

國立中央大學

電機工程學系
碩士論文

基於 Android 之生理訊號監督及即時性心律
變異度分析系統

A Real-time ECG Monitoring and Heart Rate
Variability Analysis System based on Android
Smart Phone

研究生：余坤昇
指導教授：鍾鴻源 博士

中華民國一百零一年六月

國立中央大學碩士班研究生

論文指導教授推薦書

電機工程 學系/研究所 余坤昇 研究生

所提之論文

基於 Android 之生理訊號監督及即時性心律

變異度分析系統 係由本人指導撰述，同意提
付審查。

指導教授 鍾鴻海 (簽章)

____年____月____日

94.11.24

國立中央大學碩士班研究生
論文口試委員審定書

電機工程學系 余坤昇 研究生所提之論文
基於 Android 之生理訊號監督及即時性心律變異度
分析系統 經本委員會審議，認定符合碩士資格標
準。

學位考試委員會召集人

委

員

林 魏 華

鍾 鴻 源

莊 孝 榮

林 志 民

張 文 惠

中 華 民 國 一 百 零 一 年 七 月 九 日

基於 Android 之生理訊號監督及即時性心律變異度 分析系統

摘要

本文之研究目的在於提供一組經即時性演算法算出之對於心律變異度分析的”客觀”量化參數來給予從醫人員在診斷心律不整疾病時作為參考，進而降低誤診的機率，以目前最為大眾化之 Android 系統智慧型手機為平台並且搭配類比 ECG 訊號擷取電路、高低通濾波器、微控制器(Cortex-m3)、藍芽通訊協定來擷取 ECG 心電訊號，便可在智慧型手機上進行長時間 ECG 監督，並在手機內部建構一套即時性 ECG 之 R 波偵測演算法搭配即時性量化之數據：SDNN、SDSD、NN50、pNN50 來檢測心律變異度(HRV)；並取用 MITBIH 之資料庫資料，驗證其演算法正確性；藉由演算法之及即時性，提供於從醫人員在診斷 ECG 上之有效數據。

關鍵詞：ECG、QRS detection、smart phone、長時間監督、HRV、心律變異度。

A Real-time ECG Monitoring and Heart Rate Variability Analysis System based on Android Smart Phone

Abstract

The purpose of this paper is to provide a group of real-time algorithms calculate quantitative parameters for heart rate variability analysis of "objective" to give as a reference for doctors in the diagnosis of arrhythmia disease, thereby we can reduce the chances of misdiagnosis. The most popular "Android smartphone" is the platform with the analog ECG signal acquisition circuit, which combines with high and low pass filter, microcontroller (the Cortex-m3) and the Bluetooth to capture ECG cardiac signal and long time ECG monitoring. We use a real-time ECG QRS-wave detection algorithm to detect QRS Complex in the phone and catch ECG data in real-time. We use SDNN, SDSD, NN50, pNN50 to detect and define heart rate variability (HRV). At last, we access MITBIH arrhythmia database information to verify the the correction of this algorithm; by using this system, "objective" quantitative data can be given to help doctors in the diagnosis of arrhythmia disease.

目錄

頁次

中文摘要

英文摘要

致謝

目錄

圖目錄

表目錄

第一章 緒論 1

1.1 前言 ----- 1

1.2 研究動機與目的 ----- 2

1.3 研究流程 ----- 3

1.4 論文架構 ----- 4

第二章 相關知識以及文獻探討 5

2.1 心電圖簡介 ----- 5

2.1.1 心電圖的發現 ----- 5

2.1.2 心臟循環及電氣傳導系統 ----- 7

2.1.3 心電圖原理與波形 ----- 10

2.1.4 心電圖之應 ----- 13

2.2 Android 簡介 ----- 13

2.2.1 Android 介紹 ----- 13

2.2.2 作業系統架構 ----- 14

2.3 心律變異度之原理及簡介 ----- 16

2.4 MIT-BIH 資料庫簡介 ----- 18

第三章 研究方法	21
3.1 整體系統架構	21
3.2 硬體相關電路	22
3.2.1 貼片電擊前致電路	24
3.2.2 AD620 儀表放大器及右腳驅動電路	25
3.2.3 二階高通濾波器	26
3.2.4 二階低通濾波器	28
3.2.5 Twin-T 陷波濾波器	31
3.2.6 準位提升電路	33
3.2.7 單晶片微控制器 SIOC 與藍芽晶片	33
3.3 QRS 複合波偵測演算法	36
3.4 心律變異度分析法	44
第四章 實驗結果與分析	46
4.1 硬體相關電路之實現及 ECG 訊號擷取	46
4.1.1 類比訊號擷取板	46
4.1.2 ECG 訊號擷取	47
4.2 Android 手機程式 App UI 與訊號擷取	48
4.3 心律變異度分析並引入 MIT-BIH Arrhythmia 資料庫	49
4.3.1 Record No.100 分析	50
4.3.2 Record No.101 分析	51
4.3.3 Record No.103 分析	53
4.3.4 Record No.104 分析	54
4.3.5 Record No.105 分析	56
4.3.6 實際受測者分析	57
第五章 結果與討論	60

第六章 結論與展望	63
6.1 結論 -----	63
6.2 展望 -----	64
參考文獻	65

圖目錄

	頁次
圖一 研究流程大意圖	3
圖二 威廉·埃因托芬所發展之心電圖紀錄裝置	6
圖三 心臟循環系統	8
圖四 心臟電訊號傳導圖	9
圖五 心電圖波形、間距、間段	10
圖六 Android 架構	15
圖七 心律變異度功率頻譜圖	17
圖八 Arrhythmia database record No.100 之心電圖	19
圖九 Arrhythmia database record No.101 之心電圖	19
圖十 Arrhythmia database record No.103 之心電圖	19
圖十一 Arrhythmia database record No.104 之心電圖	19
圖十二 Arrhythmia database record No.105 之心電圖	20
圖十三 整體系統示意圖	21
圖十四 ECG 訊號組裡過程	23
圖十五 體表電極貼片位置圖	23
圖十六 放大器前置電路	25
圖十七 儀表放大器及右腳驅動電路圖	26
圖十八 因低頻干擾導致基線飄移	27
圖十九 二階 Sallen-key 高通濾波器	27
圖二十 高通濾波器之波德圖	28
圖二十一 高頻雜訊產生之毛邊現象	29

圖二十二	二階 Sallen-key 低通濾波器	29
圖二十三	低通濾波器之波德圖	30
圖二十四	Twin-T 陷波濾波器	32
圖二十五	Twin-T 陷波濾波器之波德圖	32
圖二十六	準位提升電路	33
圖二十七	SIOC 平面圖	34
圖二十八	藍芽通訊模組	35
圖二十九	類比訊號擷取板及微控制器、藍芽通訊模組之相關圖	35
圖三十	Willis J. Tompkins 演算法流程圖	37
圖三十一	簡化之 Willis J. Tompkins 演算法流程圖	37
圖三十二	ECG 原始訊號與 ECG 斜率圖	38
圖三十三	ECG 原始訊號與 ECG 斜率平方化圖	39
圖三十四	ECG 原始訊號與移動視窗積分法結果圖	40
圖三十五	移動視窗積分法與 PEAK、PEAKL 關係圖	41
圖三十六	移動視窗積分法與 SPKI、NPKI 關係圖	42
圖三十七	移動視窗積分法與 THRESHOLD 閾值圖	43
圖三十八	ECG 原始訊號與擷取出之 R 波所在位置圖	44
圖三十九	類比訊號擷取板	46
圖四十	由類比訊號板所擷取之 ECG 心電訊號圖	47
圖四十一	手機 App 之詳細流程圖	48
圖四十二	Record No. 100 之 ECG(藍)及 R 波偵測結果(綠)	50
圖四十三	Record No. 100 之 SDSD 與 SDNN 圖	51
圖四十四	Record No. 101 之 ECG(藍)及 R 波偵測結果(綠)	52
圖四十五	Record No. 101 之 SDSD 與 SDNN 圖	52
圖四十六	Record No. 103 之 ECG(綠)及 R 波偵測結果(藍)	53

圖四十七	Record No. 103 之 SDSD 與 SDNN 圖	54
圖四十八	Record No. 104 之 ECG(綠)及 R 波偵測結果(藍)	55
圖四十九	Record No. 104 之 SDSD 與 SDNN 圖	55
圖五十	Record No. 105 之 ECG(綠)及 R 波偵測結果(藍)	56
圖五十一	Record No. 105 之 SDSD 與 SDNN 圖	57
圖五十二	實際受測者之 ECG(綠)及 R 波偵測結果(藍)	58
圖五十三	實際受測者之 SDSD 與 SDNN 圖	58

表目錄

	頁次
表 I 心律變異特性功能頻譜之各區段定義	17
表 II 心律變異度時域分析之參數表	45
表 III 分析結果表	60

第一章

緒論

1.1 前言

根據本國行政院衛生署所公布之國人歷年死亡原因統計可知，民國 96 年國人十大死亡原因為：1. 惡性腫瘤 2. 心臟性疾病 3. 腦血管疾病 4. 糖尿病 5. 事故傷害…；而民國 97 年國人十大死亡原因為：1. 惡性腫瘤 2. 心臟性疾病 3. 腦血管疾病 4. 肺炎 5. 糖尿病…；民國 98 年國人十大死亡原因為：1. 惡性腫瘤 2. 心臟性疾病 3. 腦血管疾病 4. 肺炎 5. 糖尿病…，藉由上述可知，國人死亡原因之惡性腫瘤、心血管方面疾病及腦血管方面疾病，一直都佔據著前三名，而心臟方面疾病及腦血管方面疾病又都屬於循環系統方面之疾病；再看歷年死亡原因死亡年齡平均數可知，前三大死亡原因之平均壽命數，皆在 60~75 歲之間，偏向於老年人口，藉由上述我們可以得到一個結論，在台灣老年人口當中，大多數都會有心血管及腦血管方面之疾病，其中，又以高血壓、冠狀動脈心臟病、心臟衰竭、中風以及各種先天性心臟病、慢性疾病為大宗，因此，如何降低在心血管疾病以及慢性病之死亡率，成為目前諸多研究單位所共同努力的課題及方向。

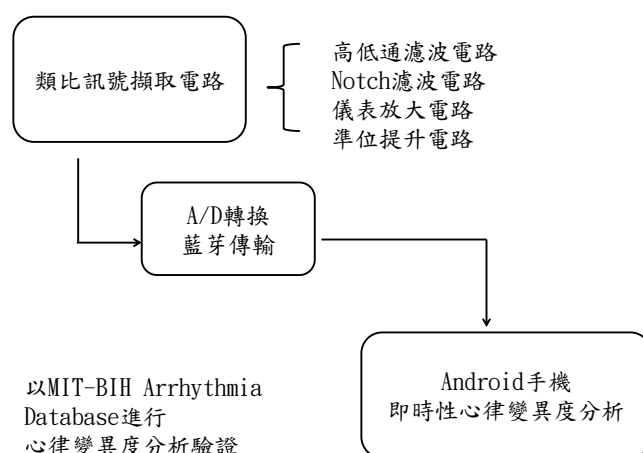
1.2 研究動機與目的

許多心臟性慢性疾病於發病初期並不會有很明顯的徵兆，只會感到身體變得較疲憊、心悸等等，諸多的心血管及慢性疾病的死亡原因乃是因為沒有在第一時間發現出病症，導致無法在第一時間內做最有效的治療，喪失最佳治療的黃金時間，因此若能及時的診斷出病症，便可降低相關死亡機率，而病症之判斷通常需要有醫師之專業知識以及相關診斷經驗，但即使再有經驗的醫師也會因為當時的環境、心情、群眾、家庭等等外在因素而有了主觀的誤診，若出現誤診，對於病患的病情以及權益、治療過程還有醫院的信譽、醫師個人的權威等等都會有不良的影響，如此說來，對於患有心臟性慢性疾病之病患病情的診斷，除了要有醫師做專業、主觀性的經驗診斷外，還要有客觀性的分析數據做為醫師診斷病情時的參考，因此心電圖 Electrocardiogram(簡稱 ECG)便成為當前較熱門作為醫師在診斷心臟方面疾病的重要參考數據。

本研究便是擷取病患的 ECG 資料，再利用相關之演算法，判斷法則，做出數據資料之心律變異度分析，以提供客觀參考數據給予醫師再加上醫師之經驗判斷來進行診斷以降低誤診的機率。

1.3 研究流程

為達到系統輕便化、可攜帶之特性，本文將此套系統建構在目前最為大眾化之智慧型手機(內部作業系統為當今最為大眾化之 Android 作業系統)，並且搭配訊號擷取電路內之：二階高低通濾波電路、AD620 儀表放大電路、notch 濾波電路、準位提升電路，加上運用大眾化之藍芽通訊技術(Bluetooth)將訊號傳送至手機當中，便可即時性的擷取病患 ECG 訊號，再利用即時性之 QRS 複合波偵測演算法[1]進而得到”即時性”心律變異度分析資料，藉此資料來進行心臟方面疾病之診斷。(圖一)即為研究流程大意圖，為驗證本文所述系統之正確性，我們引入 MIT-BIH 所提供的 Arrhythmia DataBase(ECG 心律不整資料庫)中了第 100、101、103、104、105 等五筆心律不整病患之 ECG 資料，再搭配經由上述訊號擷取電路擷取實際受測者之資料來進行比對，以此驗證整體系統之正確性。



圖一 研究流程大意圖

1.4 論文架構

本文共分為五章，第一章為緒論，將介紹此當前台灣在心血管方面疾病的醫治以及國人前十大死因的介紹進而導入研究動機，還有預計可以達成的目的與結果；第二章將著重在相關知識的建立以及文獻探討，除了介紹心電訊號 ECG 的由來、發現還有相關波形及應用外，在 Android 作業系統上多以著墨並闡述其優點及特色，另外在心律變異度分析方面加以論述，來建構出讀者對於心律變異度分析的粗略輪廓；第三章我們將進入研究方法，分為硬體電路設計以及軟體演算法實現兩者，介紹如何擷取最穩定、適當的 ECG 心電訊號作為應用，並導入簡化式、即時性的 QRS 複合波偵測演算法來做即時性的 QRS 波偵測，藉由偵測到的 QRS 波訊號來運算出心律變異度分析的有效評估參數:SDSD、SDNN、NN50count、pNN50，此四參數將可導入最後的結論重點；第四章我們將第三章介紹的方法近來實驗，並引入 MIB-BIH Arrhythmia 資料庫來進行演算法的驗證與準確性，並將相關結果整理於表 I；第五章便是統合前面所述加以結論，並且在未來發展部分詳述其可改進之處。

第二章

相關知識以及文獻探討

2.1 心電圖簡介

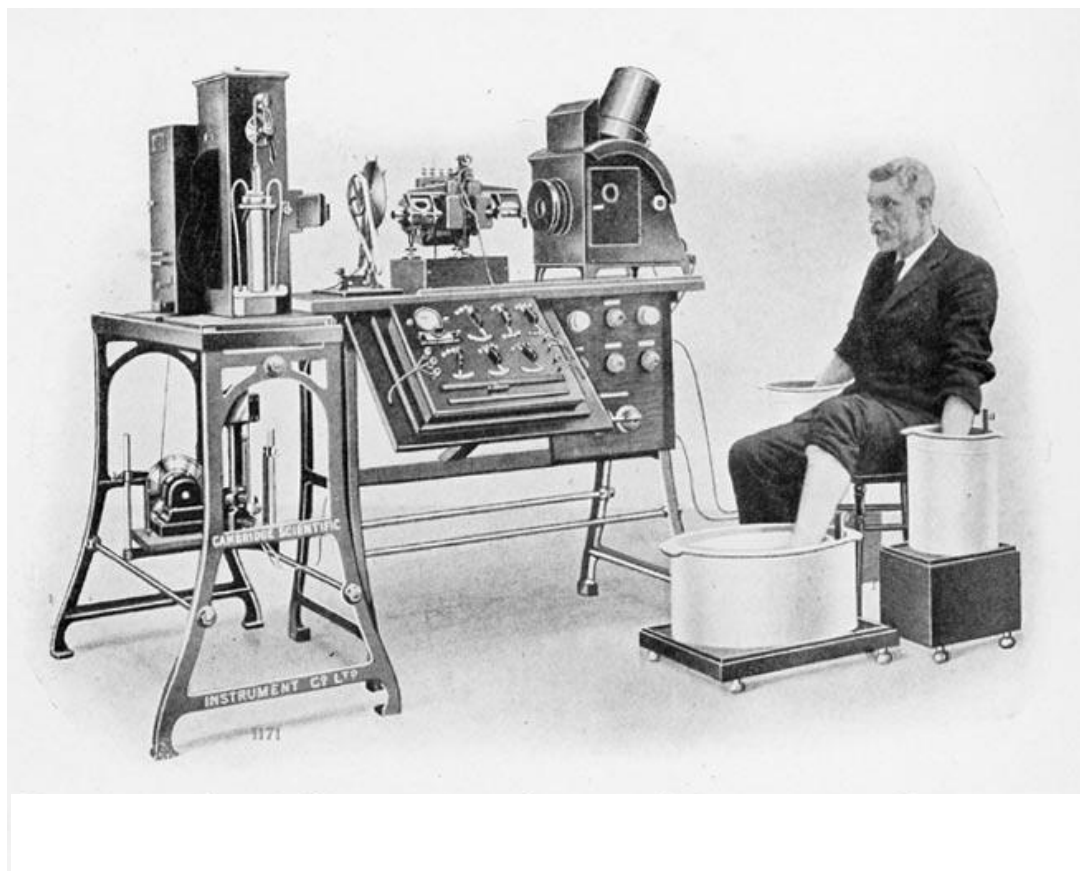
2.1.1 心電圖的發現

1872 年，在 A. Muirhead 所寫報告所提到，他以導線連接到一位發燒病人手腕上獲得了他心臟搏動的電訊號並且記錄下來，在當時用以記錄並顯示信號的儀器乃是一台由英國生理學家 John Burdon Sanderson 製作的里普曼微電流計。然而世界上第一個有系統性的從電生理學角度研究心臟活動的科學家是在倫敦 Paddington 醫院工作的英國人 Augustus Waller。他的儀器是一台固定在投影儀上的里普曼微電流計。

1903 年，荷蘭籍醫生、生理學家威廉·埃因托芬發明了弦線式檢流計，從此以後帶來了心電圖歷史上的第一次突破。他使用的心電圖記錄裝置比 Waller 使用的微電流計以及法國工程師 Clément Ader 在 1897 年發明的檢流計都還要靈敏；當時的測量方式與今日運用電極接觸身體以擷取電訊號的方式不同，埃因托芬的裝置必須在記錄心電圖時把受檢者兩隻手臂以及一隻腿泡在盛有鹽水桶中進行量測(圖二)，以增強導電性。埃因托芬把心電圖仔細記錄下來後便將其中的

一系列波分別命名為 P 波，Q 波，R 波，S 波和 T 波，並且描述了一些心血管系統疾病的心電圖特點。為了表彰他的此項發現，他於 1924 年獲得諾貝爾醫學與生理學獎。

雖然我們今天仍然在使用那個時代的理論來分析心電圖，但是近年來心電描記術領域已經出現了重大的進展。比如心電記錄儀器已經從實驗室中的笨重的設備演變成了今天非常便攜的裝置，並且電腦心電圖分析也參與其中。

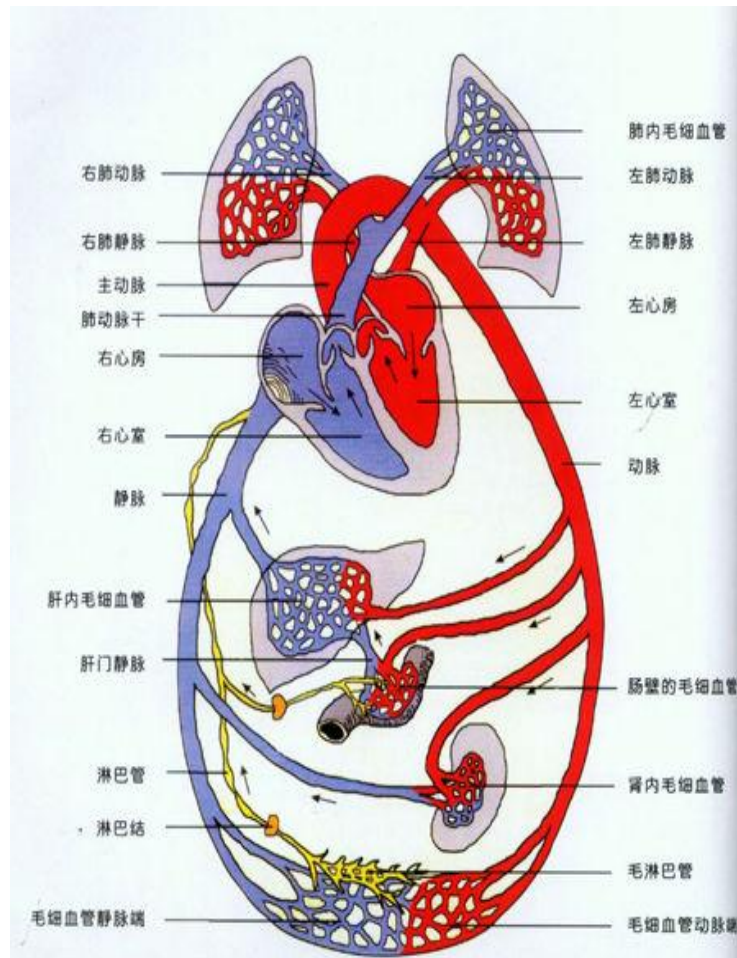


圖二 威廉·埃因托芬所發展之心電圖紀錄裝置

2.1.2 心臟循環及電氣傳導系統

人體心臟大小大約比我們的拳頭還要再大一點，位於中隔腔中間；心臟的三分之二是偏向左邊，任何人心臟多多少少都有向左偏心的。它的功能就像機器馬達一樣，它需要無時無刻不斷的跳動，就像馬達的幫浦一樣，要把血流送到腦部、冠狀動脈、四肢，還有腹部的臟器官組織，如肝臟、腎臟、胰臟等等，都需要靠心臟幫浦的功能。萬一有一天心臟因為任何的原因而導致幫浦功能受損，而無法把血流打出至全身，導致低搏出量，引發了心臟衰竭，造成全身性的缺氧狀況。

