

無線行動式心電圖即時監測裝置

Microcontroller-based Real-time Heart Rate Monitoring System

研 究 生：彭立帆 (Li-Fan Peng)

指導教授：高 材 (Tsair Kao)

國立陽明大學醫學工程研究所

碩士論文

National Yang-Ming University

Institute of Biomedical Engineering

Master Thesis

中華民國九十五年八月

August, 2006

致謝

感謝高老師這兩年來的指導，給予我很多獨立學習的機會和挫敗中成長的刻苦銘心歷練；也在跌跌撞撞的學習過程中，學到了不同的溝通技巧，和在老師身上看到的對事情、研究獨特的確切堅持。除了高老師給我研究上的幫助之外，對於將來的人生經驗，也是受益匪淺。

最要感謝的是父母和小猴帶給我很大的後盾支持力量。在我挫敗時，伸出雙手拉出跌在谷底的我；在我達到某一項進度時，也從不吝嗇的鼓勵我，並會提醒著繼續往前，不要停下腳步的叮嚀。此外，也要感謝實驗室的學長姐、同學們和學弟妹，不論是助力也好、阻力也好，都為我的研究生涯增添了幾分色彩。最後，在所辦幫忙很多煩瑣事情的蔡姐其他實驗室的同學們，謝謝你們！

立帆

於陽明 95 年 8 月

中文摘要

近年來，社會人口的結構趨向高齡，對於中老年人及慢性病人口的健康照護需求日以劇增。本論文改善傳統長時間監測系統，配合國家衛生研究院盧智成博士發展出的隨身式即時生理訊號擷取盒，在擷取盒內加入一顆超省電型微控制器，進行生理訊號即時處理及診斷。

行動式心電訊號判讀最大的難處在於動作雜訊干擾所造成的誤判，本研究著重於在微控制器有限的運算能力內，處理受動作雜訊(motion artifact)干擾的心電圖。使用生理訊號擷取盒內偵測跌倒的加速規，計算動作程度，並由計算出來的動作程度輔助具有低運算量的演算法，即時偵測心跳次數及心律異常，並將異常訊號透過藍芽無線傳輸到後端處理，達到高準確度，降誤判率的需求。驗證方法分別有二種：1. 五位健康的受測者，以跑步機模擬日常生活中靜止、走路、小跑模式。R波偵測的準確率分別為 99.85%、99.26%與 99.16%；心律異常誤判率分別為 1.45%、1.84%與 1.89%。2. MIT/BIH 四筆訊號。R波偵測的準確率有 99.89%；心律異常正確率有 93.81%。由結果可知，對於行動式心電圖偵測確實有達到高準確率與低誤判率的需求。

關鍵字：行動式心電圖，動作雜訊，加速規，動態閾值

Abstract

The needs of home health care systems are getting stronger day by day in the aging population. This research used a device called ‘Vital-Belt’ designed by Dr. Chih-Cheng Lu, NHRI. The device acquires two bio-signals in real-time: ECG and signals from 3-axis accelerometer for detecting falling. We added a very low power microcontroller MSP430 into this device to process these bio-signals.

Motion artifact is the most critical problem in the ambulatory ECG. In this research, we emphasized the processing of the ECG disturbed by motion artifact. A dynamic threshold was determined by calculating the activity levels from accelerometer.

We used this method to detect heart rate and abnormal beats in real-time and transmitted abnormal ECG to a computer or PDA via Bluetooth. From five healthy persons, the averaged accuracy of R-peak detection was 99.85%, 99.26% and 99.16% in standing, walking (4 miles/hr) and slow running (6 miles/hr) situations, respectively. The averaged detection error rate was 1.45%, 1.84% and 1.89%, respectively. The experiments were performed in a treadmill. For atrial premature contraction

(APC) and ventricular premature contraction (VPC) detection, test four MIT/BIH data sets (105, 116, 118, and 119) were used. The averaged accuracy of R-peak detection was 99.89%. The averaged accuracy of APC and VPC detection was 93.81%.

Keywords : Ambulatory ECG, Motion artifact, Accelerometer, Dynamic threshold



目錄

致謝.....	I
中文摘要.....	II
Abstract.....	III
目錄.....	V
圖目錄.....	VII
表目錄.....	X
第一章 緒論	1
1.1 前言.....	1
1.2 研究動機.....	2
1.3 論文架構.....	3
第二章 基本原理與文獻回顧	4
2.1 心電生理.....	4
2.1.1 心臟電氣.....	4
2.1.2 竇性節律.....	5
2.1.3 心律不整.....	6
2.2 心電圖雜訊.....	8
2.3 文獻回顧.....	9
2.3.1 可調適性濾波器.....	10
2.3.2 閾值.....	11
第三章 材料與方法	13
3.1 生理訊號取得.....	14

3.1.1 硬體.....	14
3.1.2 軟體.....	15
3.1.2 訊號傳輸.....	17
3.2 訊號分析.....	18
3.2.1 動態閾值.....	19
3.2.2 動作偵測：使用加速規訊號.....	23
3.2.3 偵測 QRS 波.....	27
3.3 心律不整偵測.....	29
3.4 偵測電極線鬆脫(Lead-off).....	32
第四章 實驗方法與結果	34
4.1 實驗方法.....	34
4.2 結果.....	38
4.3 準確率與錯誤率.....	41
4.3.1 偵測 QRS.....	41
4.3.2 偵測心律不整.....	44
第五章 討論與未來展望	51
參考文獻.....	55

圖目錄

圖 2-1	心電圖波形定義.....	5
圖 2-2	竇性節律.....	6
圖 2-3	心律異常.....	7
圖 2-4	不同雜訊干擾的心電訊號.....	8
圖 2-5	可調式濾波器方法.....	10
圖 2-6	加速規應用可調適性濾波器降低雜訊干擾.....	11
圖 3-1	系統三部份.....	13
圖 3-2	隨身盒與腰帶.....	14
圖 3-3	系統架構.....	16
圖 3-4	藍芽無線模組.....	17
圖 3-5	微控制器心電訊號處理流程.....	19
圖 3-6	動態閾值示意圖.....	21
圖 3-7	使用同樣權重值計算動態閾值，於走動時的誤判.....	22
圖 3-8	不同程度動作時之心電訊號品質.....	23
圖 3-9	隨身盒內加速規軸向定義.....	24
圖 3-10	靜止、小跑、走路時量得的三軸加速規訊號.....	24
圖 3-11	加速規值於不同姿勢時的變化.....	26

圖 3-12	靜止至跑步至靜止，加速規值計算而得的 sd 值.....	26
圖 3-13	偵測 QRS 波組程式流程.....	27
圖 3-14	正、反向動態閾值.....	28
圖 3-15	微控制器偵測出的 QRS 複合波.....	29
圖 3-16	心律不整程式流程.....	30
圖 3-17	心房早期收縮.....	31
圖 3-18	心室早期收縮.....	32
圖 3-19	電極線鬆脫心電圖.....	33
圖 4-1	使用者配帶隨身盒.....	34
圖 4-2	原始心電圖與三軸加速規.....	35
圖 4-3	不同速度時的 2-24Hz 心電圖訊號.....	36
圖 4-4	不同受測者於不同速度時 sd 值之表現.....	37
圖 4-5	不同速度時 sd 值之分佈.....	38
圖 4-6	sd 對權重值 K 的關係圖.....	39
圖 4-7	比較固定權重值與動態權重值的結果.....	40
圖 4-8	隨著動作不同改變動態閾值之權重值方法.....	41
圖 4-9	心搏過慢.....	45
圖 4-10	心搏過速.....	45
圖 4-11	心房早期收縮.....	46

圖 4-12	心室早期收縮.....	46
圖 5-1	訊號飽和情形.....	53



表目錄

表 1	靜止時 R 波偵測結果.....	42
表 2	走路時 R 波偵測結果.....	43
表 3	小跑時正確率與錯誤率	44
表 4	R 波偵測結果.....	47
表 5	心律異常偵測結果	47
表 6	靜止時心律異常偵測結果	48
表 7	走路時心律異常偵測結果	49
表 8	小跑時心律異常偵測結果	49
表 9	比較固定權重值與改變權重值	52
表 10	比較 dynamic threshold with dynamic K 與 So and Chan	53

第一章 緒論

1.1 前言

許多心臟疾病，是突然發生且無法掌握預測的，而且發作的時間通常都很短暫。因此常常有患者感到身體不舒服，到醫院做心電圖檢查，卻又無法找出病因的情形。所以，如果有一個可以隨身攜帶，又可以長時間使用的儀器，而且此儀器能提供即時判斷心電訊號異常與否，並且將患者感到不舒服，或被判斷為異常的心電訊號儲存起來，即時透過無線傳送到具有強大運算能力的系統詳細診斷，以供後續處理，那將會是很大的幫助。

日常生活行為中，動作雜訊是造成心電訊號誤判最大的原因，但是在正常使用狀態下，並不能限制使用者的行為，或令其不能正常活動。而且，心臟疾病很容易在走動或運動時誘發出來，因此如何在摻有雜訊的心電訊號中，找出心電訊號特徵，立即提供判讀機制，並且達到高準確率、低誤判率的需求，進而減少無線傳輸的次數，延長使用時間是很重要的。

生理監視系統中最重要的生理參數依據是心電訊號，針對日常生活狀態下的非臥床式心電圖(Ambulatory ECG)監測中，又以 QRS 偵測為最基本，也是最必須。藉由 QRS 波的偵測判斷心律異常。

1.2 研究動機

Holter 是目前醫院普遍使用的長時間連續紀錄病患生理訊號的儀器，但是必須等到回診時交給醫生診斷後，才有機會找到問題，對於急性心臟疾病的發作，便無法達到即時處理的效果。近年來許多研究團隊發展出類似 Holter 的改良版，將紀錄功能改為將訊號透過無線方式，即時傳輸至個人數位助理(PDA)或醫療端等具有診斷能力的終端進行分析處理，但它最大的限制在於必須不斷地無線傳輸，使得整體耗電量增加，而為了隨身攜帶的輕便考量，又無法配一個很大的電池，造成無法滿足長時間連續監測的需求。因此，為了改良傳統 Holter 僅有的儲存功能，並且解決不斷透過無線傳送訊號的高耗電量問題，本研究在國家衛生研究院盧智成博士所發展的生理監測裝置裡，使用超省電型微控制器，加入即時診斷演算法，初步診斷生理訊號是否異常，並將判斷為異常的訊號，透過無線傳輸到具有詳細診斷功能的系統處理。

以本裝置而言，若沒有加入即時診斷功能，而是不斷地透過無線連續傳送訊號到後端系統診斷，最多只能連續使用 13.5 小時，但裝置內一旦加入即時診斷功能，只將有問題的訊號透過無線傳送到後端，則此裝置連續使用的時間，最多可以延長到 70 小時。

1.3 論文架構

本論文第一章為緒論，介紹研究動機、目的及論文架構，第二章為心電生理簡介與文獻回顧，簡單介紹行動式一導程心電圖所能提供的診斷意義，及前人針對行動式心電圖雜訊處理方法的優缺點。第三章介紹本論文的系統架構，描述如何以加速規訊號輔助，改善行動式心電訊號偵測的準確率。第四章則是呈現實驗流程，以跑步機模擬實際生活中靜止、走路、慢跑、跑步行為，並驗證以加速規輔助心電訊號 R 波偵測能提高準確度與降低錯誤率。第五章是對於實驗結果，探討加速規輔助對心電圖判斷的影響，並與文獻中對於非臥床式心電圖 QRS 偵測方法中，So and Chan[16]方法比較，證實對於走路或慢跑時的 R 波偵測，此方法是更適合用於行動式心電圖診斷。第六章是討論與未來展望，討論造成誤判的原因為何，並且當訊號品質在取得時改善的話，將能得到更好的結果，並能進行更多心律異常的診斷。

第二章 基本原理與文獻回顧

本章節首先介紹心臟生理基本原理，討論一導程 Lead II 心電訊號所能提供的生理意義，並從這些生理訊息中找出有幫助的診斷。接下來討論前人研究中，如何降低行動式心電圖中各種雜訊的干擾，並從低雜訊心電訊號判讀心律不整，降低雜訊造成的誤判率，達到即時診斷目的。

2.1 心電生理

2.1.1 心臟電氣

位於下腔靜脈進入右心房附近有一群特別的細胞，具有啟動心跳的作用，稱為竇房結(SA node)。正常情況下，每一個心跳週期起始於竇房結。竇房結興奮後，動作電位向下傳導到心房，心房去極化，波再往下傳至房室結(AV node)。傳導電位約 0.1 秒時間，接著去極化傳至希氏束傳導(bundle of His)，在心室中去極化波由普金杰纖維(Purkinje fibers)傳遍心室。

心電圖(ECG)是用來評估心臟電性活動的工具，圖 2-1 是標準 Lead II 訊號。P 波與心房去極化相關，QRS 複合波是心室去極化造成，T 波是心室再極化的波形，由各個波形的間期與形狀，可以檢測出心臟活

動是否正常，因此心電圖可以提供各種心臟疾病的診斷。

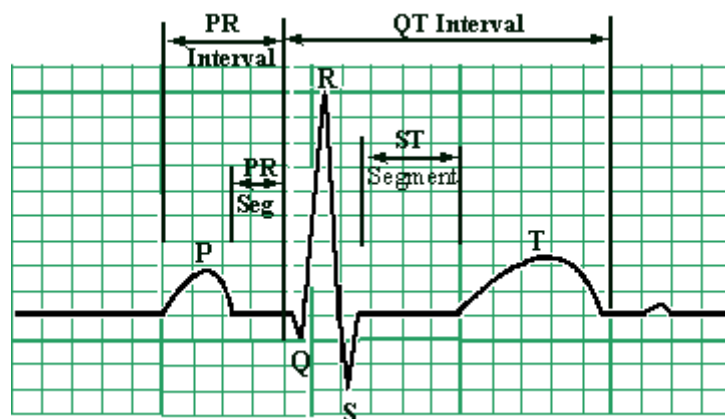


圖 2-1 心電圖波形定義

(from: <http://sprojects.mmi.mcgill.ca/cardiophysio>)

2.1.2 竇性節律

去極化波起始於竇房結，則為竇性節律(sinus rhythm)。正常心電圖的 PR 間期為 0.12-0.2 秒，QRS 波群為心室去極化時間，正常寬度為 0.08 秒至 0.12 秒，成人的心跳約為每分鐘 60-100 下。

當在靜止狀態時的心跳速率每分鐘小於 60 下，稱為心搏過慢(sinus bradycardia)。但以運動員或年紀較長的人來說，每分鐘只要不小於 40 下就是正常的。心搏過慢可能造成昏厥，有可能是早期的急性心肌梗塞，或是與體溫過低(hypothermia)、黏液性水腫(myxoedema)有關。心電圖辨識上，為規則的節律，QRS 波組寬度正常。

當在靜止狀態時的心跳速率每分鐘大於 100 下，稱為心搏過速

(sinus tachycardia)。由於心跳速率很快，有可能造成心室內沒有足夠的時間充血，使得每次打出的血量降低。心電圖辨識上，為規則的節律，QRS 波組寬度正常。

圖 2-2 為竇性節律的正常心電圖、心搏過慢，及心搏過速的心電圖，可以看出其 RR 間期正常，且 QRS 波組寬度也是正常的。

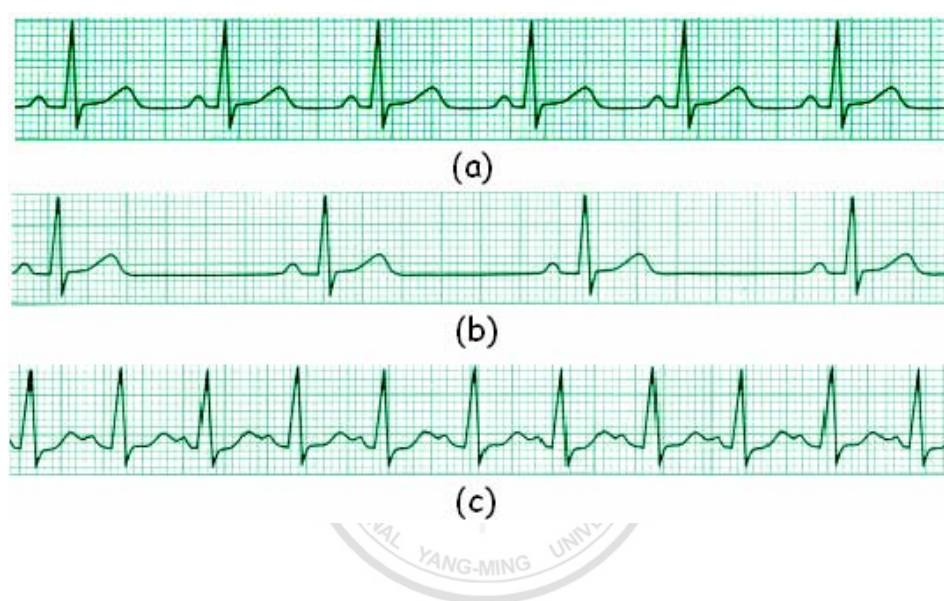


圖 2-2 竇性節律

(a)正常竇性節律(b)竇性心搏過慢(c) 竇性心搏過速

(from: <http://sprojects.mmi.mcgill.ca/cardiophysio>)

