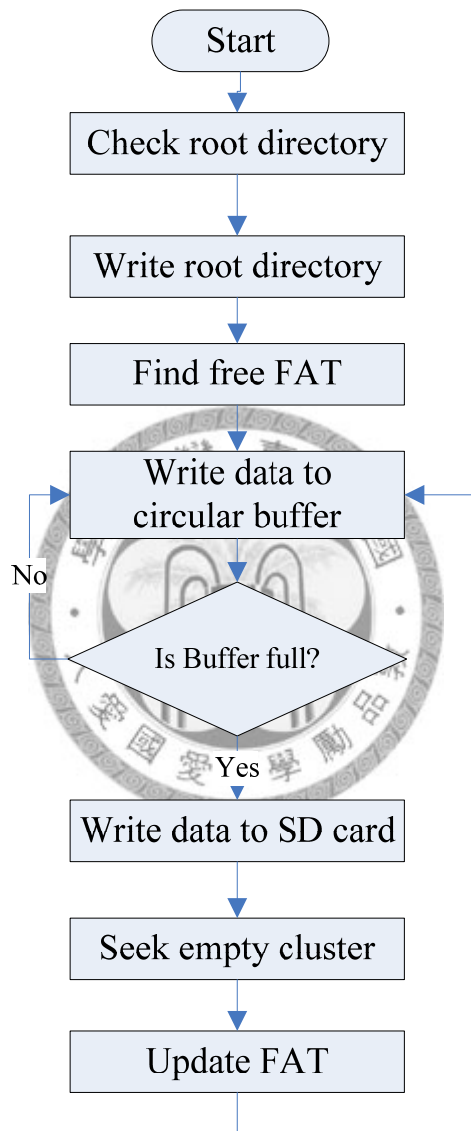
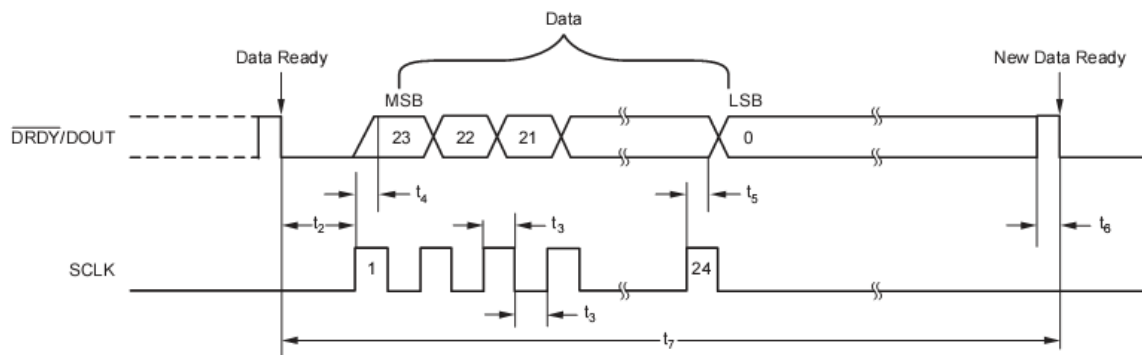


圖 13 FAT16 檔案寫入流程圖

3.3 韌體架構

韌體的流程為當電源開啟時 MSP430 為先做初始化，接著初始化 ADS1224 與 MSP430 的傳輸埠。內建的 Timer A 模組每 1ms 檢查 SD card 是否插入，若 SD card 已放入則開始做 SD card 初始化。

MSP430 與 ADS1224 傳輸的初始化會開啟 MSP430 的 SPI 模組與 Pin 2 接腳的負緣中斷。圖 14 得知 t_7 指示的轉換時間為取樣率的倒數，在此我們設計取樣率為 240 sps 計算得出 t_7 為 4.17 ms，表示在這段期間內須完成所有資料傳輸動作。在資料轉換開始前，ADS1224 的 DOUT 腳會先將準位拉至低態表示內部已做好資料傳輸的準備。我們利用此特性將 DOUT 接腳連接至 MSP430 的 Pin 2 做負緣中斷，偵測 ADS1224 是否已在傳輸準備狀態。在中斷函式內對這顆 ADS1224 送出 25 個串列時脈(Serial Clock, SCLK)，其中 24 個串列時脈是要求 ADS1224 做 24 bits 的資料回應，另一個串列時脈可以讓輸出準位拉至高態以利下次負緣中斷。



SYMBOL	DESCRIPTION	MIN	MAX	UNITS
t_2	DRDY/DOUT low to first SCLK rising edge	0		ns
t_3	SCLK positive or negative pulse width	100		ns
$t_4^{(1)}$	SCLK rising edge to new data bit valid: propagation delay		50	ns
t_5	SCLK rising edge to old data bit valid: hold time	0		ns
$t_6^{(1)}$	Data updating; no readback allowed	48		μ s
$t_7^{(1)}$	Conversion time (1/data rate)	8.32	8.32	ms

(1) Values given for $f_{CLK} = 2\text{MHz}$. For different f_{CLK} frequencies, scale proportional to CLK period.

圖 14 ADS1224 的資料存取時間示意圖[16]

在各 SD card 的初始化與 MSP430 對 ADS1224 傳輸的初始化完成後，按下記錄用開關，此時會對 SD card 內部的檔案初始化，掃描 FAT 表找出空的叢集，致能 ADC。完成這些步驟後儀器會開始記錄。記錄時，MSP430 會將 ADC 轉換後的資料放至 Circular Buffer，並以 Timer A 每 1ms 將檔案寫至 Circular Buffer 並檢查 Buffer 是否已滿，若已達到 512 bytes 會將資料寫入至 SD card 內部。直到操作者再度按下記錄用開關，ADC 動作結束並更新 FAT 表與根目錄表，MSP430 進入省電模式。綜合以上的說明，完整的韌體流程如圖 15 所示：

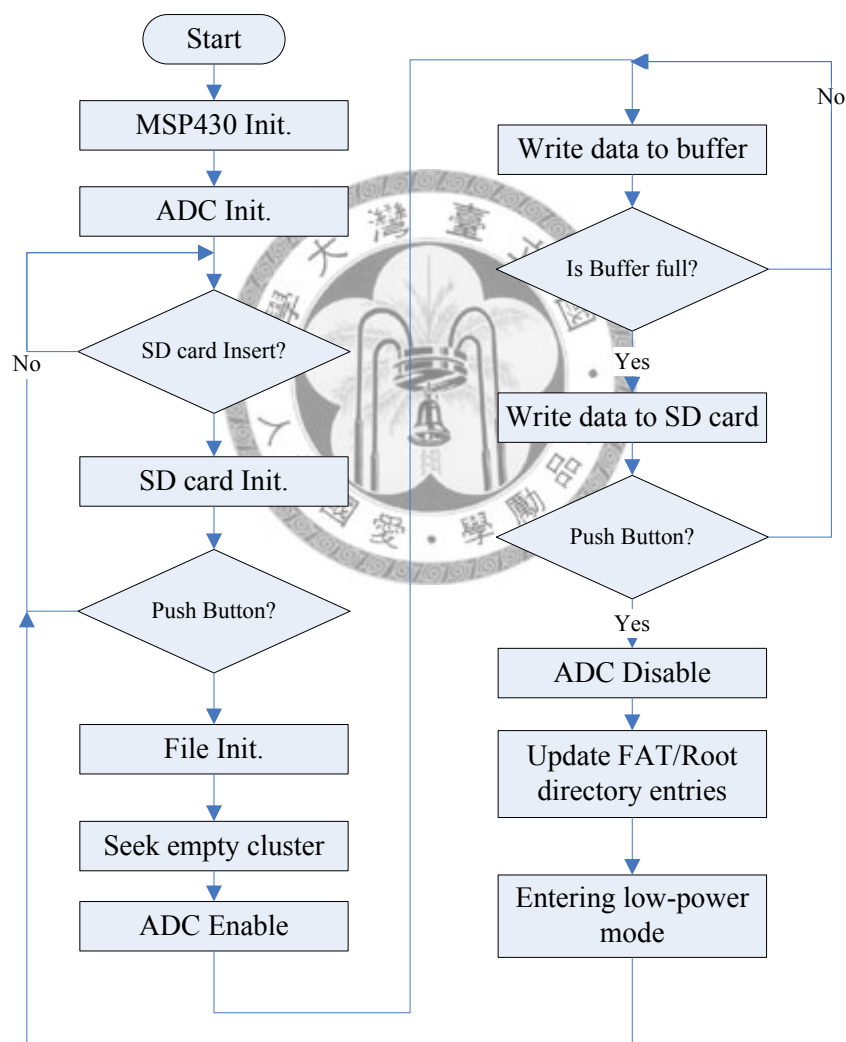


圖 15 韌體流程圖

生理訊號分析儀製作成果

目前新設計儀器已完成，並通過台大醫院醫學工程部—醫療器材實驗室 IEC 60601-1 的醫電設備電性安全測試，確定貼於體表的電極片不會產生對人體傷害的電流。本系統的實際大小為 7.5 cm × 12 cm × 3 cm。



圖 16 自行研發的生理訊號分析儀



圖 17 側面觀(含電極線)

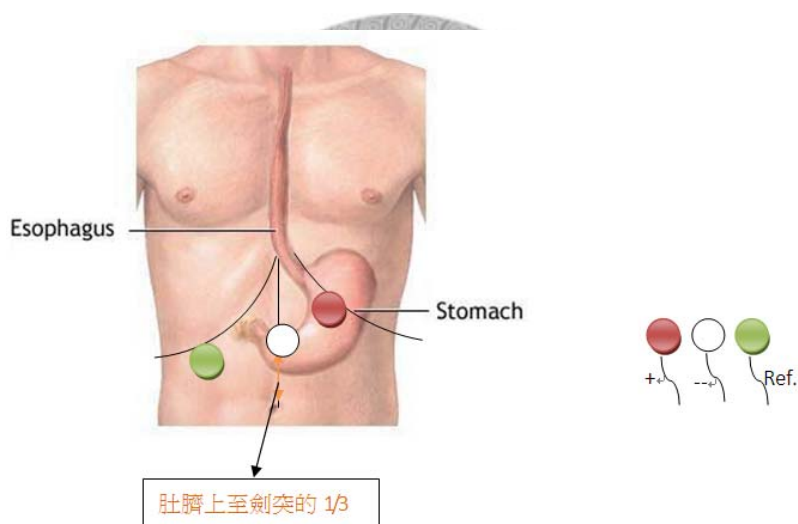


圖 18 電極貼片位置

量測操作步驟:

1. 受測者躺平，依上圖 18 將電極貼片位置擦拭酒精，接上訊號線。
2. 儀器接上訊號線。依照圖 16 將 SD card 插入(b)，打開總開關(c)往下扳，此時會看到(d)的指示燈會亮。按下記錄用開關(e)，此時燈會快速閃爍表示機器正在做初始化。約七八秒後燈會開始以五秒一次的慢速閃爍表示機器已開始記錄。當記錄完畢時，再按下記錄用開關(e)，燈會持續亮著不再閃爍表示已儲存成功。

第四章 訊號分析

圖 19 是從我們的儀器取得的原始訊號，從圖上可看到數個突波的部份是心電圖訊號的 R 波，中間帶有低頻的曲線是呼吸訊號造成的漂移。而 2000~2060 秒裡出現的三個周期訊號則是胃慢波。

而我們的目標是將下圖 19 從腹部取得的單一訊號源，利用 FIR 數位濾波器，從中萃取心電圖、呼吸訊號與胃電圖。分離方法如圖 20 所示，從我們的儀器擷取到的生理訊號利用帶通濾波器(Bandpass filtering)，接著透過 Baseline wandering fitting 濾除心電圖的基頻雜訊。胃電圖的訊號的取得則是將原始訊號透過重新取樣至 1Hz，並經過 0.015~0.3Hz 的帶通濾波器。呼吸訊號則需經過兩次的降低取樣率與分別由低、高通濾波器處理取得。

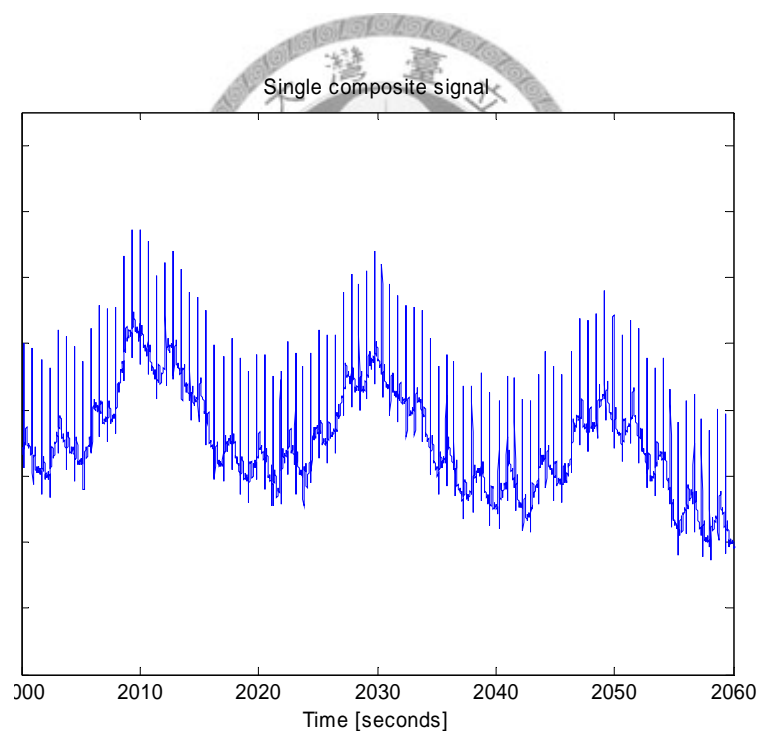


圖 19 從腹部取得的單一訊號源

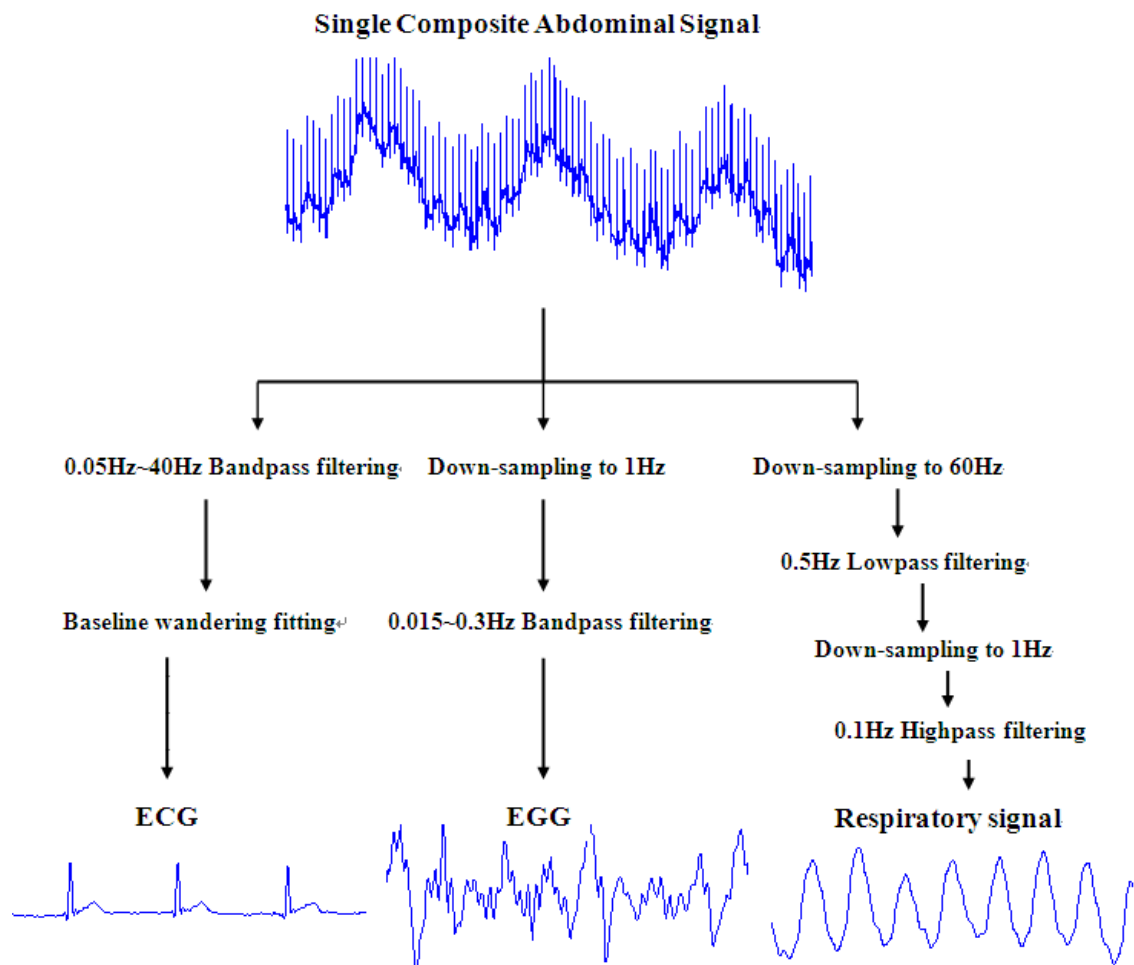


圖 20 單一訊號源分離流程圖

4.1 數位濾波器

在過去的生理訊號儀器設計中為了濾除雜訊，常會使用類比濾波器來解決雜訊的問題。而類比濾波器的設計通常使用被動或主動元件，這會增加電路板的使用面積及佈線的複雜度，電路板的面積會增加雜訊干擾的機會。電子元件的老化、電源供應或溫度變異等都會使系統變得不穩定。尤其是低頻的生理訊號在類比電路中很容易就失真。數位濾波器的功能上與類比濾波器相同，但容易在電腦上實現且正確性高的特色，使它能被廣泛的應用在各種訊號處理上。