心臟本身包含了四個腔室：左心房、右心房(Atria)、左心室、右心室(Ventricles)，若以功能歸類，則包含有兩個系統，其中之一為靜脈血流系統(右心房、右心室)，另一個是動脈血流系統(左心房、左心室)如(圖三)。靜脈血流系統要把體內各器官所流回的血液收集到上腔靜脈及下腔靜脈，靜脈血流回來之後，繼續匯集到右心房，再經三尖瓣到右心室，當右心室一收縮將血經肺動脈瓣把血打到肺動脈，到達肺臟，稱為”肺小循環”，這些靜脈系統的血流經肺小循環氣體交換以後，再由肺靜脈回流，含氧量高的血再聚集於左心房。當左心房收縮，這收縮的壓力會沖開二尖瓣(俗稱僧帽瓣)，而進入左心室，當左心室強力收縮下，能打開主動脈瓣，將血液送大動脈而輸送至全身，而完成”體循環”。



圖三 心臟循環系統

以上為人體心臟循環系統的論述，但人體心肌細胞乃是由微弱電訊號予以刺激進而導致心房心室收縮，因此下方敘述心臟方面的電訊號傳導過程(圖四)：

竇房結(S-A node)：

為心臟搏動的啟動點，位在上腔靜脈與右心房的接合處，作用為控制心臟搏動，每相隔約 0.8 秒會送出一電氣脈衝(electrical impulse)至心房，使心房去極化導致心房收縮，之後此去極化電波會傳導至房室結。

房室結(A-V node):

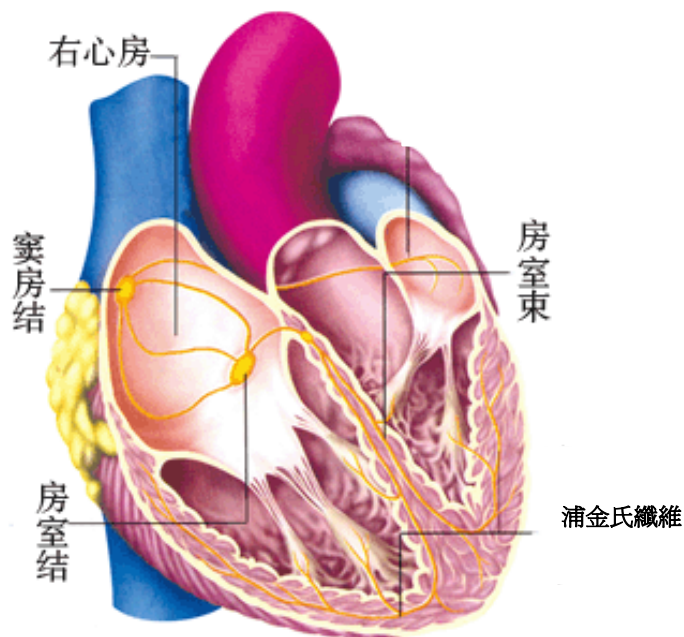
位於右心房下半部之房室結在接收到來自心房的去極化波後，會延遲約 0.1 秒時間使其造成 PR Segment，然後才將其電脈衝傳至希氏束。

希氏束(Bundle of His):

位於心房右側內膜面，緊接著房室結，作用在於將電脈衝傳導至左右束枝，再利用左右束枝，將電脈衝傳導至浦金氏纖維。

浦金氏纖維(Purkinje fibers):

位於心室內壁，心內膜之下的浦金氏纖維，可說是心室收縮的致動器，電脈衝傳導至此，便會產生心室細胞去極化而刺激心室收縮，打出血液，最後等待心室細胞再極化完畢後，整個電訊號傳導過程便到此結束。



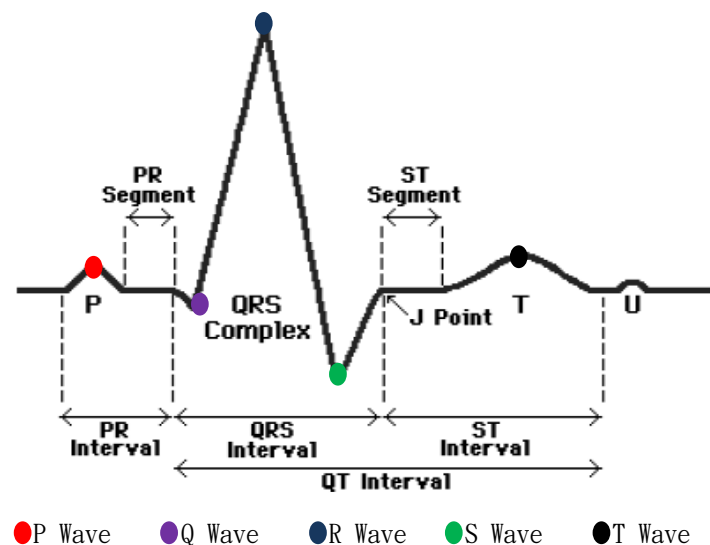
圖四 心臟電訊號傳導圖

2.1.3 心電圖原理與波形

上述即為人類心臟進行一個工作之週期:右心房→右心室→肺循環→左心房→左心室→體循環；而電脈衝傳導過程為:竇房結→心房→房室結→希氏束→左右束枝→浦金氏纖維→心室；推動血液進行循環為心肌的工作，利用電脈衝傳導來去極化與再極化心房、心室細胞來致動心肌，我們可藉由電極貼片以及相關計表將其去極化及再極化的微電流活動記錄下來繪於圖表之上，便成為所謂的心電圖

(*Electrocardiogram/ECG*)。

根據威廉·埃因托芬所說的心電圖依照不同波形分為 P 波、Q 波、R 波及 S 波、T 波，以及新增之 U 波，此六種波形源於一心臟搏動週期內，不同的心臟部位細胞所發出之不同的微弱電訊號，以下介紹各波形、波段等特徵參數(如圖五)產生之緣由以及其應用。



圖五 心電圖波形、間距、間段

- P 波

P 波為第一個出現之波形，是來自於左心房、右心房去極化時由體表電極收集而得，在心房去極化後，波形即又回到原來之基線點即進入 PR Segment。

- QRS 波組(複合波)

QRS 複合波源自於左心室、右心室的去極化，心室所放出之為電訊號相較於心房為大，因此 QRS 複合波的大小以及變化量會是 ECG 所有波形中最大。

- T 波

T 波為左右心室快速再極化的過程，從 QRS 波群起始處到 T 波最高點這段時間稱為心臟的絕對不應期，而 T 波的後半段則稱為相對不應期（又稱易激期）。

- U 波

U 波較不易被發現，一般而言被認為是與心室晚期再極化有關，對於心跳數較低的受測者，其 U 波較易被發現。

- RR Interval

為相鄰兩個 R 波的時間，可以測得受測者之心跳，一般正常的成人心跳速率約為 60~100bpm。而此特徵參數，也是本文所描述之系統最為重要之參數。我們用此來觀測受測者是否有心律不整現

象發生。

- PR Interval

PR Interval 為從 P 波開始點到 QRS 波群開始點之間所經過的時間。反映了電衝動由竇房結發出，經房室結傳入心室引起心室除極所需的時間。因此此特徵參數可以做為評估房室結功能的重要指標。

- PR Segment

PR Segment 連接 P 波和 QRS 複合波，代表了心電衝動由房室結傳到希氏束、左右束支及浦金氏纖維的過程。這個過程中心電衝動並不直接引起心肌收縮，而只是其向心室傳導的一個過程，所以在心電圖上顯示一個平直段。PR Segment 對於臨床診斷較為重要。

- ST Segment

為 QRS 複合波的結束點至 T 波開始點所經過的時間，

- QT Interval

QT Interval 為 QRS 複合波開始點到 T 波結束點所經過的時間。

此特徵參數若過長則被認定為室性心動過速的危險因子之一，有猝死的可能性發生。

2.1.4 心電圖之應用

自 1903 年威廉·埃因托芬發現心電訊號並定義齊各種波形後，到了現代，心電圖已成為了診斷心臟疾病的重要參考數據之一：心電圖的多相性(每個相鄰波形出現差異的現象)；而近年來研究指出，心電圖的多相性可能是危險的心律失常的前兆表現，而當今諸多研究也多方面的朝著此方向前進，目的就為了藉由觀察心電圖變化，事先的診斷出心律失常；而當今的心電圖儀器也漸漸地從醫院中那繁瑣、大體積的機器轉變為可居家用、小體積可隨身攜帶的小儀器。

2.2 Android 簡介

2.2.1 Android 介紹

美國 Google 公司在 2007 年 11 月推出 Android 作業系統開放平台以及宣布成立”開放手機聯盟 OHA”(Open Handset Alliance)此聯盟組織支持 Google 公司所推動的 Android 手機操作系統及相關應用軟體，此組織除了美國 Google 公司外，還包括手機開發製造商、手機晶片製造商、電信公司和應用軟體開發商，目的在以推動、升級當前手持電話至高性能的領域，將電腦與手機結合成為”智慧型手機”，改變人們使用手機的習慣，因為智慧型手機的出現，造成全球

手機相關產業的大變動與革命；在 2010 年末數據顯示，僅正式推出兩年的作業系統的 Android 在市場佔有率上已經超越稱霸十年的諾基亞 Symbian 系統。2011 年 8 月，Android 操作系統在全球智能手機操作系統的市場佔有率已達 48%，成為全球第一大智能手機操作系統。

2.2.2 作業系統架構

Android 作業系統(如圖六)是以 Linux 作業系統為基礎，再加以擴充 Android 執行環境(Android Runtime)和應用程式開發平台(Application Platform)，Android 作業系統包括有：

- 應用程式

Android 的應用程式是採用 Java 語言撰寫的，視為用戶和設備的人機介面(User Interface)提供用戶可操作各種應用功能，目前 Android 以提供基本桌面(Home)、電話簿(Contact)、數位通話(Phone)以及網頁瀏覽器(Browser)，開發人員採用 Android 開發平台所開發出來的應用程式也是安置於此層。

- 應用程式開發平台

開發人員可使用 Android 應用程式開發平台提供的 API 來開發自己規劃的程式，利用這一層建立機動程式(Activity)和服務程式(Service)；每一個應用程式是由數個 Activity 和 Service 組成，每

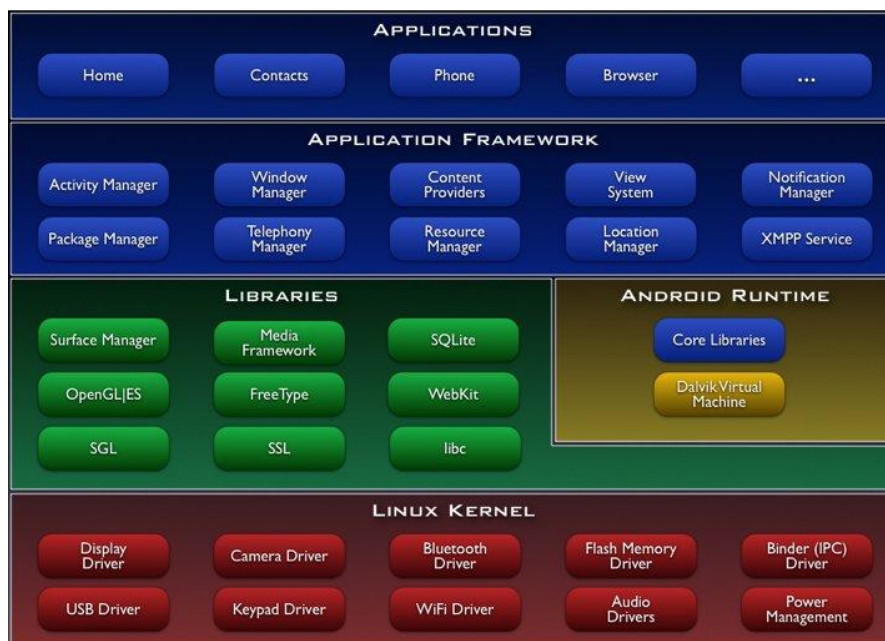
個 Activity 掌管自己的顯示畫面，而 Service 並無自己的顯示畫面。

- Android 執行作業環境(Runtime)和各式程式庫(Libraries)

Android 包含了不少 C/C++ 程式庫，這些程式庫能被 Android 作業系統的許多組件使用，透過應用程式開發平台提供給開發人員更豐富的功能；核心程式庫如下：C 函式庫、媒體程式庫、圖像顯示管理、Web 瀏覽器、3D 程式庫、資料庫(SQLite)等等，有了上述若干程式庫，對於應用程式開發人員開發程式的速度、便利性，會更有所提升。

- Linux 系統核心及驅動程式

Android 是採用 Linux 為核心的作業系統，Linux 在 Android 中扮演的角色是系統資源管理、比如說像是記憶體、網路、電源、驅動程式等等，作為與硬體底層溝通的媒介。



圖六 Android 架構

另外而與程式庫擁有相同重要功能的元件便是” Android RunTime”
也就是這個元件讓Android平台支援Java語言，他專門負責轉換Java
執行碼成為底層的硬體設備機械碼。

2.3 心律變異度(Heart Rate Variability/HRV)之原理及簡介

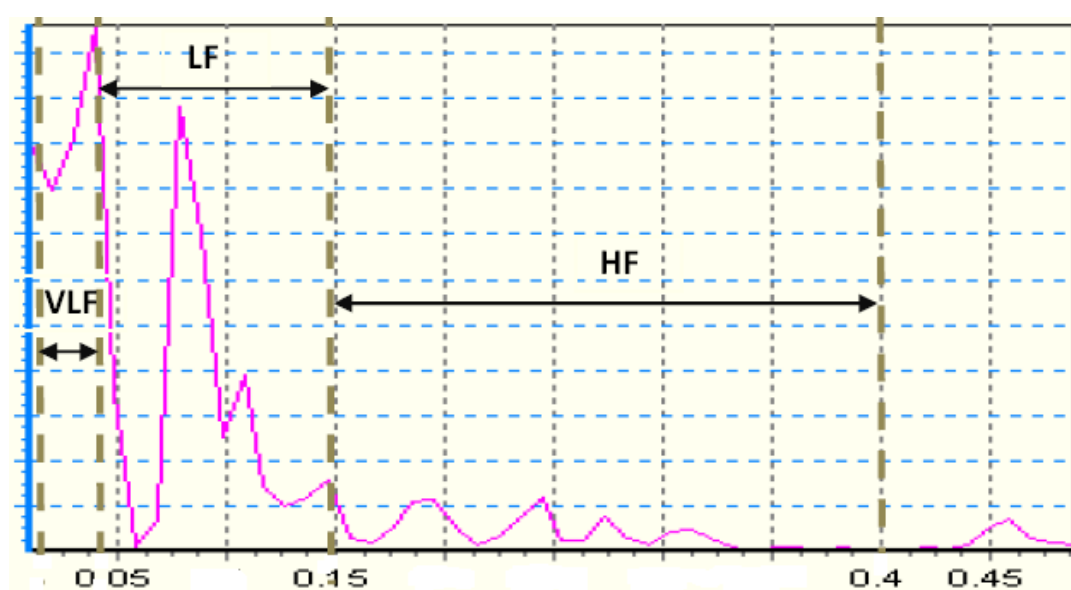
心律變異度(Heart Rate Variability)簡稱HRV，他是一種量測
連續心跳速率變化程度的方法。其計算方式主要是分析藉由心電圖或
脈搏量測所得到的心跳與心跳間隔的時間序列。心臟除了本身的節律
性放電引發的跳動之外，也受到自律神經系統(autonomic nervous
system，ANS)所控制。過去二十年已有不少文獻顯示自律神經系統的
調控與心血管疾病相關的死亡率有顯著的關係，例如心因性猝死、高
血壓、出血性休克、敗血性休克等。心率變異分析亦被發現可作為預
測發生心肌梗塞後的死亡率的指標。由於ECG心電圖是因紀錄心肌細
胞的去極化、再極化得來的，一個周期開始於竇房結的致動放電，結
束於受到浦金氏纖維而產生的心室收縮，而竇房結放電的頻率是受到
交感與副交感神經所調控的。

心律變異度最早由1965年由兩位學者發現，在胎兒身體不適的
情況下，發現最先出現變異的是胎兒心電圖的RR Interval(RRI)，
而後經過多年研究，於1981年Akselrod學者發展出將心電圖ECG做

傅立葉轉換後得到的” 心律變異特性功能頻譜” 可以反映處交感神經、副交感神經控制生理機制的現象，把 RR Interval 序列進行頻譜分析(如圖七)，可得出幾個較明顯的頻峰: 高頻區段以及低頻區段，高頻區段通常反映副交感神經之活性，而低頻區段同時受到交感與副交感神經系統的調控。表 I 為各區段之臨床意義。

表 I 心律變異特性功能頻譜之各區段定義

區段	頻譜範圍	臨床定義
極低頻 VLF	$<0.04\text{Hz}$	生理定義不明
低頻 LF	$0.04\sim0.15\text{Hz}$	交感與副交感活性指標
高頻 HF	$0.15\sim0.4\text{Hz}$	副交感活性指標



圖七 心律變異度功率頻譜圖

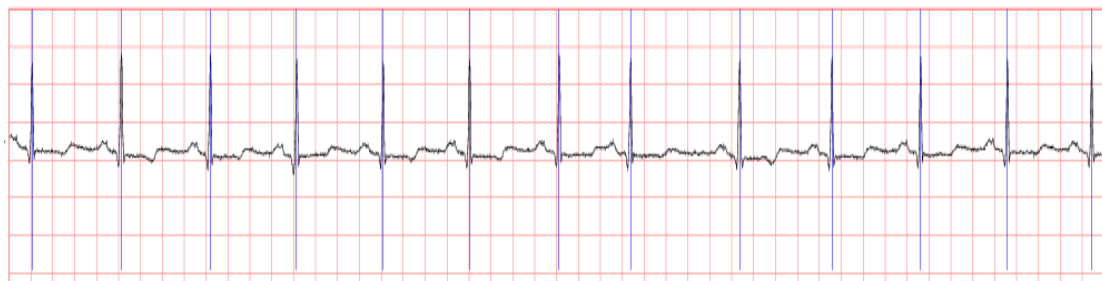
2.4 MIT-BIH 資料庫簡介

Pysio Bank 是一資料庫數位化完整並記錄適當生理訊號之特徵及經常用於生物醫學團隊之數據資料庫，庫中包括許多心肺、神經、以及其他生物醫學之特徵參數，MIT-BIH 是由美國麻省理工學院提供的研究心律失常的數據資料庫。目前國際上公認的可作為標準的心電圖數據資料庫有三個，分別是美國麻省理工学院提供的 MIT-BIH 數據資料庫，美國心臟學會的 AHA 數據資料庫以及歐洲 AT-T 心電數據資料庫。其中 MIT-BIH 數據資料庫近年來應用較為廣泛。目前已成為全球近 500 家研究機構，可普遍運用之標準資料庫，其資料庫常用於測試、評估心律不整偵測法之效能，一般研究機構，多用此資料庫驗證本身偵測器之好壞、效率。