2.1.3 心律不整

心臟任何部份發生去極化的時間早於預期，並且引發心跳，即稱為早發收縮(premature contraction)。圖 2-3(b)是心房早期收縮(Atrial Premature Contraction, APC)，心電圖辨識上，為不規則的節律，其 QRS 波組寬度正常，P 波異常且距離 QRS 波組很近。圖 2-3(b)

是心室早期收縮(Ventricular Premature Contraction, VPC)。心電圖辨識上，為不規則的節律，QRS 波形異常且「寬」是特徵。當發生在前一個 T 波上時，可能會引發心室顫動，所以有潛在的危險。APC、VPC 在沒有心臟病的人身上出現並不會增加他們的罹病率，但是對於有心肌梗塞病史的患者來說，APC、VPC 出現的頻率較高時(一小時內發生的總次數超過十次以上)或是連續出現時，就會增加他們的危險性。圖 2-3(c)是心室頻脈(Ventricular Tachycardia, VT)，快速反覆的心室早發所造成的不規則節律，因為去極化波是由異常的路徑通過心室，波形類似 VPC。心電圖辨識上，為不規則的節律，QRS 波形很「寬」，且心跳很快，約每分鐘 140 至 220 下。

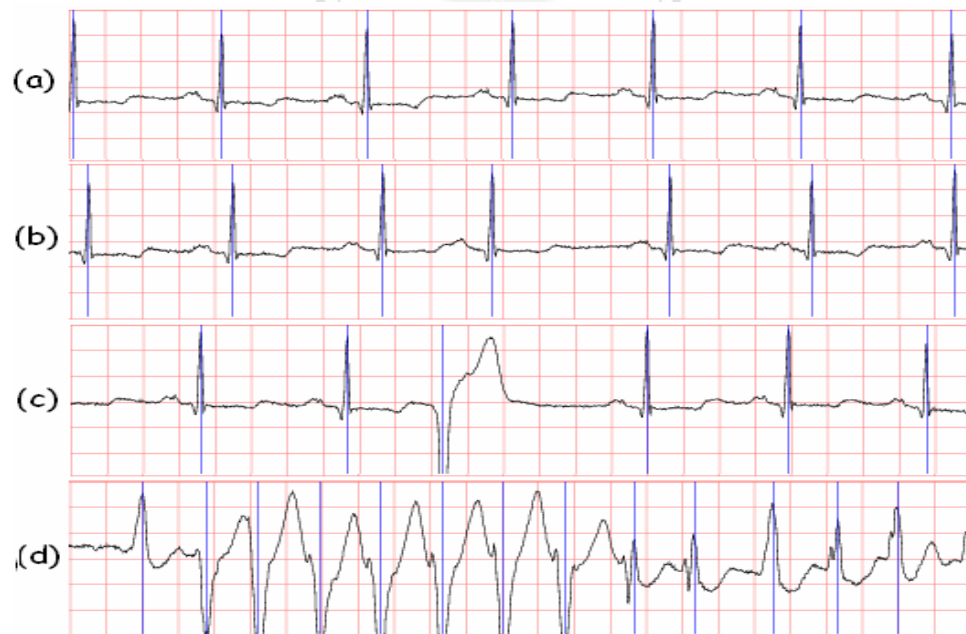


圖 2-3 心律異常

(a)正常節律 (b)心房早期收縮 (c) 心室早期收縮 (d) 心室頻脈

(from: MIT/BIH Database)

2.2 心電圖雜訊

行動式心電圖受到雜訊干擾大致上分為三類：1. 電源線造成的 60Hz 干擾(power line interference)。2. 呼吸造成的基準線飄移(baseline wandering)。3. 動作或肌肉造成的雜訊(motion artifact)。如圖 2-4。

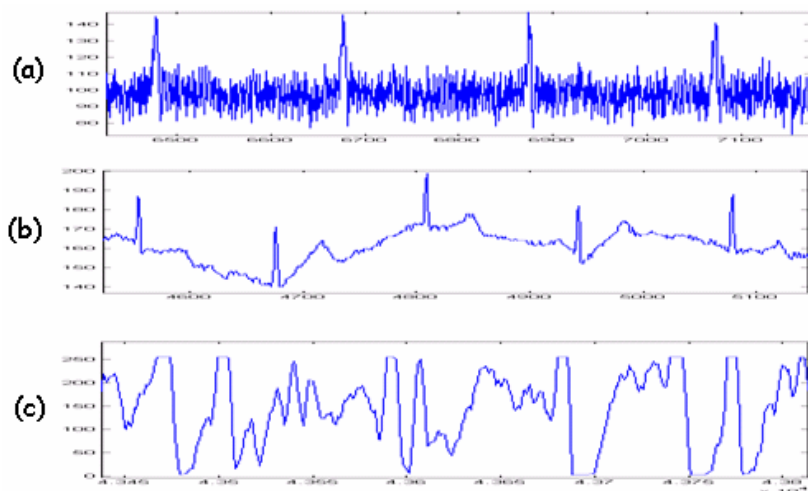


圖 2-4 不同雜訊干擾的心電訊號

(a) 電源線干擾(b)基準線飄移(c)動作雜訊

針對這三種不同的雜訊，分別有不同的處理方法；電源線干擾處理的方式很多，大部份使用凹陷濾波器(notch filter)或是 0.05-40Hz 帶通濾波器(band-pass filter)。呼吸造成的基準線飄移，頻帶約在 0.2-0.3Hz，針對低頻雜訊處理的方式，大部份以視窗平均法(moving average)達成。目前，針對電源線雜訊干擾與基準線飄移的處理已經很成熟[3]，唯一最難處理的就是動作雜訊。

動作雜訊造成的原因很多，主要是：(1)動作造成的肌電(EMG)訊號。(2)電極線拉扯。(3)動作造成電極片與皮膚磨擦。處理動作造成的雜訊的困難度在於：(1)此雜訊的頻帶範圍在 0.11-20Hz[2]，與心電圖的 QRS 頻帶完全重覆。(2)動作訊號形狀和 QRS 相似，摻雜在心電訊號內，容易造成偵測錯誤[1]。(3)動作訊號是由人造成的，每個人的動作不同，每一刻的動作也不同，所以沒有一定的規律性，而且是隨著時間改變的。綜合以上原因，使得處理干擾心電訊號的動作雜訊而達到正確的偵測，更加困難。

由於動作雜訊是由動作造成的，本研究利用這個特性，使用原本用來偵測呼吸的加速規，經過計算，得到動作訊號，由動作訊號輔助即時偵測 R 波，達到更高的準確性，並降低誤判率，減少傳輸的次數，而達到延長使用時間的低耗電量需求。

2.3 文獻回顧

偵測心電訊號 QRS 波組的方法很多，而且都有不錯的準確率。在非臥床式心電訊號中，針對受到動作雜訊干擾的心電圖偵測方法也愈來愈多，有強化 QRS 波組的方法，也有降低雜訊的方法；像是依據雜訊的來源取得雜訊訊號，再由可調適性濾波器(adaptive filter)去除雜訊[1][4]，或是利用 QRS 波形，使用型態濾波器(morphological filter)

偵測 QRS 波組[3]。然而，這些方法不是運算量很大就是不能提供即時的處理，以致無法實現微控制器的低運算量與系統即時性的需求。針對行動式心電圖還沒有一個完美的方法能夠達到百分之百的正確率，接下來將討論前人研究方法中，減少雜訊干擾的方法與其優缺點。

前人研究方法[15]，大致上分為兩類：(1)可調適性濾波器。(2)閾值。

2.3.1 可調適性濾波器

可調適性濾波器的原理是將摻雜在訊號內，與訊號無關的雜訊當作參考訊號，將欲留下的乾淨訊號當作輸入訊號，利用可調適性濾波器的方法，將雜訊去除。圖 2-5 是 J Tompkins 等學者所提出[5]，電極 1 與 2 是 Lead II 訊號 $d(k)$ ，電極 1 與 3 是附近的肌肉訊號 $x(k)$ ，將這兩個訊號代入可調適性濾波器，可得到較乾淨的訊號；另外也有些學者利用加速規[6]、電極片的阻抗(impedance)[7]、肌電訊號 EMG[4]等造成雜訊相關的訊號源取得參考訊號。

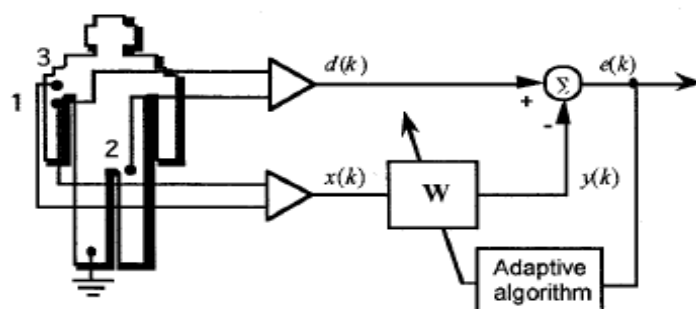


圖 2-5 可調式濾波器方法

圖 2-6(a)為實際量測 Lead II 訊號，並使用加速規同步取得動作訊號為圖 2-6(b)，經由 Matlab 的可調適性濾波得到的結果為圖 2-6(c)；只要加速規訊號與雜訊愈相關，則得到的結果愈好。但缺點就是運算量很大，而且無法即時處理。

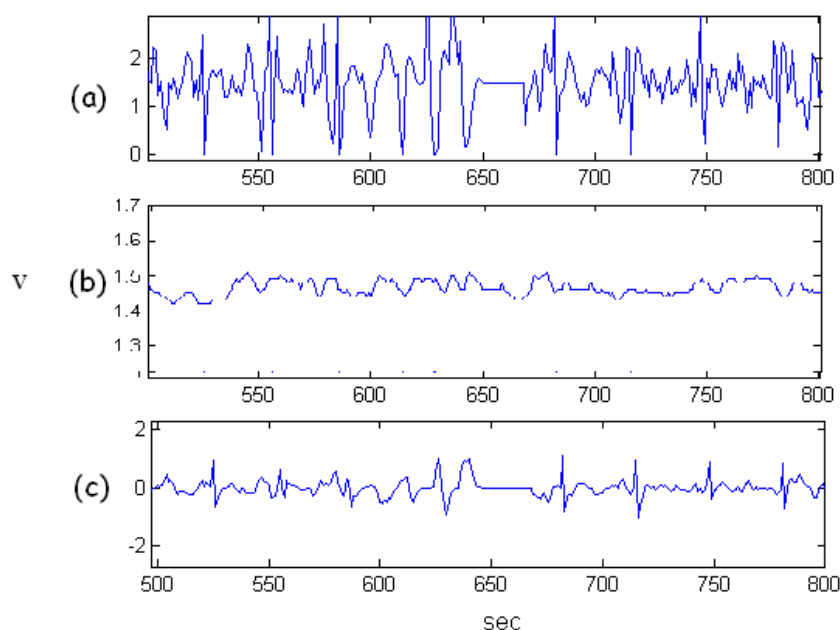


圖 2-6 加速規應用可調適性濾波器降低雜訊干擾

(a)含有雜訊 Lead II 訊號 (b)加速規訊號 (c)處理結果

2.3.2 閾值

偵測 QRS 複合波的另一種方式，是計算閾值，當心電訊號超過閾值時，即為 QRS 波組所在。閾值的優點在於運算量很低，且又能得到即時的功能，閾值的計算方式很多，針對訊號的特性有不同的設定方法，如 QRS 振幅[11]設定、QRS 斜率特性[8][13]，或是綜合振幅與斜率特

性[14]而設定閾值的方法，這類方法都是用在非臥床式心電圖或是 Holter 訊號。

本研究侷限於有限的微控制器運算能力，與即時診斷的需求，選擇了動態閾值的方法[9][10]，並且利用加速規特性，輔助 QRS 波組偵測。



第三章 材料與方法

心電圖監測裝置，系統分為三大部份，分別為類比生理訊號擷取與濾波放大的硬體部份、微控制器訊號處理的軟體部份，與資料透過無線傳輸的訊號傳輸部份，如圖 3-1 所示。由硬體取得類比生理訊號後，經過微控制器軟體將訊號數位化並進行一連串的診斷與儲存後，將異常訊號透過無線藍芽傳輸至 PDA 或個人電腦進一步處理。

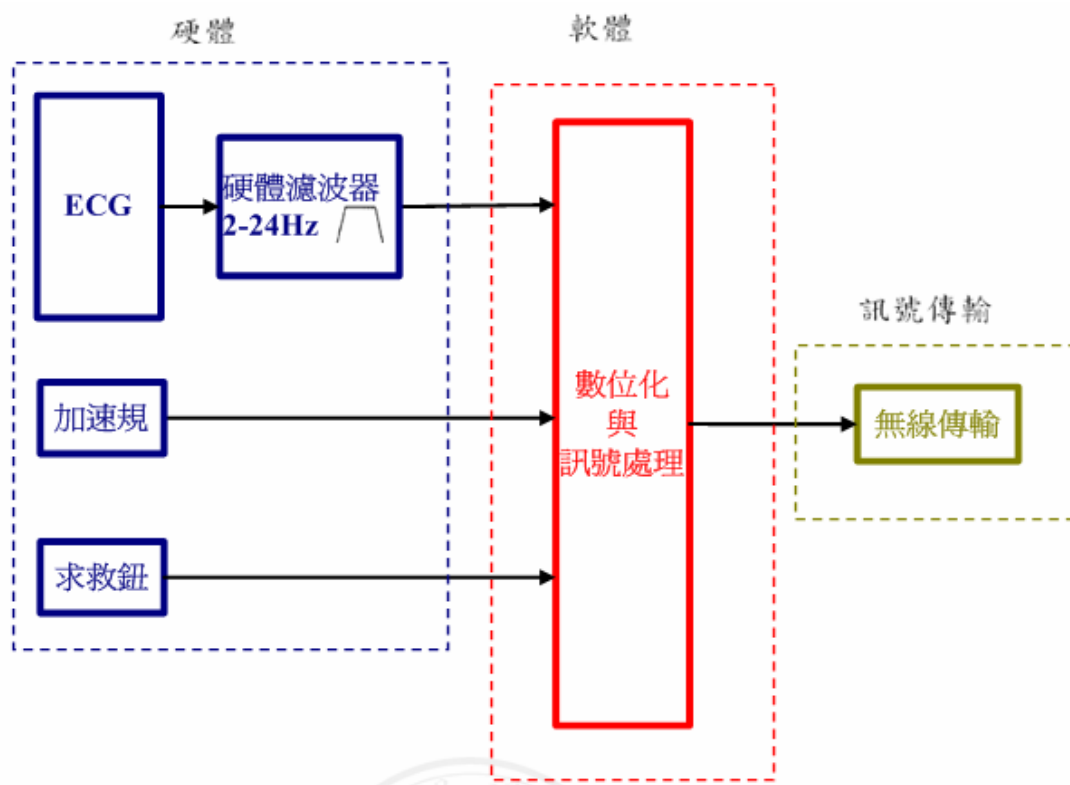


圖 3-1 系統三部份

3.1 生理訊號取得

3.1.1 硬體

本研究使用的硬體是由國家衛生研究院盧智成博士研發的生理訊號擷取盒(隨身盒, Vital-Belt), 即時擷取使用者心電訊號並放大 2200 倍, 及偵測跌倒的三軸加速規訊號。如圖 3-2 所示, 白色盒子即為隨身盒, 盒子上的紅色按鈕為緊急按鈕, 藍色腰帶是特殊導電織布製造而成的, 用來取代電極片的功能, 但目前仍在開發階段, 僅適用於居家靜止狀態時得到的訊號, 因此本研究針對日常生活使用狀態, 仍是使用電極貼片。