數位濾波器可分為有限脈衝響應(Finite Impulse Response , FIR)與無限脈衝響應(Infinite Impulse Response , IIR)。有限脈衝響應指有暫態或初始狀態於系統的輸出效應。如圖 21 所示，濾波器為一組延遲狀態(delay stage)與步階權重(tap weight)所組成。其差分方程式與轉移函數如下所示：

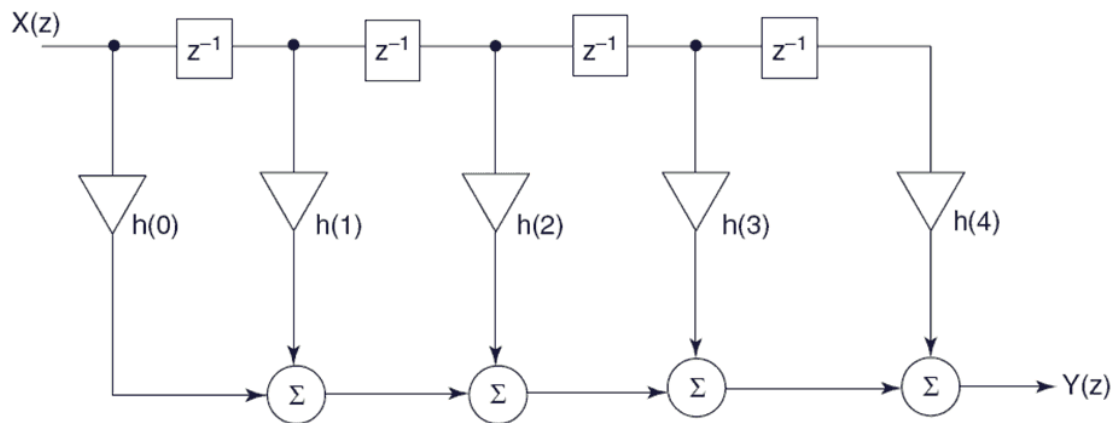


圖 21 FIR 濾波器結構

$$y(nT) = \sum_{k=0}^N h_k x(nT - kT)$$

$$H(z) = h_0 + h_1 z^{-1} + h_2 z^{-2} + \dots + h_N z^{-N}$$

有限脈衝響應常被設計成沒有回授的，亦即與輸出無關。輸出是由現在與過去的輸入資料而定。這表示有限脈衝響應濾波器的系統較穩定，只要輸入固定，輸出也是固定的，這使得它很容易被設計。且有很多方式可以設計為符合所需的頻率與相位響應。因此本系統將濾波的部份放置在電腦後端處理，並採用有限脈衝響應(Finite Impulse Response, FIR) 取代類比式的濾波電路。

數位濾波器的使用會依照欲分離的訊號特性，各別設計適當的濾波頻段與階數。FIR 濾波的設計我們採用 Matlab 內建的 Filter Design & Analysis Tool，模擬輸入的濾波模型，最後得到的濾波器係數再與原始訊號 Convolution 以求得濾波後的訊號。Convolution 的數學表示式如下：

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

上式的 $h[k]$ 為系統的脈衝響應， $x[n]$ 為輸入的訊號， $y[n]$ 為系統的輸出訊號。



4.2 心電圖分析

為了在單一訊號源裡取出心電圖訊號，我們需將取得的原始訊號透過 FIR 數位濾波，為了保留 0.05 Hz 的 P 波特徵將濾波頻段設計為 0.05~40Hz。但由我們的測試結果發現若低頻截止頻率(Cutoff frequency) 設計在 0.05Hz，即使階數高達 200 階，在 0.05Hz 的振幅也只衰減為-0.4 dB (0.95 倍)如圖 22。若低頻截止頻率改為 1Hz，階數只需 68 階就能達到-3 dB (0.7 倍)如圖 23。而-3dB 是一般定義的頻率響應範圍，在此我們就已 1~40Hz 的濾波頻段與 68 階的濾波器當作是心電圖的濾波最佳參數。

頻率響應

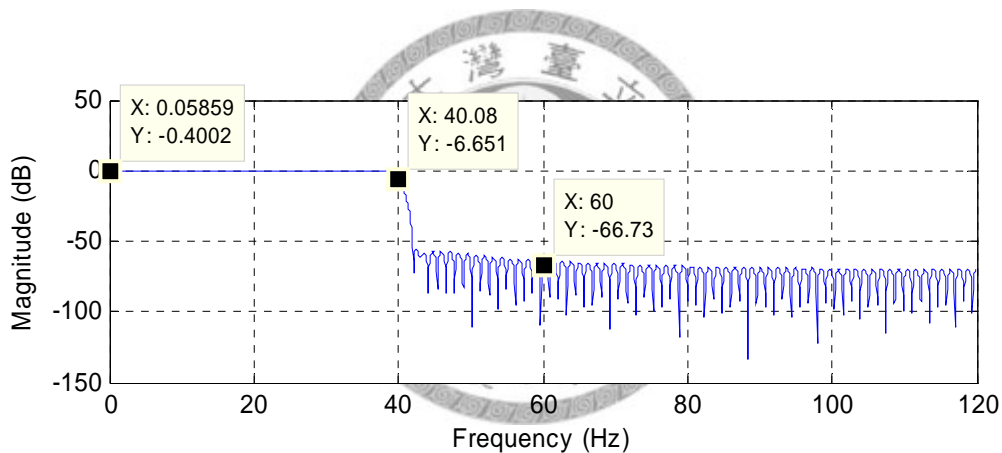


圖 22 濾波頻段為 0.05~40Hz，濾波階數為 200 階的頻率響應圖

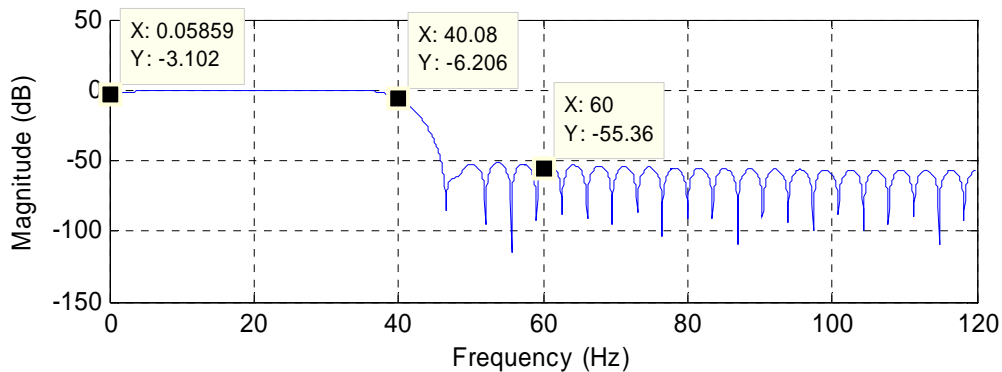


圖 23 濾波頻段為 1~40Hz，濾波階數為 68 階的頻率響應圖

圖 24 為原訊號經由濾波頻段 1~40Hz，濾波階數為 68 階的結果。但從圖來看訊號源只透過數位濾波仍會帶有明顯的基線漂移。為了解決基線漂移的問題，我們參考了文獻 2007 年 V. S. Chouhan 為了取得精確的 R 波。利用 Baseline wandering fitting 演算法修正心電圖訊號的基線漂移

利用計算周期訊號的中位數及 4 階多項式差分(4th degree polynomial)求得漂移的基線。在我們的分析裡除了要精準的 R 波來與市售儀器驗證外，也希望萃取的心電圖能提供醫護人員方便觀測，所以在分析過程中加入 Baseline wandering fitting 的步驟。

在 V. S. Chouhan 提出的演算法流程中先估計訊號的周期當作視窗長度，以一個固定的視窗長度找出中位數。但在我們的分析裡先使用 Pan-Tompkins 演算法[7]求得 R 波，計算 R-R interval 序列當作視窗長度。再求出視窗內的中位數並以 Cubic Spline interpolation 取代 4th degree polynomial interpolation。因為由我們的實驗方發現 Cubic Spline interpolation 的做法在基頻漂移的動態範圍大的狀況下，仍有很好的效果。

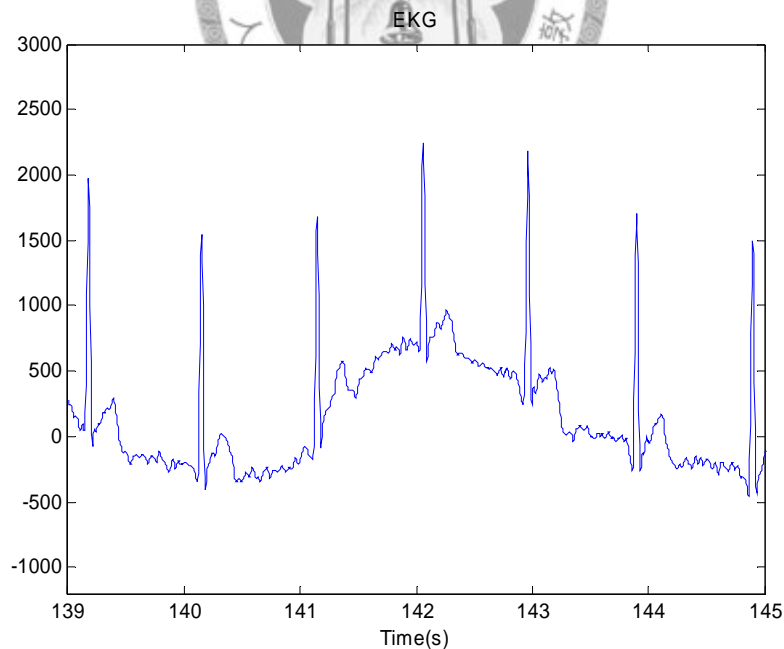


圖 24 經頻段 1~40Hz，濾波階數為 68 階濾波後的訊號

以下說明 Pan-Tompkins 演算法求得心電圖 R 波的步驟:

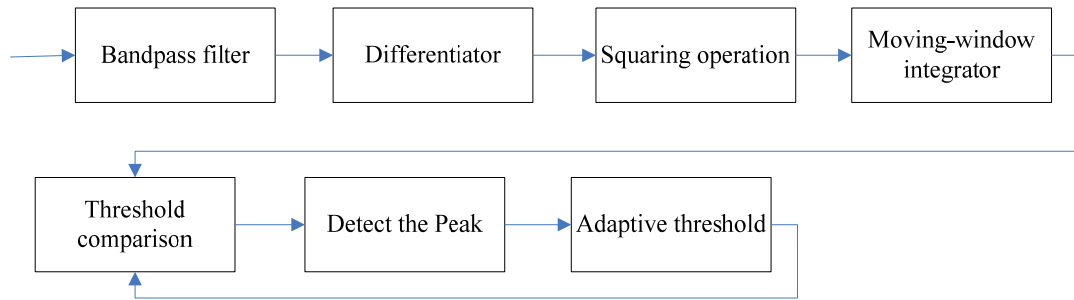


圖 25 Pan-Tompkins 演算法求得 R 波流程圖

(1) 濾波(Bandpass filter):

我們使用 Matlab 軟體進行 FIR 數位濾波，濾波頻段為 0.05~40Hz，測試結果最佳的濾波階數為 60 階。

(2) 微分(Differentiator):

將濾波後的訊號做微分可強化高頻部份，如 R peak。

(3) 平方(Squaring operation):

(4) 移動視窗平均化(Moving-window integrator):

我們以 8 個取樣點約 33 ms 為 moving window，做移動視窗平均。

(5) 動態閾值比較(Threshold comparison):

比較大於閾值以上的訊號，取得原訊號中的最大值判定為 R 波。將該點的平滑訊號振幅乘以 0.1 加上原有的閾值的 0.8 倍做為新的閾值，此為動態閾值計算方式。

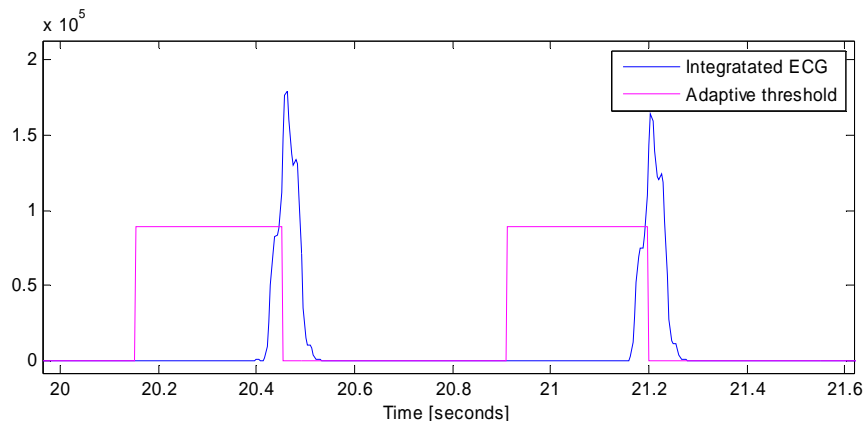


圖 26 動態閾值取 R 波

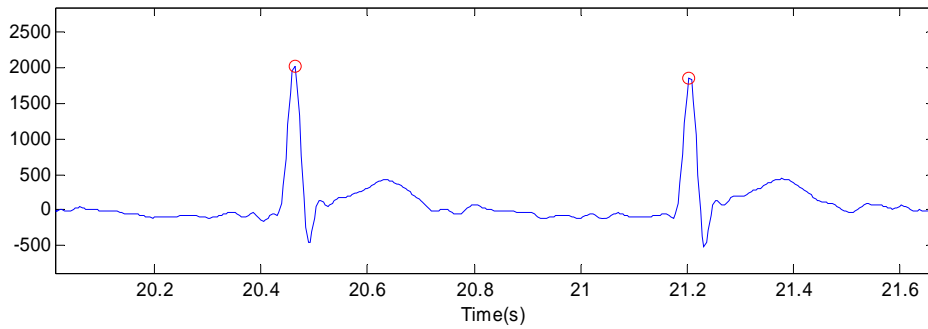


圖 27 偵測 R 波(以紅色圓圈標示)

基線漂移修正(Baseline wandering fitting):