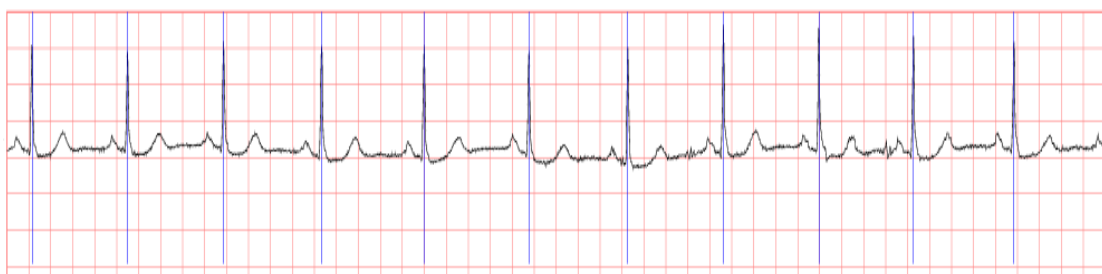
目前在(<http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>)能找到的 MIT-BIH 資料庫約有 10 種:Arrhythmia Database、Atrial-Fibrillation Database、ECG compress test Database、ST-Change Database、Supraventricular Arrhythmia Database 等等，而本文選取 Arrhythmia Database(心律不整數據資料庫)中的 5 個 sample records，分別為 No. 100(圖八)、No. 101(圖九)、No. 103(圖十)、No. 104(圖十一)以及 No. 105(圖十二) record 來做為本次系統進行驗證的重要數據資料。

MIT-BIH ECG 數據資料之取樣頻率皆為 360Hz，如此取樣頻率將可長

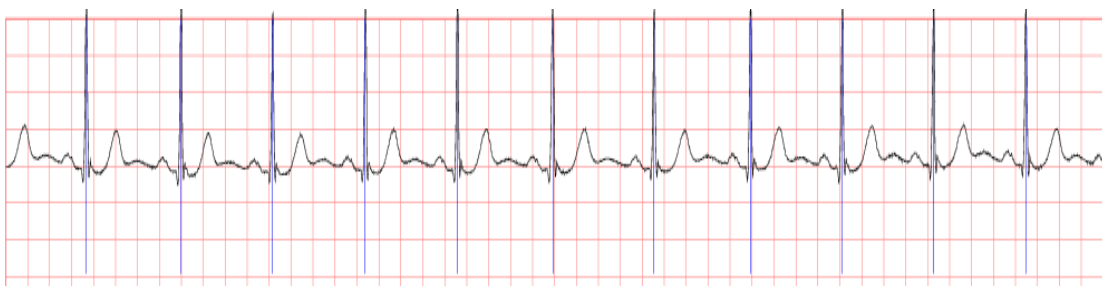
時間進行擷取不會造成數據過於龐大，也不會因取樣頻率過低而導致 ECG 訊號產生失真。



圖八 Arrhythmia database record No. 100 之心電圖



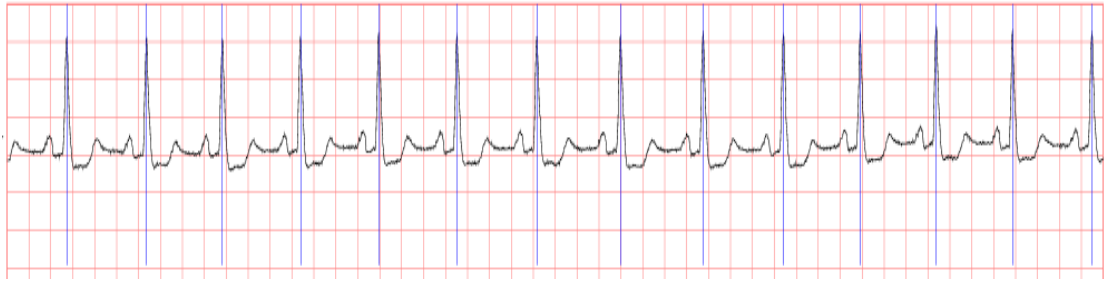
圖九 Arrhythmia database record No. 101 之心電圖



圖十 Arrhythmia database record No. 103 之心電圖



圖十一 Arrhythmia database record No. 104 之心電圖



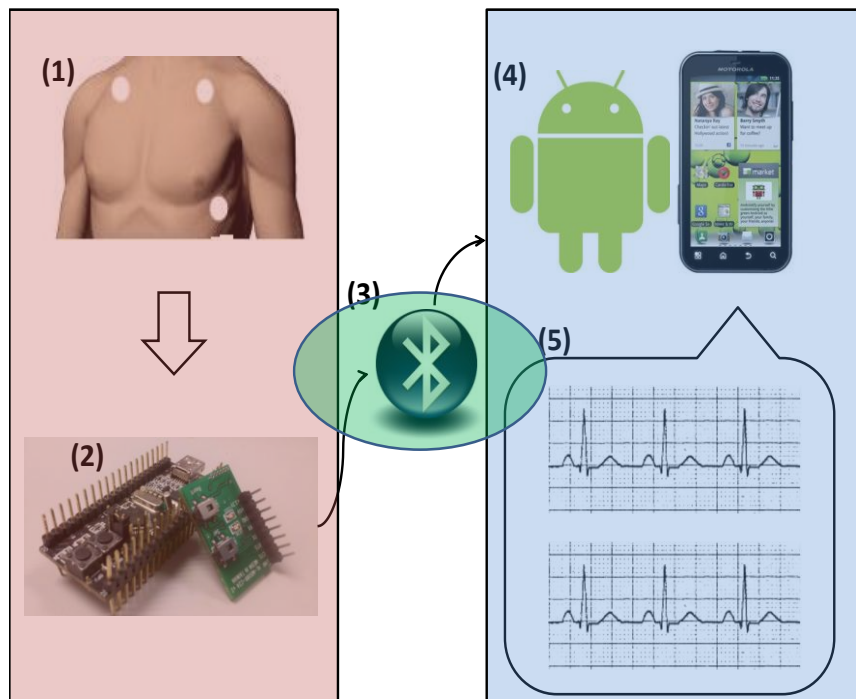
圖十二 Arrhythmia database record No.105 之心電圖

第三章

研究方法

3.1 整體系統架構

本文所述系統以宏觀角度來看，可分成兩大部分(圖十三):1. 與受測者接觸的體表電極還有類比訊號處理電路;2. 建構於 Android 智慧型手機中的 ECG 心電訊號監督及 HRV 心律變異度數據生成系統。而聯繫這兩大部分的為目前最為大眾化之 Android 手機中內建的藍芽傳輸技術。

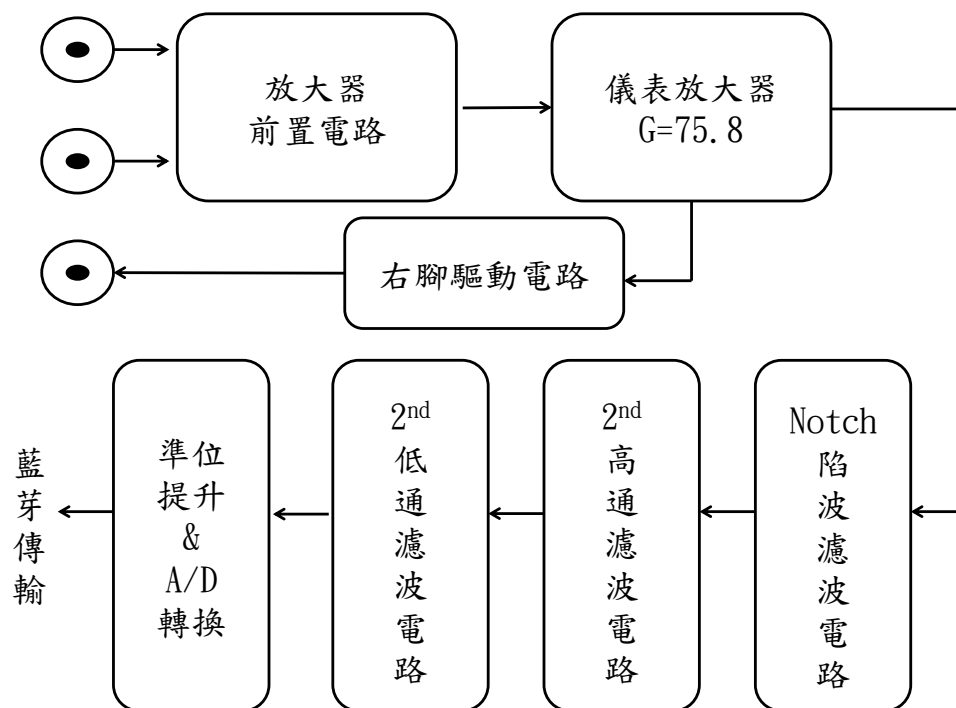


圖十三 整體系統示意圖(1). 皮表電極位置圖 (2). 類比訊號處理電路及藍芽傳輸: (3). 無線藍芽傳輸技術: (4). 內建於 Android 手機之心電訊號監督系統: (5). HRV 心律變異度數據生成系統。

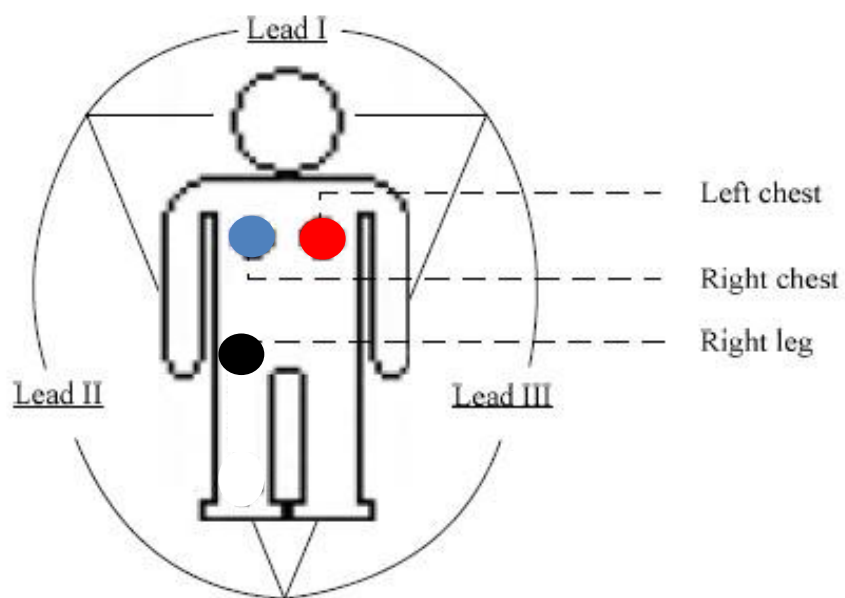
藍芽無線傳輸技術主要有下述特色，也是本系統為何採取藍芽傳輸的原因：(1)大眾化，藍芽無線傳輸技術在當今的智慧型手機中，已經是標準配備，任何擁有藍芽接收器的設備，均可利用藍芽技術達到資料傳輸的目的；(2)低功耗、多節點，藍芽相較於 WiFi 而言雖然傳輸之有效半徑較短(約 10~100 米，視藍芽版本而定)，但其低功耗的特性讓他可進行長時間資料傳輸，且他適合在一區域內建構出一多節點網路，使其在該區域內資料可以共享，這符合本系統需要長時間資料傳輸的要求。

3.2 硬體相關電路

因需要擷取受測者 ECG 心電訊號，我們先將體表電極(本文所使用之體表電極為拋棄式體表電極)貼於受測者胸前，約在乳頭以上以及鎖骨以下處左右各貼一個，，再將抗雜訊用之右腳驅動電路之電極貼於右邊腰間，再搭配下述電路所組成之類比訊號擷取板，及可取得理想之 ECG 心電訊號；訊號擷取過程如(圖十四)；體表電極貼片位置圖如(圖十五)：



圖十四 ECG 訊號處理過程

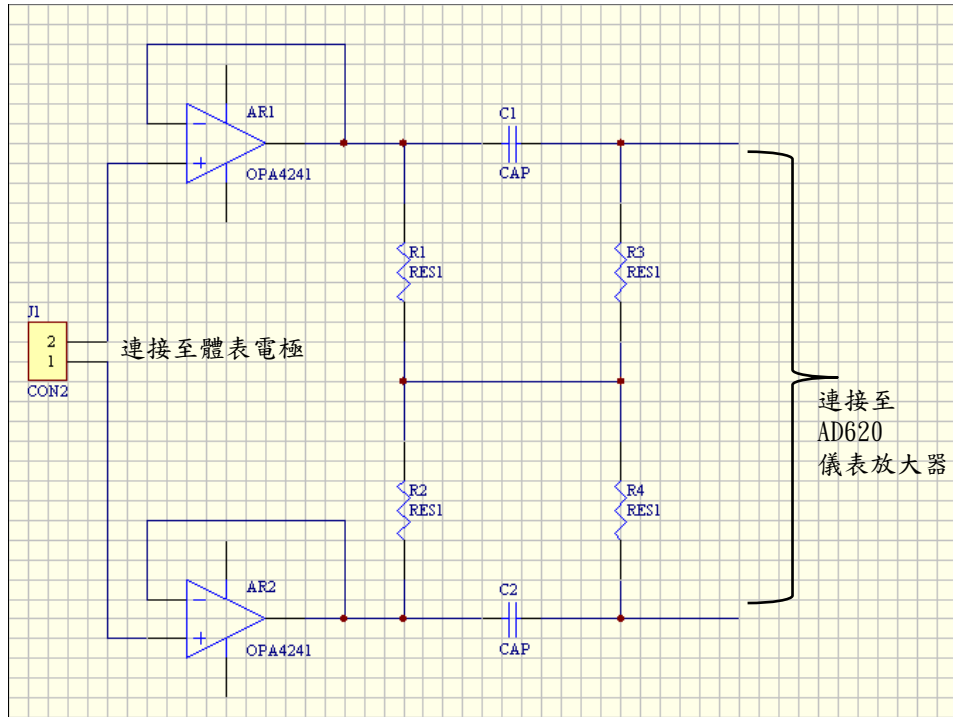


圖十五 體表電極貼片位置圖

3.2.1 貼片電極前置電路

在擷取ECG心電訊號時，外在諸多雜訊的干擾會導致無法擷取到乾淨的訊號，因此如何有效抑制雜訊進入放大器內便成為重要的課題；我們將理想ECG訊號比喻為差模訊號；反之將雜訊喻為共模訊號，最終目的就在於將差模訊號完整耦合進入放大器內並將共模訊號排除其外。

首先由體表電極擷取而來之訊會先經過放大器前置電路，體表電極內側有定量的導電膠來降低皮膚與電極之間的阻抗，但在擷取訊號時難保會有因電極與皮膚之間的磨擦而產生微小直流電壓，此電壓會因高大放倍率的儀表放大器而產生輸出飽和的情況發生，進而干擾到ECG擷取，因此必須在儀表放大器輸入端加入電容來隔絕直流，但儀表放大器之輸入端仍須有直流電來供應使其工作，若完全隔絕直流，將會導致儀表放大器無法正常工作，因此在放大器輸入端再加一電阻接地來提供放大器工作電流，但若如此接法又會降低共模拒斥比CMRR，因此如何在不降低CMRR的情況下又能有效隔絕直流，成為一個重要的課題，因此本文根據[6]引用一放大器前置電路(如圖十六)來有效隔絕直流又能不降低共模拒斥比(CMRR)。



圖十六 放大器前置電路

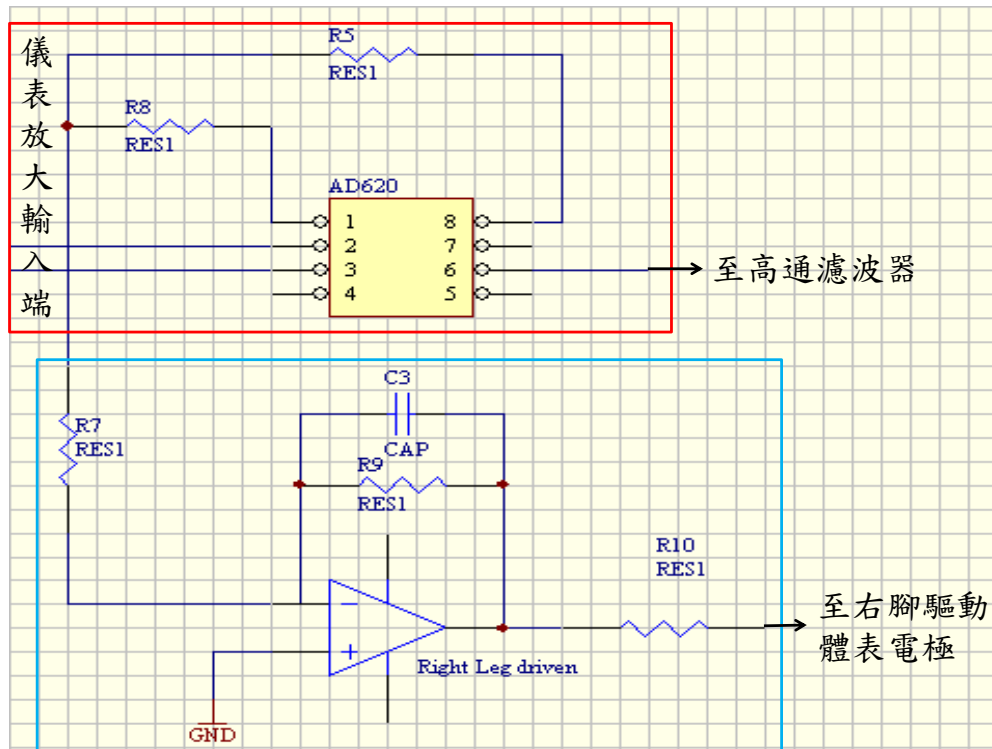
3.2.2 AD620 儀表放大器及右腳驅動電路

本文所採用之儀表放大器為 Analog Device 的產品” AD620” ，因其特性易使用(常用於可攜式裝置)、低功耗(1.3mA max current)、低電壓(+2.3V~+18V)、可使用外在電阻控制放大倍率($G=1\sim1000$)故採用之，從[25]中擷取出(1)式並且根據(1)式，可計算本文所使用之儀表放大器放大倍率，利用控制 R_G 將放大倍率設為 75.8 倍。

$$G = 49.4k\Omega / R_G + 1 \text{ --- (1)}$$

右腳驅動電路(Right Leg driven)常用來減低共模雜訊的電路，在 1983 年 Winter 和 Webster 提出一篇論文教導如何設計右腳驅動電路 [22]。運用概念設計出本文所需之儀表放大器及右腳驅動電路(如圖

十七)，紅框區為儀表放大電路、藍框區為右腳驅動電路



圖十七 儀表放大器及右腳驅動電路圖

3.2.3 二階高通濾波器

心電訊號 ECG 的頻率分布約在 0.01Hz~250Hz 之間，而本文意在追求能夠擷取到 QRS 複合波，因此需要將不必要之頻段以及雜訊濾除，心電圖的測量最易受到低頻雜訊的影響而產生下列各種情況：

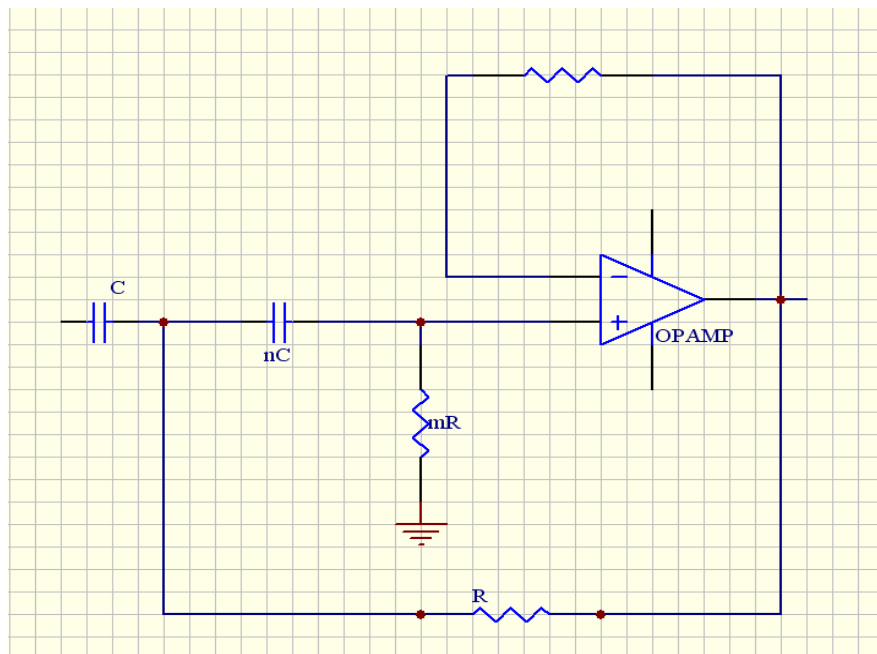
- 基線飄移(圖十八)
- 訊號飽和



圖十八 因低頻干擾導致基線飄移

若沒有去除低頻雜訊所帶來的基線飄移以及訊號飽和現象，將會造成本系統之演算法有所誤判，進而導致整套系統的準確率下降，因此低頻雜訊的消除對於本文來說是非常必要的。

基於上述情況我們引入二階高通濾波器(圖十九)旨在消除會造成基線飄移以及訊號飽和的原因並凸顯出其 ECG 之原本訊號。



圖十九 二階 Sallen-key 高通濾波器($R=10\text{k}\Omega$ 、 $C=4.7\mu\text{F}$ 、 $m=2$ 、 $n=1$)