圖 3-2 隨身盒與腰帶

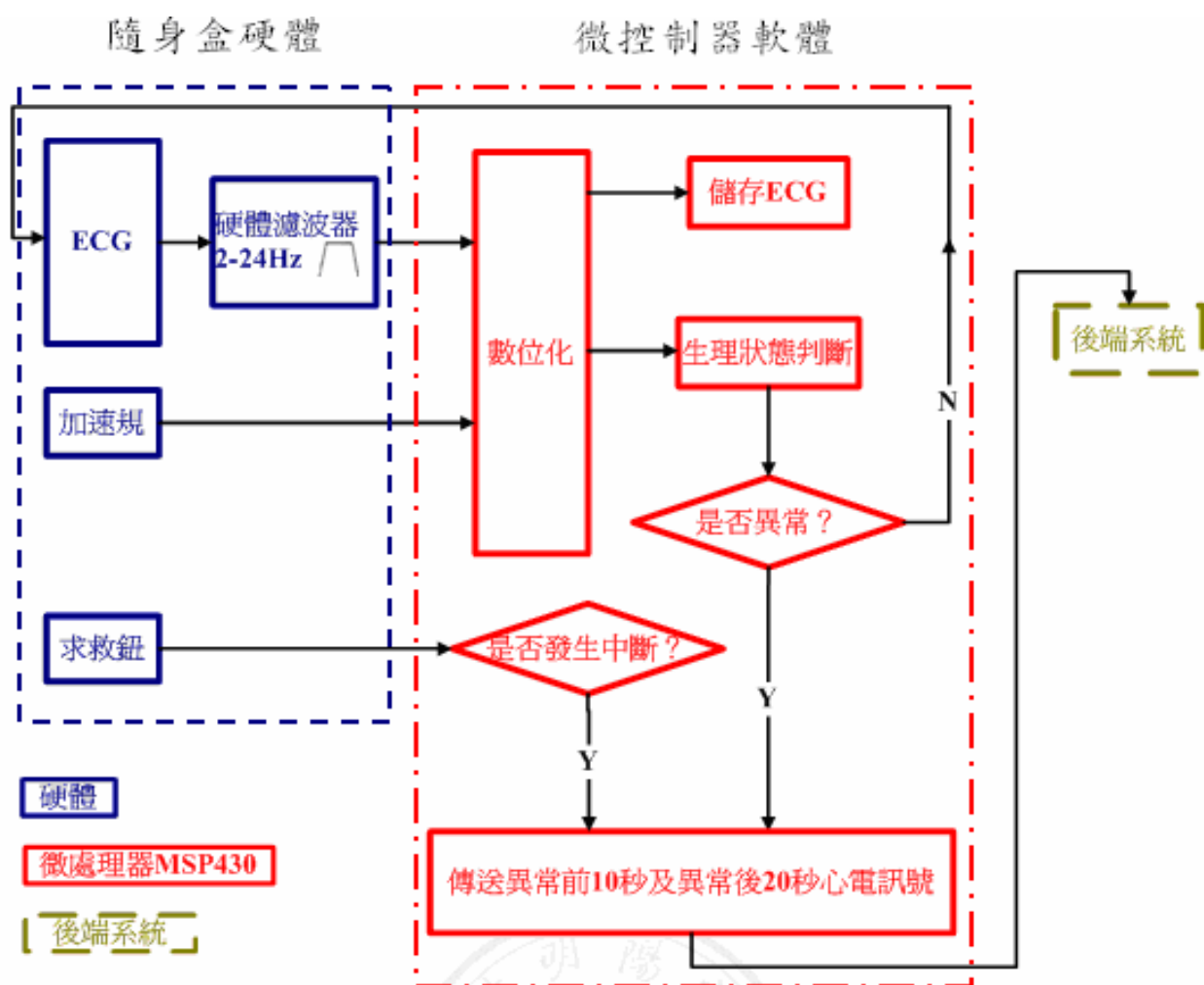
隨身盒內的訊號處理皆由隨身盒內的超省電型微控制器達成。本研究採用德州儀器公司生產的 MSP430 系列中型號 MSP430F1611 微控制器。這顆微控制器的記憶體空間(RAM)有 10Kbytes, 支援 UART 傳輸介面, 並提供 12 位元類比/數位轉換模組; 其功率消耗低, 並有數種省電模式, 可以支援長時間運作[24]。為了符合長時間使用的低耗電量, 選擇了這顆超省電型微控制器, 但是相對地愈是省電, 運算能力愈是有限。因此, 如何在有限的運算能力裡, 即時處理日常生活中的各種

生理訊號，並達到一定水準的準確度，是本研究的重點。

硬體即時擷取使用者二種生理訊號：一導程非標準 Lead I 心電訊號 (modify Lead I)、偵測跌倒的加速規訊號及緊急求救鈕。在日常生活中，使用者的動作雜訊、電極線拉扯(electrode contact noise)、呼吸造成的基準線飄移、電源線都是造成心電訊號干擾的主要來源。因此，為了確保 R 波資訊完整，及減少雜訊干擾，在微處理有限的運算能力之下，選擇了使用硬體先進行前處理的動作，即將心電訊號經過 2-24Hz 帶通濾波器[12][22]。

3.1.2 軟體

隨身盒裝置是在日常生活中，藉由微控制器 MSP430F1611 即時判斷生理訊號的異常與否，將異常發生前十秒訊號及異常發生後二十秒訊號，透過無線，傳送至後端具有強大運算功能的處理機進行更詳細的診斷，並建立警告機制；除了隨身盒內自動即時診斷之外，對於使用者按下緊急按鈕行為，視為第一優先的異常狀態。圖 3-3 為隨身盒處理的系統架構，虛線是隨身盒硬體架構，實虛線是微控制器功能。



隨身盒內，微控制器軟體的功能有：

(1)將類比訊號數位化處理：使用微控制器內建的數位類比轉換模組，開啟計時器 A(Timer_A)觸發 A/D 轉換，對生理訊號進行 8-bit 數位化處理，取樣頻率為 200Hz 。

(2)儲存功能：因為異常的訊號對於後端處理才有意義，因此，異常發生前與發生後的訊號很重要，所以微控制器的記憶體(RAM)裡會隨時儲存著最新十秒的生理數位訊號。

(3)即時計算心跳，並判斷心律不整：必須建立誤判率低、運算量低，且能即時正確偵測到心電訊號的 R 波運算式，並由準確的 QRS 資訊，判斷是否有異常情況發生。

(4)心電圖是否有電極線鬆脫(lead-off)情形發生。

(5)處理緊急按鈕狀況。

(6)異常警告機制：心電訊號為斷異常、跌倒狀況發生、電極線鬆脫(lead-off)、或是使用者按下按鈕，當符合以上其中一項異常，微控制器便會即時無線傳送出現異常發生後二十秒生理訊號，及異常發生前十秒生理訊號。

3.1.2 訊號傳輸

本研究使用仕康科技開發的無線藍芽模組中 RS232 介面的產品，如圖 3-4，傳輸速率為 9600bps，輸入電壓 5V，頻帶為 2.4GHZ，於開放空間最大傳輸距離 100 公尺，是一個隨插即用的藍芽模組。



圖 3-4 藍芽無線模組

3.2 訊號分析

行動式心電訊號，最容易受到的雜訊為動作雜訊干擾，雖然在隨身盒硬體內，已經先將 0.05-40Hz 的心電訊號經過 2-24Hz 帶通濾波器前處理，濾掉部份雜訊，但是動作雜訊的頻帶範圍為 0.11-20Hz，與此頻帶重覆的雜訊依舊存在，因此須再進一步處理含有雜訊的 2-24Hz 心電訊號。動作雜訊是由人的動作產生，隨著不同人、不同動作、不同時間而改變，沒有規則，摻雜在心電圖內，容易造成心電訊號波形辨識上的混淆，而判讀錯誤。因此，在微控制器有限的運算能力內，必須找出動作與心電訊號的關聯性，並以動作輔助判讀心電訊號。

圖 3-5 為微控制器處理流程。實線框起來的部份為硬體取得的 2-24Hz 心電訊號、加速規訊號後，微控制器 MSP430 進行的一連串訊號處理，包括類比訊號數位化、QRS 偵測、心律異常判斷，及無線傳輸。首先將類比訊號經過 200Hz 的取樣頻率數位化後，即時儲存十秒心電訊號，並於記憶體內保持最新十秒訊號；虛線框起來的部份為心電訊號即時判讀運算式，利用原本偵測跌倒事件的加速規訊號，計算出使用者目前的動作激烈程度，再將此動作程度作為輔助 R 波偵測運算式的參考，找出準確的 R 波及相對的 QRS 間期，並利用 R 波與 QRS 寬度特性，即時診斷 2-24Hz 一導程非標準 Lead I (modify Lead I) 心電訊號。若出規則節律心搏過快、心搏過慢、心室頻脈，或一小時內出現

十次以上不規則節律的心房早期收縮、心室早期收縮，則為異常狀態產生，微控制器將會把異常前十秒記憶體內的訊號和異常後二十秒即時訊號，透過無線傳輸至後端設備。

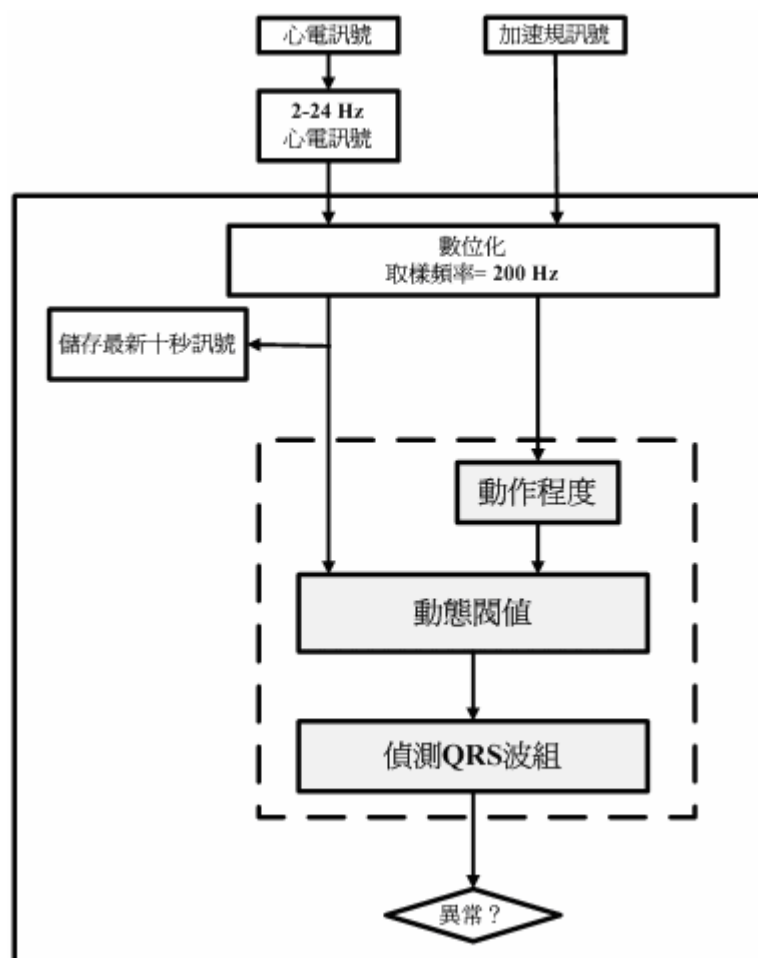


圖 3-5 微控制器心電訊號處理流程

3.2.1 動態閾值

R 波的偵測方法有很多種，但是侷限於運算能力與即時的需求，選擇了低運算量的動態閾值方法。過去有許多學者利用 R 波振幅大小、QRS 斜率特性等等提出了不同的動態閾值計算方法，本研究使用[9][10]所

提出的方法，當輸入訊號大於即時動態閾值時，即為 R 波出現的範圍。

式(1)為即時閾值的計算式：

$$T(n+1) = T(n) + \frac{D(n+1) - T(n)}{K} + B \quad (1)$$

式中， $T(n+1)$ ：更新的閾值

$T(n)$ ：前一個閾值

$D(n+1)$ ：輸入心電圖訊號

K ：權重值

B ：offset 值

輸入心電圖訊號為 2-24Hz 非標準 Lead I (modify Lead I) 訊號，閾值

計算規則如下[9]：

(1)當輸入訊號大於前一個閾值，則閾值不更新，R 波所在位置範圍的起點即為第一個大於前一個閾值的位置；接下來的心電訊號則與固定的閾值比較，直到輸入訊號小於或等於這個固定閾值為止，並使此點視為 R 波所在位置範圍的終點。

(2)當輸入訊號小於或等於前一個閾值，則閾值由式(1)更新，且此時不為 R 波所在位置的範圍。

下圖 3-6 為示意圖，實線為 2-24Hz 非標準 Lead I (modify Lead I) ECG，星點(*)為由式(1)求得的動態閾值，由上述規則可找出 R 波可能出現的位置。

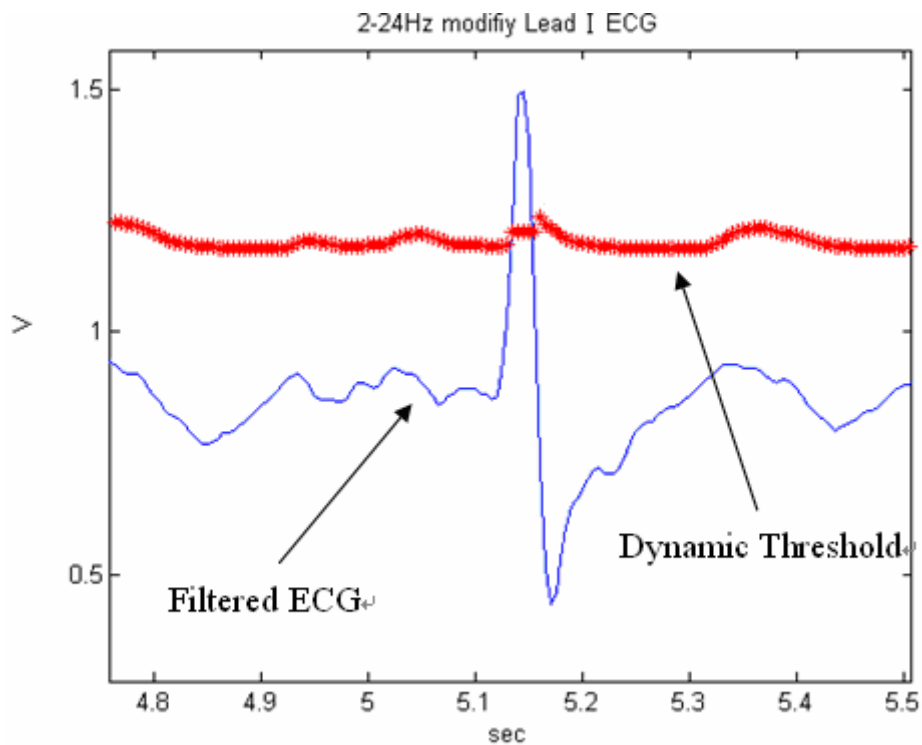


圖 3-6 動態閾值示意圖

將此方法應用到實際上人體量測到的靜止狀態下的心電圖與走路狀態時的心電圖，在動作激烈程度相對大的心電訊號上，如圖 3-7(b)，雜訊強烈的地方會造成不必要的誤判(虛線圈起處)，因此我們必須藉由調整式(1)中的權重值參數來改善。在前人研究裡，沒有詳細提到如何改變權重值。

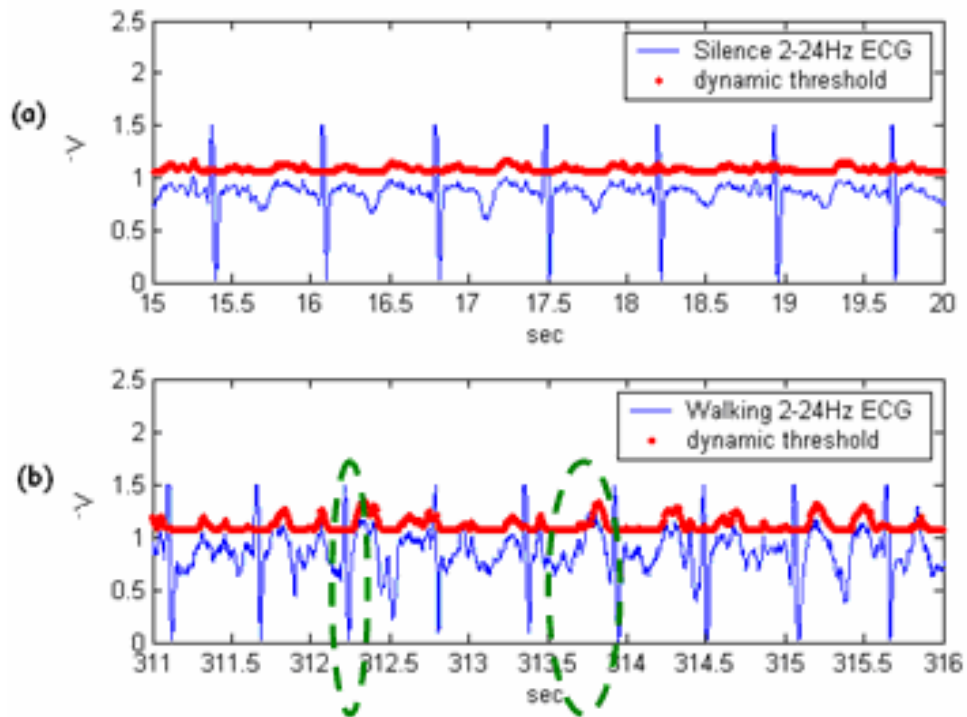


圖 3-7 使用同樣權重值計算動態閾值，於走動時的誤判

(a)靜止時心電訊號(b)走路時心電訊號；虛線圈起處為誤判的位置

將所量得的心電圖訊號分別來看，圖 3-8(a)為受測者靜止時的心電訊號，圖 3-8(b)為受測者走路時的心電訊號；我們從訊號上可以發現，在動作比較激烈的時候，產生的雜訊比在靜止的時候大。因此，如何找出一個適當的方法，可以讓權重值隨著摻雜在心電圖內的雜訊大小做調整，是很重要的。