1. 將上述濾波後的訊號，利用 Pan-Tompkins 演算法求得心電圖 R 波，計算各個 R 波間期得到的 R-R interval 序列，將此序列當作動態的視窗。
2. 計算時每次移動一個視窗長度，搜尋視窗內的中位數直至整段波型都計算完。將中位數計算的點透過 Cubic Spline interpolation 重新求得連續曲線，如下公式。此連線視為心電圖訊號的基線(Baseline)。

$$s = \alpha_0(n) + \alpha_1(n)(t - nT_s) + \alpha_2(n)(t - nT_s)^2 + \alpha_3(n)(n - nT_s)^3$$

$$nT_s \leq n < (n+1) \times T_s$$

其中， $\alpha_0 \sim \alpha_3$ 為多項式係數， T_s 為重新取樣的時間間距。利用 Cubic Spline 在非等時距取樣的週期長度變異間補點，重新建構相似的連續訊號。

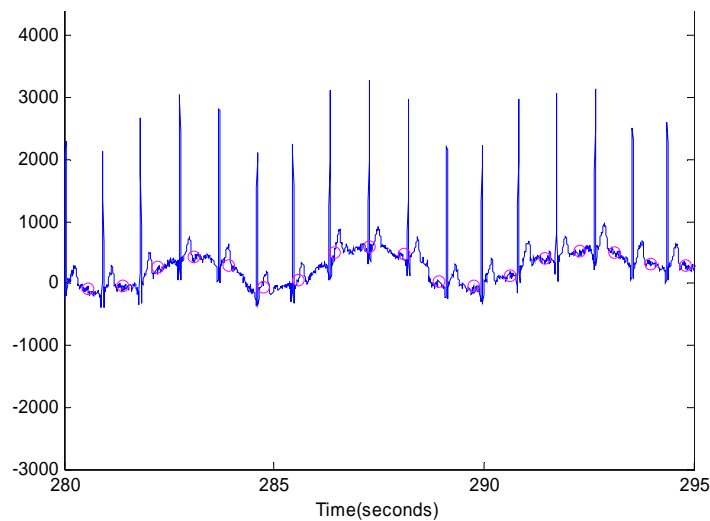


圖 28 計算在視窗內的中位數

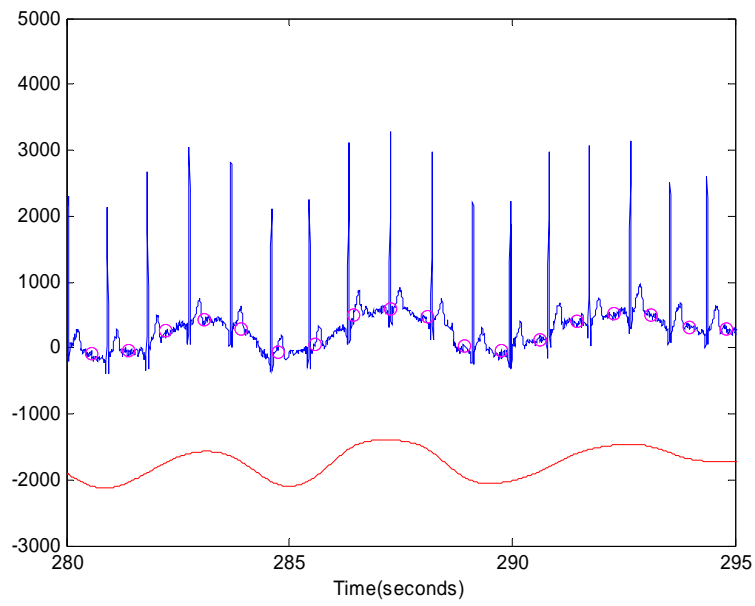


圖 29 將中位數透過 cubic spline 重新差分後的線(圖下紅線的部份)

3. 將原訊號減去求得的基線以修正漂移的心電圖訊號。

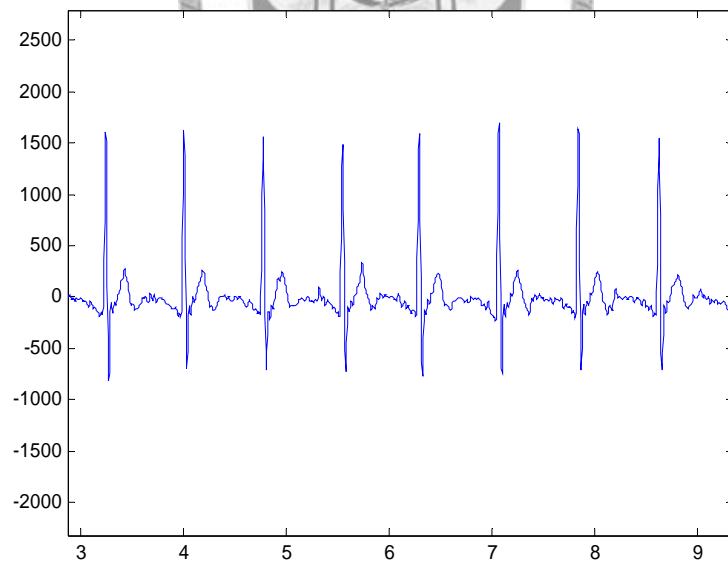


圖 30 修正後的心電圖訊號

4.3 胃電圖分析

胃電圖屬於低頻訊號，原取樣率 240Hz 對胃電圖來說過大，這會影響到後面的濾波效果。因此在做 FIR 濾波前先重新取樣至 1Hz，再將取樣後的訊號透過 FIR 數位濾波，其濾波頻段為 0.015~0.3Hz，測試結果最佳的濾波階數為 82 階。

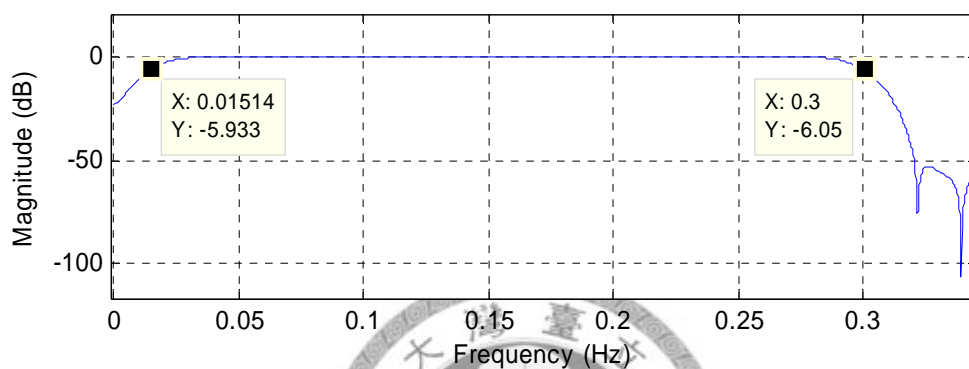


圖 31 濾波頻段為 0.015~0.3Hz，濾波階數為 82 階的頻率響應圖

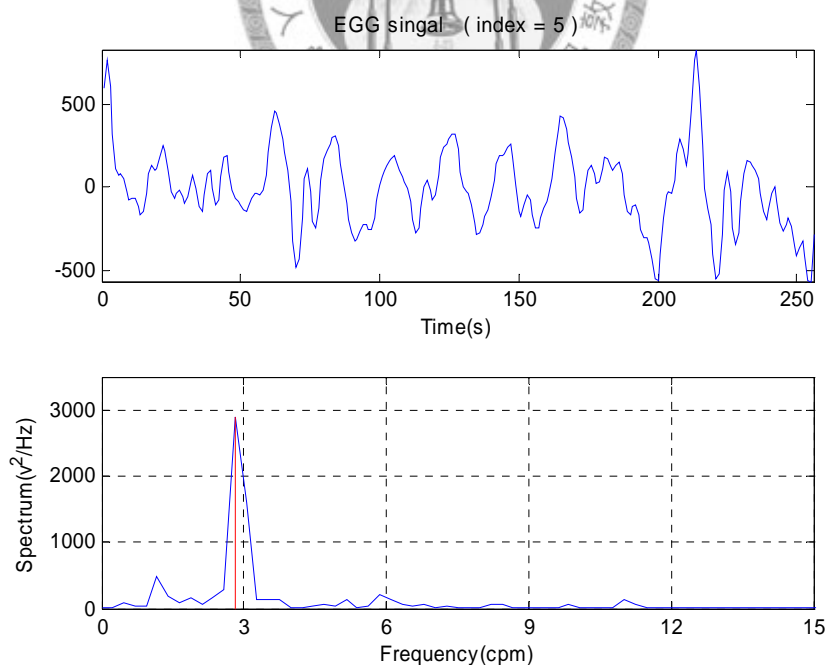


圖 32 經頻段 0.015~0.3Hz，濾波階數為 82 階濾波後的訊號。

上圖為濾波後的訊號，下圖為頻譜圖。

4.4 呼吸訊號分析

呼吸訊號屬於中低頻訊號，同樣的 240Hz 的取樣率對於呼吸訊號仍太大，且我們要處理的頻段範圍在低頻，若直接以該取樣率做濾波不會有很好的頻率響應。因此在濾波前先降低取樣率重新取樣至 60Hz，並對取樣後的訊號進行低通濾波。呼吸訊號的處理重點在於將 0.5Hz 以上的高頻心電圖訊號濾除，從中萃取較低頻的呼吸訊號。一般正常人呼吸與心跳速率為一比四。各個年齡正常呼吸速率為：出生時 30~40 beats / minute，一歲時為 26~30 beats / minute，青年時 20 beats / minute，成人為 16~20 beats / minute，老年人為 14~16 beats / minute。我們的系統暫以幼童至老年人為設計目標，將每分鐘的呼吸訊號估為 30 下以內，因此系統以一個 FIR 低通濾波器，濾波頻段為 0.5 Hz，測試結果最佳的濾波階數為 85 階如圖 33。

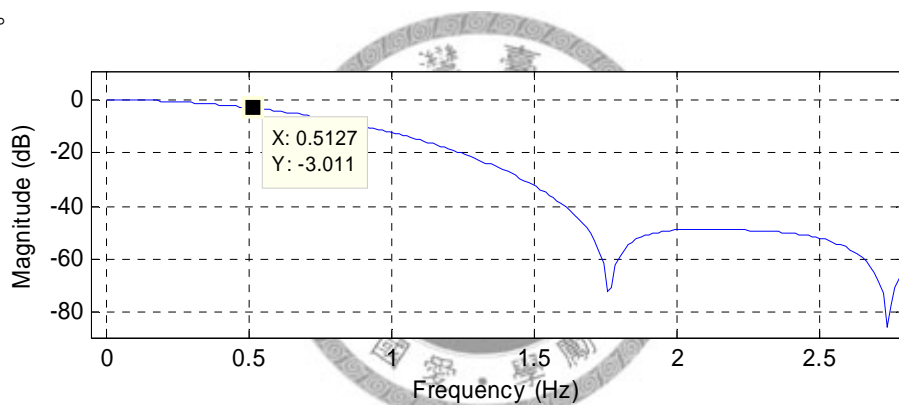


圖 33 低通濾波器，截止頻率為 0.5Hz，濾波階數為 85 階的頻率響應圖

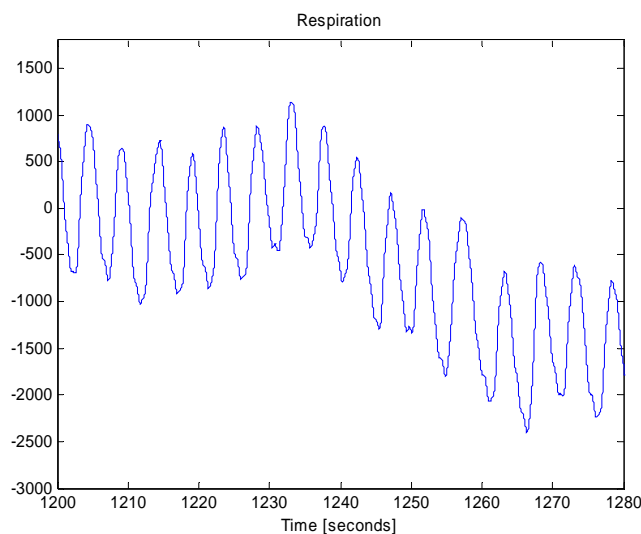


圖 34 經低通濾波器，濾波階數為 68 階處理後的訊號

從上圖 34 濾波後的呼吸訊號可看出有更低頻的雜訊影響，我們在前面的步驟中不直接以取樣率 60Hz 的訊號做高通濾波的原因在於我們接下來要處理的低頻漂移訊號在 0.1 Hz 以下。同樣的 60 Hz 取樣率不適合處理 0.1 Hz 頻段的訊號，所以我們再次取樣至 4Hz，並以截止頻率為 0.5 Hz 的高通濾波器處理，測試結果最佳的濾波階數為 65 階如圖 35。

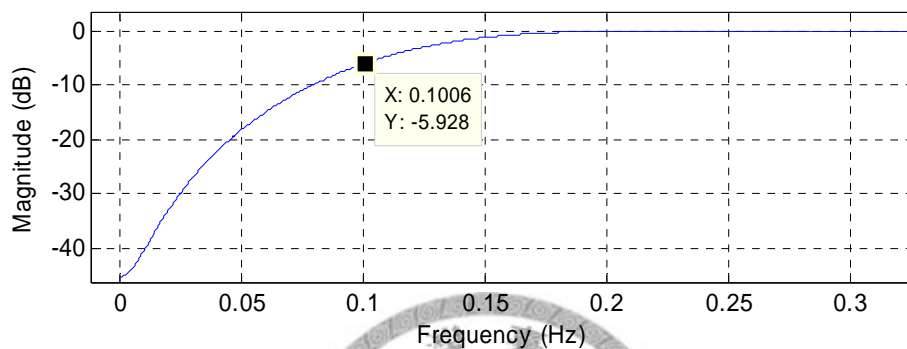


圖 35 高通濾波器，截止頻率為 0.1Hz，濾波階數為 65 階的頻率響應圖

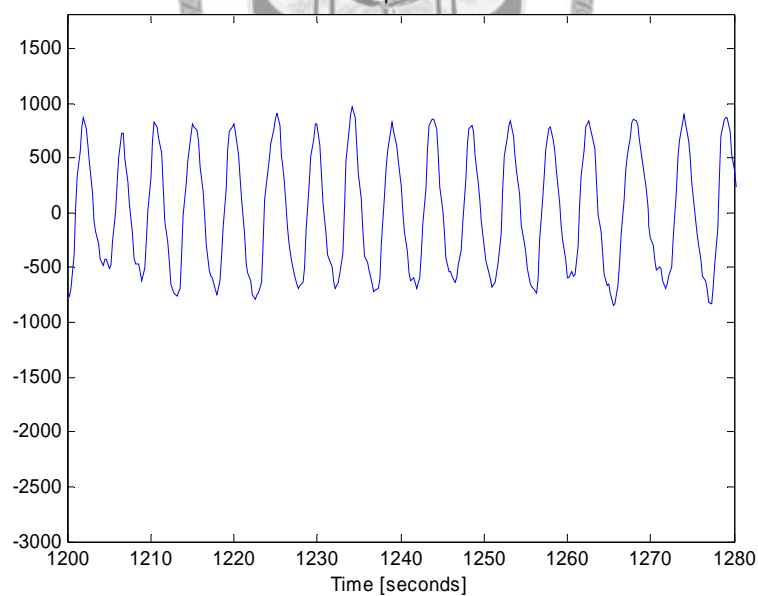


圖 36 再次取樣至 4Hz 後經高通濾波器處理後的訊號。

4.5 人機介面

為了方便操作人員的分析，設計一個完整的使用者介面。軟體支援單一訊號源分離三種生理訊號的分析，或多通道不同取樣率的訊號分析。另外此分析軟體可以調整數位濾波的頻段與階數的設定。輸出方面也有 R-R interval 的平均值與 Heart rate variability 在時域與頻域的顯示以及胃電圖頻譜參數的記錄。這些參數也可以匯出至文字檔以方便做事後統計。