因 ECG 心電訊號需要平穩頻率通帶響應以及高度的抗雜訊功能，因此本文使用 Sallen-key 高通濾波器來達成；由此濾波器之波德圖

(圖二十)可知 Sallen-key 高通濾波器擁有下列特性：

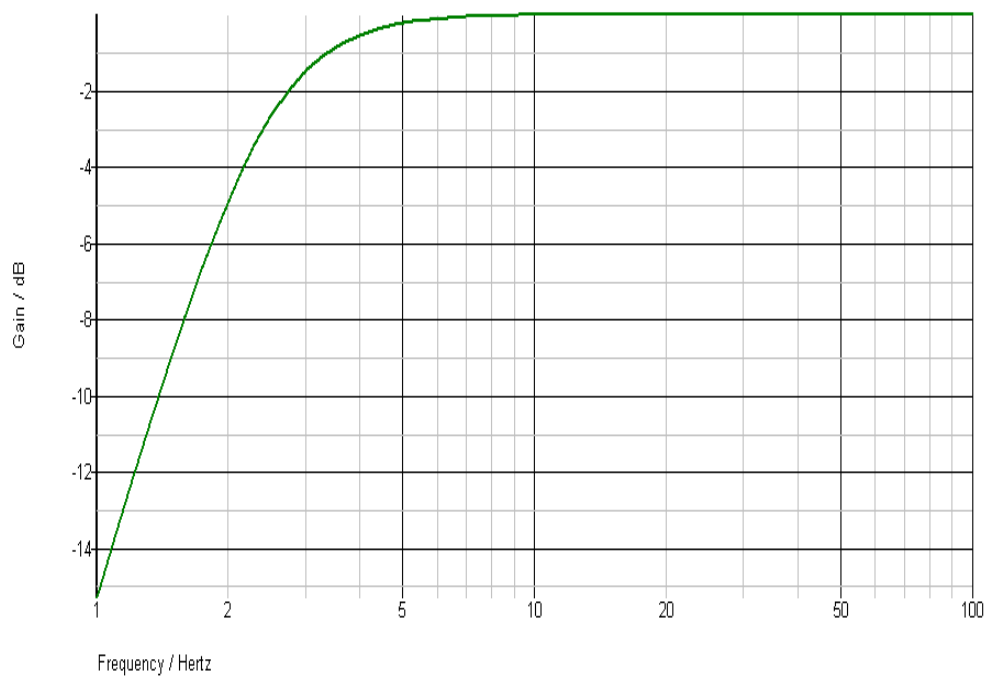
- 擁有較平坦之頻率通帶增益
- 調整 RC 便可控制截止低頻頻率

此濾波器之低頻截止頻率經由(2)式可將其算出，我們將 R 設為 10k

Ω 、C 設為 $4.7\mu\text{F}$ 、m 設為 2 以及 n 設為 1 的情況下，算出低頻截止

頻率大約為 2.4Hz

$$f_o = \frac{1}{RC\sqrt{nm}} \text{-----}(2)$$

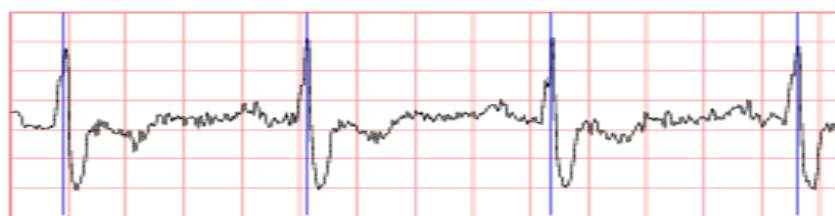


圖二十 高通濾波器之波德圖

3.2.4 二階低通濾波器

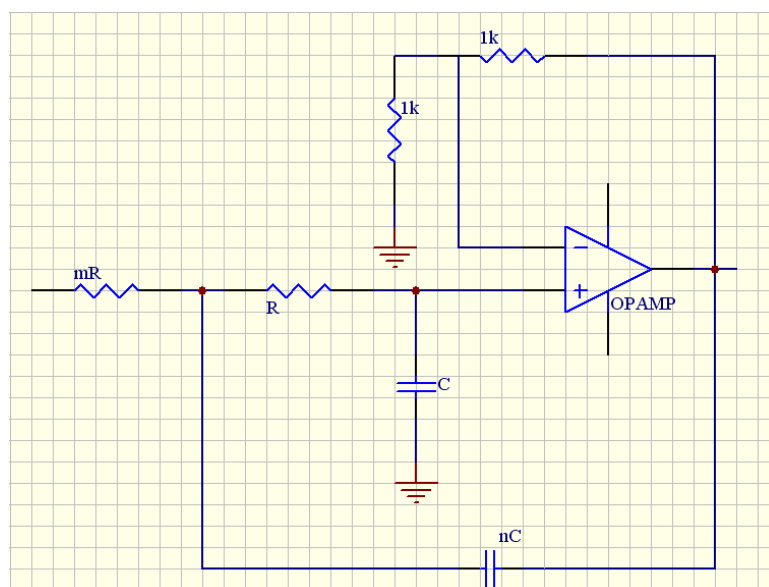
在擷取心電訊號 ECG 的過程中，除了低頻雜訊會造成的基線飄移、

訊號飽和的情況外，高頻雜訊的干擾亦會導致訊號的本身出現毛邊的現象發生(圖二十一)，而高頻雜訊的來源大多來自於空氣中的各種高頻訊號，包括手機射頻訊號、廣播訊號等等



圖二十一 高頻雜訊產生之毛邊現象

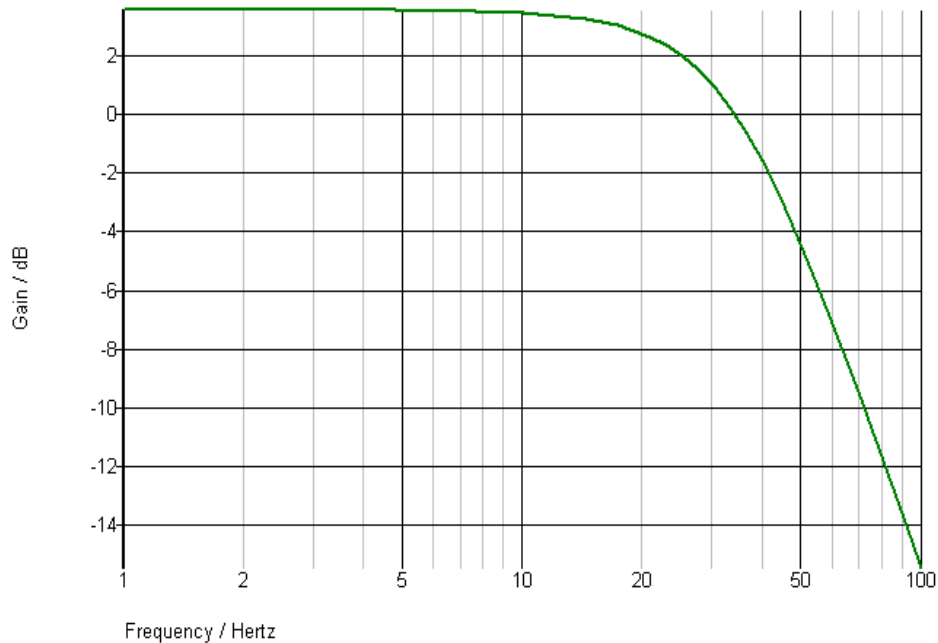
為改善上述現象，必須引入低通濾波器消除掉高頻雜訊，我們同樣的引入 Sallen-key 低通濾波器(圖二十二)來達到我們的目的，此低通濾波器與高通濾波器大同小異，只需將其 R、C 的位置對調，便可成為低通濾波器，



圖二十二 二階 Sallen-key 低通濾波器

當 $m=1$ 、 $n=1$ 、 R 設為 $1k\Omega$ 、 C 設為 $4.7\mu F$ 再根據(2)式，我們同樣可

以計算出其高頻截止頻率，大約為 33.8Hz；此低通濾波器之波德圖(如圖二十三)亦可看出其在通帶的平滑穩定增益特性，符合本文所述之系統的要求。



圖二十三 低通濾波器之波德圖

由於完整的心電訊號頻率分布較廣，與常見的雜訊之頻率分布會有所重疊，因此若是完全消除雜訊，便會有部分的心電訊號被消除因而產生失真，但若是不消除，雜訊又會影響原始訊號而導致訊號的畸變。

本文之原始訊號在經過高通及低通濾波器後，所得到之帶通頻寬為 2.3Hz~33.8Hz，對於完整的心電訊號來說，該頻段的心電訊號或許有部分的失真現象產生，但對於 QRS 複合波來說並沒有太大的差別，

因此我們可以大膽地將此頻段外之雜訊消除，即使這將會導致部分心電訊號遭到濾除也無妨。

3.2.5 Twin-T 陷波濾波器

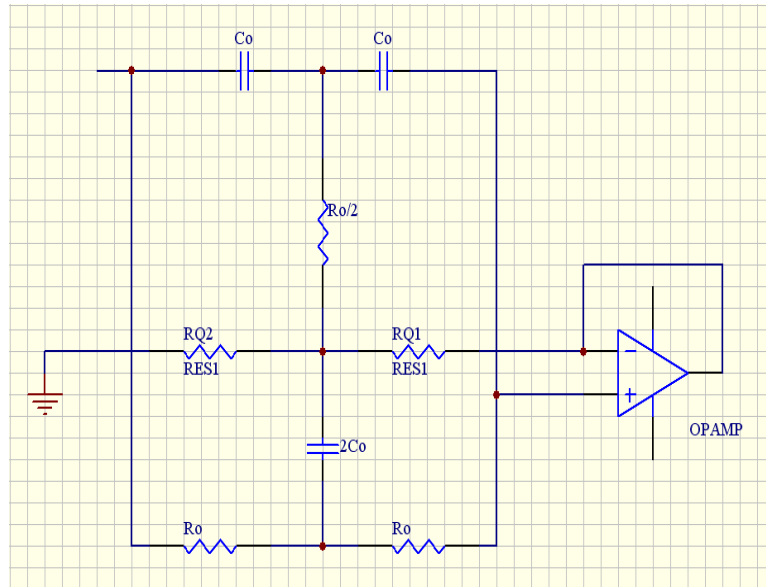
除了高頻雜訊與低頻雜訊會影響原始訊號的擷取之外，一般存在電器中的 60Hz(50Hz)市電的干擾而產生的雜訊，也會導致心電訊號波形的擷取有所失真，一般來說，影響最大的可說就是市電干擾，它會使整個 ECG 波形完全被雜訊蓋住，使之完全無法看到 ECG 原始波形的基本輪廓，因此在任何生理訊號的擷取方面，如何去消除市電的干擾便成為很重要的一部分。

一般而言，大多數為使消除 60Hz 市電雜訊，會在訊號濾波方面加入陷波濾波器，本文使用之陷波濾波為 Twin-T 陷波濾波器(圖二十四)，此電路由兩個 T 型電路所組成，故稱之，其特點如下：

- 構造簡單
- 可藉由控制 C_o 與 R_o 來調控陷波頻率，由(3)式可知
- 可藉由 $RQ1$ 、 $RQ2$ 來控制陷波的斜率，由(4)式可知

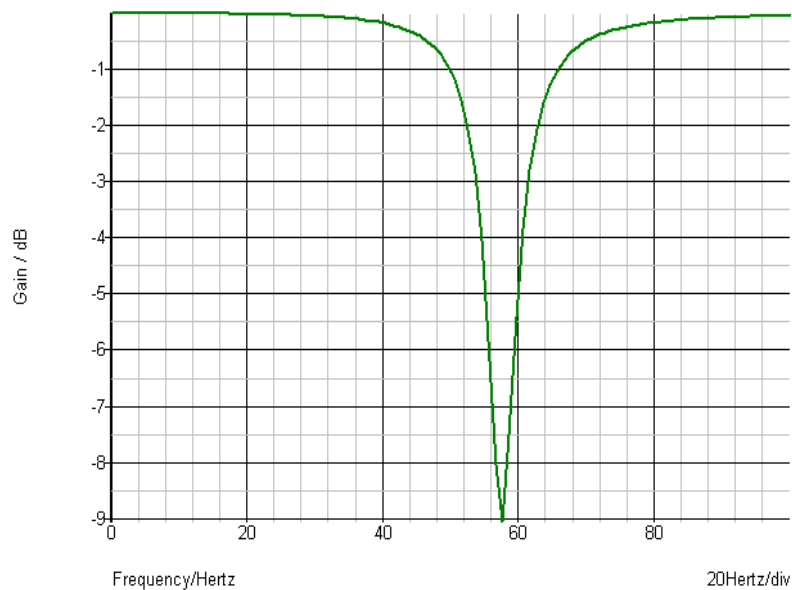
$$f_o = 1/2\pi R_o C_o \text{-----}(3)$$

$$Q = RQ2/4RQ1 \text{-----}(4)$$



圖二十四 Twin-T 陷波濾波器

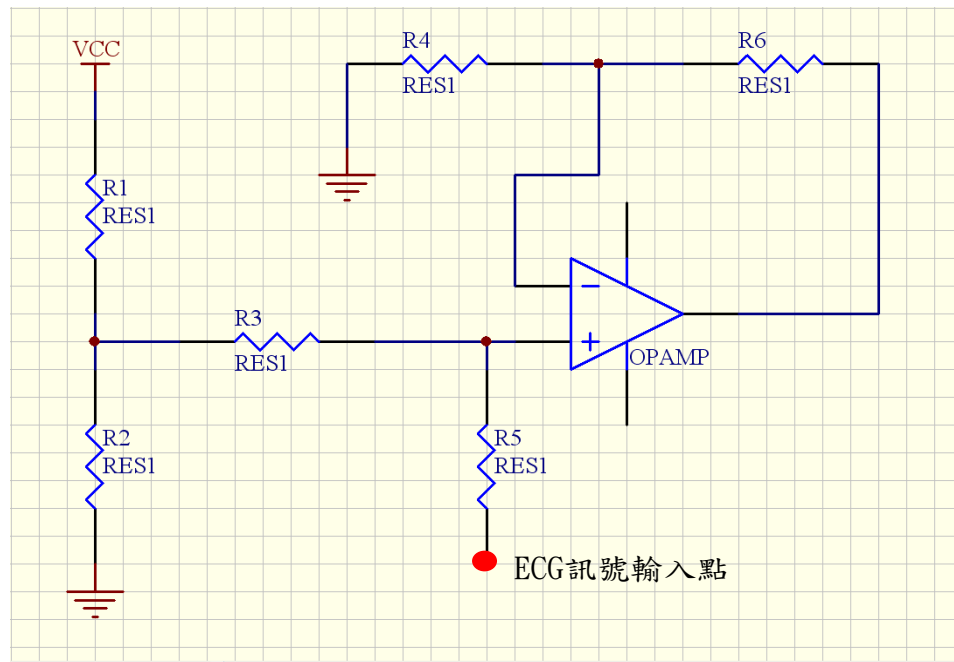
由此陷波濾波器之波德圖(圖二十五)可知確實在頻率 60Hz 處之增益下降甚鉅，本文將 R_0 設為 $2.7\text{M}\Omega$ 、 C_0 設為 1nF 再根據(3)式可算出其陷波頻率約為 60Hz； R_{Q1} 為 100Ω 、 R_{Q2} 為 $3.9\text{k}\Omega$ 再根據(4)式算出 Q 值為 10



圖二十五 Twin-T 陷波濾波器之波德圖

3.2.6 準位提升電路

在類比訊號處理電路的最後，因有 A/D 轉換之需要，必須將整體訊號做一個準位的提升，才能將訊號送入 A/D 轉換，因此需要一準位提升電路(圖二十六)，經此電路後，整體訊號之準位約提升了 1.5V 左右

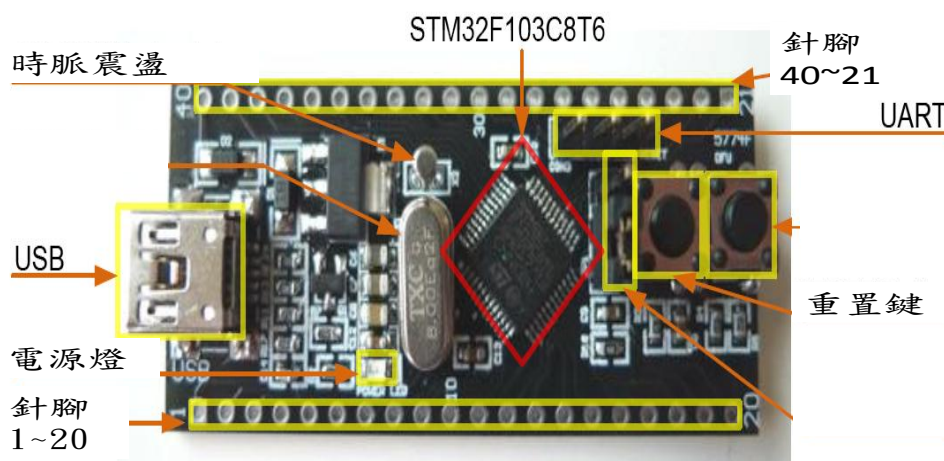


圖二十六 準位提升電路

3.2.7 單晶片微控制器 SIOC 與藍芽晶片

經過上述之諸多類比訊號擷取電路後，可得一較不易受雜訊干擾及已受到準位提升的 ECG 心電訊號，接下來須將此訊號做 A/D 轉換並且將此 ECG 心電訊號運用藍芽無線通訊技術傳輸至藍芽接收端:Android 智慧型手機內，基於需要長時間傳輸以及只能以電池供應訊號擷取板的要求下，我們使用義法半導體公司(STMicroelectronics)生產

的型號為 STM32F103C8T6 之微控制器為主要核心晶片，其內部構造為 72MHz 的 ARM Cortex-m3，在搭配上 USB 介面以及 I/O 相關元件等等所組成的 SIOC(Smart I/O Card)(圖二十七)

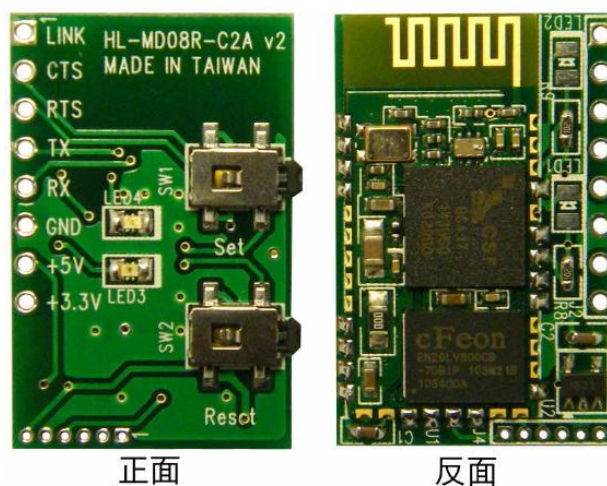


圖二十七 SIOC 平面圖

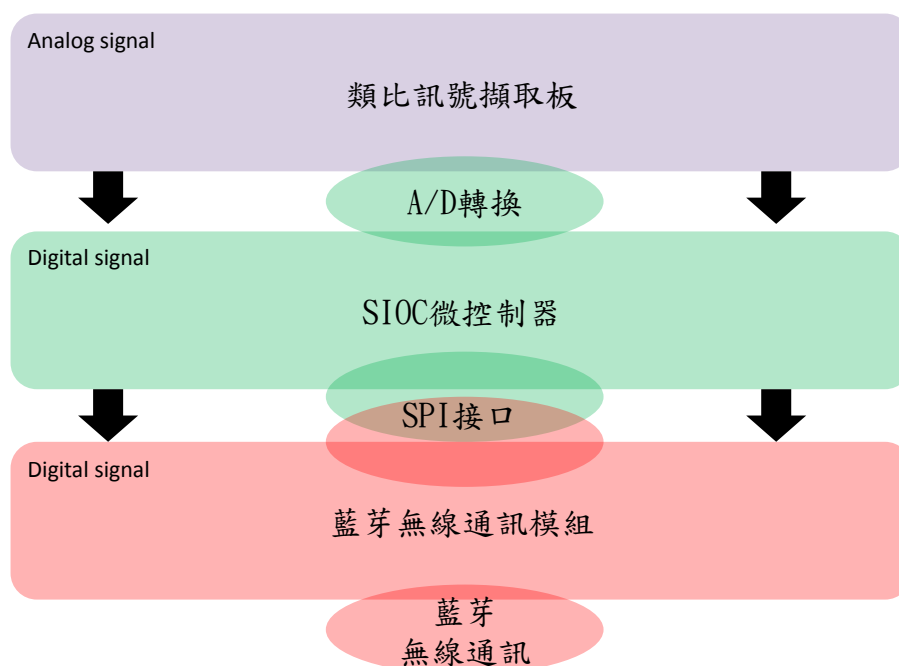
此微控制器之特點就在於低功耗，可長時間檢測，常用於一般小型可攜式電子裝置如血壓計等等，內建有 64kbytes 之 Flash memory 與 20kbytes 之 SRAM，以及相關周邊：DMA、I/O、Timer、A/D、UART、SPI、CAN2 等等，可滿足本文所述之系統需求。