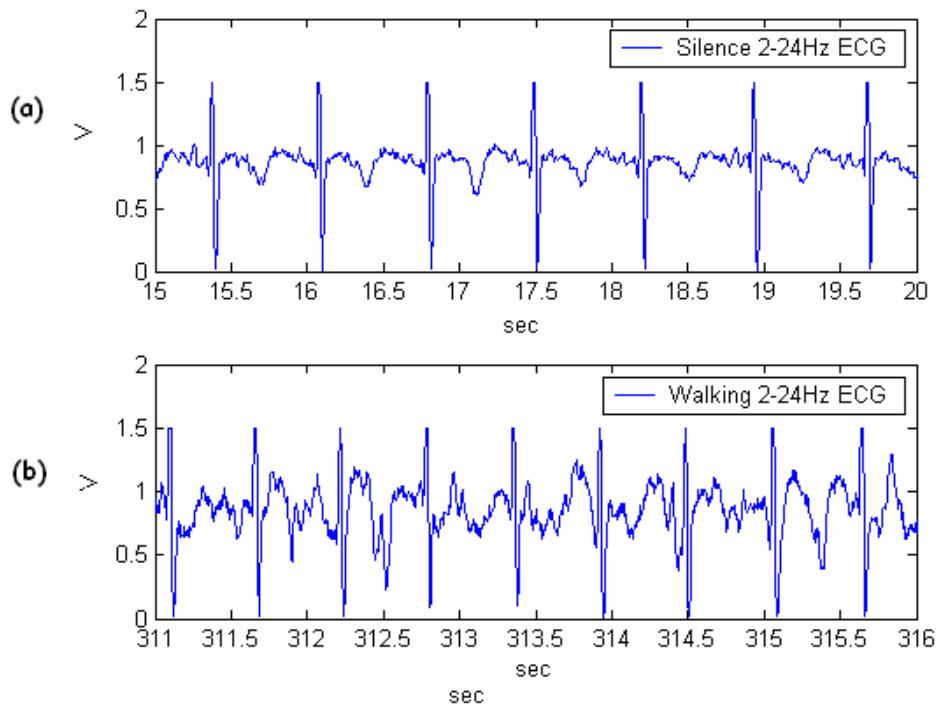


圖 3-8 不同程度動作時之心電訊號品質

(a)靜止時心電訊號(跑步機速度：0 MPH)

(b)走路時心電訊號(跑步機速度：4 MPH)

在動作程度較激烈時，會產生較大的雜訊，而藉由權重值 K 的改變來調整閾值的大小就能改善因為雜訊造成誤判的機率。由這個關鍵點，本研究利用原先設計用來偵測跌倒功能的加速規，順便計算動作激烈的程度，並以此參考值即時動態調整權重值，讓動態閾值能更有彈性地運用在各種情況下的心電圖判斷。

3.2.2 動作偵測：使用加速規訊號

隨身盒內的加速規為 Analog Device ADXL330，三軸加速規，可量測至 $\pm 3g$ 動作，其相對的 X 、 Y 、 Z 軸位置如圖 3-9。

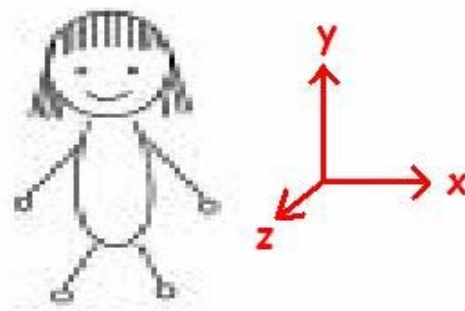


圖 3-9 隨身盒內加速規軸向定義

圖 3-10 為不同動作激烈程度時，量得的原始加速規 X、Y、Z 三軸訊號，第 1 段是靜止(速度：0 MPH)時所量測的訊號，第 2 段是小跑(速度：6 MPH)時所量測的訊號，第 3 段是走路(速度：4 MPH)時所量測的訊號，可以看出在不同程度的動作之下，加速規的訊號有明顯的差異，尤其是 Y 軸的表現更為明顯。

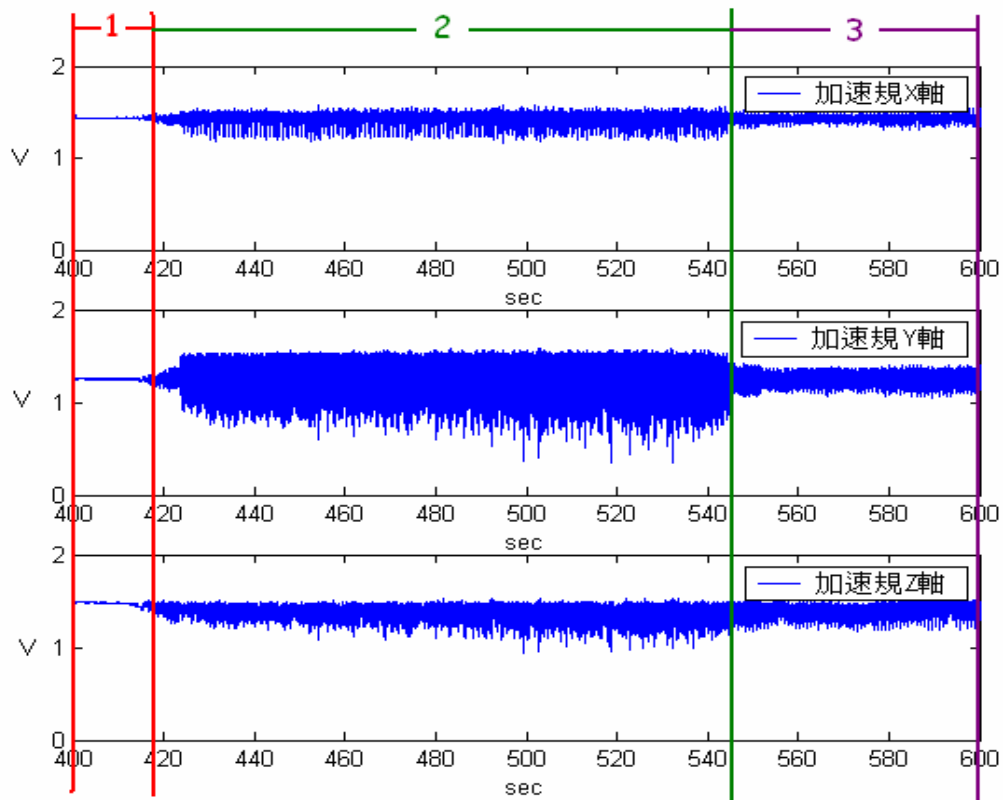


圖 3-10 靜止、小跑、走路時量得的三軸加速規訊號

為了將動作激烈程度量化，需要將加速規訊號進行計算。由於動作的變化不會很快，因此可將原始的加速規訊號會先進行降低取樣頻率(down sampling)的動作，由原先的 200Hz 取樣頻率改為 50Hz 的取樣頻率[23]，再加以計算。Nishkam 等學者提出了用加速規訊號計算出四個參數，再依此四個參數將動作分類的方法[18]，這四個參數分別為平均值(mean)、標準差(standard deviation)、能量(energy)、相關性(correlation)。而本研究限於運算量的問題，僅選擇標準差(standard deviation)的參數，並改良其計算方式，如式(2)，將算式中的平均值(mean)改為靜止狀態下，不同姿勢的電壓直流值(dc)，再用當下的加速規值計算與靜止時的差異，而得到動作激烈程度參考值： sd 。

$$sd = \frac{\sum (acc - m_{dc})^2}{N - 1} \quad (2)$$

式中， sd ：動作激烈程度參考值

acc ：加速規值

m_{dc} ：靜止時電壓 dc 值

N ：一秒的點數

由於姿勢不同，加速規也會呈現方向性的電壓改變，但這並不是動作的變化，因此 m_{dc} 值須隨著姿勢不同而改變。如圖 3-11 所示，使用者平躺、左翻面、右翻面的動作，都是靜止狀態，但是由於姿勢不同，

加速規呈現的電壓值也不同，所以在計算動作激烈程度 sd 值時，其 m_{dc} 須隨著姿勢調整。

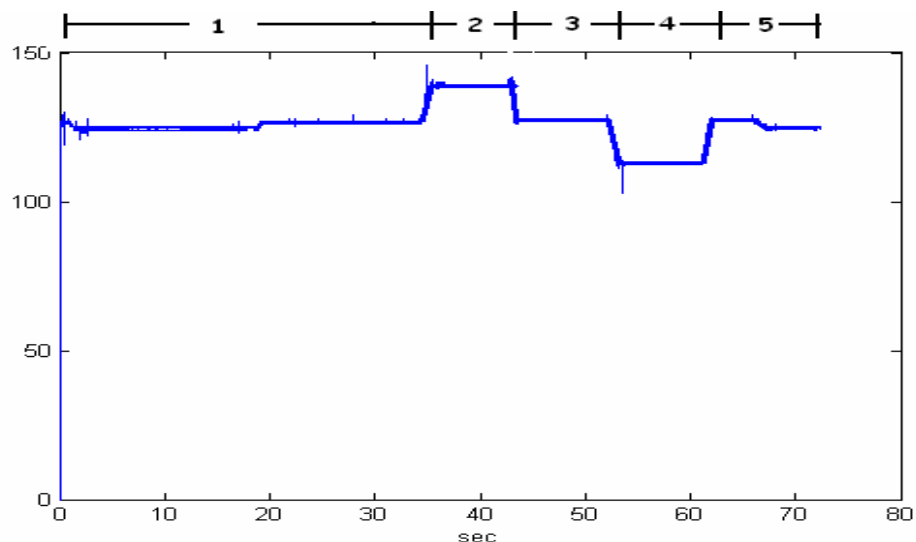


圖 3-11 加速規值於不同姿勢時的變化

- 1.3.5：平躺時加速規訊號
- 2：左翻後靜止加速規訊號
- 4：右翻後靜止加速規訊號

圖 3-12 是實際上使用者進行靜止→跑步→靜止流程時，分別用量測到的加速規 X、Y 軸經由式(2)計算而得的 sd 值，可以在呈現動作激烈程度的差異上，Y 軸比 X 軸明顯。

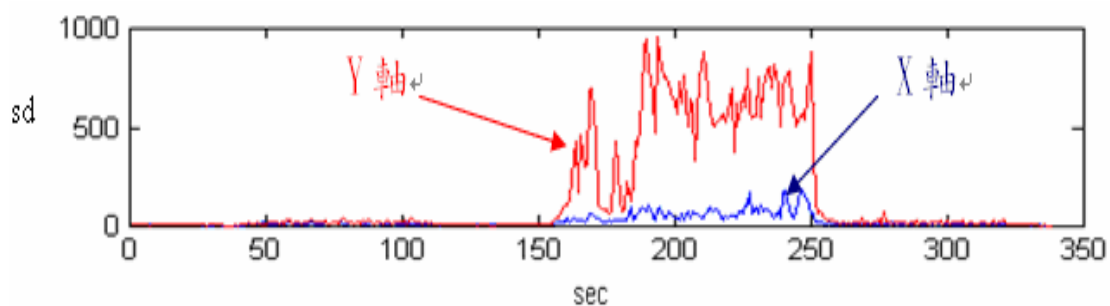


圖 3-12 靜止至跑步至靜止，加速規值計算而得的 sd 值

將 Y 軸加速規訊號經過計算後，對應到不同的動作狀態確實可以得到不同的參考值，因此，接下來就由這個參考值輔助動態閾值中權重值的調整。

3.2.3 偵測 QRS 波

式(1)方法應用於霍特式心電圖機的診斷判讀，對於靜止與慢走的情況都有一定水準的正確率，但是在動作較為激烈時，如快步走路或慢跑，得到的準確率降得很多。結合加速規與動能閾值計算，可以使得動態閾值更能隨著不同狀況更具有彈性，並得到較高的準確率，降低固定權重時的誤判率。程式流程如 3-13。

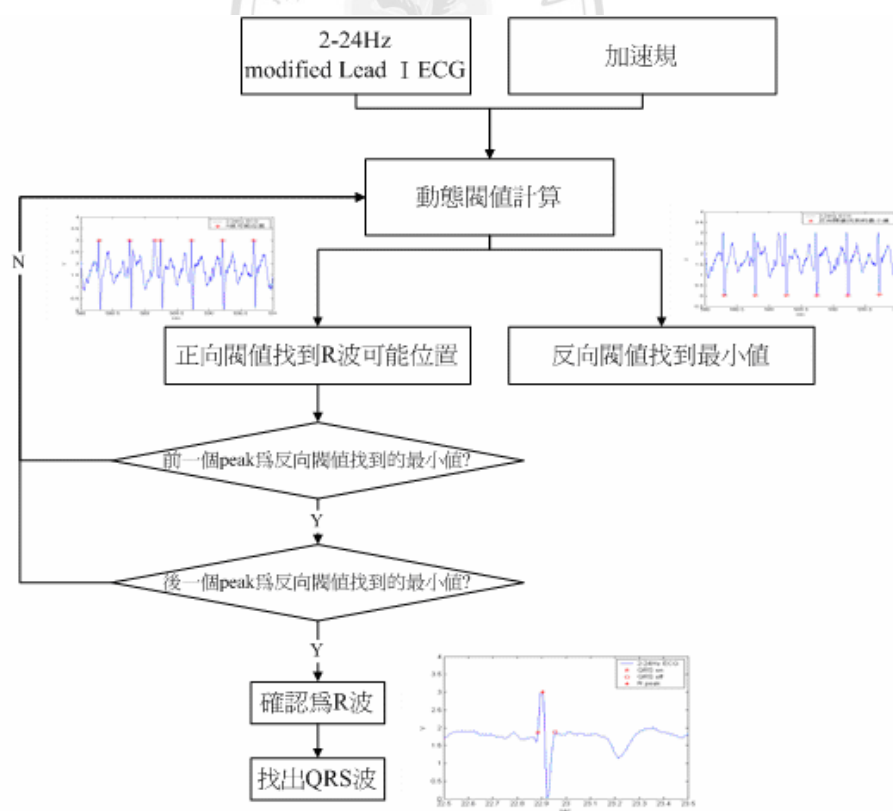


圖 3-13 偵測 QRS 波組程式流程

為了避免較大雜訊造成的誤判，除了計算正向的動態閾值找出 R 波可能位置之外，也計算反向的動態閾值；當正向動態閾值偵測出 R 波可能的位置後，下一個若是反向動態閾值找到的最低點，則確定 R 波找到，如圖 3-14。