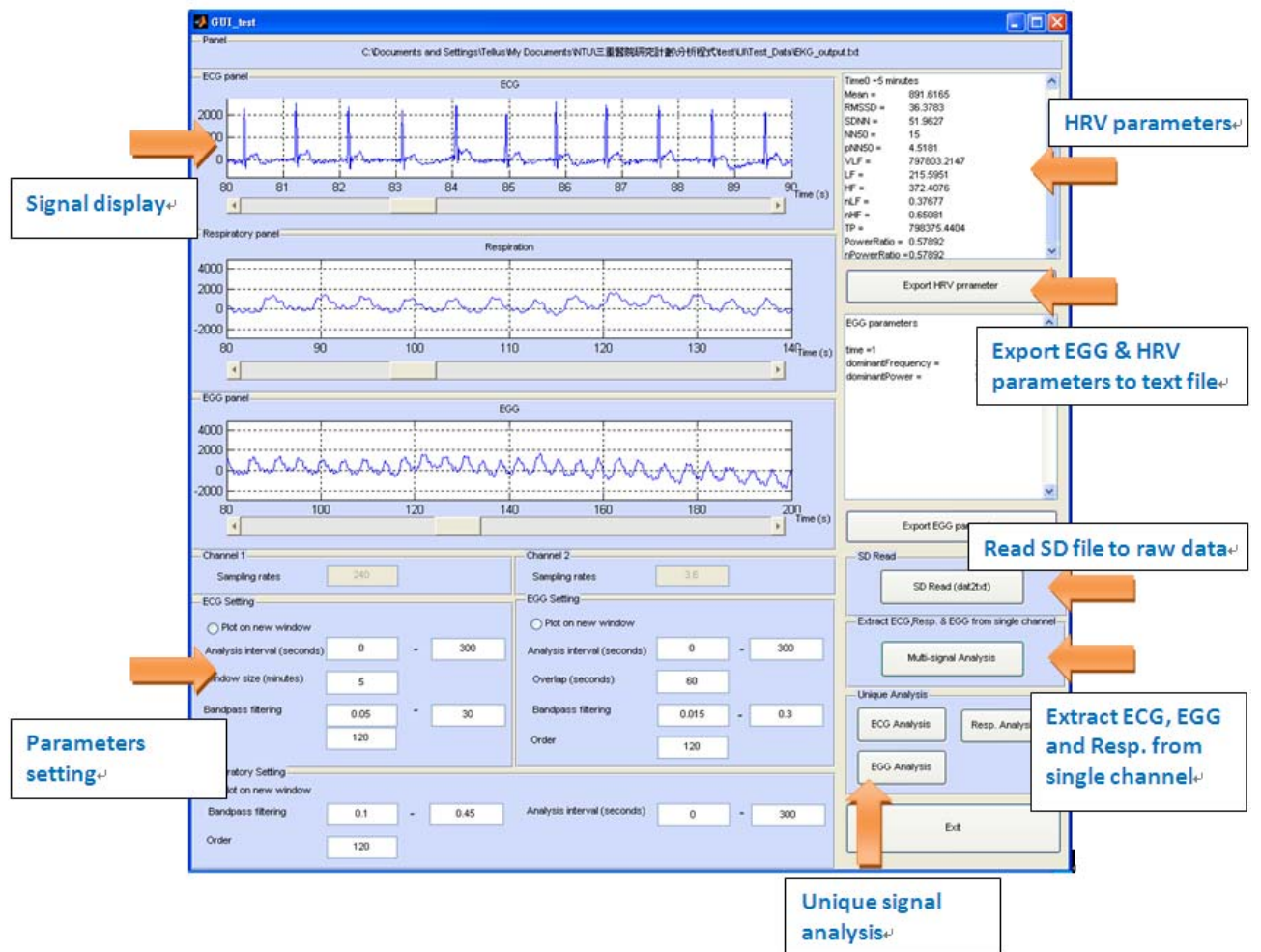


圖 37 分析用人機介面

第五章 驗證實驗

5.1 實驗設計

本研究為非侵入性實驗，考量到胃電訊號振幅相對於心電圖與呼吸訊號來說較小，我們將電極貼片放置人體腹部從中萃取出這三種生理訊號。每個生理訊號使用相對應的臨床用儀器做驗證，我們利用 Micro-Star Inc. 的 MyECG E3-80 來驗證心電圖。Medical Measurement Systems B.V. 的 UPS-2020 來驗證胃電圖訊號，及 Respirationics California Inc. 的 CO₂SMO® 來驗證呼吸頻率。而驗證的方法皆採用 Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient) 計算相關係數並求得參數的平均值、標準差與 95% 區間的上下界。我們每位受測者量測的時間總長為一小時，分析時間也以一小時為單位。但為了考慮到短時間下是否也有很好的準確性，我們隨機取幾位受測者將一小時的資料做切割進行短時間的分析。在心電圖的部份，我們共有 17 位的受測者記錄長度皆為一小時，利用 Pan-Tompkins 演算法求得 R-R interval，比較臨床用與我們的儀器的相關性。在短時間方面隨機取 3 位受測者各一小時的心電圖訊號以 5 分鐘為區段做分析，觀察以 5 分鐘為單位的相關度變化。胃電圖的部份我們共取得 10 位受測者各一小時的訊號，利用 FFT 計算主頻帶能量 (dominant power)，比較一小時的相關性，另外隨機取 3 位受測者以 20 分鐘為單位進行短時間的相關度比較。在呼吸證驗的部份我們取得 10 位的受測者各一小時的訊號，以每 5 分鐘為單位計算 1 分鐘的平均呼吸次數 (breath per minute) 進行相關性驗證。因呼吸訊號已使用 5 分鐘的短時間分析，一小時資料數只有十二筆，故呼吸證驗的部份不再加入更短時間的驗證。

我們的胃電圖儀器與呼吸監測器是分別跟台中榮民總醫院腸胃科，與台大醫院胸腔科借用，由於儀器該單位平時仍在無法同時借回台北操作。因此，胃電圖與呼吸訊號會分開量測，但都會與心電圖做同步記錄。以下為受試者的選擇條件：

納入條件：

受試者必須為 20~30 歲的健康人方能參加本研究。

排除條件：

患有心臟、腸胃疾病者，或受測前一天服用會影響心臟、腸胃相關藥物，精神狀態不佳的情形，不能參加本研究。

試驗方法與程序

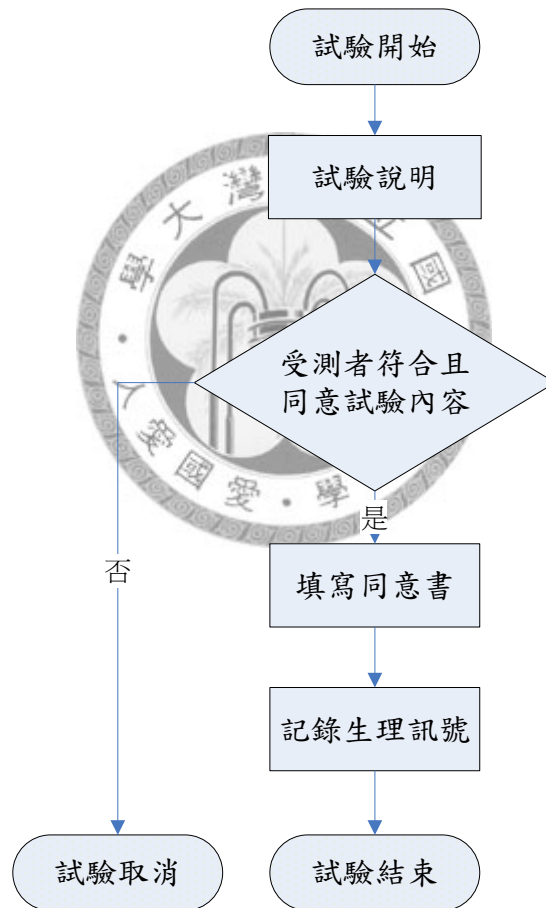


圖 38 試驗流程圖

統計分析方法:

驗證臨床用與我們自行研發的儀器皆採用以下的相關性分析。得到的相關性係數 r ， r 值會介於 $-1 \sim 1$ 之間，若值為 1 為完全正相關，值為 -1 為完全負相關。若為 0 則為無相關。

Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient):

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y}$$

$$S_x^2 = N^{-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2$$

$$S_y^2 = N^{-1} \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2$$

$$S_{xy} = N^{-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$$

x 、 y 為兩組輸入參數， \bar{x} 與 \bar{y} 是參數的平均值。 N 為參數的總個數。

上述公式我們利用 SPSS 11.5 統計軟體實現。Pearson 積差相關結果採用雙尾檢定，若 $p < 0.05$ 表示可以拒絕虛無假設且兩筆數據具有正相關($r > 0$)或負相關($r < 0$)的特性。此外我們也提供資料的 95% 的信心區間、平均值與標準差。

5.1.1 驗證儀器介紹

(1) 心電圖臨床用驗證儀器：

儀器名稱： MyECG E3-80

公司名稱： Micro-Star Int'l Co.,Ltd

產地： Taipei, Taiwan

通過認證：

- Taiwan Department of Health, Medical Device Certificate # 002195
- CE Certificate # 2007-OSL-MDD-0030
- FDA 510(k) K071085
- ISO9001, ISO13485



圖 39 MyECG E3-80

(2) 胃電圖臨床用驗證儀器：

儀器名稱： UPS-2020

公司名稱： Medical Measurement Systems B.V.

產地： Enschede, Netherlands

通過認證：

- FDA 510(k) K920664



圖 40 UPS-2020

(3) 呼吸訊號臨床用驗證儀器:

儀器名稱: CO₂SMO®

公司名稱: Respirationics California Inc.

產地: Carlsband, CA, USA

通過認證:

- Taiwan Department of Health, Medical Device Certificate # 016993
- FDA 510(k) K963380
- CE Certificate #0086



圖 41 CO₂SMO®

5.2.2 胃電圖與心電圖驗證步驟

1. 實驗前會先確認是否符合受測條件。實驗當天也會檢查受測者是否有發生睡眠不足或精神狀態不佳的情況，若有則取消該次實驗。在胃電圖與心電圖驗證的實驗裡因連接的電極線較多，受測者應躺平休息。量測途中病人若感到不適皆可當場中止實驗。
2. 首先在胃電圖的實驗裡，為了讓我們臨床用機器與我們自行研發的儀器取得同樣訊號源，我們修改貼片的連接部份使一張貼片可以同時接兩條電極線(如下圖 42)，此方法是為了確保訊號的來源相同。



圖 42 多接點電極貼片改良

3. 臨床用胃電圖機與自行開發的儀器的電極貼法如下圖 43 所示：我們的儀器使用三個貼片分別為圖中的紅色(正極)、白色(負極)與綠色(參考電極)。臨床用儀器也分為三個電極分別是圖中的黃色(CH1)、藍色(CH2)與黑色(參考電極)。其中負端(白色)與 CH2(藍色)一同貼於肚臍至劍突約三分之一的位置。正端(紅色)與 CH1(黃色)貼於約負端左上方 45° 肋骨下緣。參考電極(綠色、黑色)貼於腹部右側。

4. 臨床用心電圖機的電極貼法依使用手冊，可分為三個電極 E1(正極)貼於左肋骨下緣，E2(負極)貼於右鎖骨下緣，ER(參考電極)貼於左胸。

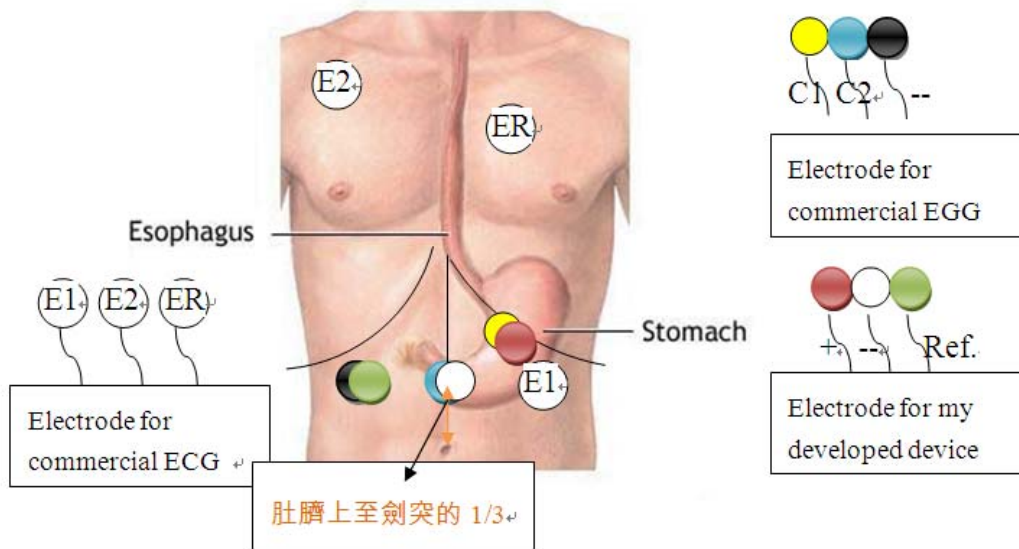


圖 43 電極貼片位置

5. 記錄時間為一小時，取得的訊號經過基線漂移修正與濾波後得到我們需要的心電圖訊號。接著利用 Pan-Tompkins 演算法求得的 R-R interval 序列與臨床用儀器測得的結果做相關性驗證。在短時間驗證方面，我們隨機取 3 位受測者各一小時的心電圖訊號以 5 分鐘為區段做分析，觀察以 5 分鐘為單位的相關度變化。
6. 胃電圖的部份為了與商用軟體做比較，將取得的原始訊號以 256 秒為視窗大小，每次移動 60 秒將該段的胃電圖訊號重新取樣至 1Hz，取樣方式採用 Cubic spline 內插法來達成。並進行 FIR 數位濾波，濾波頻段為 0.015~0.3Hz，測試結果最佳的濾波階數為 82 階。然後以取樣點數 1024 點經快速傅立葉轉換(Fast Fourier)，乘上 Hamming window 後求得功率頻譜。並計算以下的參數：
- (1) Dominant frequency: 介於 0.5~9cpm 的主峰頻率
 - (2) Dominant power: Dominant frequency 的 power
 - (3) The percentage of normal slow wave: 累加 2~4cpm 的總能量

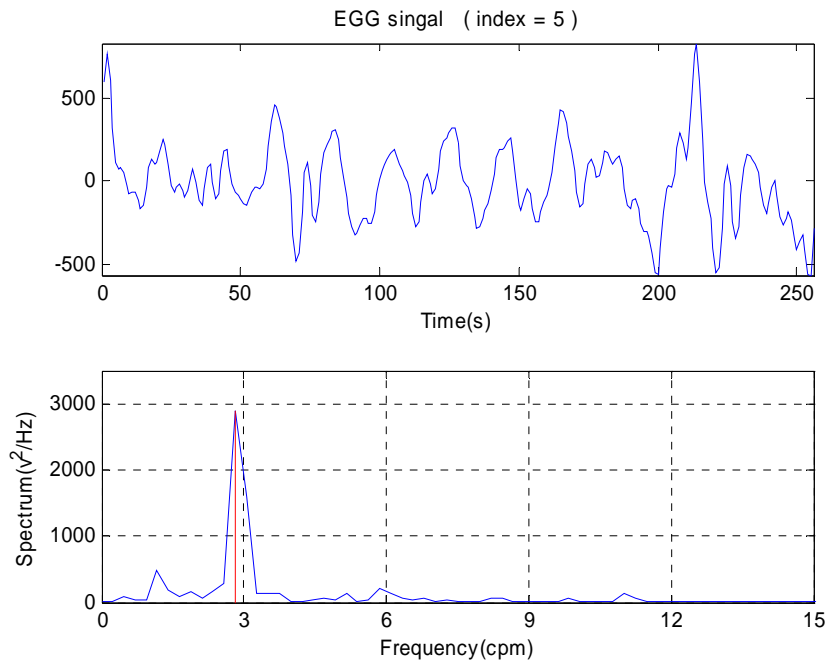


圖 44 上圖為濾波處理後的 256 秒胃電圖訊號。下圖為頻譜圖，紅線部份為系統辨識的 dominant frequency。

7. 處理後的胃電圖訊號以一小時為單位，將上述求得的 dominant power 與商用軟體做相關性驗證。另外，我們隨機取 3 位受測者以 20 分鐘為單位進行短時間的相關性比較。