藍芽晶片模組我們選用由亞智科技所生產的 HL-MD08R-C2A(如圖二十八)擁有 SPI 接口的藍芽無線通訊模組，此模組目的就在於將 A/D 轉換後的 ECG 心電訊號包入藍芽無線通訊的格式並向外發送，有此模組後，類比訊號擷取板的輸出接口便有了藍芽無線通訊，便可以與 Android 手機透過藍芽而互相交換資料。

透過類比訊號擷取板及微控制器、藍芽通訊模組之相關圖(如圖二十九)便可輕易了解到他們之間的關係以及互相溝通的方式。



圖二十八 藍芽通訊模組



圖二十九 類比訊號擷取板及微控制器、藍芽通訊模組之相關圖

經由上述之電路以及 SIOC、藍芽通訊模組過後，我們已經可藉由 Android 手機接收包覆在藍芽格式內的數位式 ECG 心電訊號，只需將

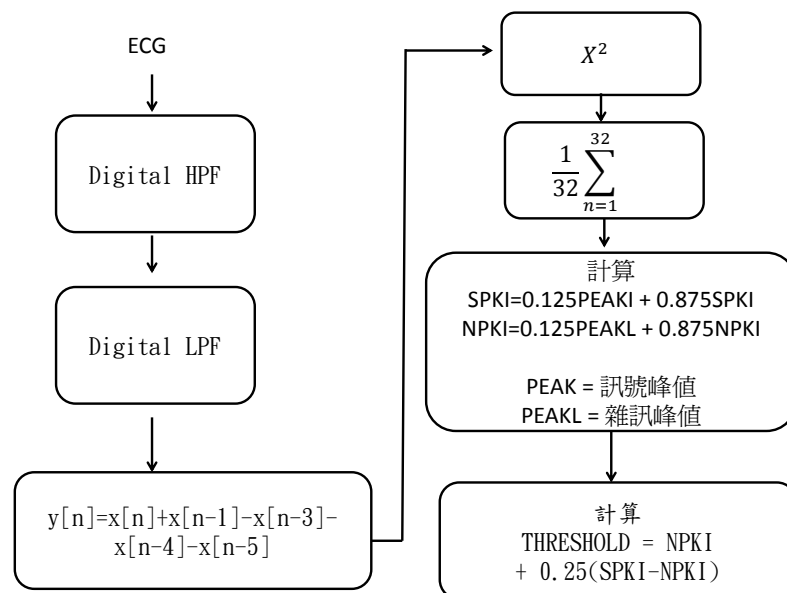
上述類比訊號擷取板以及 SIOC、藍芽通訊模組隨身攜帶於患者身上，便可藉由 Android 手機來達到長時間的 ECG 心電訊號監控，並且可將其記錄下來，再藉由手機內之演算法計算出可幫助從醫人員進行心律變異度診斷的客觀參考資料。

3.3 QRS 複合波偵測演算法

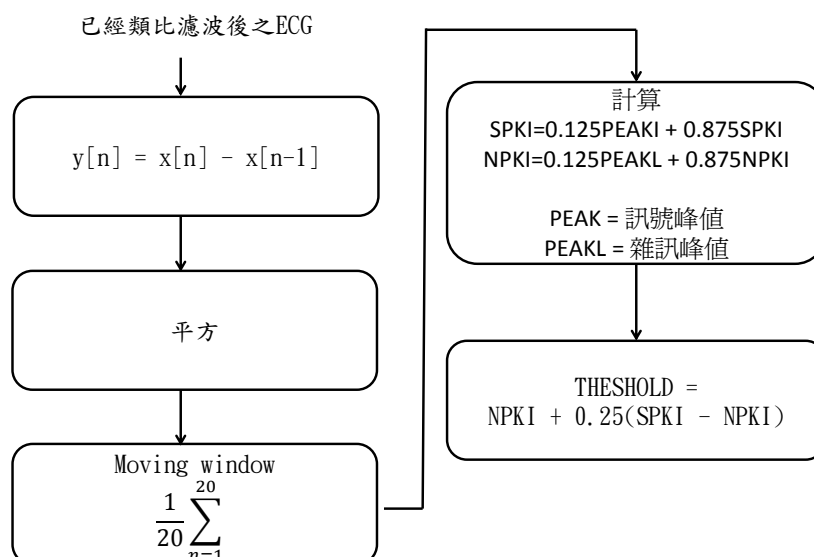
為能得到心律變異度分析(HRV)之有效數據，必須精準擷取出 QRS 複合波，再從其中擷取出 R 波的位置，因此許多 ECG 之 QRS 複合波偵測演算法陸續發表，大多以 off-line、on-line 兩大類型為主；off-line 型演算法如 1. 類神經網路(但須大量訓練時間)[23]、2. 希爾伯轉換[24]、(3)小波分析(計算量較大)[16]等等，其運算之複雜度較高，對於第一時間偵測異常有著較高的難度；有鑑於此，本文引入 on-line 類型演算法，運用 Willis J. Tompkins[1]提出之即時性 R 波偵測方法加以修改，將其擷取變化量之方法加以簡化，我們可藉由 Willis J. Tompkins 演算法流程圖(如圖三十)以及經簡化後的 Willis J. Tompkins 演算法流程圖(如圖三十一)可看出，我們將其原先會在時域分析產生些許延遲的數位濾波器刪減，反之加入類比濾波器作為替代；並在斜率求取方程式上面加以簡化，引入[15]所描述的斜率求取法，意圖希望可以在訊號組裡過程中有較少的延遲而加強即時性的

觀念。

簡化後之 Willis J. Tompkins 演算法擷取藍芽傳送來之已經過類比濾波的 ECG 訊號來做處理，如流程圖所示，在此作詳細介紹：



圖三十 Willis J. Tompkins 演算法流程圖

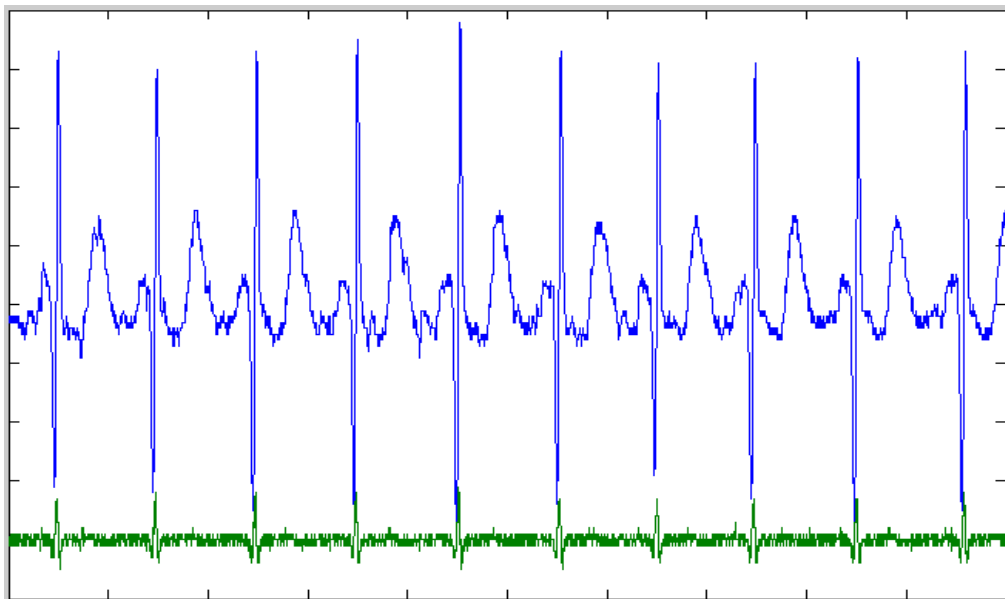


圖三十一 簡化之 Willis J. Tompkins 演算法流程圖

- 差分方程，求取 ECG 訊號斜率

$$y[n] = x[n] - x[n - 1] \text{-----} (5)$$

根據(5)式的差分方程式，便可將傳進手機之 ECG 數位訊號即時性的計算出 ECG 之斜率(圖三十二)，由於 QRS 複合波在 ECG 的各種波形中，斜率是之中最大的，因此擷取 ECG 訊號之斜率是偵測 QRS 複合波的第一步。由圖三十二可看出，藍色曲線為 ECG 原始訊號、綠色曲線為經(5)式之差分後所得之斜率，經由比對可得，斜率有劇烈變化之處便是 QRS 複合波出現的地方。



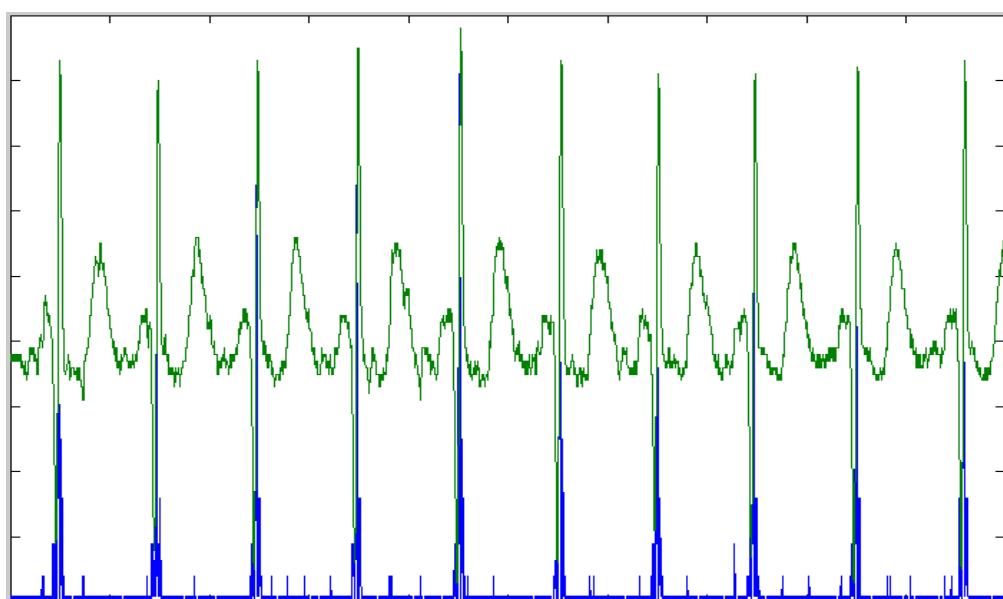
圖三十二 (藍)ECG 原始訊號；(綠)ECG 斜率

- 將斜率做平方化

$$y[n] = y[n] * y[n] \text{-----} (6)$$

經過差分方程以求取其 ECG 訊號的斜率後，第二步驟我們將根據

(6)式將 ECG 之斜率進行平方化(如圖三十三),來加強其斜率對於 QRS 複合波的反應程度,並且將斜率小於 0 的地方給消除,見圖三十三,可理解到,在經過平方化後,所有的斜率均已在 0 水平軸之上,並且在 QRS 複合波的地方,有更大的表現。



圖三十三 (綠)ECG 原始訊號(藍)ECG 斜率平方化

- 進入 Moving window(移動視窗積分法)

有了 ECG 斜率平方化後的資料,第三步驟根據(7)式所示

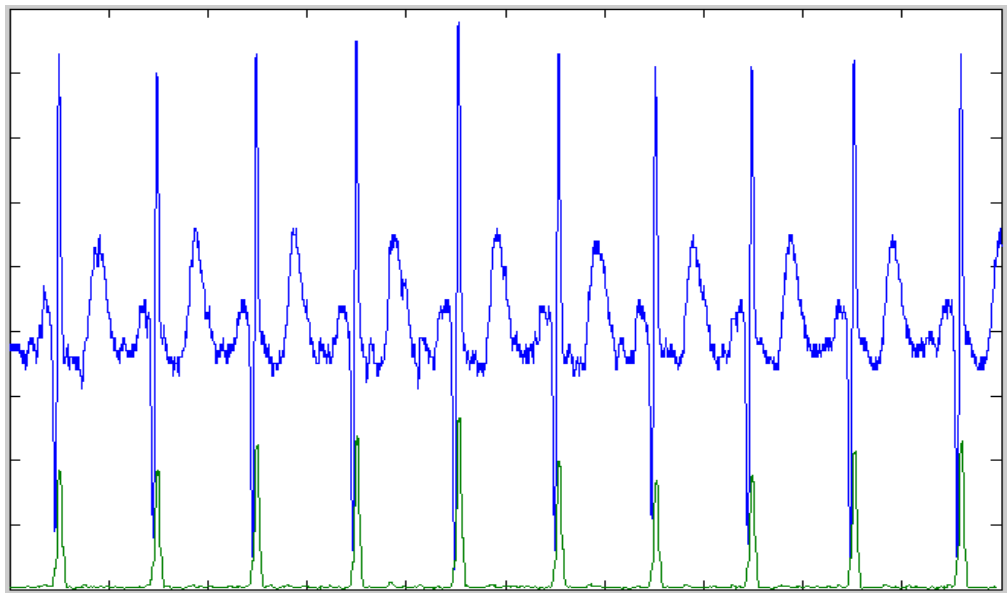
$$y[n] = \frac{\{x[n] + x[n - (N - 1)] + x[n - (N - 2)] + \dots\}}{N} \text{ --- (7)}$$

將平方化後之斜率進行相加再除以累加的次數 N,此時的 N 是移動視窗積分法的取樣數;N 的決定將會關係到整套演算法的成敗,N 若是

取得太大則將會導致 QRS 複合波與 T 波的重疊，但若是取的太小，又會造成不必要的誤判，因本文使用的為簡化後的 Willis J.Tompkins 演算法，在差分方程式有不同之處，若是使用原先 Willis J.Tompkins 所提之 $N=32$ ，必然會有不必要的誤判出現，因此經實驗，本文將 N 設為 20，便可將移動視窗積分法的效果達到最大，則(7)式將轉變成為(8)式

$$y[n] = \frac{1}{20} \sum_{n=1}^{20} x[n] \text{-----}(8)$$

所產生之輸出波形(如圖三十四)可看出經移動視窗積分法所得之輸出波形，可以完整在 QRS 複合波中找出 R 波。



圖三十四 (藍)ECG 原始訊號(綠)移動視窗積分法 Moving window

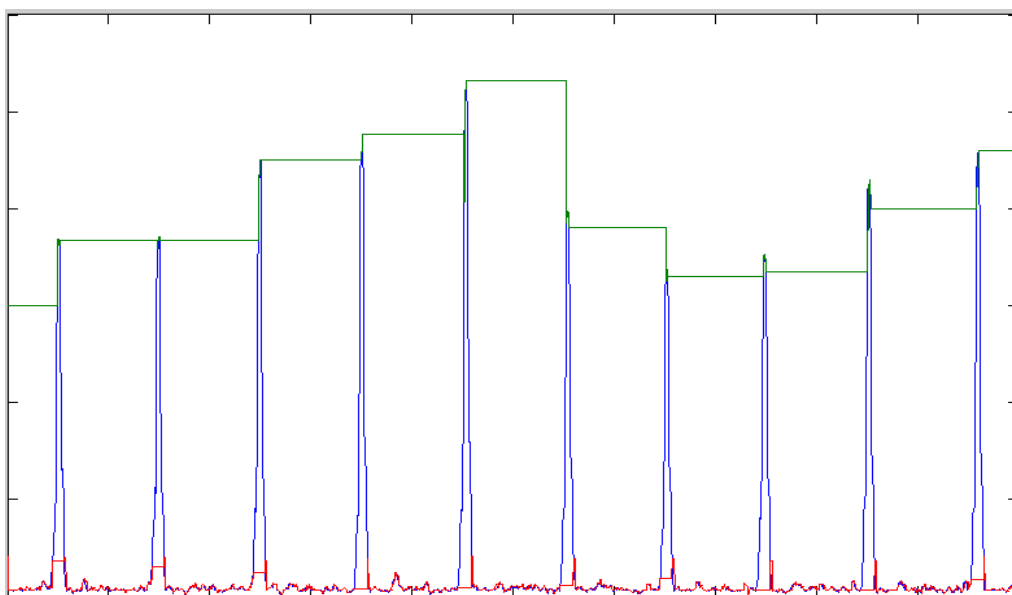
- 即時性的更新 PEAK 及 PEAKL 來計算 NPKI、SPKI

經過上述三個步驟後，我們可得到 Moving window 函數，也就是將斜率平方再根據移動視窗積分法所得，此函數可充分表現出 R 波在整體 ECG 訊號中的所在位置；接下來便是本演算法較關鍵的部分：隨著即時性的 ECG 訊號來適應性的改變 SPKI 以及 NPKI，SPKI 及 NPKI 此兩關鍵參數可參考(9)(10)式。

$$SPKI = 0.125 \times PEAK + 0.875 \times SPKI \text{ — — — — — (9)}$$

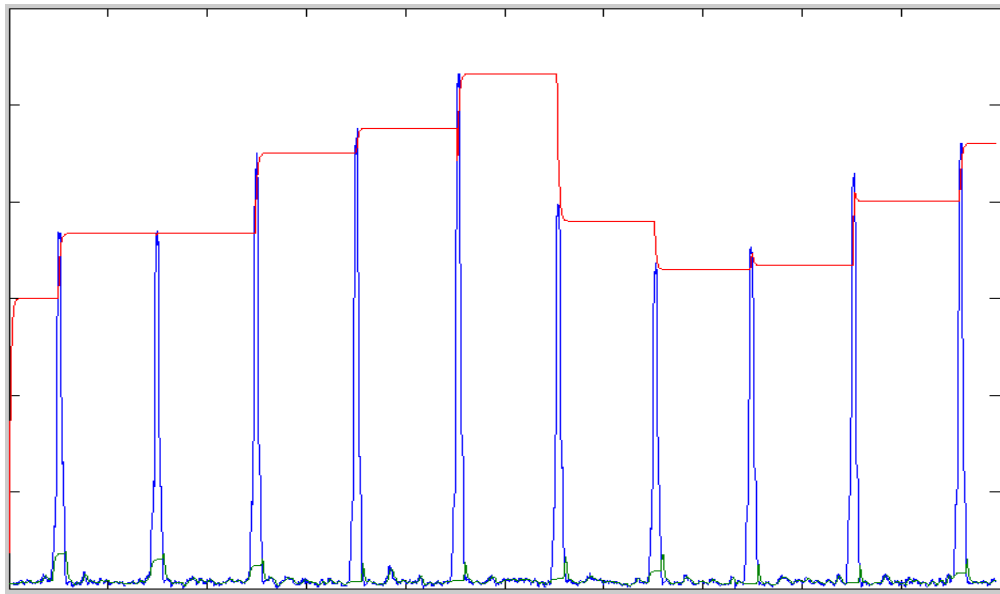
$$NPKI = 0.125 \times PEAKL + 0.875 \times NPKI \text{ — — — — — (10)}$$

根據(9)(10)式可看出，我們必須先定義出 PEAK、PEAKL；PEAK 為 ECG 訊號的訊號波峰、而雜訊波峰為 PEAKL，此兩參數會根據即時性藉由藍芽傳進手機的 ECG 訊號而有所適應性的改變(如圖三十五)



圖三十五 (藍)moving window(綠)PEAK(紅)PEAKL

根據會適應性改變的 PEAK 與 PEAKL 兩參數，我們便可算出 SPKI 以及 NPKI(如圖三十六)，此兩者參數，將會是下面所述 THRESHOLD 判斷閾值的重要資料。