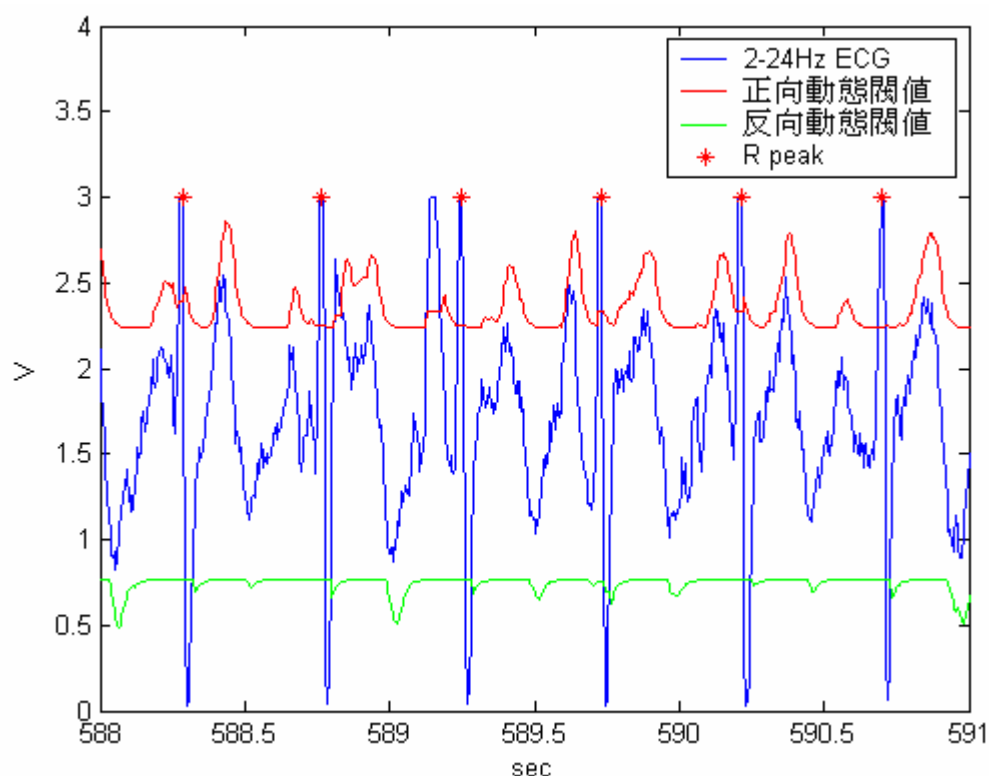


圖 3-14 正、反向動態閾值

圖 3-15 為人體量測訊號，即時透過 MSP430 計算所偵測到的 QRS 複合波。由找到的 R 波往前偵測到的第一個轉折點則為認定的 QRS 起始位置，往後偵測到的第一個轉折點為認定的 QRS 結束位置。

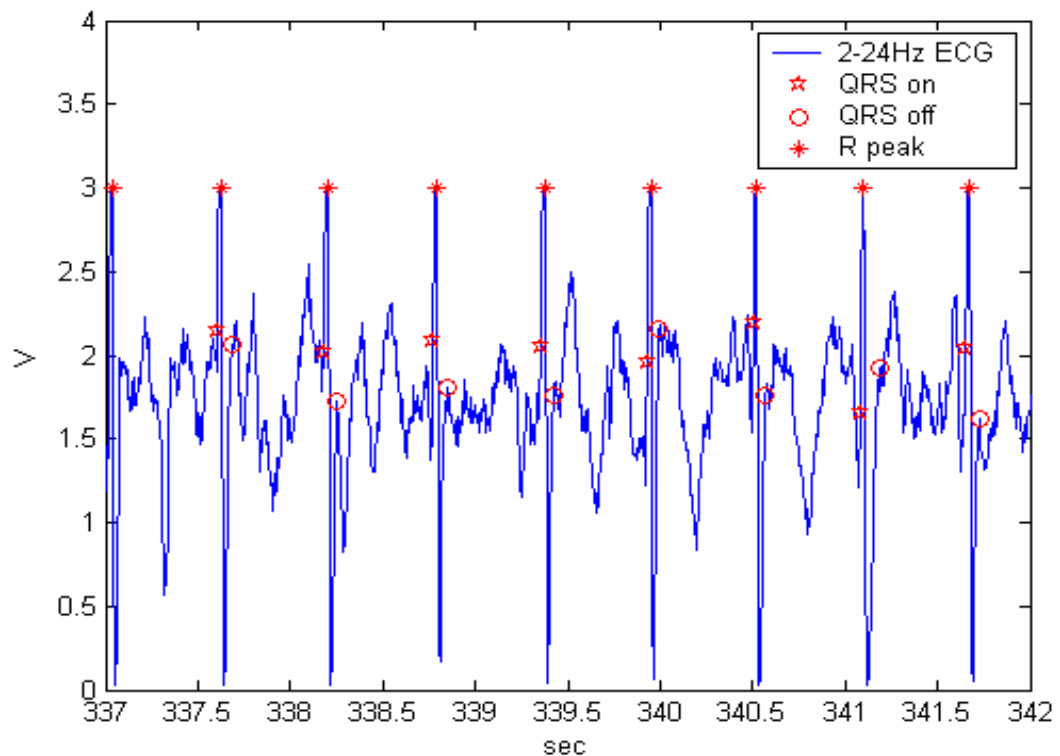


圖 3-15 微控制器偵測出的 QRS 複合波
(實際人體量得的訊號)

3.3 心律不整偵測

一導程心電訊號(modify lead I)的心律異常判斷，使用 RR 間期與 QRS 寬度的訊息，判別是否為心房早期收縮(APC)或是心室早期收縮(VPC)，並統計異常次數。

判斷的流程如下圖：由動態閾值方法找出的 R 波與 QRS 寬度，先將最早的五跳正常心律平均出 RRI_normal 與 QRS_normal 後，當下一個心跳來時，若此 QRS 寬度大於 1.5 倍 QRS_normal[25]，則為 VPC 產生；

若此 QRS 寬度正常，但 RRI 縮短至小於 0.8 倍的 RRI_normal，且此心跳的下一跳 RRI 延長至大於 1.2 倍的 RRI_normal[25]，則為 APC 產生；若此心跳不是 APC 也不是 VPC，則將此心跳的 RRI、QRS 與 RRI_normal、QRS_normal 平均產生新的 RRI_normal、QRS_normal，再進行下一跳的判斷。圖 3-16 是心律不整的判斷流程。

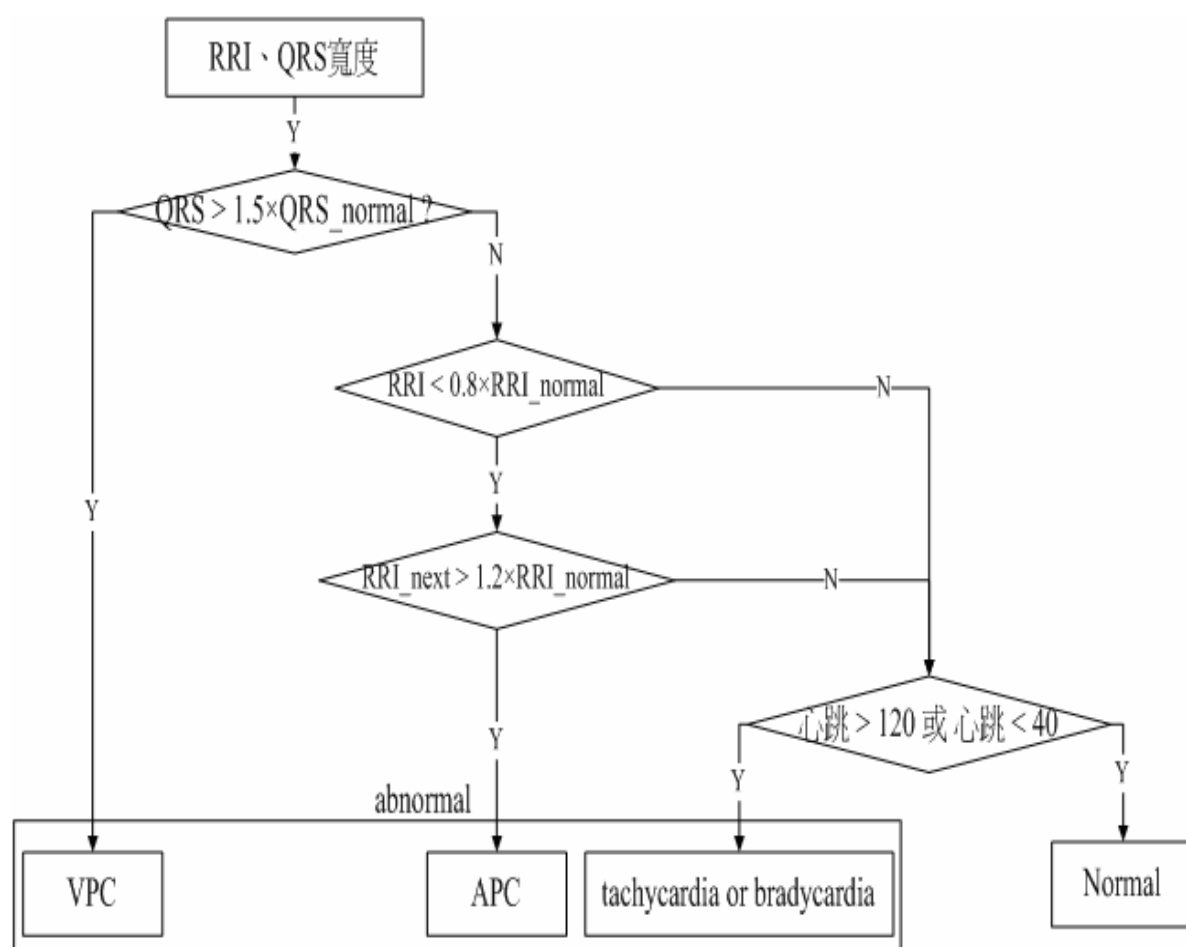


圖 3-16 心律不整程式流程

(1) Sinus Bradycardia/Tachycardia：正常人心跳於一般狀況為每分鐘 40-120 跳，因此，若是規律性節律，且 QRS 寬度，當心跳每分鐘大於 120 跳或是小於 40 跳，便判斷為心搏過速或心搏過慢。

(2) APC/VPC：APC 為心房早期收縮，是不規則的節律。特徵是發生前的 RR 間期縮短，而接下來一個 RR 間期較長；如圖 3-17，為心電圖模擬器產生的 APC，紅色圈圈為抓到的 R 波位置，而*號為判斷為 APC 的位置。

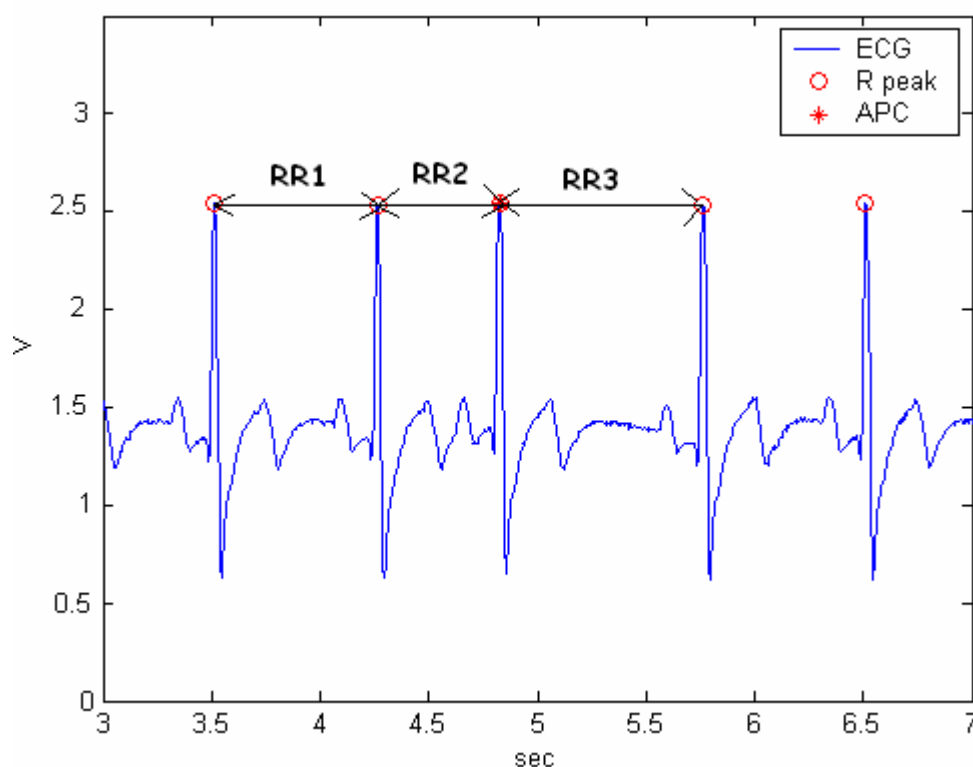


圖 3-17 心房早期收縮

VPC 為心室早期收縮，特徵是寬的 QRS；如圖 3-18，由動態閾值方法找出的 QRS 寬度，正常與 VPC 是有明顯地不同。

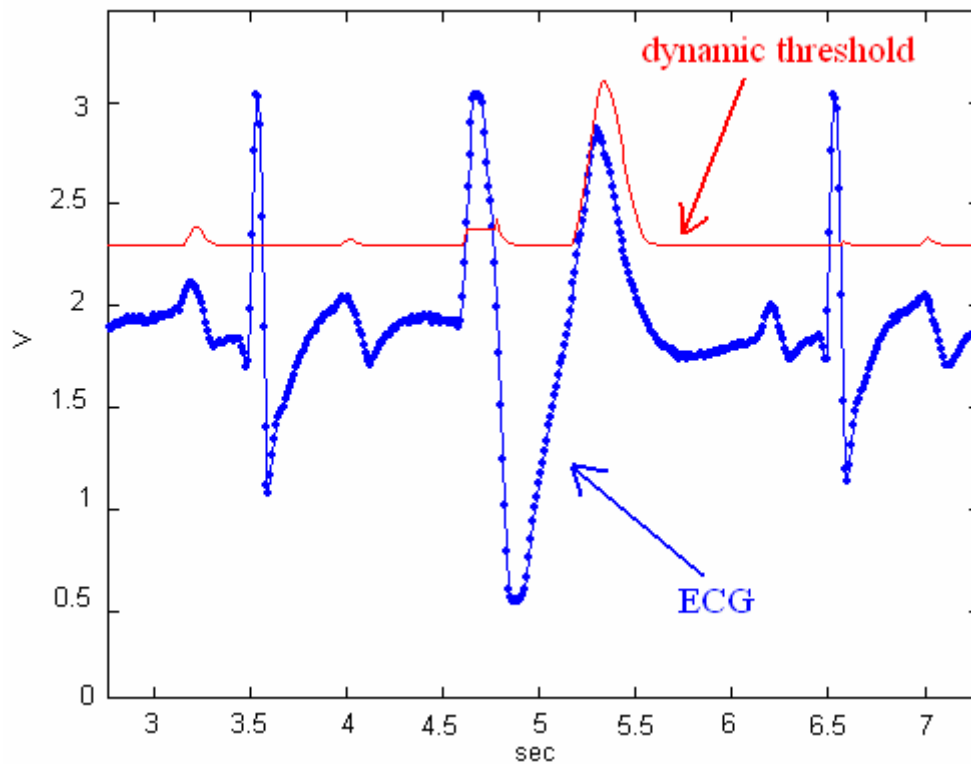


圖 3-18 心室早期收縮

3.4 偵測電極線鬆脫(Lead-off)

使用電極貼片量得訊號的方式，有時候會因為動作的關係，衣服拉扯到電極線，而造成電極線鬆脫的情況發生，圖 3-19 是三種不同電極線鬆脫得到心電圖，都會有持續一段時間維持在中間位準，利用這個特徵來判斷是否有電極片鬆脫的情形產生，以避免造成誤判為心律異常而不斷透過無線傳輸訊號，使得耗電量增大的情況發生。