5.2.3 呼吸訊號與心電圖驗證步驟

1. 實驗前會先確認是否符合受測條件。實驗當天也會檢查受測者是否有發生睡眠不足或精神狀態不佳的情況，若有則取消該次實驗。
2. 在呼吸的驗證部份需要受測者同時戴上呼吸器面罩。總受測時間為一小時，受測期間需坐著閉眼休息並保持正常的呼吸。實驗前會先確認受測者的健康狀態，如有發生睡眠不足或精神狀態不佳的情況，會取消此次實驗。在受測時，病人若感到不適皆可當場中止實驗。
3. 臨床用心電圖機與自行開發的儀器的電極貼法與上面所述相同。但不需要貼胃電圖貼片及貼片接點不需要使用多電極接點的設計。

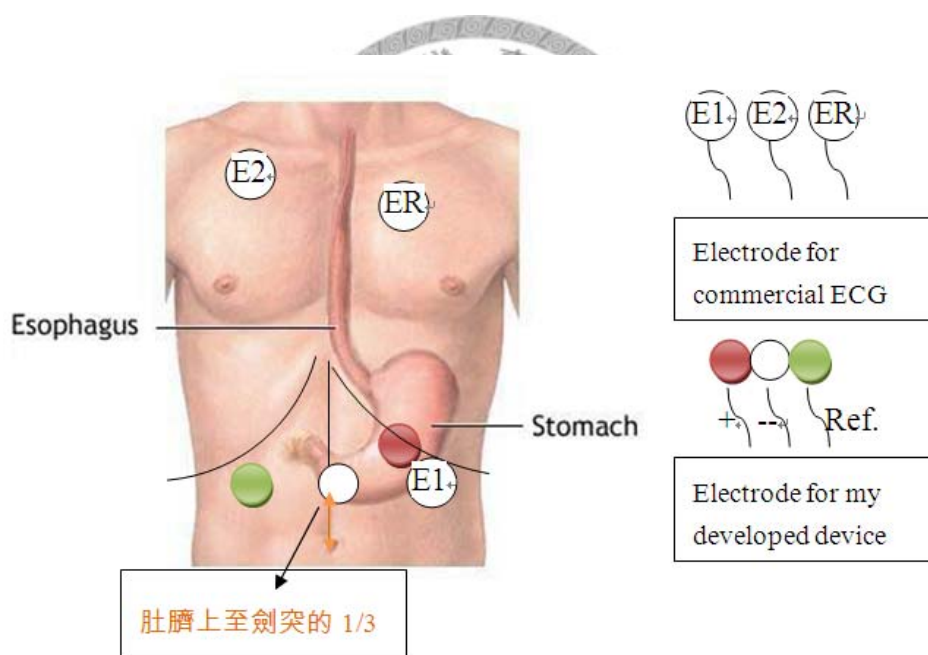


圖 45 電極貼片位置

4. 心電圖的驗證如上 4.2.2 節所示，同樣在長時間以一小時為單位與商用軟體比較，短時間則以 5 分鐘為一區段做驗證。
5. 呼吸訊號的驗證，以每 5 分鐘為單位計算 1 分鐘的平均呼吸次數(breath per minute)，接者進行相關性驗證。

5.2 驗證結果

5.2.1 心電圖驗證

心電圖驗證利用一台臨床用儀器—微星 MyECG E3-80 與我們設計的儀器比較。量測心電圖一小時，取得所有的 R-R interval 並代入 Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient) 計算其相關係數。其結果如下：

心電圖的長時間驗證—1 小時：

表 6 為 17 位受測者將量測一小時的訊號，經過我們的訊號處理後取得的 R-R interval 與商用軟體做相關性驗證。在 17 位的受測者裡由我們設計的儀器測得的 R-R interval 平均值範圍落在 686.72ms – 984.70ms，臨床用儀器測得的平均值範圍在 685.54ms – 983.05ms。由相關性分析測得的結果落在 0.995 – 0.999 ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。

表 6 受測者 ECG001-ECG010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的 R-R interval 平均值的比較，與兩者相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG001	787.85 ± 53.99	787.85 ± 53.99	0.995*
95% CI	786.28, 789.41	789.41, 787.94	
ECG002	931.48 ± 75.45	929.92 ± 75.69	0.997*
95% CI	929.10, 933.86	927.54, 932.31	
ECG003	792.69 ± 62.43	791.34 ± 692.62	0.997*
95% CI	790.88, 794.51	789.52, 793.17	
ECG004	702.30 ± 56.38	701.13 ± 56.50	0.996*
95% CI	700.76, 703.85	699.58, 702.67	
ECG005	762.27 ± 92.80	760.97 ± 93.00	0.999*
95% CI	759.62, 764.91	758.32, 763.62	
ECG006	686.72 ± 64.58	685.54 ± 64.62	0.998*
95% CI	684.97, 688.47	683.80, 687.30	
ECG007	947.28 ± 56.02	945.69 ± 56.07	0.998*
95% CI	945.50, 949.06	943.91, 947.48	

ECG008	893.73 ± 82.50	892.23 ± 82.39	0.999*
95% CI	890.62, 896.84	889.12, 895.33	
ECG009	957.90 ± 88.27	956.29 ± 87.96	0.998*
95% CI	955.08, 960.72	953.48, 959.10	
ECG010	978.00 ± 69.76	976.37 ± 69.78	0.999*
95% CI	975.75, 980.25	974.11, 978.62	

*P < 0.001, CI = Confidence interval.

表 7 (續)受測者 ECG011-ECG017。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的 R-R interval 平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG011	973.42 ± 78.04	971.79 ± 78.07	0.999*
95% CI	970.91, 975.94	969.28, 974.31	
ECG012	977.50 ± 53.08	975.87 ± 53.11	0.998*
95% CI	975.78, 979.21	974.15, 977.58	
ECG013	793.49 ± 75.34	792.14 ± 75.26	0.999*
95% CI	791.00, 795.97	794.962, 793.49	
ECG014	912.84 ± 60.43	911.30 ± 60.65	0.996*
95% CI	910.95, 914.73	913.20, 912.84	
ECG015	984.70 ± 93.72	983.05 ± 93.80	0.999*
95% CI	981.66, 987.73	986.09, 984.70	
ECG016	795.58 ± 61.43	794.23 ± 61.76	0.998*
95% CI	793.79, 797.37	796.03, 795.58	
ECG017	861.87 ± 49.74	860.42 ± 49.96	0.996*
95% CI	860.36, 863.38	861.93, 861.87	

*P < 0.001, CI = Confidence interval.

心電圖的短時間驗證—5 分鐘：

表 8 為受測者 ECG001 以 5 分鐘為單位分析共 1 小時的訊號心電圖證驗。受測者的 R-R interval 平均值一小時間的變化範圍落在 686.72ms – 984.70ms，臨床用儀器測得的平均值範圍在 756.04ms – 854.56ms。由相關性分析測得的結果落在 0.975 – 0.996 ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。

表 8 受測者 ECG001。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的 R-R interval 平均值的比較，與兩者間相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG001	0~5	778.97 ± 52.41	777.69 ± 52.71	0.996*
	5~10	784.24 ± 43.82	782.95 ± 43.94	0.996*
	10~15	828.20 ± 39.99	826.79 ± 40.23	0.994*
	15~20	854.56 ± 45.27	853.11 ± 45.18	0.994*
	20~25	790.17 ± 47.91	788.87 ± 48.16	0.995*
	25~30	756.04 ± 52.56	754.74 ± 52.78	0.997*
	30~35	789.35 ± 44.65	788.02 ± 44.67	0.995*
	35~40	760.37 ± 49.11	759.09 ± 49.20	0.997*
	40~45	779.85 ± 34.36	778.51 ± 34.56	0.993*
	45~50	794.29 ± 41.60	792.96 ± 41.97	0.993*
	50~55	758.51 ± 47.86	757.24 ± 47.93	0.996*
	55~60	790.74 ± 57.74	789.13 ± 58.08	0.975*

* $P < 0.001$ ，CI = Confidence interval.

表 9 為受測者 ECG004 以 5 分鐘為單位分析共 1 小時的訊號心電圖證驗。受測者的 R-R interval 平均值一小時間的變化範圍落在 663.57 ms – 732.34 ms，商用儀器測得的平均值範圍在 662.53 ms – 731.09ms。由相關性分析測得的結果落在 0.975 – 0.996 ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。

表 9 受測者 ECG004。自行設計的儀器(mine)與商用儀器(commercial)之每 5 分鐘的 R-R interval 平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (commercial), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG004	0~5	694.25 ± 66.17	693.05 ± 66.27	0.997*
	5~10	694.62 ± 56.16	693.46 ± 56.27	0.996*
	10~15	693.04 ± 48.05	691.83 ± 48.09	0.995*
	15~20	692.47 ± 45.60	691.25 ± 45.58	0.994*
	20~25	663.57 ± 49.23	662.53 ± 49.50	0.994*
	25~30	688.96 ± 61.22	688.01 ± 61.86	0.995*
	30~35	732.34 ± 43.18	731.09 ± 43.33	0.996*
	35~40	727.97 ± 43.80	726.73 ± 43.96	0.996*
	40~45	723.84 ± 53.92	722.59 ± 54.11	0.997*
	45~50	713.96 ± 57.70	712.74 ± 57.80	0.998*
	50~55	694.57 ± 48.04	693.35 ± 48.12	0.994*
	55~60	714.30 ± 58.37	713.10 ± 58.36	0.996*

* $P < 0.001$ ，CI = Confidence interval.

表 10 為受測者 ECG006 以 5 分鐘為單位分析共 1 小時的訊號心電圖證驗。受測者的 R-R interval 平均值一小時間的變化範圍落在 657.76ms – 736.81ms，臨床用儀器測得的平均值範圍在 656.66ms – 735.57ms。由相關性分析測得的結果落在 0.997 – 0.999 ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。

表 10 受測者 ECG006。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的 R-R interval 平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG006	0~5	736.81 ± 66.15	735.57 ± 66.10	0.999*
	5~10	714.30 ± 62.11	713.09 ± 62.31	0.998*
	10~15	683.02 ± 50.67	681.84 ± 50.82	0.998*
	15~20	689.34 ± 57.14	688.15 ± 57.07	0.998*
	20~25	659.03 ± 55.57	657.90 ± 55.79	0.998*
	25~30	700.86 ± 60.29	699.67 ± 60.41	0.998*
	30~35	676.93 ± 53.61	675.77 ± 53.76	0.998*
	35~40	680.75 ± 67.73	679.59 ± 67.81	0.999*
	40~45	670.50 ± 59.54	669.35 ± 59.66	0.998*
	45~50	690.37 ± 71.97	689.18 ± 72.18	0.998*
	50~55	657.76 ± 53.86	656.66 ± 53.97	0.997*
	55~60	688.97 ± 70.23	687.77 ± 70.42	0.997*

* $P < 0.001$ ，CI = Confidence interval.

5.2.2 胃電圖驗證

胃電圖驗證利用一台臨床用儀器—Medical Measurement Systems B.V.出產的UPS-2020 與我們設計的儀器比較。量測腹部訊號一小時，計算胃電圖主頻率能量並代入 Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient)計算其相關係數。其結果如下：

胃電圖的長時間驗證—1 小時：

表 11 為 10 位受測者將量測一小時的訊號，將取得的訊號以 256 秒為視窗大小，每次移動 60 秒，經過我們的訊號處理後取得的胃電圖主頻率能量與商用軟體做相關性驗證。在 17 位的受測者裡由我們設計的儀器測得的主頻率能量的平均值範圍落在 342.30 – 9807.55，臨床用儀器測得的平均值範圍在 1156.11ms – 5752.20ms。由相關性分析測得的結果落在 $0.940 < 0.981$ ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。



表 11 EEG001-EGG010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>EGG Data ID</i>	<i>D. P. (mine)</i>	<i>D. P. (clinical use)</i>	<i>Correlation</i>
EGG001	1491.81 ± 1002.75	2784.92 ± 987.88	0.978*
95% CI	1230.49, 1753.13	2527.47, 2527.47	
EGG002	2415.16 ± 1657.35	3500.45 ± 1194.51	0.967*
95% CI	1971.32, 2859.00	3180.55, 3820.34	
EGG003	1400.88 ± 574.41	2966.81 ± 595.47	0.986*
95% CI	1168.88, 1632.89	2726.29, 3207.32	
EGG004	568.39 ± 381.02	1773.81 ± 620.12	0.971*
95% CI	439.47, 697.31	1563.99, 1983.63	
EGG005	1747.54 ± 983.13	3070.32 ± 1001.70	0.985*
95% CI	1484.25, 2010.82	2802.06, 3338.58	
EGG006	9807.55 ± 10913.09	5752.20 ± 3929.90	0.974*
95% CI	6672.94, 12942.16	4623.40, 6881.00	
EGG007	3495.66 ± 3415.91	3749.95 ± 1945.19	0.940*

95% CI	2580.87, 4410.45	3229.02, 4270.87	
EGG008	4381.68 ± 3048.51	4781.16 ± 1810.65	0.981*
95% CI	3365.25, 5398.10	4177.46, 5384.86	
EGG009	1818.05 ± 1212.93	2941.34 ± 973.63	0.972*
95% CI	1493.23, 2142.88	2680.60, 3202.08	
EGG010	342.30 ± 275.68	1271.30 ± 430.16	0.943*
95% CI	268.47, 416.13	1156.11, 1386.50	

D. P. = Dominant Power, *P < 0.001, CI = Confidence interval.

胃電圖的短時間驗證—20 分鐘:

表 12 為受測者 EGG002 以 20 分鐘為單位分析共 1 小時訊號的胃電圖驗證。受測者的主頻帶能量平均值一小時間的變化範圍落在 1797.88 – 3217.56，臨床用儀器測得的平均值範圍在 3257.94 – 3987.50。由相關性分析測得的結果落在 0.966 – 0.990 (p < 0.001)，皆有很好的相關性。

表 12 受試者 EGG002。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
	0~20	1797.88 ± 840.98	3257.94 ± 838.80	0.990*
EGG002	20~40	3217.56 ± 1365.71	3987.50 ± 913.00	0.966*
	40~60	3035.63 ± 2106.03	3872.44 ± 1456.83	0.981*

D. P. = Dominant Power, *P < 0.001, CI = Confidence interval.

表 13 為受測者 EGG007 以 20 分鐘為單位分析共 1 小時訊號的胃電圖驗證。受測者的主頻帶能量平均值一小時間的變化範圍落在 1541.60 – 4624.80，臨床用儀器測得的平均值範圍在 2108.70 – 4770.60。由相關性分析測得的結果落在 0.953 – 0.982 (p < 0.001)，皆有很好的相關性。

表 13 受試者 EGG007。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
EGG007	0~20	4624.80 ± 3196.80	4770.60 ± 1557.00	0.953*
	20~40	3162.40 ± 1840.40	3770.10 ± 1323.80	0.982*
	40~60	1541.60 ± 2220.70	2108.70 ± 1153.10	0.961*

D. P. = Dominant Power, *P < 0.001, CI = Confidence interval.

表 14 為受測者 EGG009 以 20 分鐘為單位分析共 1 小時訊號的胃電圖證驗。受測者的主頻帶能量平均值一小時間的變化範圍落在 1396.10–1953.10，臨床用儀器測得的平均值範圍在 2600.60 – 3175.70。由相關性分析測得的結果落在 0.972–0.985 (p < 0.001)，皆有很好的相關性。

表 14 受試者 EGG009。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 20 分鐘的胃電圖主頻率能量的平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
EGG009	0~20	1396.10 ± 899.15	2600.60 ± 809.08	0.972*
	20~40	1953.10 ± 849.33	3175.70 ± 734.58	0.985*
	40~60	1426.20 ± 833.22	2631.30 ± 799.32	0.973*

D. P. = Dominant Power, *P < 0.001, CI = Confidence interval.

5.2.3 呼吸驗證

呼吸頻率驗證利用一台臨床用儀器—CO₂SMO®, Respirationics California Inc.與我們設計的儀器比較。量測訊號一小時，以每五分鐘為單位計算每分鐘的呼吸次數，並代入 Pearson 積差相關公式 (Pearson product-moment correlation coefficient) 計算其相關係數。其結果如下：

表 15 為 10 位受測者將量測一小時的訊號，經過我們的訊號處理後取得的以每五分鐘為單位計算每分鐘的呼吸次數與商用軟體做相關性驗證。在 10 位的受測者裡由我們設計的儀器測得的平均值範圍落在 7.50 bps – 20.97 bps，臨床用儀器測得的平均值範圍在 7.45 bps – 21.00bps。由相關性分析測得的結果落在 0.903 - 0.999 ($p < 0.001$)，皆有很好的相關性。

表 15 受試者 Resp001-Resp010。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之 1 小時的呼吸頻率的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>Resp. Data ID</i>	<i>Rhythm (mine), bpm</i>	<i>Rhythm (clinical use), bpm</i>	<i>Correlation</i>
Resp001	13.02 ± 0.70	13.22 ± 0.71	0.957*
95% CI	14.26, 15.14	14.30, 15.24	
Resp002	12.63 ± 0.89	12.62 ± 0.92	0.989*
95% CI	12.07, 13.20	12.03, 13.20	
Resp003	14.17 ± 1.00	14.05 ± 1.07	0.975*
95% CI	13.53, 14.80	13.37, 14.73	
Resp004	14.53 ± 0.68	14.58 ± 0.71	0.975*
95% CI	14.25, 14.82	14.28, 14.88	
Resp005	7.50 ± 0.72	7.45 ± 0.66	0.903*
95% CI	7.05, 7.96	7.03, 7.87	
Resp006	20.97 ± 1.87	21.00 ± 1.91	0.985*
95% CI	19.78, 22.16	19.79, 22.21	
Resp007	13.37 ± 0.92	13.38 ± 0.88	0.989*
95% CI	12.78, 13.95	12.83, 13.94	
Resp008	14.37 ± 0.83	14.53 ± 0.78	0.956*
95% CI	13.84, 14.90	14.04, 15.03	
Resp009	15.08 ± 1.44	15.02 ± 1.41	0.994*
95% CI	14.17, 16.00	14.12, 15.91	

Resp010	16.95 ± 2.68	17.03 ± 2.68	0.999*
95% CI	15.25, 18.65	15.33, 18.74	

bpm = beat per minute , *P < 0.001 , CI = Confidence interval.