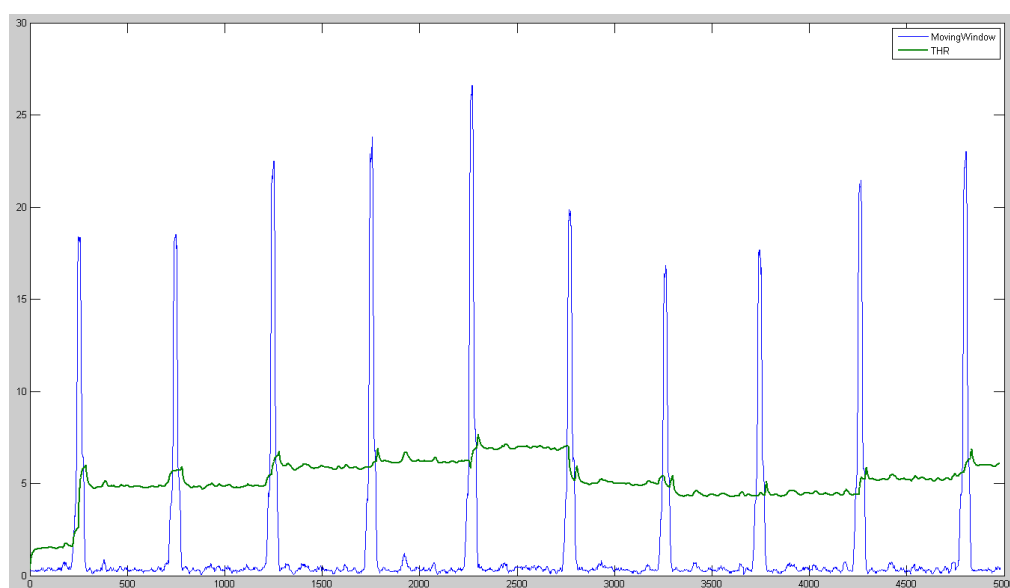
圖三十六 (藍)moving window(綠)NPKI(紅)SPKI

● 即時性計算 THRESHOLD

簡化後的 Willis J. Tompkins 演算法判斷 R 波的所在位置，便是由本小節所提的 THRESHOLD 閾值來決定，利用 Moving window 函數與計算而來的 THRESHOLD 閾值做比較，便可確認出 R 波在 ECG 訊號中的所在位置；THRESHOLD 的值是根據(11)式而來

$$\text{THRESHOLD} = \text{NPKI} + 0.25 \times (\text{SPKI} - \text{NPKI}) \text{ --- (11)}$$

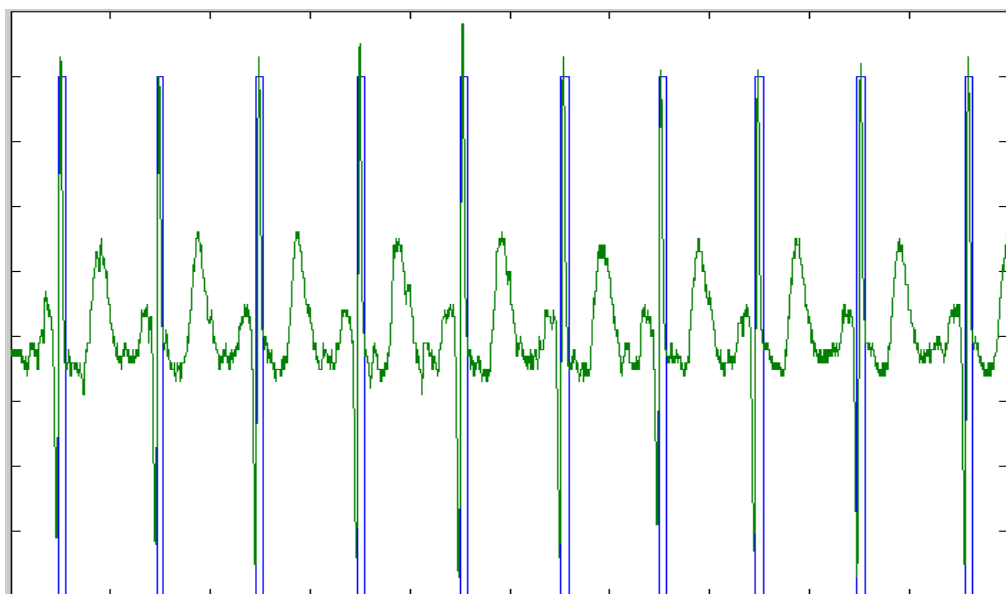
而因其 SPKI 與 NPKI 都會隨著即時性的 ECG 訊號傳進手機內而有其適應性的改變，所以 THRESHOLD 也會根據即時性傳進手機的 ECG 訊號而有所適應性的改變，由(圖三十七)便可知曉，THRESHOLD 確實會因為進來的訊號高低而有所改變。



圖三十七 (藍)moving window(綠)THRESHOLD 閾值

- 依據 THRESHOLD 判斷 R 波之位置

總結上面各小節所述，我們得到一個可以隨著進來的 ECG 訊號大小、高低的不同而有所改變的 THRESHOLD 閾值，最後一步便是根據此閾值，來判斷出 R 波的所在位置，如(圖三十八)，本文確實找出 R 波在位於 ECG 訊號中的所在位置，並用藍色框將其框出。



圖三十八 (綠)ECG 原始訊號(藍)擷取出之 R 波所在位置

3.4 心律變異度分析法

要做與心跳相關、周期性的研究，大多取得其 R 波的連續序列、RR Interval，而心律變異度分析也不例外，我們可以很直觀的看出每個 RR Interval 之間的關係及變化量來判斷。

一般而言心律變異度分析大約可分為兩個方向：時域分析以及頻域分析，而本文旨在計算出心律變異度的重要參考資料以供從醫人員作診斷參考，因此本文著重於時域分析，也就是較為直觀的分析法，將在以下作介紹。

時域分析：

根據[10]文獻所提，心律變異度時域分析基本上可以從幾個有效評估參數求得，詳見下表 II：

表 II 心律變異度時域分析之參數表

SDNN
(Standard Deviation of all NN interval):
有紀錄的所有正常心跳間距之標準差
SDANN
(Standard Deviation of all NN interval in all 5 minutes segment of the entire recording):
所有有紀錄之 5 分鐘心跳間距平均值的標準差
SDSD
(Standard Deviation of difference between adjacent RR intervals):
相鄰的 RR 間距差值的標準差
RMSSD
(The root mean square of differences of successive RR intervals):
相鄰 RR 間距差值的平方和平均的平方根
NN50count
(Number of consecutive RR intervals that differ more than 50 ms):
所有有紀錄的 RR 間距大於 50 毫秒的個數
pNN50
(The percentage value of consecutive RR intervals that differ more than 50 ms):
上述 NN50count 除以所有正常心跳間距的個數
SDNN index
(mean of standard deviation of all RR intervals of all 5-minutes segment of entire recording):
計算出每 5 分鐘正常心跳間距的標準差後再求其平均值
RRI_Mean
(Mean RR intervals):
每五分鐘之 RR 間距的平均值

本文使用即時性時域分析，故在上表各有效評估參數中，本文選用了 4 個，分別為:NN50count、pNN50、SDNN 以及 SDSD，本文將此 4 參數運用即時性 QRS 複合波偵測演算法及心律變異度分析運算出來以供從醫人員在診斷上能做為參考。

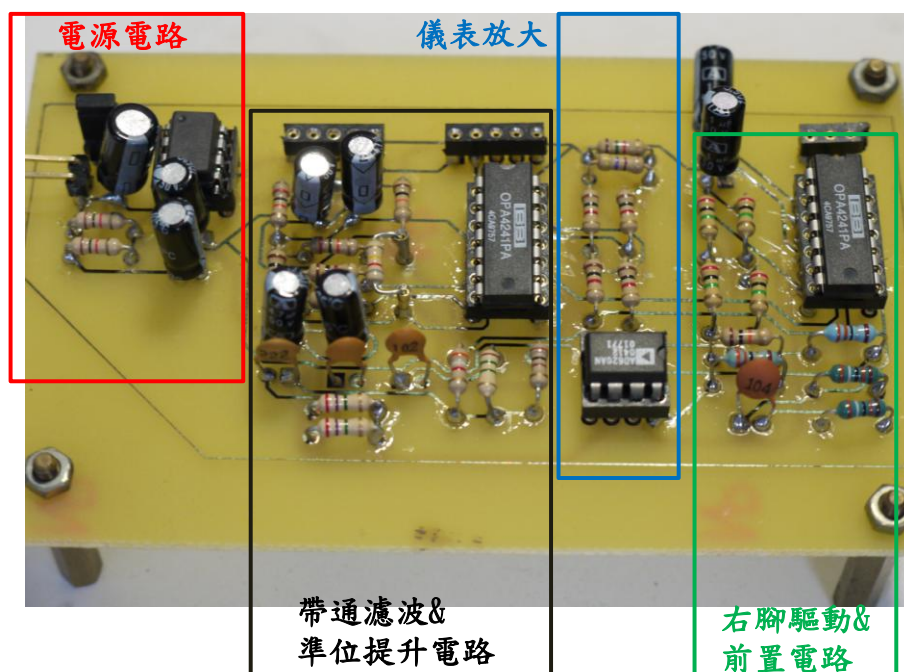
第四章

實驗結果與分析

4.1 硬體相關電路之實現及 ECG 訊號擷取

4.1.1 類比訊號擷取板

將 3.2 節中的所有所述電路加以實現，便成為本文所需之類比訊號擷取板(如圖三十九)；從體表電極收集而來的 ECG 心電訊號經由此板後，便可得到一振幅約在 0v~3.3v 之間的 ECG 訊號。



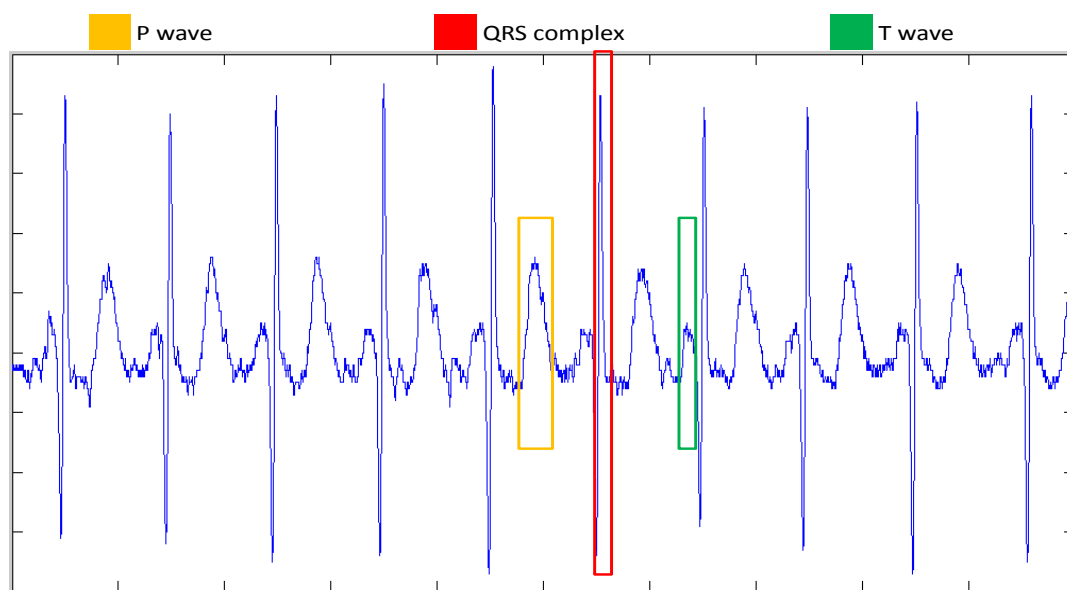
圖三十九 類比訊號擷取板

此板之長為 11.4cm，寬為 7.1cm，搭配 4 支支架，再加上 9v 電池、體表電極等等，整體體積並不會超過 370 立方公分，相當於一個可折疊式的男仕錢包；有了此板，大大的提升了整套系統的可攜性及便利

性。

4.1.2 ECG 訊號擷取

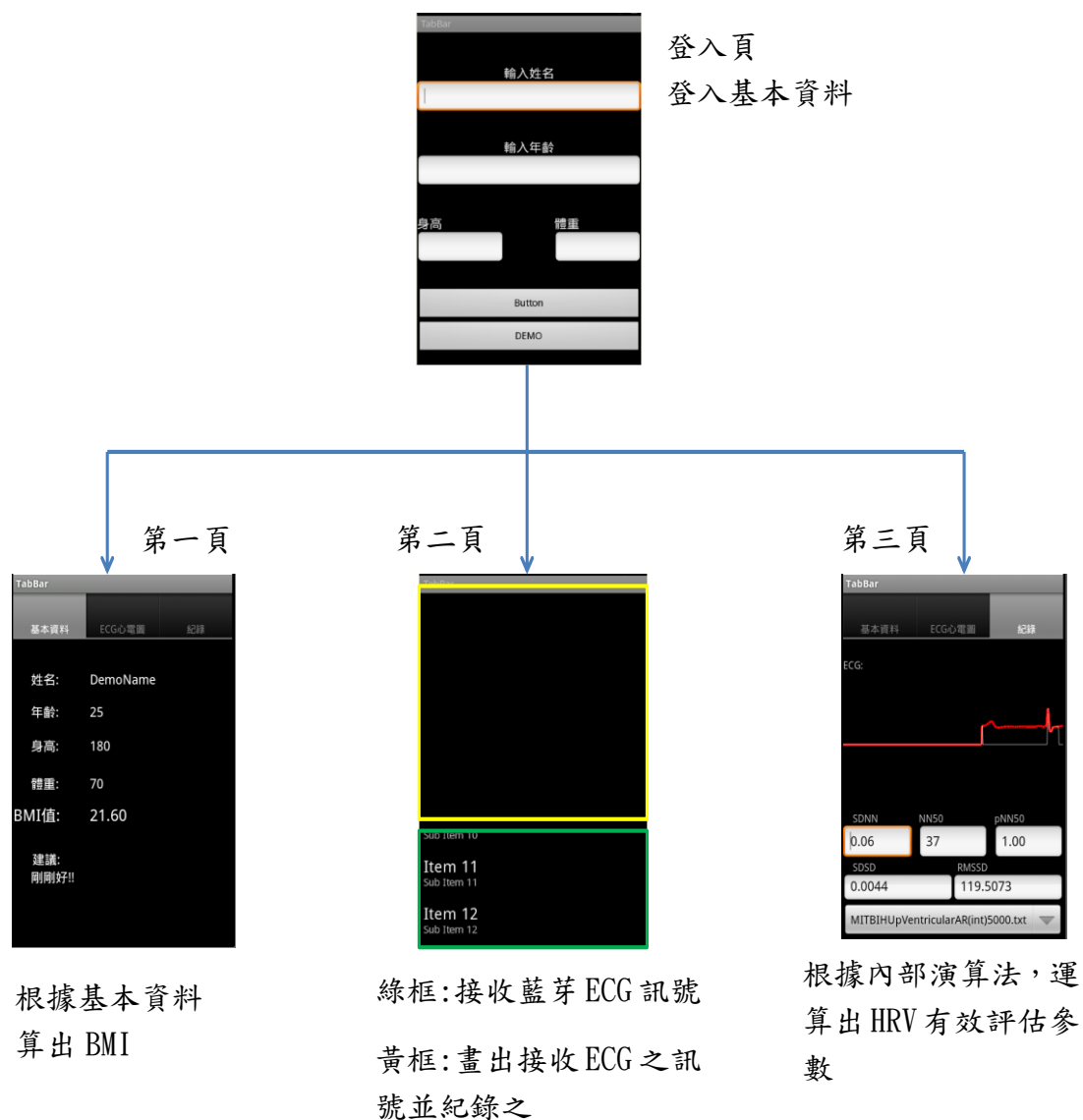
利用上述之類比訊號擷取板擷取的 ECG 訊號(圖四十),可看出 ECG 中各種明顯的波形如 P 波、QRS 複合波以及 T 波;其中 QRS 複合波因類比訊號擷取板擷取頻率在 2.4Hz~33.8Hz 之間,導致其 QRS 波之中僅有 R 波較為明顯,Q、S 波較小,不過這並不會增加本文所述之系統的誤差;且在 ECG 的整體可看出,較無毛邊現象發生,濾除高頻雜訊的成果便在此出現;另外在基線的部分,也沒有很明顯因為低頻雜訊的影響而產生基線飄移的現象,由此可證類比訊號擷取板確實在最小體積(<370 立方公分)的形況下達到本文所要的目的與成果。



圖四十 由類比訊號板所擷取之 ECG 心電訊號

4.2 Android 手機程式 App UI 與訊號擷取

本文在手機 App 之人機介面 UI(圖四十一)方面以功能性為主，再輸入基本資料後可算出輸入者之 BMI，可在程式內抓取由類比訊號擷取板發出的 ECG 藍芽訊號，並且將其記錄下來，可藉由 App 內部之演算法即時性的運算出受測者之心律變異度的有效評估參數:NN50count、pNN50、SDNN 與 SDSD 以供應從醫人員做專業性的診斷。



圖四十一 手機 App 之詳細流程圖

圖四十一可知整體 App 程式之流程：

- 首先進入登入頁，可將受測者之基本資料如身高、體重、年齡等輸入按下確定進入第一頁。
- 第一頁的功能在於能根據受測者的基本資料計算出 BMI 來第一步的了解受測者之體質狀況；上方標籤共有 3 個，點選第二個” ECG 心電圖” 後便可進入第二頁。
- 第二頁之目的就在於它可開啟手機之藍芽裝置，並進行配對、連線進而達到資料傳輸的目的；第二頁綠框部分會將由藍芽抓到之值一一陳列，而黃框部分會將抓到的值畫出，便可即時性的在手機裡展示受測者之 ECG 心電訊號，並且可以則是否將其記錄下來，若得紀錄，便可點選上方標籤中的” 紀錄” 來進入第三頁。
- 第三頁為演算法實現的地方，在第二頁進行 ECG 紀錄完畢後，第三頁會根據紀錄之 ECG 訊號來進行演算法的運算，進而算出 4 種心律變異度的有效評估參數:NN50count、pNN50、SDSD、SDNN。

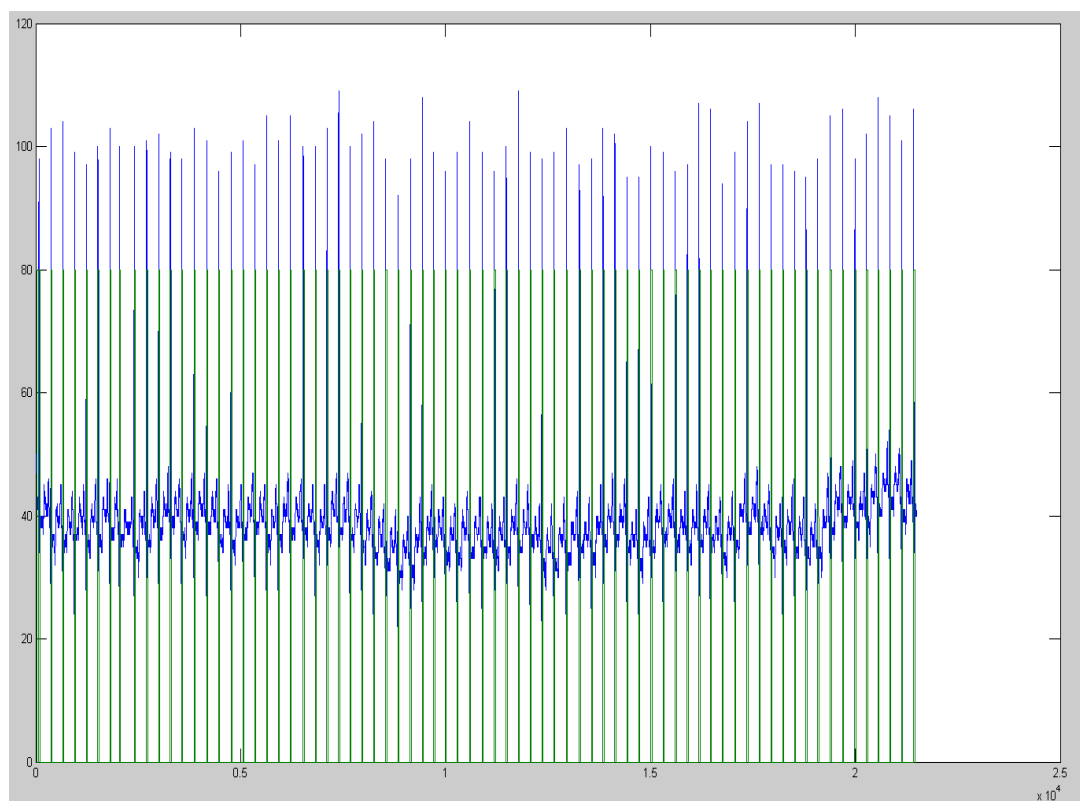
4.3 心律變異度(HRV)分析並引入 MIT-BIH Arrhythmia 資料庫

為使驗證本文述之系統，我們引入 MIT-MIH Arrhythmia 資料庫內的第 100、101、103、104、105 筆數據串資料，此五筆 ECG 心電訊號資料皆是從有心律失常的病患擷取而來，因此若能運用此五筆資料