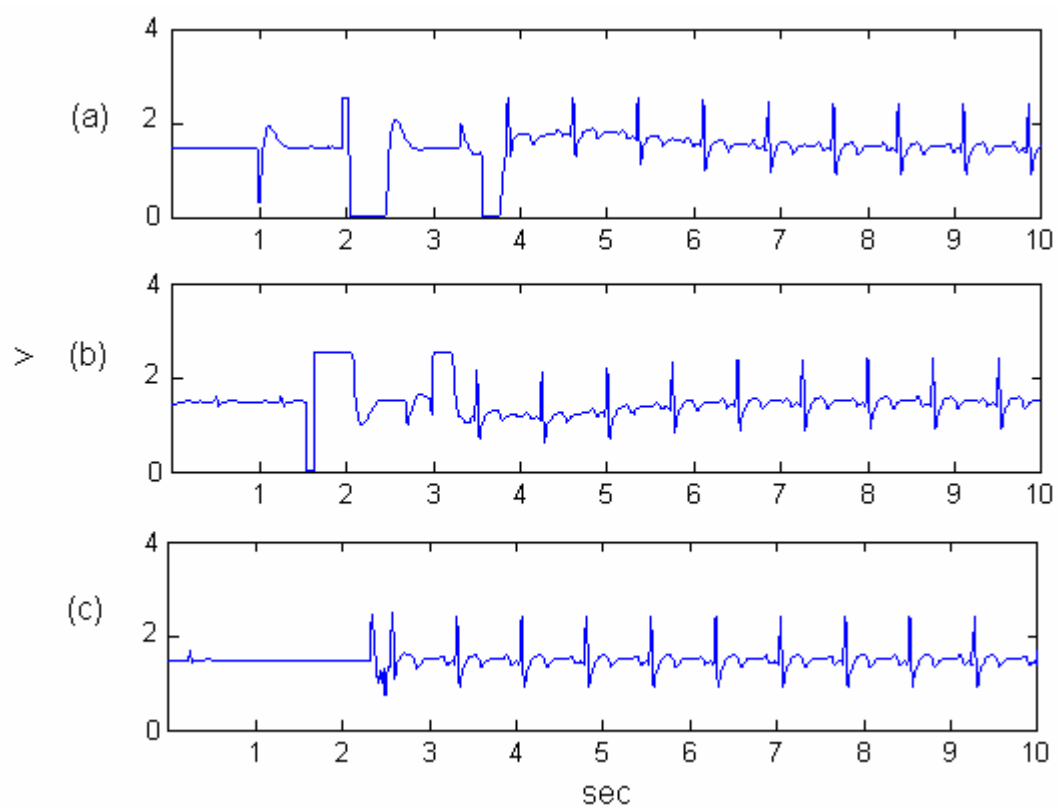


圖 3-19 電極線鬆脫心電圖

(a)RA off (b)RL off (c)LL off

第四章 實驗方法與結果

使用者配帶隨身盒，將電極片貼在將來使用特殊導電織布接觸身體的位置，圖 4-1 右下人形黑點的位置即為 RA、RL、LL，並用腰帶固定，如圖 4-1 左。

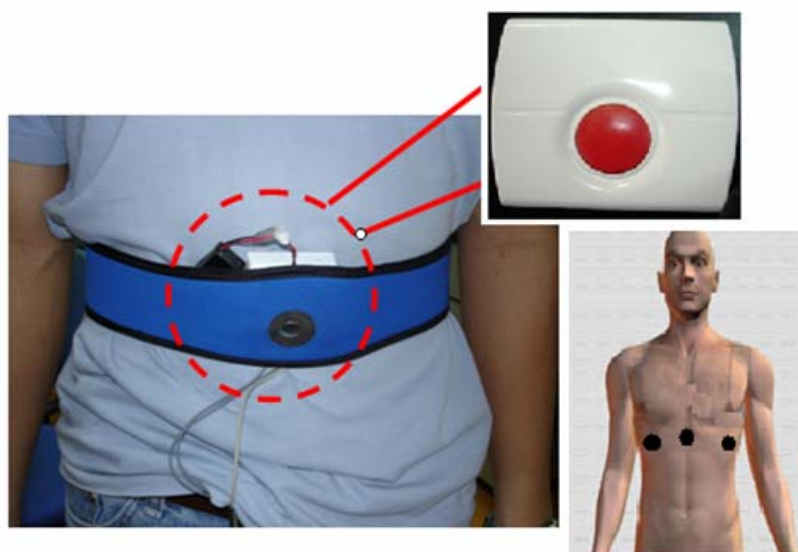


圖 4-1 使用者配帶隨身盒

4.1 實驗方法

利用跑步機 Vision Fitness T8500 TRC 模擬日常生活中常見的各種活動，根據美國心臟聯盟和國際健康協會，走路定義為 2 MPH 至 4.5 MPH，慢跑定義為 5.5 MPH 至 7 MPH，因此實驗設定為：

- (1) 跑步機速度 0 MPH：靜止
- (2) 跑步機速度 4 MPH：模擬走路
- (3) 跑步機速度 6 MPH：模擬小跑

(4) 跑步機速度 8 MPH：模擬快跑

日常生活中，將各種情況假設過後，所設計的實驗流程如下，約 15 分鐘：速度 0 MPH(靜止)→速度 4 MPH(走路)→速度 0 MPH(靜止)→速度 6 MPH(小跑)→速度 0 MPH(靜止)→速度 8 MPH(快跑)→速度 6 MPH(小跑)→速度 4 MPH→速度 0 MPH(靜止)

圖 4-2 是整個實驗流程，所測得的原始訊號，(a)是 2-24Hz 心電訊號(b)(c)(d)分別是加速規 X、Y、Z 軸原始訊號。

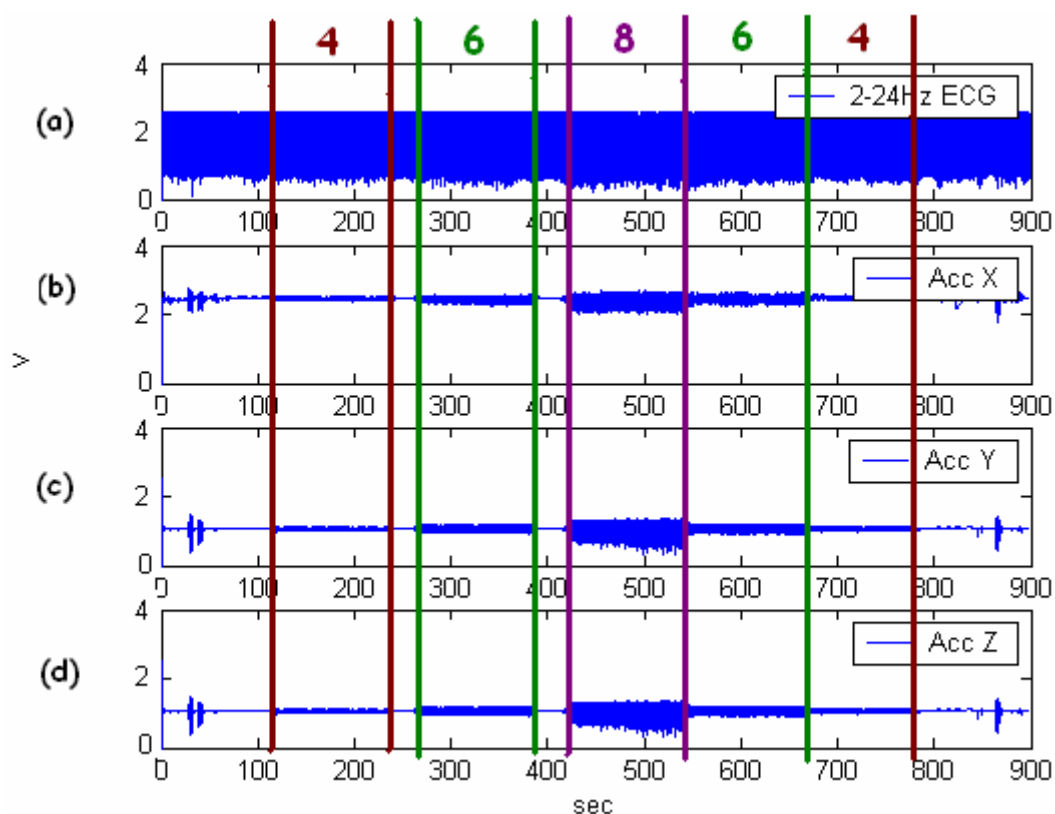


圖 4-2 原始心電圖與三軸加速規

接下來，分別將心電圖訊號在不同速度時放大來看，如圖 4-3，可以發現，在速度 4MPH 以下，心電訊號受到的雜訊干擾不明顯，QRS 波形

顯著，不容易有誤判的情形產生；但在速度 4 MPH 以上，也就是小跑速度以上，雜訊干擾的情形嚴重，尤其是在速度 8 MPH 快跑的時候，訊號甚至產生飽和的情況，連肉眼都難以辨識 R 波。因此，在肉眼可辨識 R 波的訊號中，將加速規訊號透過式(2)計算 sd 值，若是能以 sd 值辨別出速度 4MPH 以上的動作，則可使用此方法計算動作激烈程度。

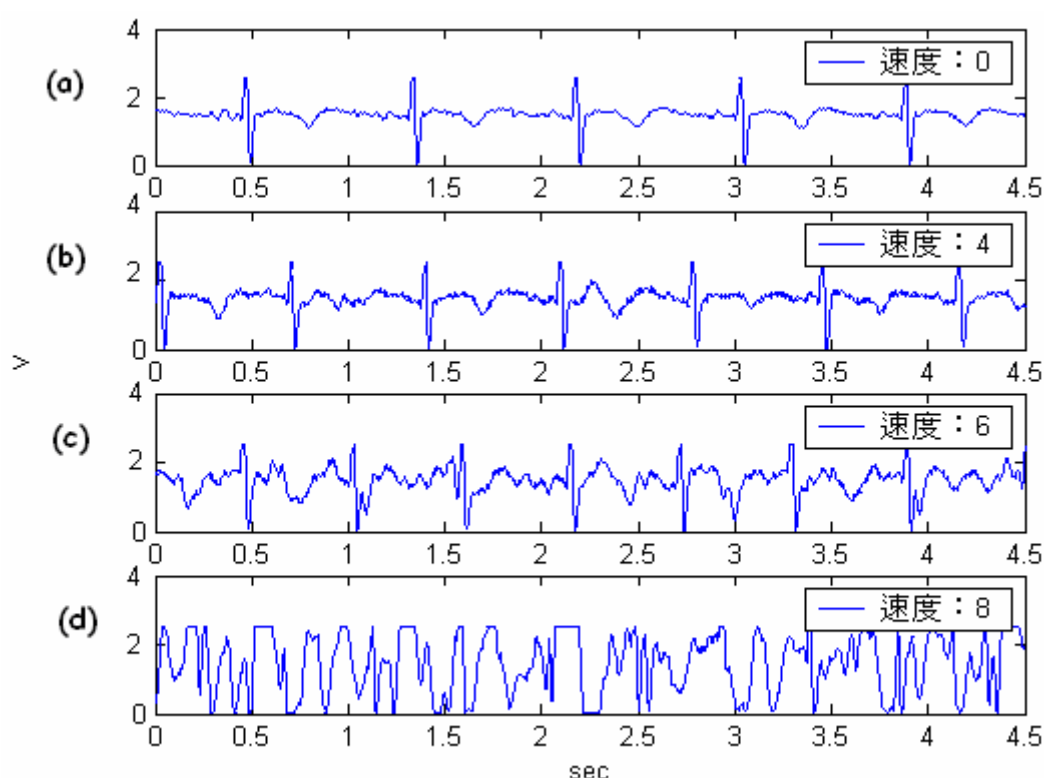


圖 4-3 不同速度時的 2-24Hz 心電圖訊號

(a)靜止：0 MPH(b)走路：4 MPH(c)小跑：6 MPH(d)快跑：8 MPH

再將原始加速規訊號，由式(2)計算動作激烈程度 sd 值，圖 4-4 為五位不同受測者，使用同樣儀器，進行相同實驗流程，由加速規 Y 軸計算而得的 sd 值，的確在速度 4MPH 以上可以得到明顯地不同。

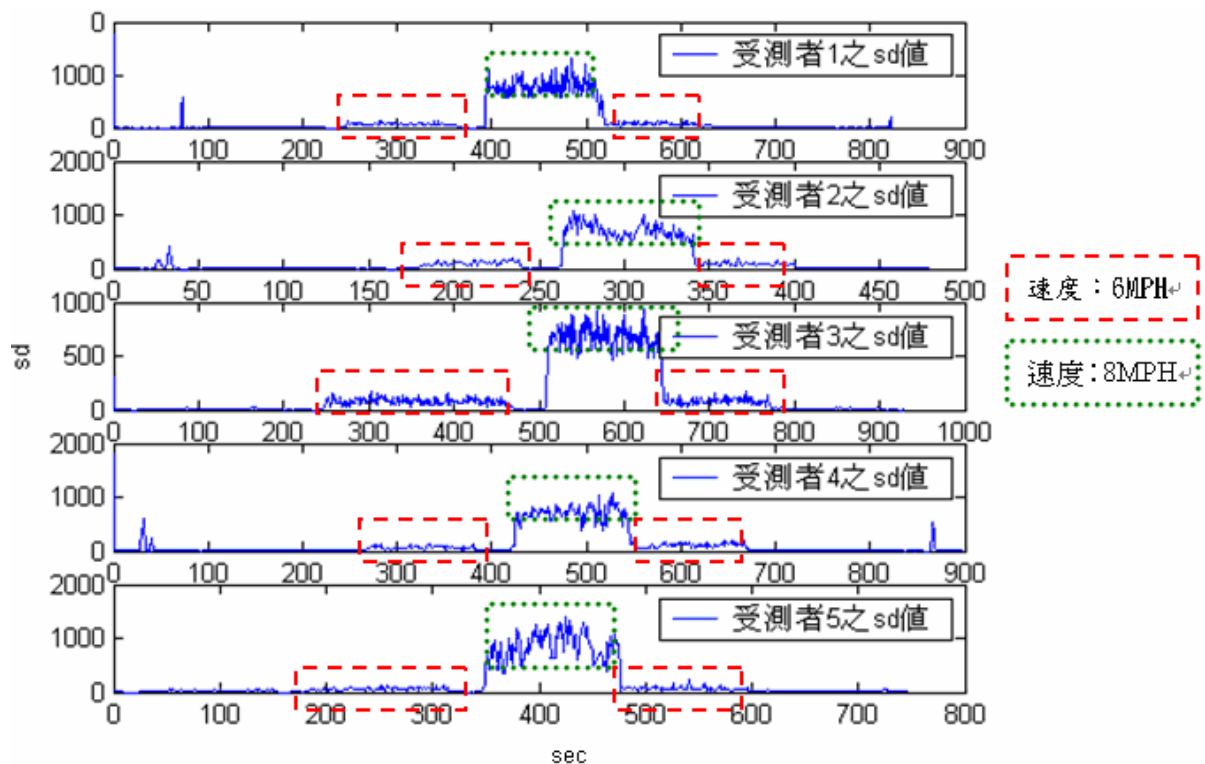


圖 4-4 不同受測者於不同速度時 sd 值之表現

將五筆計算出來的動作激烈程度，分佈如圖 4-5，可以看見在靜止、走路、小跑、快跑有不同的分佈表現：• 為速度 6 MPH 之分佈，* 為速度 8 MPH 時之分佈。

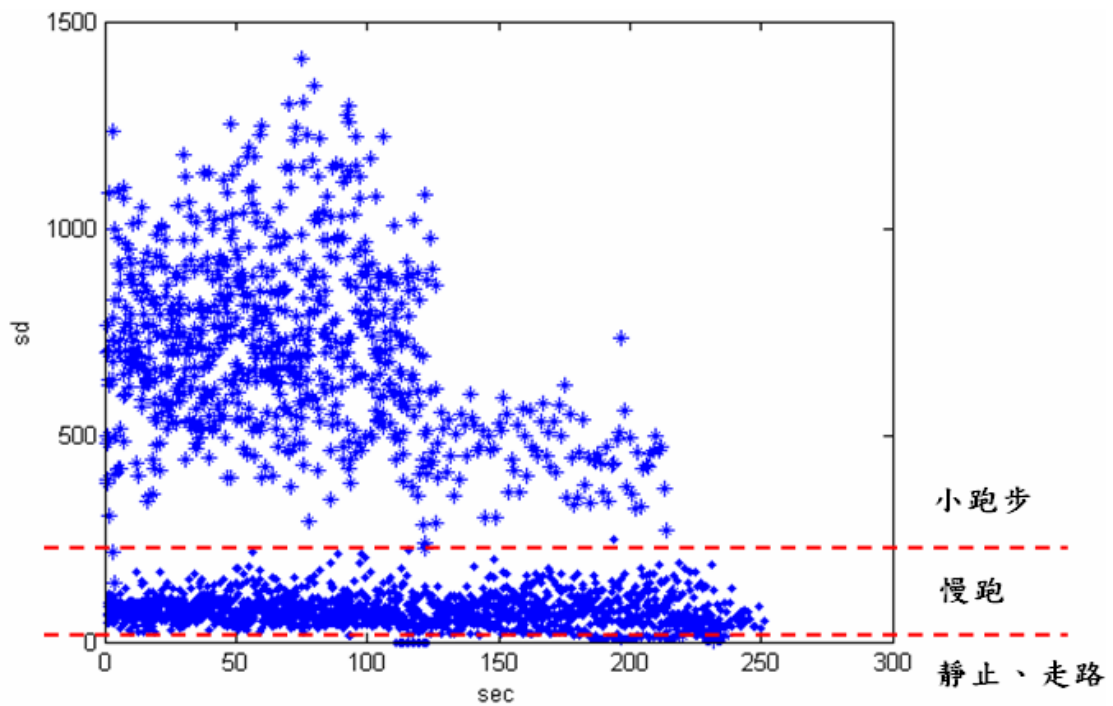


圖 4-5 不同速度時 sd 值之分佈

$sd < 25$: 靜止或走路(速度小於 4MPH)

$250 > sd \geq 25$: 小跑(速度介於 4MPH~6MPH)

$sd \geq 250$: 跑步(速度大於 6MPH)