表 16 為受測者 ECG004 以 5 分鐘為單位分析共 1 小時的訊號心電圖證驗。受測者的 R-R interval 平均值一小時的變化範圍落在 663.57 ms – 732.34 ms，臨床用儀器測得的平均值範圍在 662.53 ms – 731.09ms。由相關性分析測得的結果落在 0.975 – 0.996 (p < 0.001)，皆有很好的相關性。

表 16 受測者 ECG004。自行設計的儀器(mine)與臨床用儀器(clinical use)之每 5 分鐘的 R-R interval 平均值的比較，與兩者的相關性驗證。

<i>ECG Data ID</i>	<i>Time Interval, minutes</i>	<i>Mean (mine), ms</i>	<i>Mean (clinical use), ms</i>	<i>Correlation</i>
ECG004	0~5	694.25 ± 66.17	693.05 ± 66.27	0.997*
	5~10	694.62 ± 56.16	693.46 ± 56.27	0.996*
	10~15	693.04 ± 48.05	691.83 ± 48.09	0.995*
	15~20	692.47 ± 45.60	691.25 ± 45.58	0.994*
	20~25	663.57 ± 49.23	662.53 ± 49.50	0.994*
	25~30	688.96 ± 61.22	688.01 ± 61.86	0.995*
	30~35	732.34 ± 43.18	731.09 ± 43.33	0.996*
	35~40	727.97 ± 43.80	726.73 ± 43.96	0.996*
	40~45	723.84 ± 53.92	722.59 ± 54.11	0.997*
	45~50	713.96 ± 57.70	712.74 ± 57.80	0.998*
	50~55	694.57 ± 48.04	693.35 ± 48.12	0.994*
	55~60	714.30 ± 58.37	713.10 ± 58.36	0.996*

*P < 0.001 , CI = Confidence interval.

第六章 討論

從上一章節的驗證結果中可以看出不論是心電圖的驗證或是胃電圖、呼吸頻率的驗證，在一小時量測訊號中經過我們的處理後，分離的訊號與臨床用儀器測得的結果皆有很高的相關性。在心電圖與胃電圖的短時間分析當中也有很好的相關度。這表示無論在長時間的或短時間的分析裡，我們設計的儀器穩定度高不受時間的影響。

在 V.S. Chouhan 等人提出的 Baseline wandering fitting 演算法流程中，估計訊號週期的長度做為視窗長度，從固定的視窗長度裡找出中位數。而在我們改良的 Baseline wandering fitting 裡先利用 Pan-Tompkins 演算法求得 R 波，因為 Pan-Tompkins 偵測 R 波的方法不受低頻雜訊影響，接著計算 R-R interval 序列做為動態的視窗長度。以下我們比較這兩種方式求得的基線是否有差異。

首先我們使用固定的視窗長度求得基線(baseline)。以心電圖為例，估計一個週期的訊號作為移動視窗(moving window)長度。在此以正常人心跳 72 下為例，心跳週期約 0.83 秒，以我們取樣率 240 samples/seconds，約為 200 samples 為一視窗長度。下圖 46 是我們取得基線的過程。紫色圓圈為該移動視窗內取得的中位數，紅色曲線為經過 Cubic spline 求得的連續曲線。

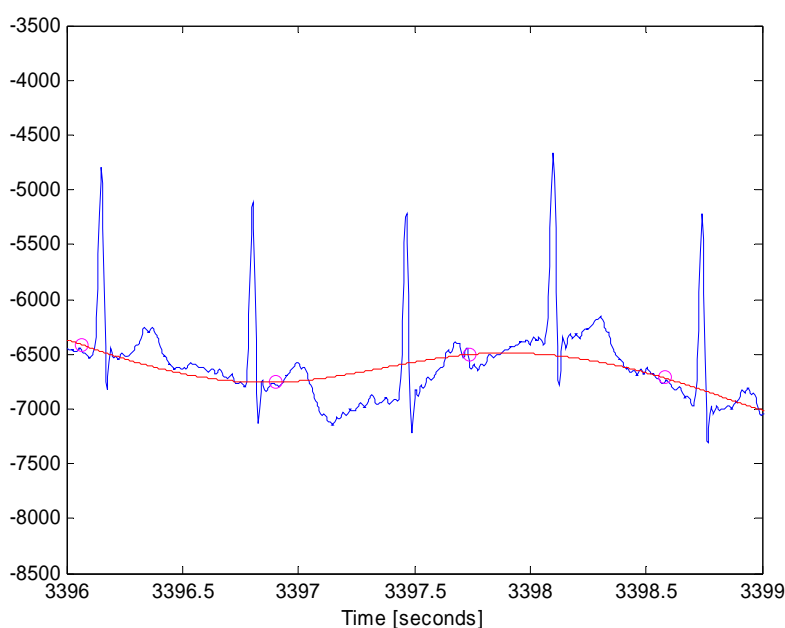


圖 46 使用固定視窗求 Baseline wandering fitting 曲線

接著我們以動態視窗的方式計算基線，其結果如下所示。從上圖 46 中可看出使用固定視窗長度，在第 3397.5 秒的 R 波會因變異的心率使求得的基線與下圖 47 的相比來得不夠準確。圖 47 的基線比較貼近漂移的心電圖訊號。從這裡可以看出動態視窗的效果較固定視窗來得好。

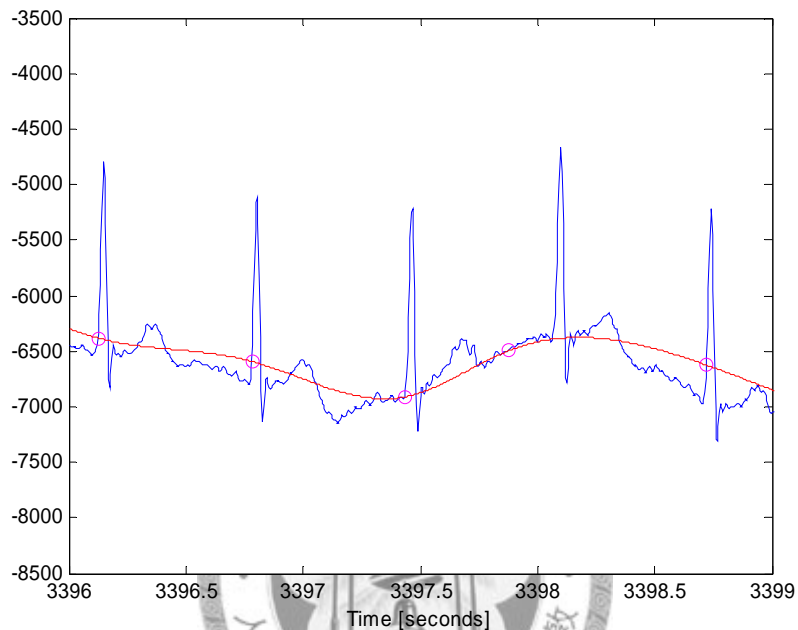


圖 47 使用動態視窗求 Baseline wandering fitting 曲線

在心電圖驗證方面我們只能取 R-R interval 與臨床用儀器做比較，這是因為 R-R interval 的參數可以量化。但從實驗結果發現我們分離的心電圖訊號，其 P 波的特徵幾乎無法與雜訊做分離(如下圖 48)，這可能的原因在於我們貼附的輸入電極正端與電極負端的距離太近，且兩電極位置又沒有跨越心臟的位置，所以產生的電位差太小。而 P 波的訊號在心電圖的外觀特性中的振幅不大，加上腹部可能產生高頻的肌電訊號而影響到 P 波的分離。

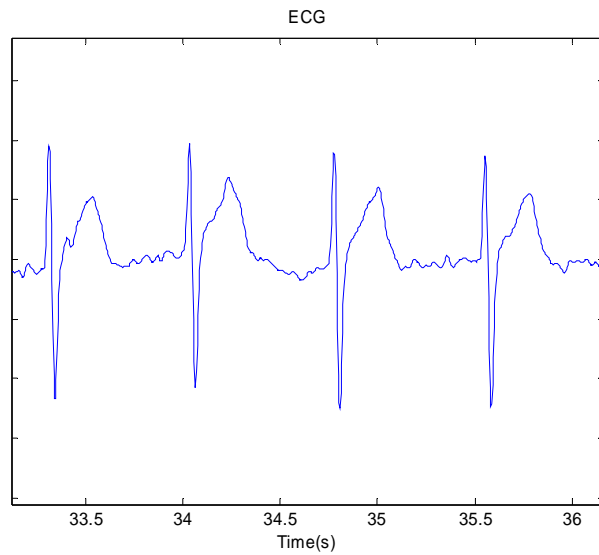


圖 48 例 ECG013 (My Device)，33~36 秒，除了 R、S、T 波被保留外，P 波與 Q 波已無法分辨

若我們改用 Einthoven 的第二導程的電極貼法，將正極貼片置於腹部左下側，負極貼片放在右上肋骨下緣，參考電極貼於腹部右下側。以 ECG001 的受測者做測試，從下圖 49 可以出明顯的 P、Q、R、S、T 波。這表示使用傳統的電極貼法能經由我們的機器與演算法將心電圖清楚的分離。但改由腹部的貼法時可能由於以上提到的因素而降低系統的訊雜比，對於較小的 P 波就會受到雜訊的影響。

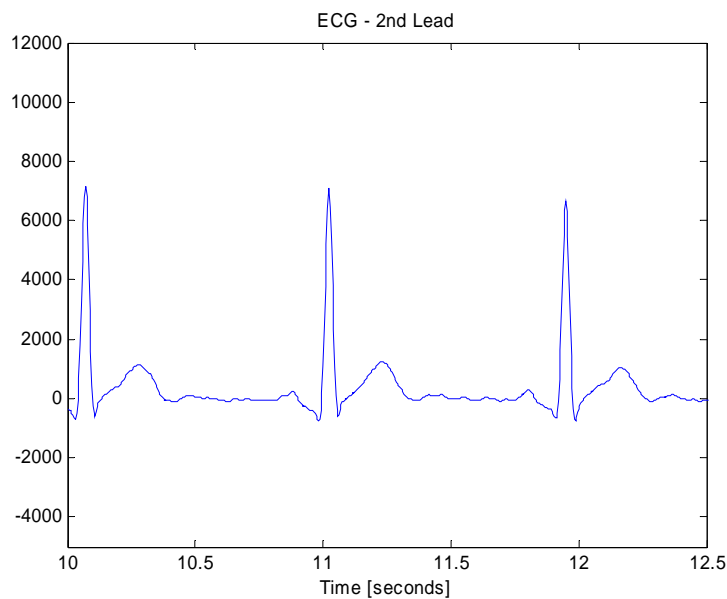


圖 49 例 ECG001 (My Device)，10~12.5 秒，第二導程心電圖

在胃電圖的部份，經過訊號處理後取得的胃電圖由圖 50、51 所示，從肉眼可看出兩組訊號在時域部份的相似度極高，頻域部份在 3cpm 的地方都可以看到明顯的起伏。如果從移動頻譜圖中更可以看出它們在不同時間上的變化(如圖 52、53)。