所計算而來的心律變異度有效評估參數(NN50count、pNN50、SDSD、SDNN)跟用正常人 ECG 所運算而來之參數有所不同，便能證明本系統的正確性。

4.3.1 Record No.100 分析

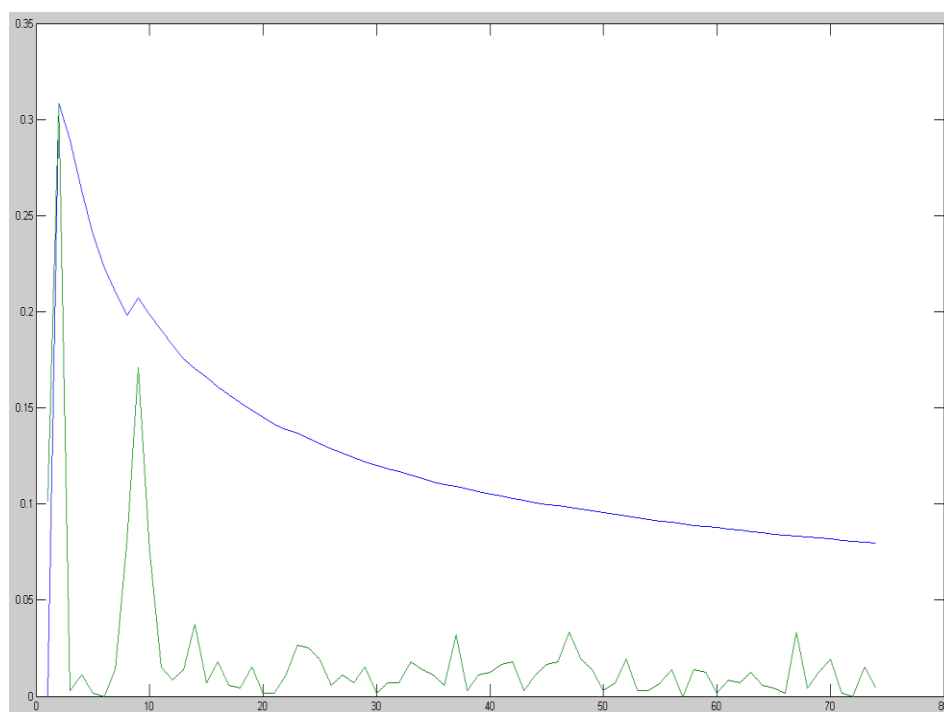
Record No.100 的 ECG 訊號資料中，我們擷取 21500 筆，在這串 21500 筆數據資料中，一共有 74 個 QRS 複合波，圖四十二可以看出引入 Record No.100(藍)並運用本文之 QRS 波偵測法(綠)的成效，我們的確偵測到 74 個 QRS 波



圖四十二 Record No.100 之 ECG(藍)及 R 波偵測結果(綠)

雖然在時間軸的圖形中，我們無法直接用肉眼就看出心律不整的症狀，因此在下面運用 SDSD 以及 SDNN 之圖形來判斷是否有心律不整

現象產生；我們把每次運算出來的 SDSD 以及 SDNN 記錄下來，因此有 74 個 QRS 波，就應該會有 73 筆 SDSD 與 SDNN，將此 73 筆的 SDSD 與 SDNN 畫在時間軸上(如圖四十三)，此圖便可看出是否有心律不整的現象發生，在 SDSD 前十筆左右的位置可以看出其變化量較大，因而導致 SDNN 處於較高值，然而在第十筆後的位置趨於穩定，但 SDSD 曲線卻仍有尖角出現。

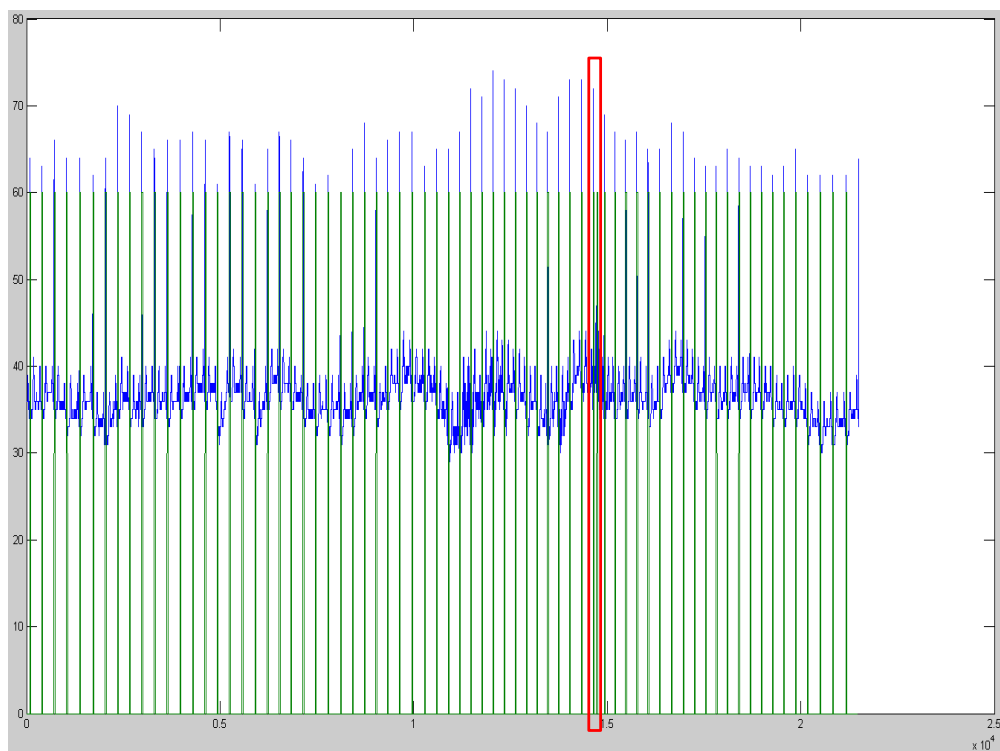


圖四十三 SDSD(綠) SDNN(藍)

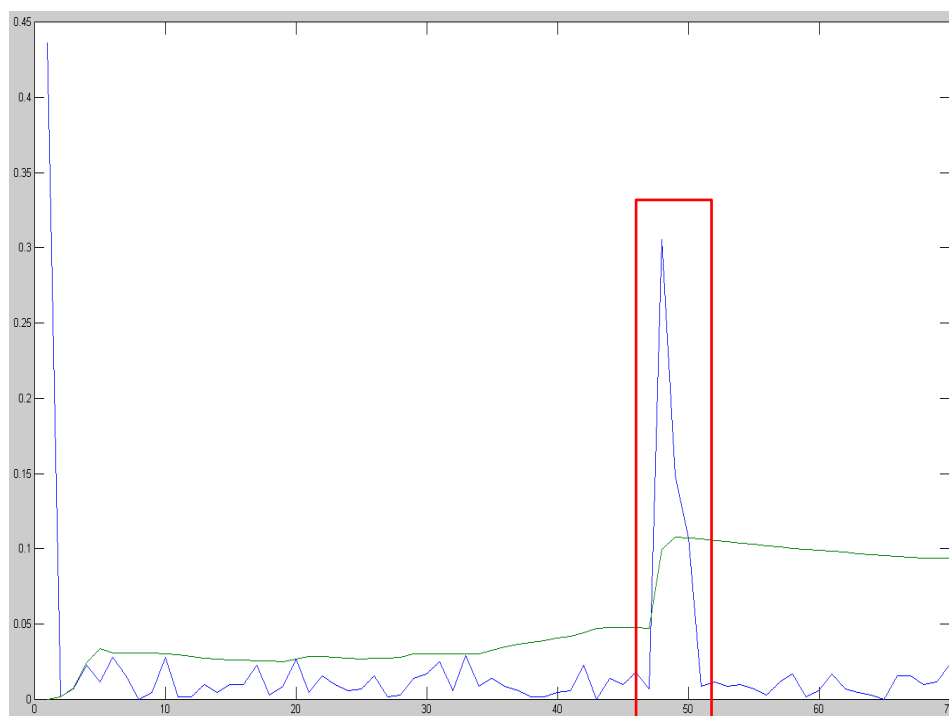
4.3.2 Record No.101 分析

Record No.101 中一樣擷取 21500 筆數據，再用 R 波偵測演算法算出 R 波各數(如圖四十四)，圖四十四可看出共有 70 筆 QRS 複合波(最後一個波形因不完整，故不算在內)，而本 QRS 波演算法在圖中紅

框處，有一誤判出現，原因是在該位置處的高頻雜訊變多，因毛邊現象而導致而成的。



圖四十四 Record No. 101 之 ECG(藍)及 QRS 波偵測結果(綠)

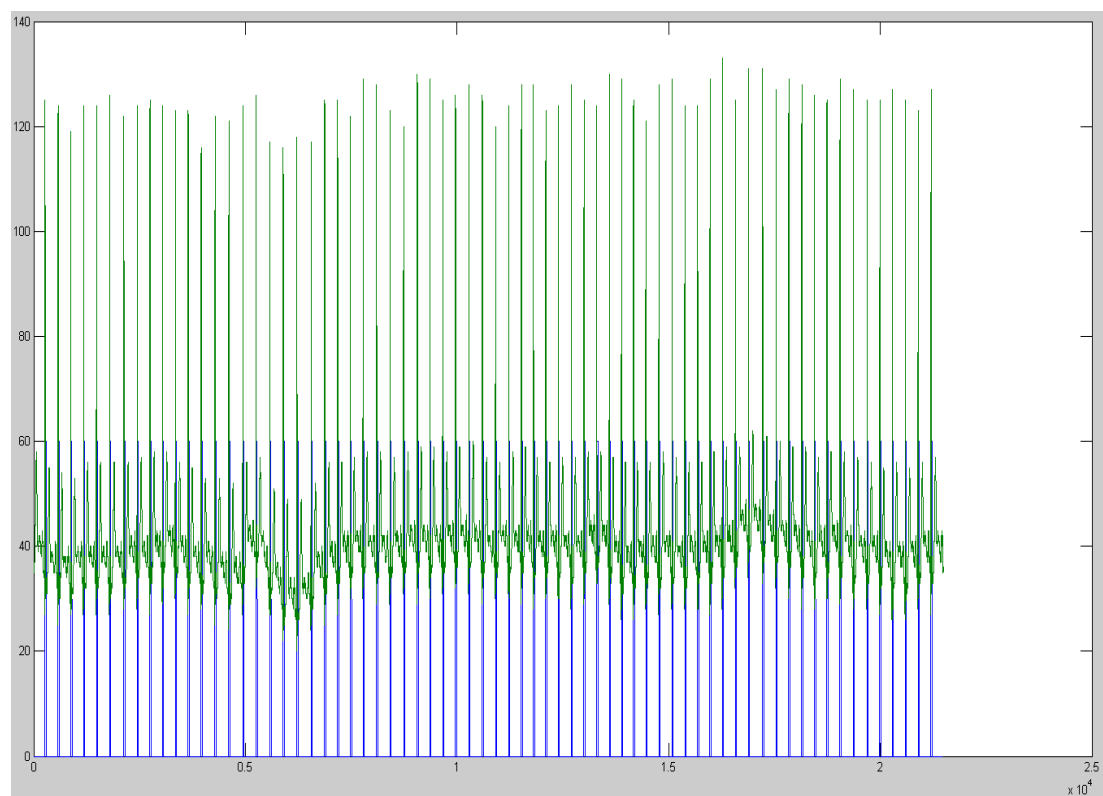


圖四十五 SDSD(藍) SDNN(綠)

因在 QRS 波偵測時在第 15000 筆的部分有一偵測錯誤將雜訊誤判為 QRS 波，故導致 SDS (藍色曲線) 在該處有一個很大的突出 (如圖四十五)，因 SDS 的突然改變，SDNN 也因此而突然上升，這為誤判所致現象；但除此因為 R 波偵測之外，其他部分 SDS 藍色曲線也有許多尖角出現。

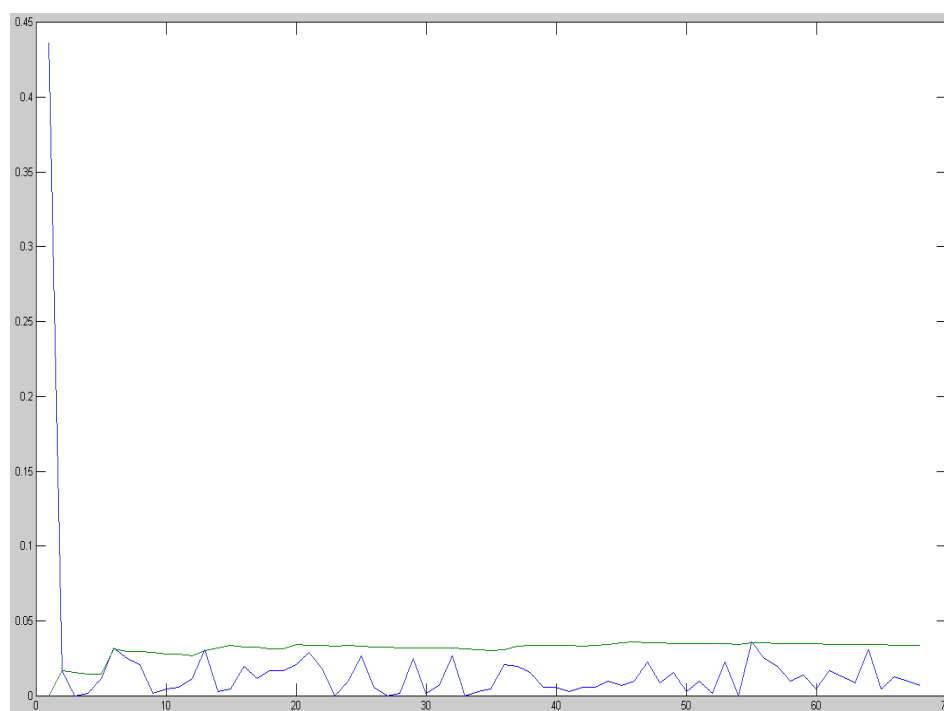
4.3.3 Record No.103 分析

Record No.103 同樣的也取 21500 筆數據 (如圖四十六)，在圖中可看出共有 69 個 QRS 複合波 (我們將不完整的部份及最後一部分省略)，而我們一樣也偵測到 69 個 QRS 波，故偵測準確度很高。



圖四十六 Record No.103 之 ECG (綠) 及 QRS 波偵測結果 (藍)

在圖四十七的 SDS、SDNN 雙曲線中，可看出很明顯的心律不整現象，雖然 SDS 藍色曲線並沒有特別高起之處(第一個乃因初始資料的關係，故將其排除)，但是仍然出現許多的尖角，在 Record No.103 的資料中並沒有很明顯的高頻雜訊，因此 QRS 波偵測並沒有誤判的出現。

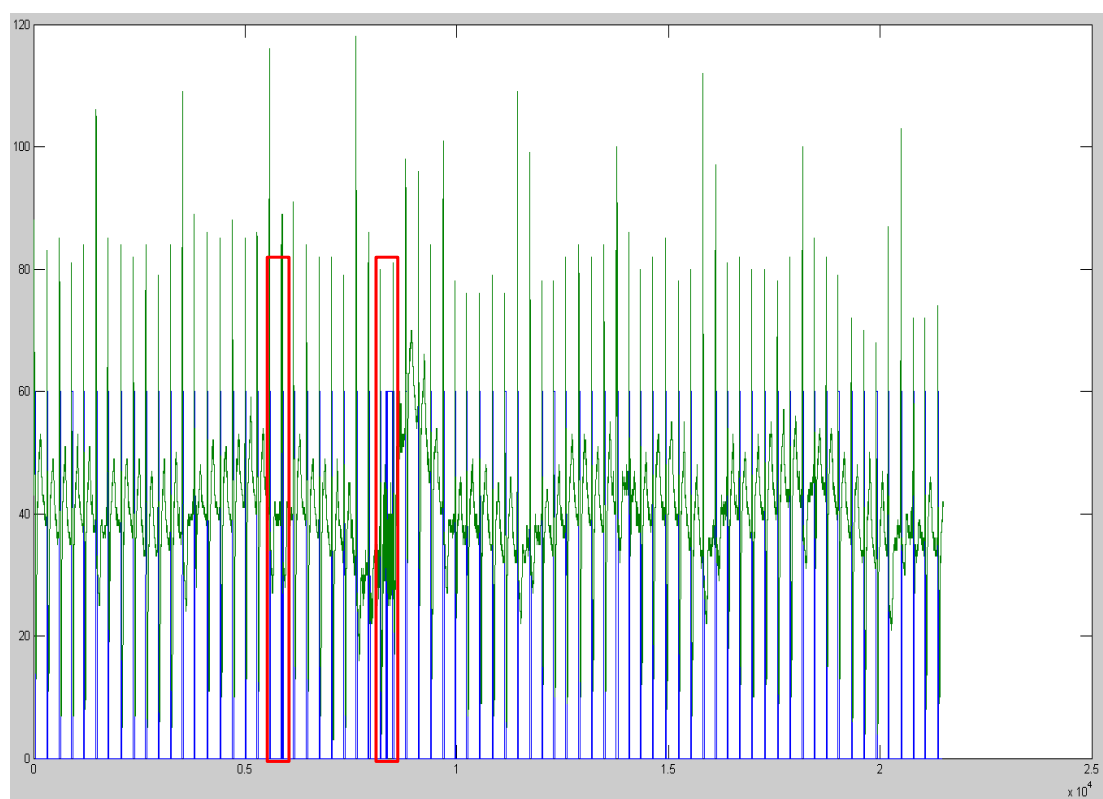


圖四十七 SDS(藍) SDNN(綠)

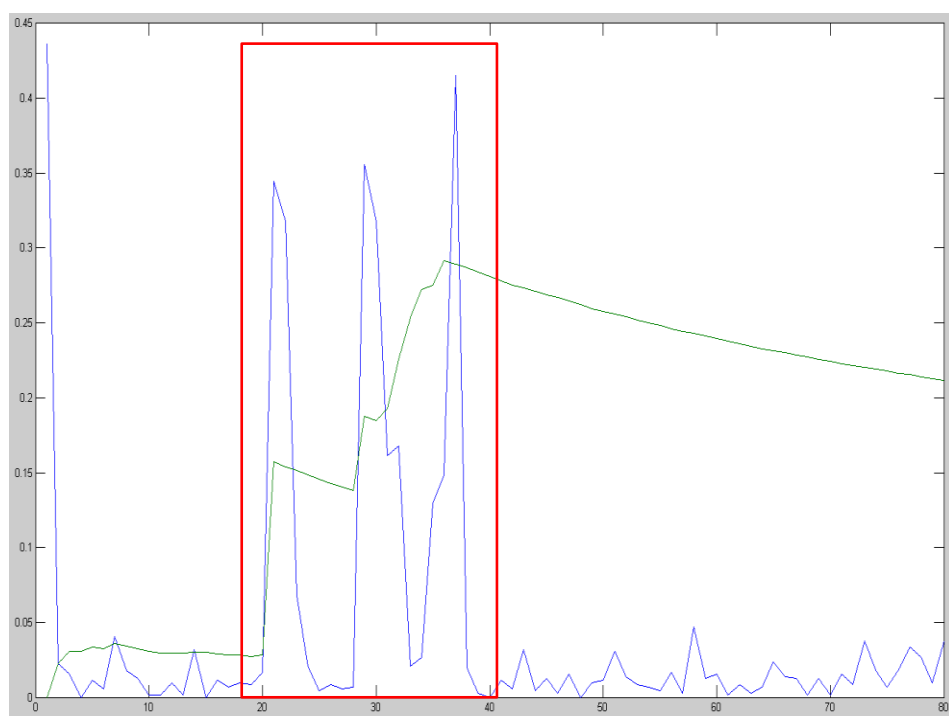
4.3.4 Record No.104 分析

Record No.104 數據同樣取得 21500 筆來進行運算(如圖四十八)，在圖中可以看的到，原本 21500 筆數據中一共有 73 個 QRS 複合波，但在 R 波偵測部分，我們偵測到了 78 個，在紅框處因為高頻雜訊干擾情況下，把部分雜訊誤判為 R 波，由此可見，在很明顯的高頻干擾

下導致 QRS 波誤判的機率會增高。



圖四十八 Record No. 104 之 ECG(綠)及 QRS 波偵測結果(藍)