4.2 結果

利用加速規 Y 軸計算出的 sd 值，作為動態閾值(式 2)之權重值參考。目前藉由 sd 值，將動作程度分為三個等級，目前實驗結果為，靜止與走路時，權重值 K 設定為 3；小跑時，權重值 K 設定為 4；快跑時，權重值 K 設定為 5。

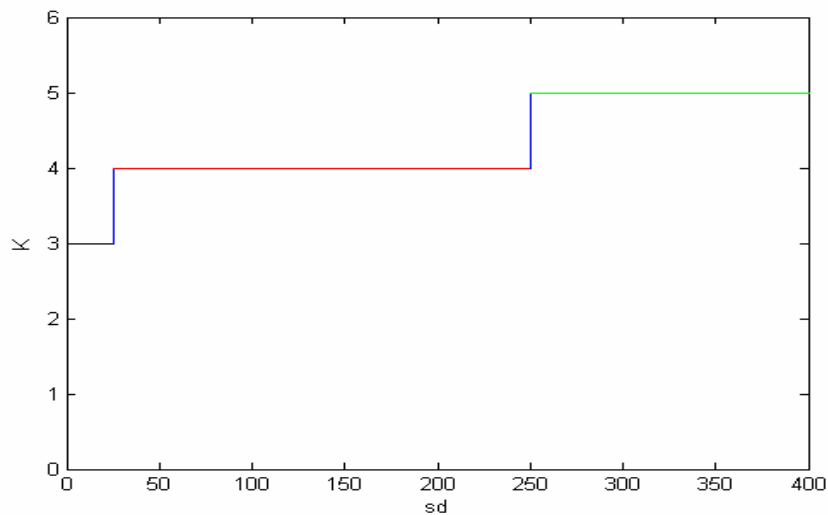


圖 4-6 sd 對權重值 K 的關係圖

圖 4-7 是使用者進行「跳」的動作，使用動態閾值找 R 波的結果，圖 4-7(a)是沒有使用 sd 動態改變權重值，而以固定權重值計算所得到的結果，圖 4-7(b)是藉由 sd 值動態改變權重值而得到的結果，圖 4-7(c)是加速規 Y 軸計算出 sd 值，由 sd 值可以看出 29-34 秒是進行跳的動作，其餘皆為靜止，並且將此段的權重值設定為 5，其餘為 3。可以發現，若加上加速規的訊息動態更改權重值，可以降低誤判率。

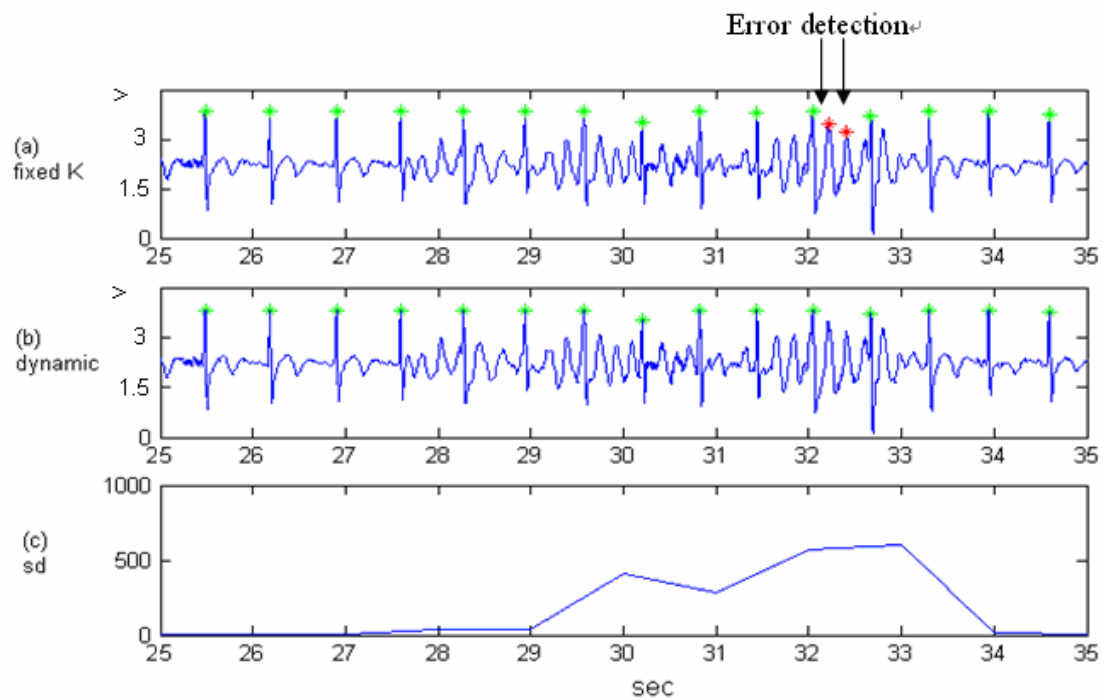


圖 4-7 比較固定權重值與動態權重值的結果

(a)固定權重值 (b)動態權重值(c) sd 值 ;*為判定為R波的位置。

圖 4-8 為不同速度時，配合加速規計算而得之 sd 值，動態調整動態閾值的權重值，偵測到 R 波的位置(*)。

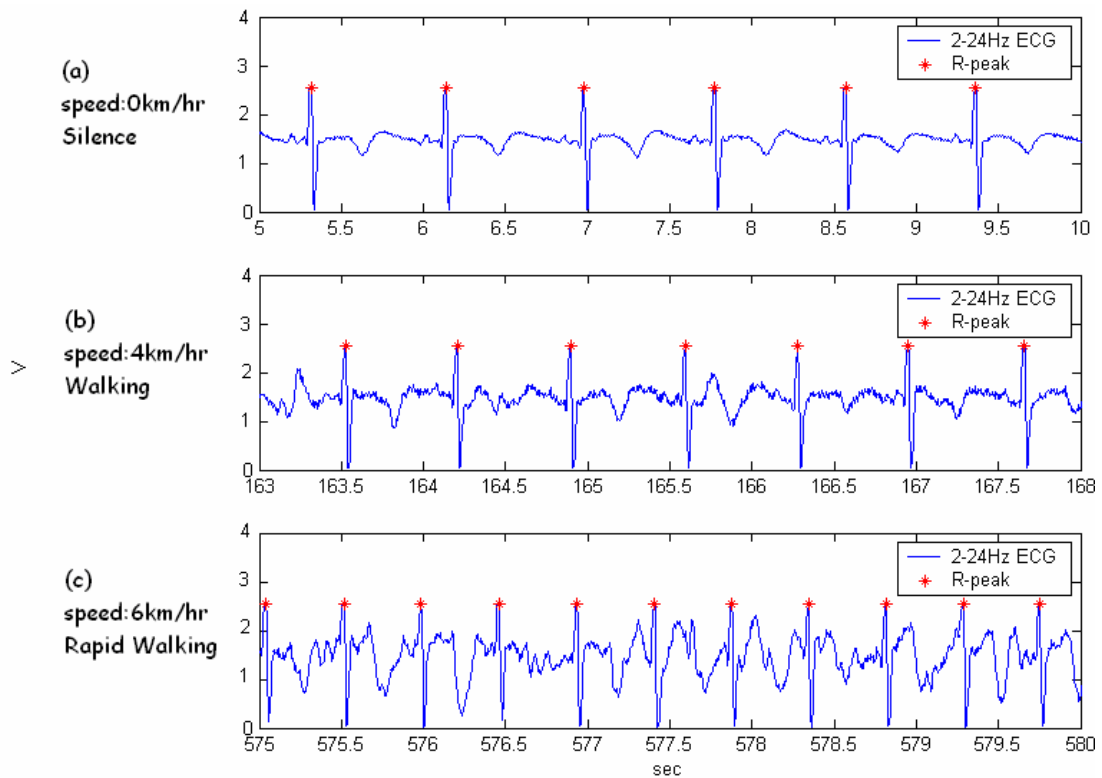


圖 4-8 隨著動作不同改變動態閾值之權重值方法

4.3 準確率與錯誤率

4.3.1 偵測 QRS

接下來判斷是否根據加速規計算動作程度，改變動態閾值中的權重值，能提高行動式心電訊號 R 波偵測的準確率及降低錯誤率；評估的方法為比較動態閾值之固定權重值(Fixed K)與動態閾值之動態權重值(Dynamic K)加上正反向動態閾值判斷。準確率(accuracy)的算法為式(3)，錯誤率(Detect Error Rate 計算方式如式(4)，TP 為偵測到確實的 R 波；FP 為偽陽性，即「不是 R 波，卻誤判為 R 波的位置」；FN 為偽

陰性，即「是 R 波卻沒有偵測到」。並計算 Sensitivity 與 Specificity。

$$Accuracy = \frac{TP \times 100\%}{TotalR} \quad (3)$$

$$DER = \frac{(FP + FN) \times 100\%}{TotalR} \quad (4)$$

針對不同動作狀態，分別計算各種狀態時的準確率與錯誤率，並比較固定權重值與動態權重值。

表 1 為速度 0MPH，也就是靜止狀態時的偵測結果，此時的權動值為 3；準確率為 99.78%，錯誤率為 0.65%，sensitivity 為 0.996，specificity 為 0.998。

表 1 靜止時 R 波偵測結果

Dynamic with dynamic K (正反向判斷)								
File No.	Total (Beats)	TP (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Accuracy (%)	DER (%)	Sensitivity	Specificity
1	251	251	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
2	207	207	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
3	244	242	1	2	99.18	1.23	0.996	0.992
4	446	446	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
5	227	227	3	0	100.00	1.32	0.987	1.000
total	1375	1373	4	2	99.85	0.44	0.997	0.997

表 2 為速度 4MPH(走路)時的偵測結果，由於速度 4 以下的動作激烈程度，並不會對訊號本身造成很大的影響，所以權重值仍固定在 3，而其準確率為 99.26%，錯誤率為 2.67%，sensitivity 為 0.981，specificity 為 0.993。

表 2 走路時 R 波偵測結果

Dynamic with dynamic K (正反向判斷)								
File No.	Total (Beats)	TP (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Accuracy (%)	DER (%)	Sensitivity	Specificity
1	376	376	1	0	100.00	0.27	0.997	1.000
2	325	325	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
3	514	500	36	14	97.28	9.73	0.930	0.973
4	483	483	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
5	200	200	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
total	1898	1884	37	14	99.26	2.69	0.981	0.993

表 3 為速度 6MPH(小跑)時的偵測結果，由於速度 4 以上的動作激烈程度，對訊號產生一定程度的干擾，所以權重值調整至 4，而其準確率為 99.16%，錯誤率為 1.00%，sensitivity 為 0.998，specificity 為 0.992。

表 3 小跑時正確率與錯誤率

Dynamic with dynamic K (正反向判斷)								
File No.	Total (Beats)	TP (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Accuracy (%)	DER (%)	Sensitivity	Specificity
1	459	459	1	0	100.00	0.22	0.998	1.000
2	309	308	0	1	99.68	0.32	1.000	0.997
3	462	462	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
4	271	271	0	0	100.00	0.00	1.000	1.000
5	402	387	2	15	96.27	4.23	0.995	0.963
total	1903	1887	3	16	99.16	1.00	0.998	0.992

由於速度 8 以上的動作激烈程度，對訊號產生的干擾很大，因此將權重值調整到 5，但動作帶來的干擾甚至造成訊號出現飽和且肉眼無法辨識出 R 波位置的情形。以此實驗而言，五筆訊號在速度為 8MPH，共 593 秒訊號長度中，僅有 237 秒可由肉眼辨識的出 R 波位置，因此不列入評估。

4.3.2 偵測心律不整

由於實驗對象是健康的人，因此，對於異常的心律，使用心電圖模擬器，產生即時訊號由隨身盒診斷，分別為 sinus bradycardia、sinus tachycardia、APC、VPC，當隨身盒診斷異常時，會將異常前十秒與異常後即時二十秒訊號透過無線傳出，而圖 4-9 至 4-12 為四種心律異常時所傳出來的三十秒訊號。