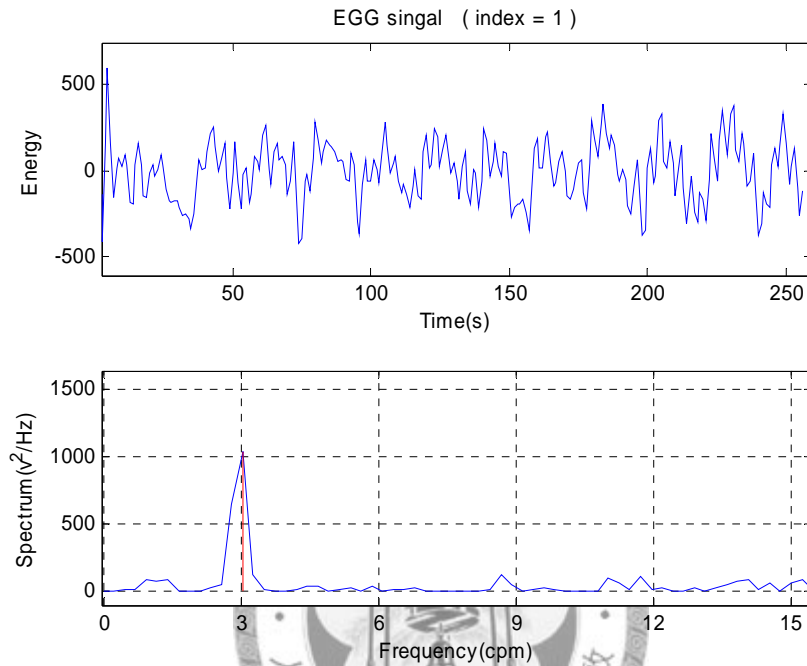


圖 50 例 EGG002 (My Device)，0~256 秒

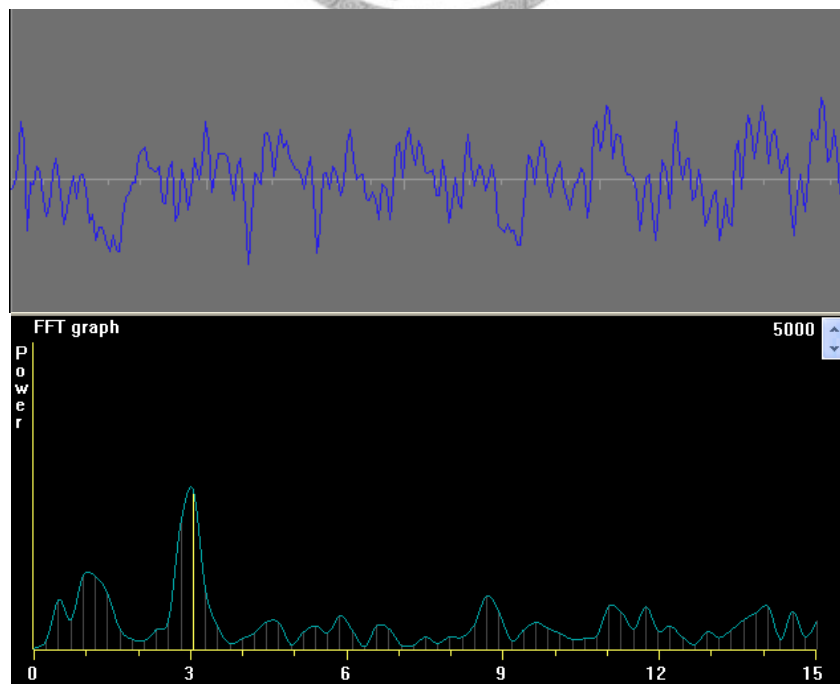


圖 51 例 EGG002 (Clinical use)，0~256 秒

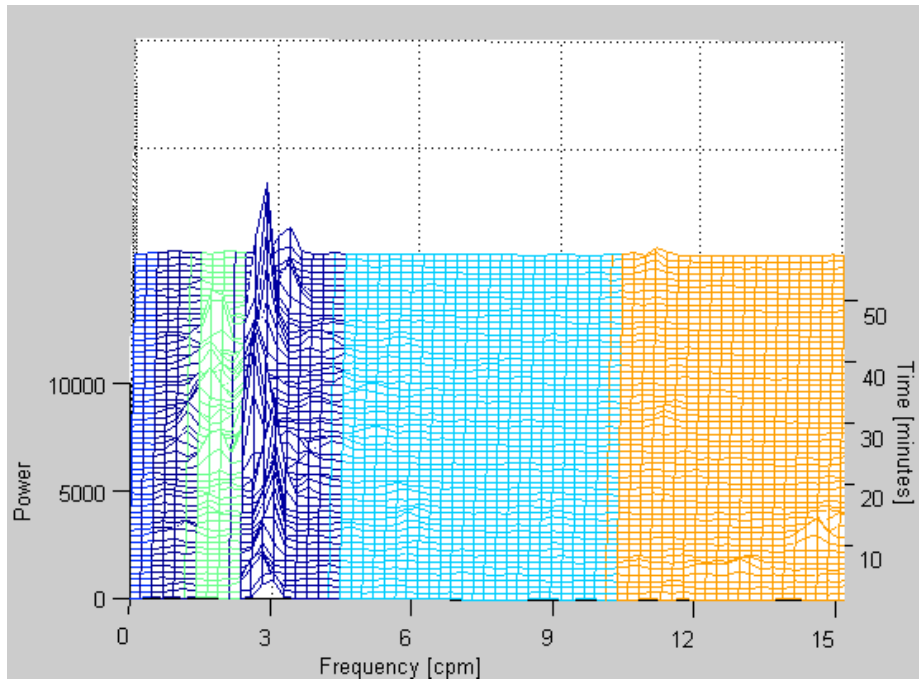


圖 52 例 EGG002 (My Device)，1 小時的時頻分析

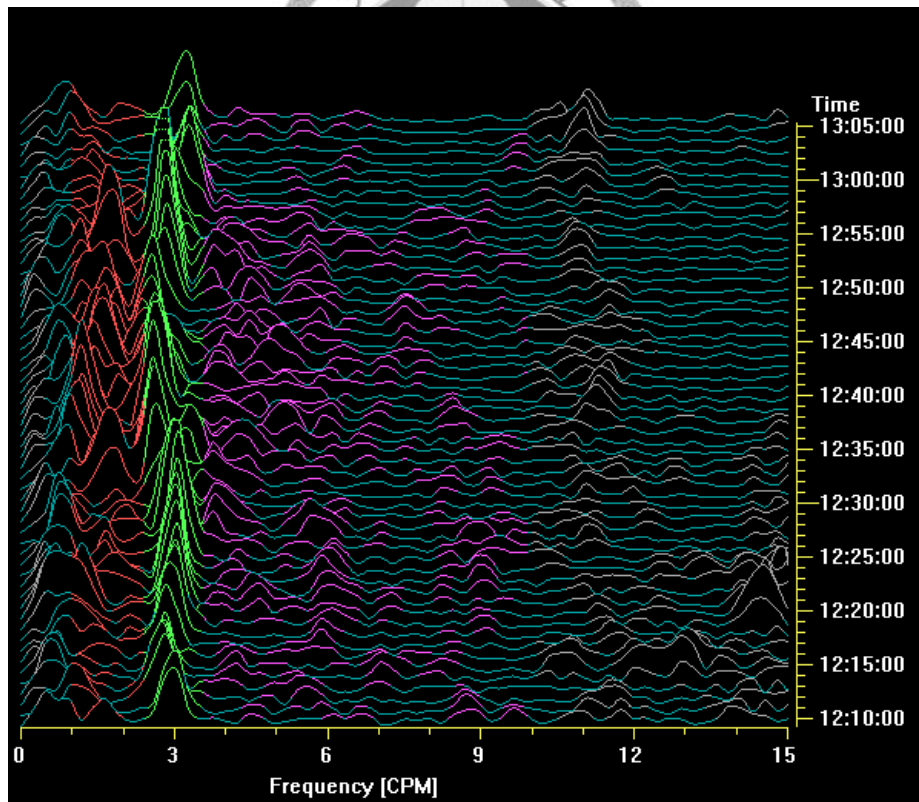


圖 53 例 EGG002 (Clinical use)，1 小時的時頻分析

但在其它频段上的能量比例略有差異，其可能的原因在於商用軟體未說明使用的濾波器型式與階數，只提供濾波範圍。而我們在做訊號處理時只依照著它們提供的濾波頻段尋找合適的濾波階數，這可能是造成頻譜上有微小差異的原因之一。從下圖 54 更可以看出我們設計的儀器與臨床用儀器測得的主頻率頻帶能量的差異，我們分析的 dominant power 與商用軟體分析的結果在改變的趨勢上很相近。從第一階段 0~20 分鐘到第二階段 20~40 分鐘皆有上升的趨勢。第二階段 20~40 分鐘到第三階段 40~60 分鐘皆有下降的趨勢。但測得的 dominant power 平均值略低，這可能在於我們無法得知商用軟體的濾波器型式與階數，所以在頻域上的能量會有差異。

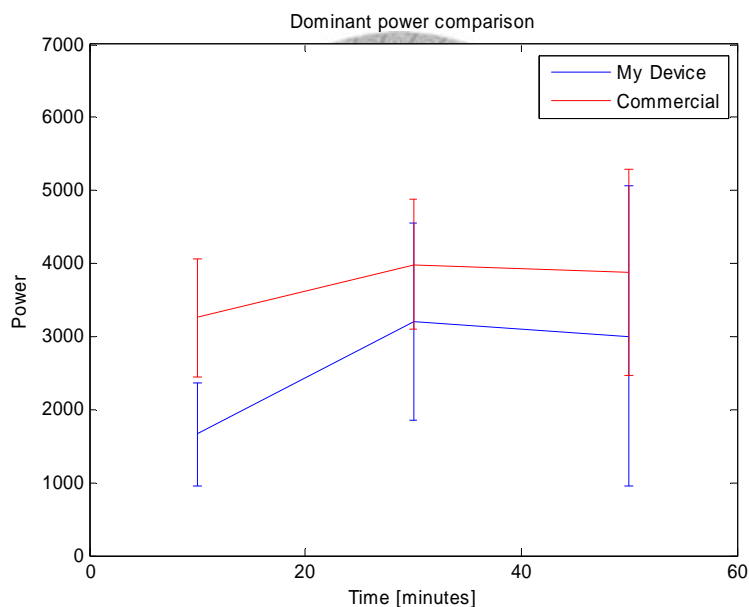


圖 54 ID 為 EGG002 的受測者在我們研發的儀器(藍線)與臨床用儀器(紅線)的 Dominant power 比較。中點為平均值，上下界為標準差

在呼吸訊號方面，圖 55 為從腹部擷取到的原始訊號源，其中可能混雜著心電圖訊號、呼吸訊號與胃電圖訊號。從圖上可看到高頻的部份是心電圖訊號的 R 波，低頻的曲線是呼吸訊號造成的漂移。

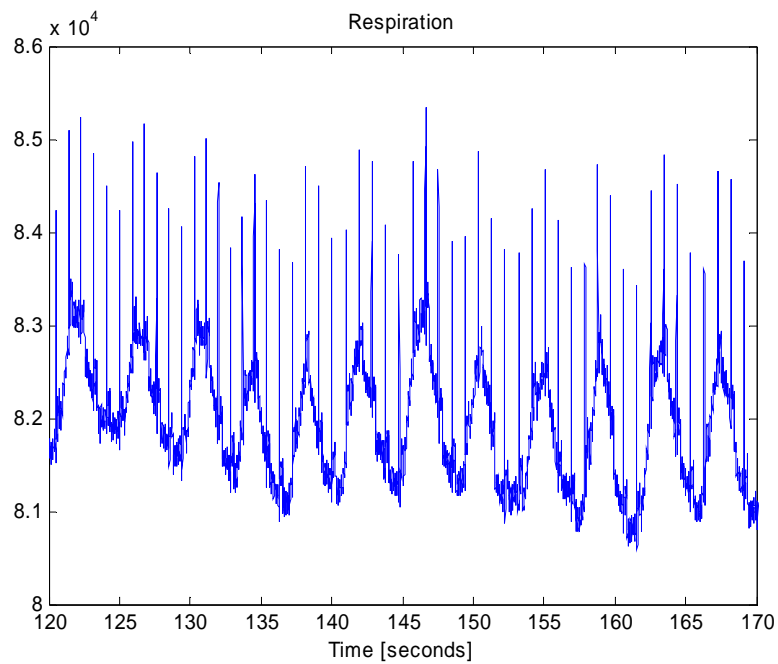


圖 55 例 Resp007(My Device), 120~180 秒內未經過處理的原始訊號。圖中較低頻的訊號是呼吸訊號，高頻(尖峰)訊號是心電圖的 R 波

而圖 56 分別為我們設計的儀器與臨床用儀器測得的呼吸訊號。下圖 56 只經由 60 Hz 的重新取樣與低通濾波器，和臨床用儀器相比我們測得的呼吸訊號振幅大小較不穩定，且有低頻漂移的現象。這可能的原因在於我們擷取到的訊號，其振幅大小會受到腹部起伏程度所影響，而臨床用儀器使用的是監測從口中吸吐的氣流速，而腹部的起伏較會受到身體移動干擾，相對之下的氣流速會較穩定。

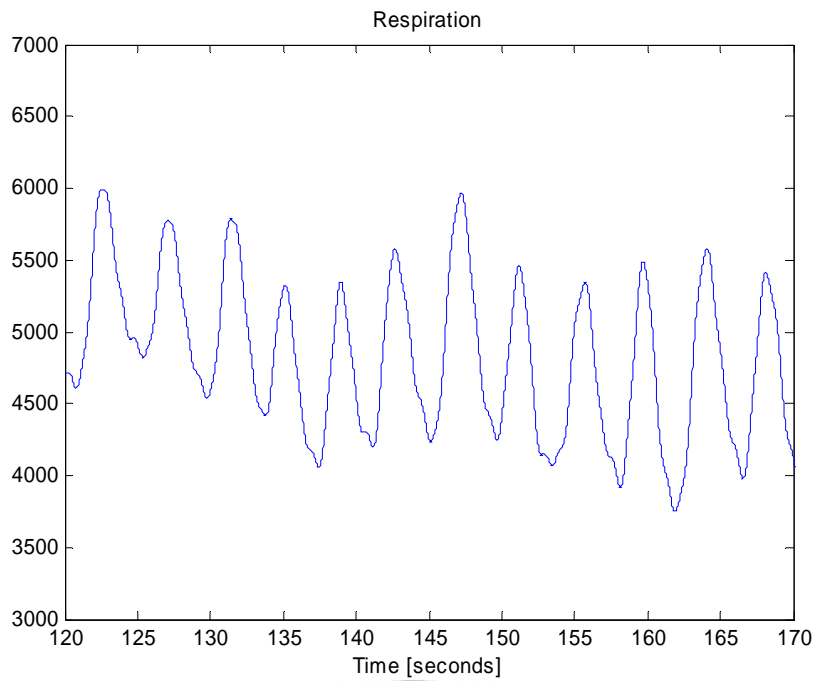


圖 56 例 Resp007(My Device), 120~170 秒未濾除低頻雜訊前的呼吸訊號

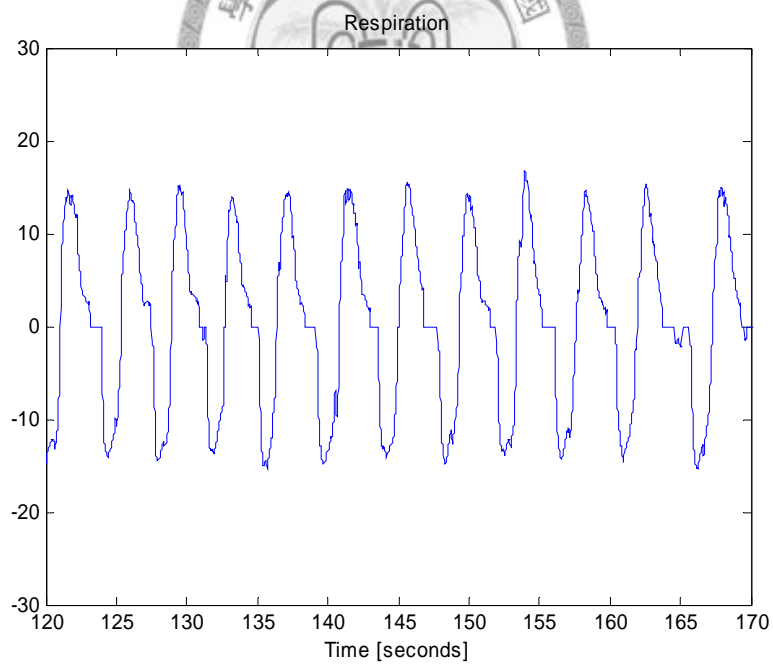


圖 57 例 Resp007(Clinical use), 120~170 秒內從臨床用儀器得到的呼吸訊號

由於低通濾波處理的訊號仍有低頻雜訊，所以我們將圖 56 的訊號再經過降頻取樣至 4 Hz，與高通濾波器處理後結果如圖 58 所示，具有很好的基線修正的效果。

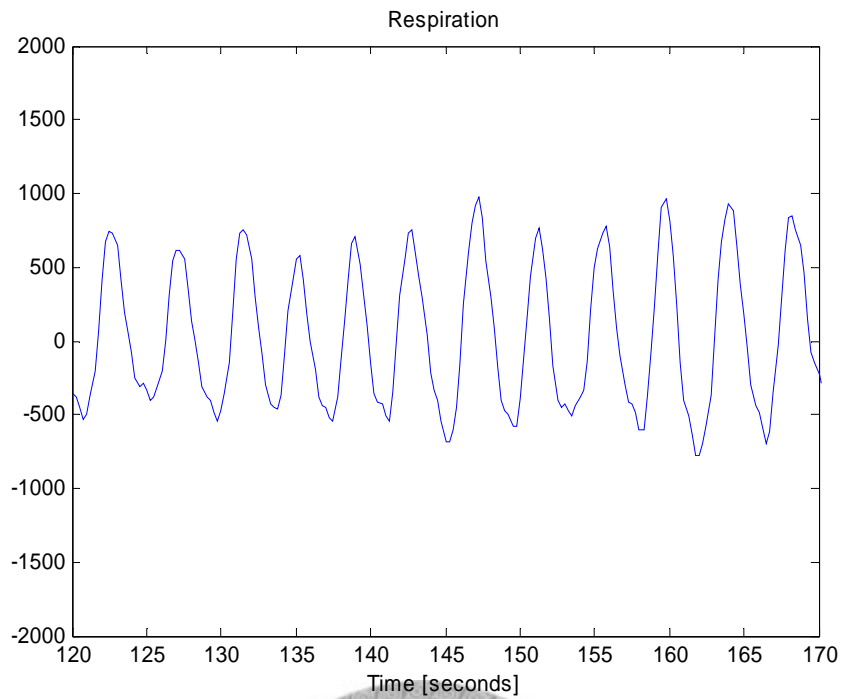


圖 58 例 Resp007(My Device), 120~170 秒經過重新取樣及高通濾波後的呼吸訊號

我們也嘗試使用 Norden E. Huang 等人在 1998 年提出的 Empirical Mode Decomposition (EMD)[20]。從訊號中取出局部最大值與最小值的點，經由 Spline 做差分取得連續的最大值曲線(圖 59 上方紫色點線)與最小值曲線(圖 59 下方綠色點線)。將原訊號減去兩曲線的平均值即得到如下圖 60 修正後的呼吸訊號。