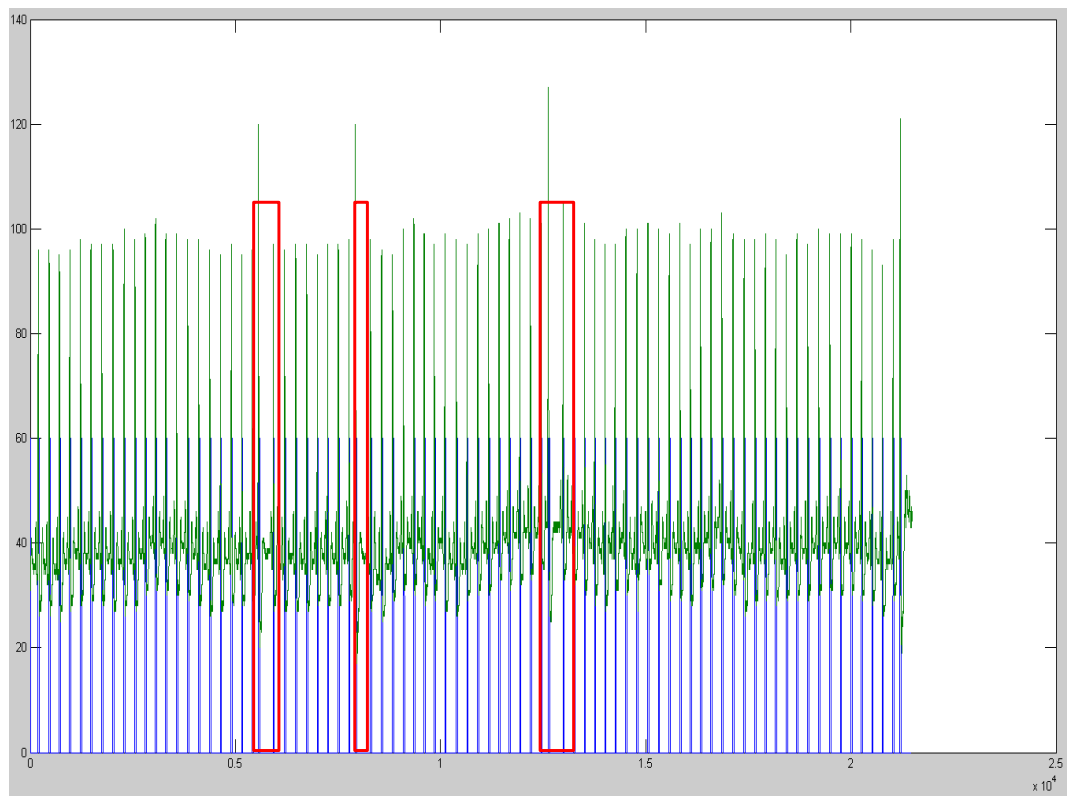


圖四十九 SDSD(藍) SDNN(綠)

在 SDS 與 SDNN 圖中(如圖四十九)看出，紅框部分為因為 R 波誤判所導致的突起，若排除此誤判導致的紅框部分外，的確仍然在 SDS 藍色曲線部分有很多的尖角出現。

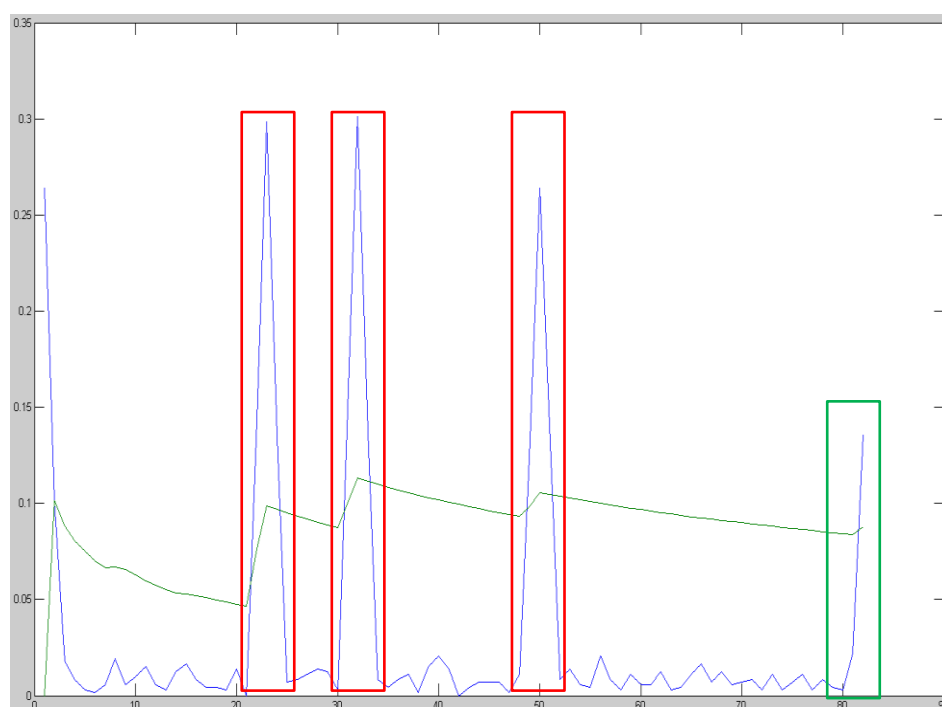
4.3.5 Record No.105 分析

在 Record No.105 部分取 21500 筆數據，一共有 82 個 QRS 複合波，同樣的根據圖五十可視出我們運用 R 波偵測法所偵測出來的 QRS 波也是 82 個，代表百分之百偵測到；圖中三個紅框的部份我們可以很明顯地看到有心律不整的現象發生，因此此現象會在 SDS 與 SDNN 曲線圖(圖五十一)中反映出來。



圖五十 Record No.105 之 ECG(綠)及 QRS 波偵測結果(藍)

圖五十一隻 SDSD 藍色曲線看得出在剛剛紅框處的確出現了三個突起，驗證了上面所述，Record No. 105 的 ECG 資料可非常明顯看出心律不整現象；位於圖中之綠框處乃因最後一個 QRS 複合波並不完整所致，並非心律不整所致；另外除了框中部份外，在框外的其他部分 SDSD 藍色曲線仍然有很明顯的許多尖角出現。

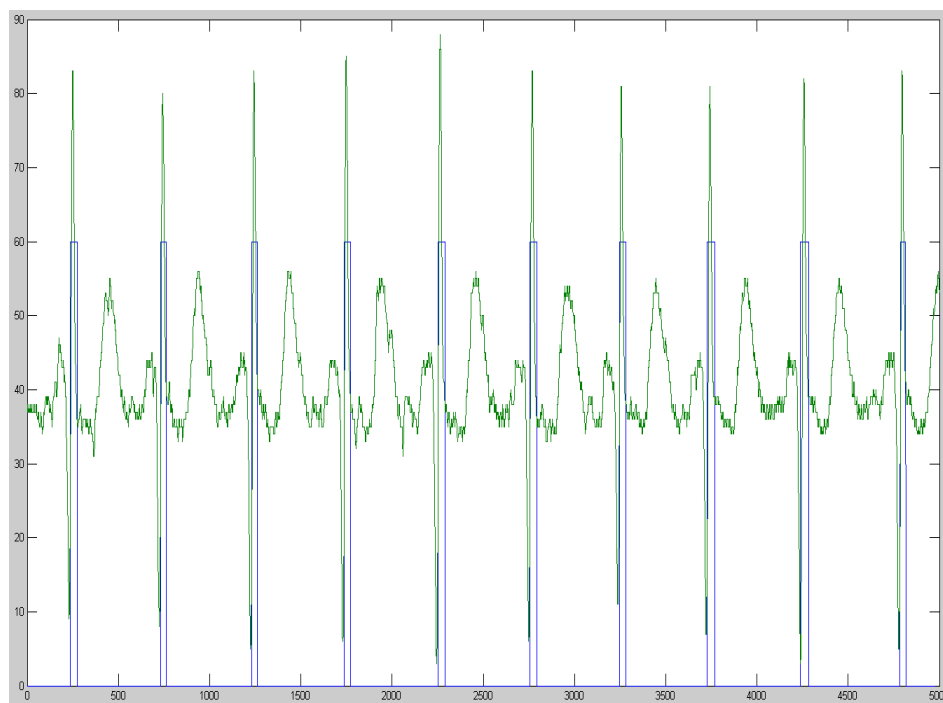


圖五十一 SDSD(藍) SDNN(綠)

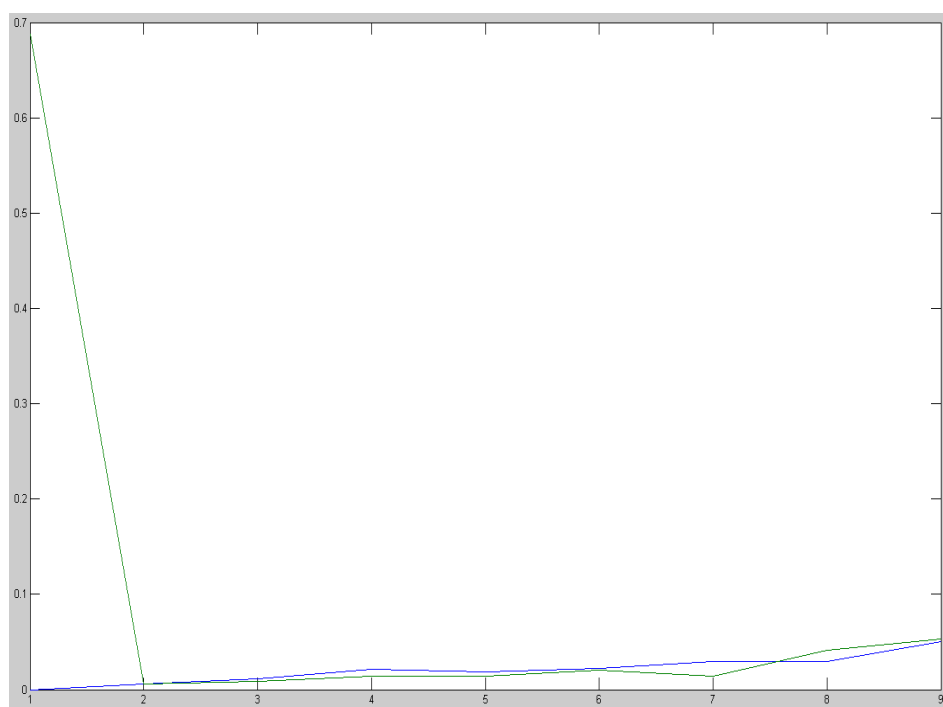
4.3.6 實際受測者分析

本文所用之正常實際受測者為作者本人，運用本文所設計之類比訊號處理電路再搭配藍芽、Android 手機所擷取出來之 ECG 訊號，我們擷取 5000 筆資料作為演算法運用，如圖五十二所示，此 5000 筆資料中

有 10 個 QRS 複合波出現，而我們也準確的偵測到 10 的 QRS 波，由此可證類比訊號擷取電路確實可行。



圖五十二 實際受測者之 ECG(綠)及 R 波偵測結果(藍)



圖五十三 SDSD(綠) SDNN(藍)

實際受測者所提供的 QRS 波有 10 個，然而我們只偵測到 8 個 RR-Interval，圖五十三所示，因實際受測者並沒有心律不整的病狀，故在 SDS 曲線沒有很明顯的尖角出現，反而出現很平穩的曲線，繼而影響到 SDNN 也呈現非常平穩的狀態，如此的情況便可以和 MIT-BIH Arrhythmia database 做一個比較。

第五章

結果與討論

表 III 分析結果表

	No. 100	No. 101	No. 103	No. 104	No. 105	實際受測者 (無心律失常)
資料筆數	21500	21500	21500	21500	21500	5000
QRS 波	74	70	69	73	82	10
偵測之 R 波	74	71	69	78	82	10
偵測率	100%	98.5%	100%	93.1%	100%	100%
RR-interval	73	70	68	77	81	8
NN50count	73	70	68	77	81	8
pNN50	1.0	1.0	1.0	0.975	1.0	1.0
SDSD(max)	0.3266	0.338	0.043	0.438	0.306	0.0528
SDSD(min)	0	0	0	0	0.0097	0.0056
SDNN(max)	0.326	0.113	0.0369	0.296	0.116	0.0504
SDNN(min)	0.08	0	0	0	0.0423	0

經過上述之運算結果進行整理，將其整理之數據放置於表 III；

利用第四章所述之來自 MIT-BIH Arrhythmia database 運算而來的

SDSD 與 SDNN 曲線圖與運用實際受測者 ECG 訊號運算而來的 SDSD 與

SDNN 曲線圖可以看到，用 Arrhythmia database 而運算出的有效評

估參數中，SDSD 中都會表現出諸多的折點導致圖形出現許多銳利的地方，這代表 SDSD 的變化甚鉅，因此而影響到 SDNN 也跟著有較劇烈的變化，表示該名提供 ECG 訊號的病患有心律不整的現象；反觀實際受測者之 ECG 訊號所運算出來的 SDSD 與 SDNN 圖形在 SDSD 變化非常的平緩，導致 SDSD 曲線有很平緩的趨勢，進而使得 SDNN 也非常的平順，這便是無心律不整、正常 ECG 所算出的數據。

在一般的情況而言，RR-interval 會等於所偵測到的 QRS 波個數-1；NN50count 會等於 RR-interval 的個數，也因此造成 pNN50 等於 1；然而 record No. 104 運算出來的 pNN50 並不等於 1，這更表示了心律失常的現象；record No. 100~105 除了 No. 103 之外，其他的 SDSD 以及 SDNN 之最大值皆大於實際受測者的 SDSD 與 SDNN，也可說明心律失常的現象；record No. 103 雖然 SDSD 與 SDNN 大小與實際受測者的差不多，但是從圖形上看，record No. 103 的變化程度還是遠遠高於後者的，故仍然是可以根據這 5 個參數來判斷心律不整失常與否。

至於 record No. 101 與 No. 104 皆在 QRS 波偵測方面有出現錯誤：No. 101 多偵測到了 1 個 R 波；No. 104 多偵測到了 5 個 QRS 波，其原因歸根究底我們可以從原始 No. 101 以及 No. 104 的 ECG 訊號便可看出，在 No. 101 資料的第 15000 筆資料附近，有出現很明顯的雜訊干擾，導致些微的準位上移以及毛邊現象；而 No. 104 在第 5000 到 10000

筆之間也出現了約三處的雜訊干擾，反之運用類比訊號擷取板擷取的 ECG 因雜訊的濾除，所以在 QRS 波偵測方面沒有出現錯誤。

第六章

結論及展望

6.1 結論

本文目的在於建構出一可攜式的 ECG 心電訊號監控設備，並且在內部建構出一套可以給從醫人員作為在心律不整診斷上的一個客觀性的參考資料，來避免並降低誤診的機率，進而提升病患生存機率，而現今最火紅的可攜式裝置便是” Android 智慧型手機” 引此本系統便架設在 Android 手機上，作為手機的 App 應用程式；為使系統可以隨時達到監控病患 ECG 心電訊號的目的，本文加入 ECG 訊號擷取板，再搭配藍芽傳輸技術，便可以在手機上隨時進行 ECG 監控；ECG 訊號擷取板內部除了有儀表放大器外，另外在濾除雜訊的部分做了加強，強化了 2.4Hz~33.8Hz 的 ECG 訊號並且衰減其他頻段之訊號；在 App 程式內部，我們設計了一即時性的 QRS 波偵測系統，意旨在進入一連串的 ECG 訊號時，能夠即時性的判斷出 QRS 波之所在位置，再根據這些 QRS 波位置計算出心律變異度時域分析中的 4 個關鍵有效評估參數:SDSD、SDNN、NN50count、pNN50，有了此 4 個參數來提供從醫人員在診斷心律不整時一個客觀的參考資料；為驗證此演算法正確性，我們最後引入 MIT-BIH Arrhythmia 心律不整資料庫中的 record No. 100、No. 101、No. 103、No. 104 及 No. 105 ECG 資料，經過驗證，

本文演算法確實有效；在驗證時發現，雜訊的干擾是導致整套演算法錯誤的關鍵，因此再次回顧到類比訊號擷取板確實能消除不必要之雜訊來降低演算法錯誤率。

6.2 未來展望

本文雖然達到原先預期之目的，但在幾方面確實可以在未來做一個加強；類比訊號處理板加上電池、SIOC、藍芽模組，這一整套外在系統可以再微小化，在未來希望可以做成如一枝鉛筆大小，更能增加攜帶性及便利性；手機AppUI 界面美化，手機程式之下載率之所以高，在程式的外觀及美化是佔有一席之地的，因本文主要強調在功能性，因此尚未美化 App 的 UI 介面；雜訊的處理，一般而言處理生理訊號，很重要的一部分便是雜訊的濾除，本文雖運用類比訊號擷取板進行濾波，但仍難免會有雜訊干擾，在往後或許可以再加上數位濾波進行第二層的雜訊濾除；網路化，在往後本系統可以延伸至伺服器端，將診斷用之心律變異度有消評估參數上傳至伺服器，便可更方便的統整資料，作為病患數位病歷的其中一節。

參考文獻

- [1] J Pan, Willis J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. BME-32, NO. 3, pp.230-236, MARCH 1985.
- [2] C.T Lin, K.C Chang, C.L Lin, C.C Chiang, S.W Lu, S.S Chang, “An Intelligent Telecardiology System Using a Wearable and Wireless ECG to Detect Atrial Fibrillation”, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, VOL. 14, NO. 3, pp.726-733, MAY 2010.
- [3] Lihuang She¹, Jinshuan Zhao¹, Shi Zhang¹, Guohua Wang¹, Gang Wang¹, “A Novel Portable One Lead ECG Monitor with Low-Cost and Long-Time Recording Based on NUC501”, Chinese Control and Decision Conference, 2010.
- [4] Jianwei Dong, Shi ZHANG, Xiaonan JIA, “A portable Intelligent ECG Monitor Based on wireless Internet and Embedded System Technology”, International Conference on Biomedical Engineering and Information 2008.
- [5] H.Y Zhou. K.M Hou, “Embedded Real-Time QRS Detection Algorithm for Pervasive Cardiac Care System”, ICSP2008 Proceedings.
- [6] Enrique Mario Spinelli, Ramon Pallàs-Areny, Miguel Angel Mayosky, “AC-Coupled Front-End for Biopotential Measurements” , IEEE Transactions on Biomedical Engineering, VOL. 50, NO. 3, pp.391-395, MARCH 2003.
- [7] X.M Cui, “A New Real-time ECG R-wave Detection Algorithm”, The 6th International Forum on Strategic Technology, 2011.
- [8] Gu-Young Jeong, Kee-Ho Yu, “Design of Ambulatory ECG Monitoring System to detect ST pattern change”, SICE-ICASE

- International Joint Conference, Bexco, Busan, Korea, Oct. 18-21, 2006.
- [9] Do-Un Jeong, Se-Jin Kim, “Development of a Technique for Cancelling Motion Artifact in Ambulatory ECG Monitoring System”, International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, 2008.
- [10] J.P. Niskanen, Mika P. Tarvainen, Perttu O. Ranta-aho, and Pasi A. Karjalainen, “Software for advanced HRV analysis”, University of Kuopio Department of Applied Physics Report Series ISSN 0788-4672.
- [11] 湯雅雯, 戴政祺, 「腦波測量系統研製與腦波信號之非線性分析」, 國立成功大學電機工程系碩士論文, 2005.
- [12] 蘇仁昌, 羅錦興, 「輕便型無線心電圖的研製」, 國立成功大學電機工程系碩士論文, 2002.
- [13] 陳昭憲, 徐國鎧, 「適用於腦波人機介面之腦波量測系統」, 國立中央大學電機工程系碩士論文, 2008.
- [14] 林羣晨, 沈祖望, 「以心電圖為基礎之心血管疾病專家防治系統」, 慈濟大學醫療資訊研究所碩士論文, 2007.
- [15] 葉雲奇, 蔣東健, 「以模糊邏輯為基礎的心電圖心跳種類判斷」, 第18屆模糊理論及其應用研討會, 2010.
- [16] 楊正榮, 「以小波轉換為基礎的QRS偵測方法」, 國立中山大學機械與機電工程研究所碩士論文, 2004.
- [17] C.W. Li, C.X. Zheng, and C.F. Tai, “Detection of ECG characteristic points using wavelet transform”, IEEE Trans. Biomed. Eng., 42 (1995) 21-28.
- [18] Tat Chee Avenue, Kowloon, “Development of QRS Detection Method for REAL-TIME Ambulatory Cardiac Monitor”, 19th

International Conference - IEEE/EMBS Chicago, IL. USA, Oct. 30 - Nov. 2, 1997.

- [19]Dale Davis, 黃天守(譯), 心律不整判讀, 大眾圖書, 1991.
- [20]林城, Android 2.x應用程式開發實戰, 碁峯圖書, 2010.
- [21]孫宏明, Android 2.x 手機程式設計入門、應用到精通, 碁峯圖書, 2010.
- [22]B. Winter and J. Webster, “Driven-right-leg circuit design” , IEEE Trans.Biomed. Eng., vol. BME-30, pp. 62 – 66, Jan. 1983
- [23]Yukinori Suzuk, “Self-organizing QRS-Wave Recognition in ECG Using Neural Networks” , IEEE Transaction on Neural Networks, VOL. 6, NO. 6, pp1469-1477, NOVEMBER 1995.
- [24]S.K.Mukhopadhyay, M.Mitra, S.Mitra, “Time Plane ECG Feature Extraction Using Hilbert Transform, Variable Threshold and Slope Reversal Approach” , IEEE Conference Publications, 2011.
- [25]Analog Device: AD620 datasheet, 取自:
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/105505445AD620e.pdf>