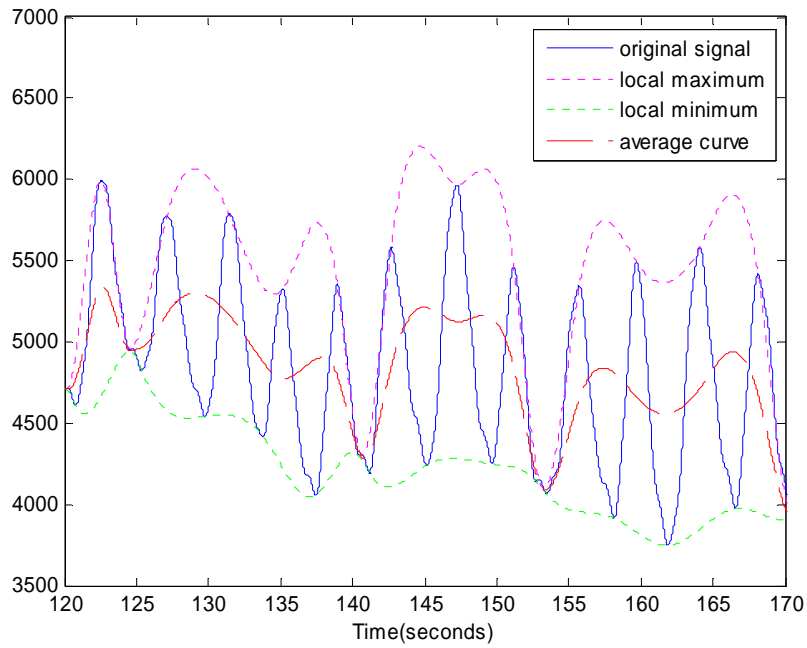


圖 59 例 Resp007(My Device), 120~170 秒經 EMD 處理過程。上方紫色點線為差分後的局部最大值曲線，下方綠色點線為差分後的局部最小值曲線。中間紅線虛線為兩線的平均值。

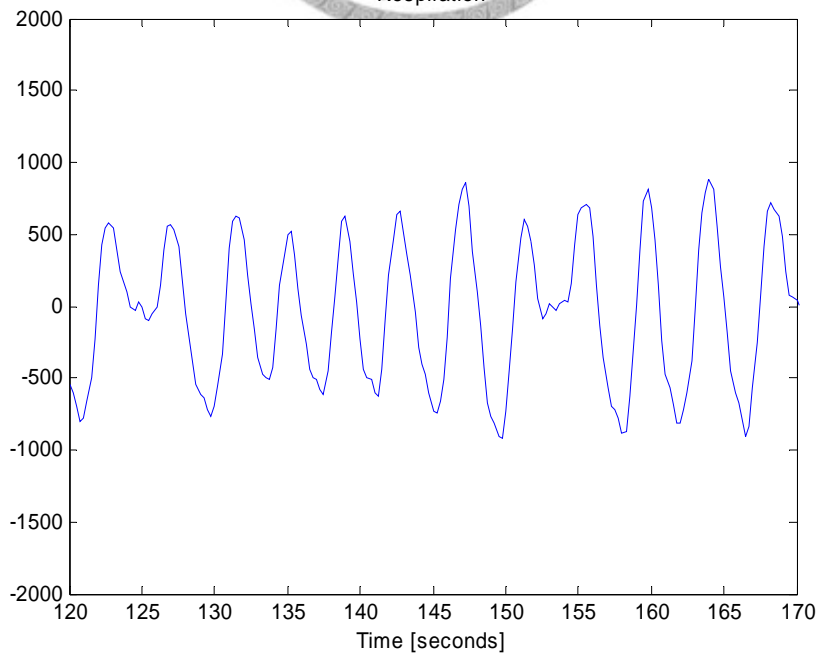


圖 60 例 Resp007(My Device), 120~170 秒經 EMD 處理後的呼吸訊號

從圖 59 發現第 124 秒與第 153 秒中出現小的峰值，因為這些局部峰值而影響基頻漂移的抽離，造成校正後的訊號產生變型如圖 60。如果要解決這個問題，可以將局部峰值的判斷閾值降低，或 EMD 處理前將訊號平滑化減少因雜訊造成的局部峰值。以下將原訊號經過移動視窗平滑化後再經過 EMD 處理，修正後的結果如圖 61 所示。

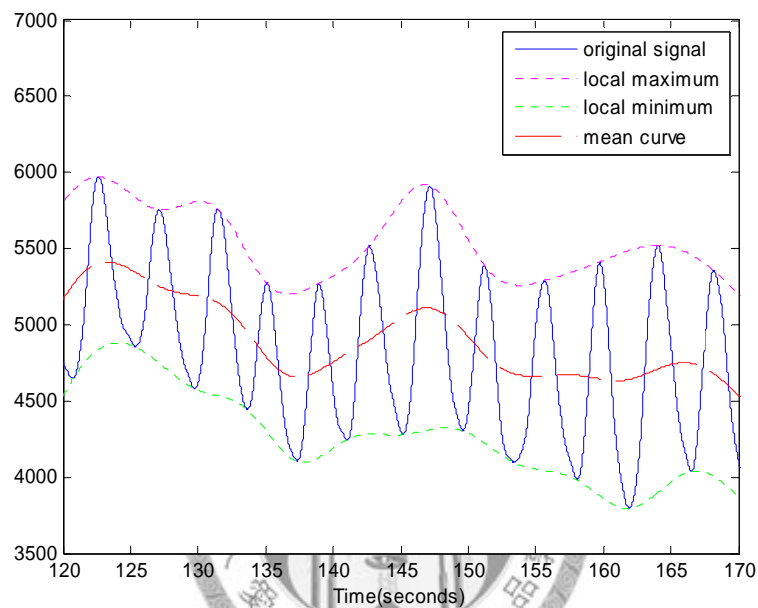


圖 61 例 Resp007(My Device), 120~170 秒經視窗平滑後再透過 EMD 處理的過程。

上方紫色點線為差分後的局部最大值曲線，下方綠色點線為差分後的局部最小值曲線。中間紅線虛線為兩線的平均值。

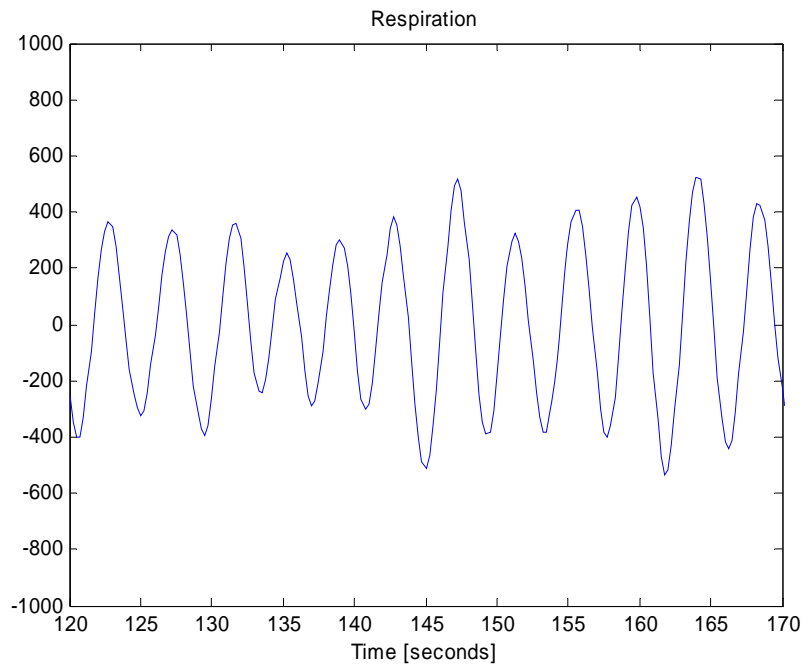


圖 62 例 Resp007(My Device), 120~170 秒經視窗平滑後
再透過 EMD 處理後的呼吸訊號

上圖 62 中已將雜訊產生的峰值平滑化，演算法在找局部最大值與最小值時不會偵測到雜訊產生的峰值，因此從圖中可以看到呼吸訊號達到最佳修正的結果。EMD 處理低頻訊號漂移固然有不錯的效果，但解決雜訊產生的局部峰值的兩種方法：(1) 降低局部峰值判斷的閾值與(2) EMD 前經視窗平滑化處理，都有個別的問題存在。(1)降低局部峰值判斷閾值的方法會受到閾值設定的高低而影響，如果設定過高，微小的訊號都會被偵測為峰值；設定過低可能會漏掉部份峰值，兩種狀況都會使修正後的訊號變形。所以閾值的設定變得非常重要，最後會變成 case-by-case 的問題。(2) EMD 前經視窗平滑化處理的方法，也是受到視窗平滑化的程度影響，同(1)會有 case-by-case 的狀況。另外平滑化後的訊號會比處理前的訊號模糊，若原訊號帶有的呼吸訊號已較不明顯，則經過平滑處理後呼吸訊號的波形會更難以分辨。

總結以上，呼吸訊號的基頻雜訊處理以二次重新取樣與低通、高通分別濾波的方法較穩定，不受 case 變異的影響，且在 5.2.3 節裡用此方法做的呼吸證驗都有很好的效果。因此，我們將此方法用來做本系統的呼吸訊號萃取。

第七章 結論

本論文實作了一個結合心電圖、胃電圖與呼吸的生理訊號擷取系統，包括硬體上的製作、與訊號的儲存。在心電圖方面利用動態視窗的 Baseline wandering fitting 解決了呼吸造成的漂移問題。在 17 筆受測者驗證中不論是長時間(1 小時)或短時間(5 分鐘)分析皆可得到很好的相關性。在胃電圖方面利用特殊的貼片設計，可與臨床用機器同步取得相同訊號源，在 10 筆受測者長時間(1 小時)或短時間(20 分鐘)的驗證裡，也皆得到很好的相關性。而在 10 位受測者的呼吸訊號驗證，利用二次取樣與二次濾波器方式可以取得很好的呼吸訊號。總結以上，從腹部放置的電極貼片裡取得一組訊號，經過我們提供的硬體設計架構，能將擁有高頻特性的心電圖訊號或中頻的呼吸訊號或低頻且振幅小的胃電圖記錄下來。並依照它們在振幅、與頻率上不同的特性，使用我們的分析方法將它們各別分離出來。最後經由臨床用儀器的驗證結果得知這樣的方法是可行的。

但從實驗結果也發現心電圖訊號的 P 波，可能因電極貼片的位置與周邊訊號的影響，無法清楚的分離出來。由於臨床用儀器的限制，在胃電圖的部份也只能比較主頻帶能量，無法保證其它胃電頻帶的訊號是否也有很高的相關度。同樣的心電圖只能比較 R-R interval 的準確度，未能驗證我們的系統是否能偵測到異常的心電圖訊號如：心室早期收縮(Premature Ventricular Contraction, PVC)、心房早期收縮(Premature atrial contraction, PAC)等。

在討論的最後我們利用 Empirical Mode Decomposition (EMD)與我們系統使用的二次重新取樣與低通、高通分別濾波的方法處理基頻雜訊，經過實驗得知二次取樣與 FIR 濾波的方式較 EMD 穩定，且不受 case 變異的影響。

第八章 未來展望

由我們設計的儀器與分析方法，可以監測高頻的心電圖、中頻的呼吸訊號到低頻且振幅小的胃電圖。除此之外，腹部還可能存有多種不同特性的訊號，如果此訊號特徵落在這些範圍，透過我們的系統是很有可能被記錄下來。未來可以繼續對這類的訊號做更深入的研究。

最後我們能使用少量的電極貼片即可將生理訊號做記錄，這對於某些待在家中的病人突然發生身體不適時，可以透過簡單的操作方式就可以將多種生理訊號做記錄。目前我們是以 SD card 做為儲存媒介，之後希望能在我們的系統中增加藍牙模組，使受測者擷取到的訊號能第一時間透過藍牙傳輸的方式經由手機或筆記型電腦傳到醫院，提供醫護人員病人更及時的生理狀況。

另外我們的系統仍有不完美之處。如心電圖的 P 波仍無法透過我們的訊號分析將它清楚的分離，可能需要找到更佳的訊號處理方式或易動電極片相對角度以解決這樣的問題。心電圖與胃電圖的驗證方面還需要有能提供更多訊息的臨床儀器做比較，如此我們才能知道異常的訊號是否也能被我們的系統偵測出來。



參考文獻

- [1] Callaerts, D., Vanderschoot, J. Vandewalle, J., Sansen, W., Vantrappen, G., Janssens, J., “An adaptive on-line method for the extraction of the complete fetal electrocardiogram from cutaneous multilead recordings”, *Journal of Perinatal Medicine*, vol. 14, no. 6, pp. 421-433, 1986.
- [2] L. Zhukov, D. Weinstein, and C. Johnson, “Independent component analysis for EEG source localization”, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 19, pp. 87–96, 2000.
- [3] Van Oosrerom A , “Spatial filtering of the FECG”, *J. Perinar. Med.* 14 41 1-9, 1986.
- [4] P.P. Kanjilal , S. Palit and G Saha, “Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition”, *IEEE Transactions on Biomedical engineering* , vol. 44, no. 1, January 1997.
- [5] Denoising Sameni, R., Shamsollahi, M.B., Jutten, C., Clifford, G.D., “A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 54, Issue 12, Page(s):2172 – 2185, Dec. 2007.
- [6] Binwei Weng, Manuel Blanco-Velasco, Kenneh E. Barner., “Baseline Wander Correction in ECG by the Empirical Mode Decomposition.”, *Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast*, 2006.
- [7] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm”, *IEEE Transactions on Biomedical Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp 230–236, 1985.
- [8] Ronald A. Hinder, Keith A. Kelly., “Human Gastric Pacesetter Potential: Site of origin, spread, and response to gastric transaction and proximal gastric vagotomy.”, *The American Journal of Surgery*, vol. 133, January 1977.
- [9] Koch KL, Stern RM, Stewart WR, Vasey MW., “Gastric emptying and gastric myoelectrical activity in patients with diabetic gastroparesis: effect of long-term

- domperidone treatment.”, *Am J Gastroenterol* 84: 1069-75, 1989.
- [10] I. Soykan, Z. Lin, S. Jones, J. Chen, and R. W. McCallum, “Gastric myoelectrical activity, gastric emptying and correlations with dyspepsia symptoms in patients with gastroesophageal reflux.”, *J. Investig. Med.* ,45:483–487, 1997.
- [11] Zhiyue Lin, J. D. Z. Chen, “Electrogastrography (EGG)”, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc, 2006.
- [12] J. D. Z. Chen and R. W. McCallum, “Clinical application of electrogastrography.”, *Am. J. Gastroenterol.*; 88:1324–1336, 1993.
- [13] Shuxue Ding, Sin Zhu, Wenxi Chen, Daming Wei, “Derivation of respiratory signal from single-channel ECGs based on source statistics”, *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 6, no. 1, 2004.
- [14] Dirk Cysarz et al., “Comparison of Respiratory Rates Derived from Heart Rate Variability, ECG Amplitude, and Nasal/Oral Airflow”, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 36, 2008
- [15] “24-Bit Analog-to-Digital Converter with 4-Channel Differential Input Multiplexer.”, Texas Instruments,NO.SBAS286A, March 2004.
- [16] “MSP430x2xx Family User's Guide.”, Texas Instruments, No. SLAU144E, 2008.
- [17] “Secure Digital Card Product Manual - Revision 1.7”, SanDisk, September 2003.
- [18] “FAT32 File System Specification”, Microsoft, Version 1.03, December 6, 2000.
- [19] V.S. Chouhan, S.S. Mehta., “Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal”, *Proceedings of the International Conference on Computing: Theory and Applications*, 2007.
- [20] Huang, M. L. Wu, S. R. Long, S. S. Shen, W. D. Qu, P. Gloersen, and K. L. Fan , “The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis.”, *Proc.Roy. Soc. Lond.*,454A,903-993.13, 1998.