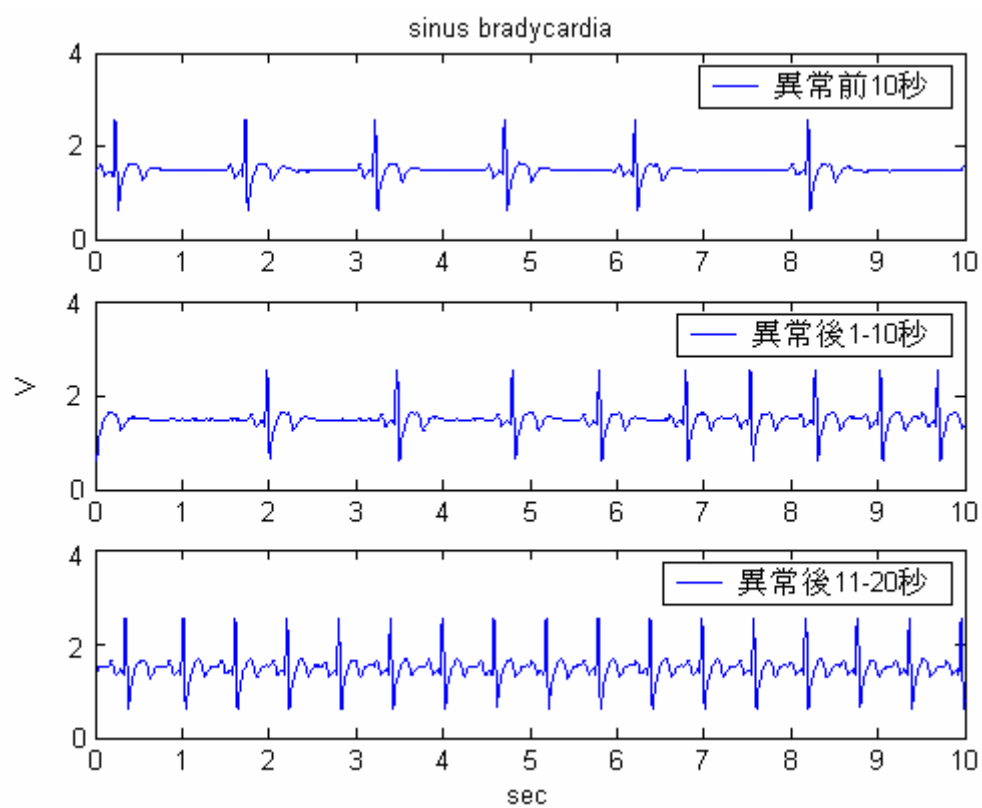


圖 4-9 心搏過慢

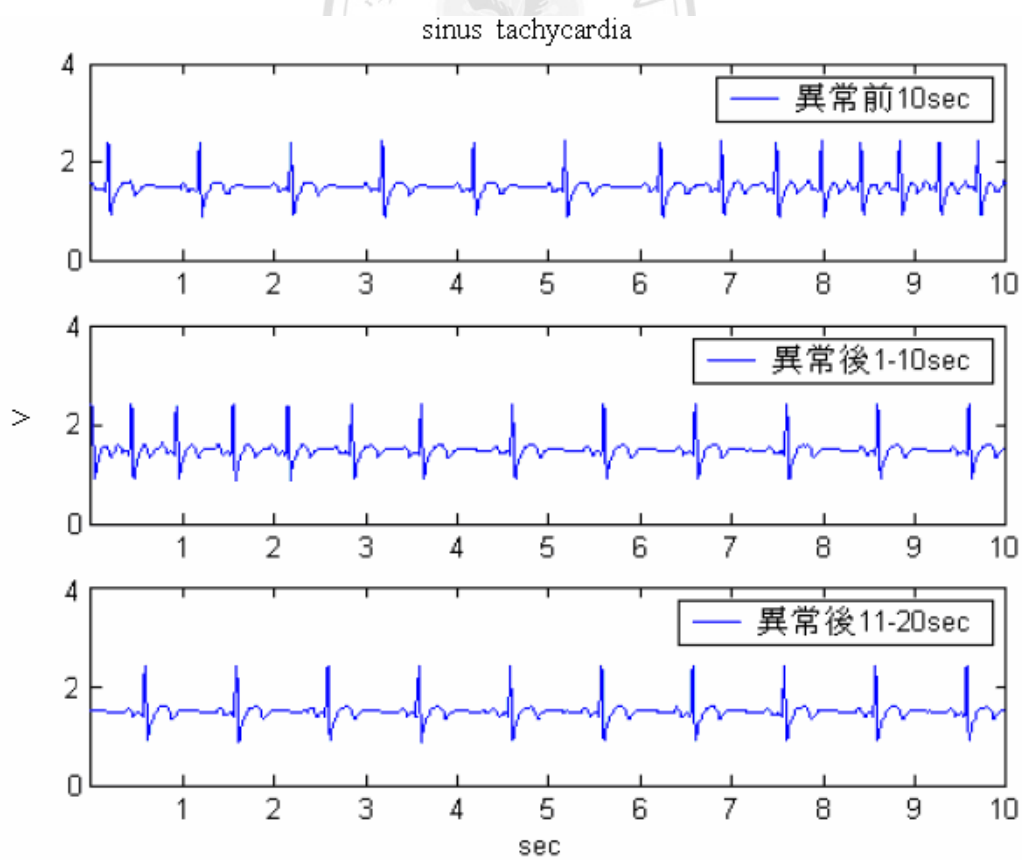


圖 4-10 心搏過速

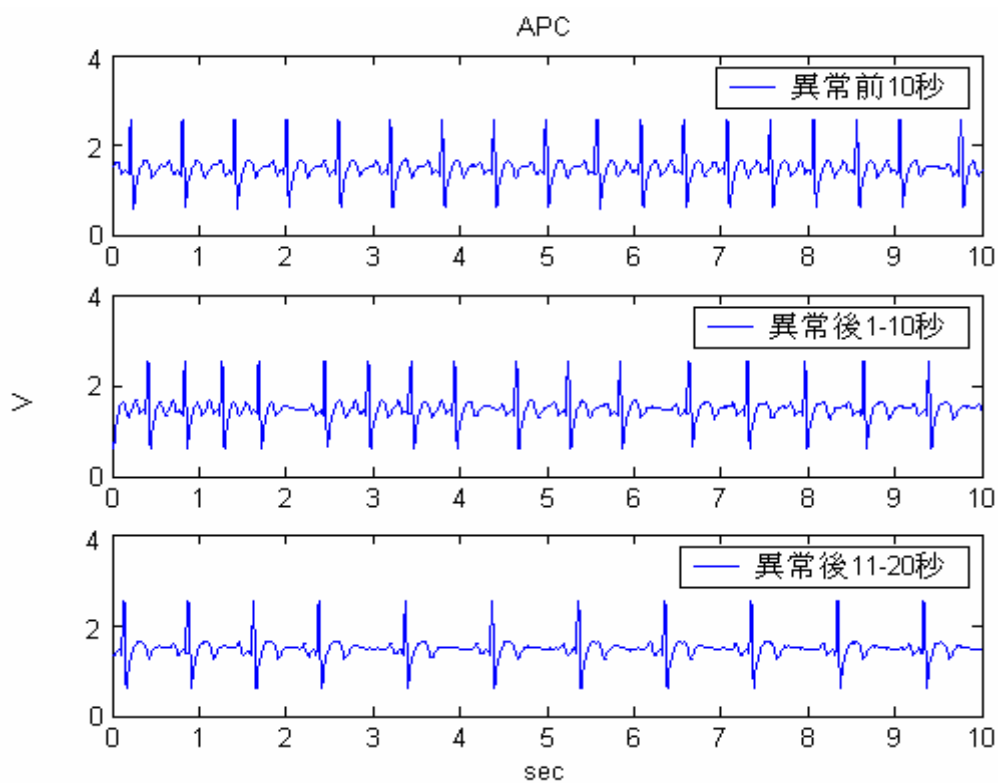


圖 4-11 心房早期收縮

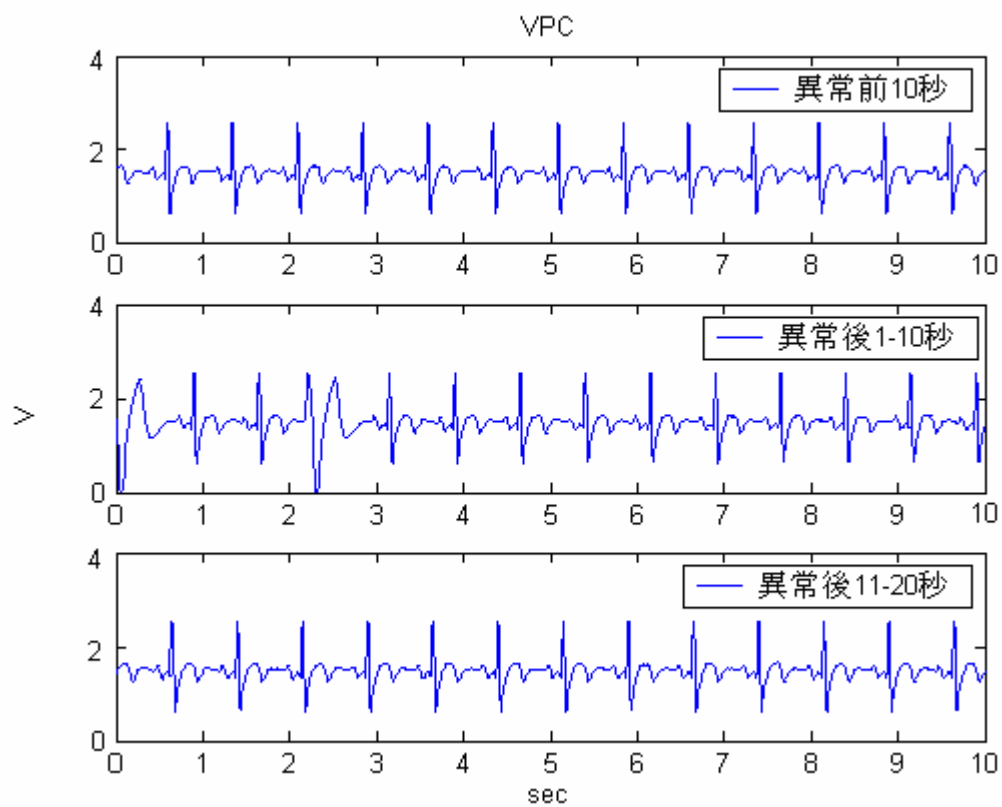


圖 4-12 心室早期收縮

使用 MIT/BIH 資料庫的訊號，驗證偵測 R 波與心律異常的準確率及錯誤率。須實際利用真實訊號驗證，故使用 MIT/BIH 資料庫的訊號，每一筆 data 長度為 30 分鐘，共跑四筆 data。找出 R 波位置，及心律異常的位置。結果如下：表 4 是 R 波偵測的結果。

表 4 R 波偵測結果

R peak detection								
File No.	Total (Beats)	TP (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Accuracy (%)	DER (%)	Sensitivity	Specificity
105	2263	2259	4	13	99.82	0.75	1.00	0.99
116	2387	2386	1	15	99.96	0.67	1.00	0.99
118	2261	2252	9	0	99.60	0.40	1.00	1.00
119	1981	1979	2	4	99.90	0.30	1.00	1.00
total	6631	6624	7	32	99.89	0.59	1.00	1.00

表 5 是利用 RR 間期與 QRS 寬度，偵測早發波(APC 與 VPC)的位置。

表 5 心律異常偵測結果

Abnormal detection (#APC + #VPC)								
File No.	Total (Beats)	TP (Beats)	FN (Beats)	FP (Beats)	Accuracy (%)	DER (%)	Sensitivity	Specificity
105	37	37	0	13	100.00	35.14	1.00	0.65
106	110	99	11	9	90.00	18.18	0.90	0.92
118	33	31	1	7	93.94	24.24	0.97	0.79
119	444	418	25	0	94.14	5.63	0.94	1.00
total	591	554	36	22	93.74	9.81	0.94	0.96

實際人體量測訊號，以此方法判斷異常偵測，測試方法也是利用跑步機進行四種不同速度模擬靜止、走路、慢跑及跑步情境，此五位受測者皆為健康的心電訊號，因此評估的方式為計算其誤判率，6 是靜止時，誤判為不正常心跳的機率為 1.45%，誤判的原因大多數是因為 R 波的誤判所造成。

表 6 靜止時心律異常偵測結果

靜止：跑步機速度0MPH							
#abnormal							
File No.	Total (Beats)	#APC			#VPC		
		FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)	FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)
1	251	0	0	0	0	12	4.78
2	207	0	0	0	0	0	0.00
3	244	0	0	0	0	1	0.41
4	446	0	0	0	0	5	1.12
5	227	0	0	0	0	2	0.88
total	1375	0	0	0	0	20	1.45

表 7、表 8 分別是在走路與跑步時，將正常心律誤判成異常的機率為 1.84%與 1.89%。

表 7 走路時心律異常偵測結果

走路：跑步機速度4MPH
#abnormal

File No.	Total (Beats)	#APC			#VPC		
		FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)	FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)
1	376	0	0	0	0	0	0.00
2	325	0	0	0	0	6	1.85
3	514	0	0	0	0	28	5.45
4	483	0	0	0	0	0	0.00
5	200	0	0	0	0	1	0.50
total	1898	0	0	0	0	35	1.84

表 8 小跑時心律異常偵測結果

小跑：跑步機速度6MPH
#abnormal

File No.	Total (Beats)	#APC			#VPC		
		FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)	FN (Beats)	FP (Beats)	DER (%)
1	459	0	0	0	0	20	4.36
2	309	0	0	0	0	1	0.32
3	462	0	0	0	0	4	0.87
4	271	0	0	0	0	0	0.00
5	402	0	0	0	0	11	2.74
total	1903	0	0	0	0	36	1.89

跑步機速度為 8MPH，也就是跑步的狀況下，不做心律不整的判斷，因為在跑步時，動作太大，使得心電訊號飽和到連肉眼都無法分辨出來的關係，R 波偵測準確率很低，而心律不整又是以 R 波與 QRS 波組寬度為判定準則，所以用不準確的準則去判讀，就得到不準確的結果。

偵測 R 波時，誤判的 R 波(false positive)會造成 RRI 縮短，而未偵測到的 R 波(false negative)會造成 RRI 延長，當符合 APC 的偵測條件時，即誤判的產生。



第五章 討論與未來展望

此研究最主要的目的在於提升行動式心電圖偵測的準確率，並降低因為行動造成雜訊干擾而導致心電圖誤判的錯誤率。

利用隨身盒內用來偵測跌倒的加速規，即時於微控制器內計算使用者的動作激動程度，再以此動作程度作為動態閾值中之權重值的參考，藉由適當調整權重值來改善原本動態閾值中固定權重值的準確率及降低錯誤率；此方法已經於隨身盒內的微控制器 MSP430 中實現。

接下來，評估此方法是否符合行動式心電圖即時診斷的條件。表 9 分別為靜止、走路及小跑時，動態閾值中之固定權重值的 R 波準確率，和本研究中隨著動作激烈程度改變權重值，並且加入反向動態閾值確認 R 波位置的方法；準確率提高了 9.04%，錯誤率降低了 12.14%。由此比較可以看出，隨著動作激烈程度不同調整不同的權重值，確實可以提高 R 波偵測的準確率。

表 9 比較固定權重值與改變權重值

Speed (mile/hr)	Total (Beats)	Accuracy%		DER%	
		1	2	1	2
0	1375	99.49	99.85	0.87	0.44
4	1898	97.37	99.26	3.58	2.69
6	1903	90.12	99.16	13.14	1.00

Method 1 : dynamic threshold with **fix** K

Method 2 : dynamic threshold with **dynamic** K, 正反向判斷

為了驗證此方法適用於行動式心電圖偵測，將與目前公認偵測 QRS 複合波效果最好的 So and Chan[13][16]比較，So and Chan 是利用 QRS 斜率特性，計算斜率設定閾值，找出 QRS 波，此方法應用於非臥床式心電圖。表 10 為比較動態閾值中動態權重值(dynamic threshold with dynamic weighting value K)，並加入正反向判斷的方法，與 So and Chan 的方法，於不同速度時的準確率與錯誤率，受測者五人，使用同一個隨身盒，相同的跑步機實驗流程，可以發現，於靜止時，兩種方法都可以得到很高的準確率，分別為 99.85%與 99.42%，且錯誤率很低，但隨著動作程度改變，So and Chan 的方法錯誤率增加比本研究使用方法多，而準確率也降低了很多。本研究使用的方法與 So and Chan 的方法，於走路時，準確率高 1.21%，於小跑時，準確率高 5.57%。

表 10 比較 dynamic threshold with dynamic K 與 So and Chan

Speed (mile/hr)	Total (Beats)	Accuracy%		DER%	
		1	2	1	2
0	1375	99.42	99.85	0.87	0.44
4	1898	98.05	99.26	2.74	2.69
6	1903	93.59	99.16	8.72	1.00

Method 1 : so and chan

Method 2 : dynamic threshold with dynamic K, 正反向判斷

快跑實驗(8MPH)中，因為動作太大，使得隨身盒擷取到的訊號出現飽和的狀況，如圖 5-1，出現飽和的訊號，連肉眼都無法辨識 ECG 波形，這樣的情形。但因為隨身盒使用的對象多為年長的老人或是身體不適的患者，因此一整天的活動下來，出現 8MPH 以上的動作機會很少，可以將此訊號忽略。

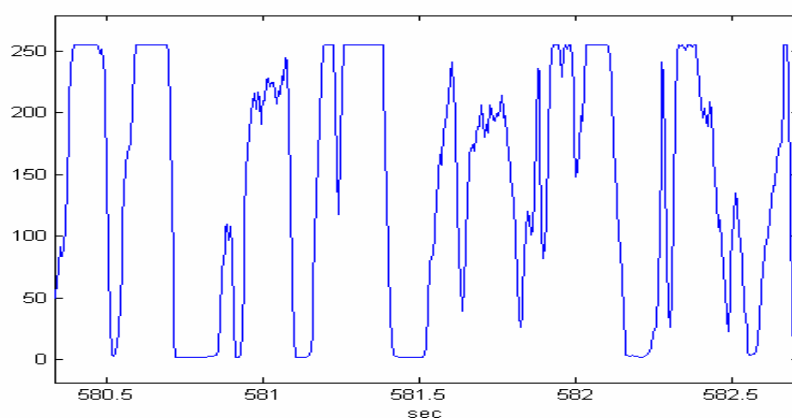


圖 5-1 訊號飽和情形

在我們所設計的實驗中，五位受測者，在跑步時的訊號品質中，對於 R 波偵測錯誤的問題，第一位是完全無法由肉眼辨識，第三位也有一半以上的訊號是無法由肉眼辨識，而其他二位的訊號也是有部份無法由肉眼辨識，因此若能改善訊號的品質，使之不要有飽和的情形產生，再用較大運算能力的工具(如 pc 或是含有 DSP 功能的晶片)，針對訊號品質的改良下手，就能達到更高的準確率。



參考文獻

- [1] Thakor, N.V., Zhu, Y.-S., 'Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise Cancellation and arrhythmia detection,' Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, Vol.38, 785-794, 1991.
- [2] Hamilton, P.S., Curley, M.G., 'Adaptive removal of motion artifact,' Engineering in Medicine and Biology society, Proceeding of the 19th Annual International Conference of the IEEE, Vol.1, 297-299, 1997.
- [3] Chen, H.C., Chen, H.W., 'A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection,' Computer in Cardiology, 585-588, 2003.
- [4] Tong, D.A., 'Investigation into electrocardiogram motion artifact reduction,' IR&D southwest Research Institute, 10-9191, April 1, 2000.
- [5] Luo, S., Tompkins, W.J., 'Experimental study: brachial motion artifact reduction in the ECG,' Computer in Cardiology, 33-36, 1995.
- [6] Raya, M.A.D, Sison, L.G., 'Adaptive noise cancelling of motion artifact in stress ECG signals using accelerometer,' Engineering in Medicine and Biology, 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society, Proceedings of the Second Joint, Vol.2, 1756-1757, 2002.
- [7] Wiese, S.R., Anheier, P., Connemara, R.D., Mollner, A.T., Neils, T.F., Kahn, J.A., Webster, J.G., 'Electrocardiographic motion artifact versus electrode impedance,' Biomedical Engineering, IEEE Transaction on, Vol.52, 136-139, 2005.
- [8] Pan J., Tompkins W.J., 'A real-time QRS detection algorithm,' Biomedical Engineering, IEEE Transaction on, Vol.3, 230-236, 1985.
- [9] Kang-Ping Lin, Chang, W.H., 'A technique for automated arrhythmia detection of Holter ECG,' Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE 17th Conference, Vol.1, 183-184, 1995.
- [10] Chun-Lung Chang, Kang-Ping Lin, Te-Ho Tao, Tsai Kao, Chang, W.H., 'Validation of automated arrhythmia detection for Holter ECG,' Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE, Vol.1, 101-103, 1998.
- [11] Ruha A., Sallinen, S., Nissiila, S. 'A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV,' Biomedical Engineering, IEEE Transaction on, Vol.44, 159-167, 1997.
- [12] Meissimilly, G., Rodriguez, J., Rodriguez, G., Gonzalez, R., Canizares, M., 'Microcontroller-based real-time QRS detector for ambulatory monitoring,' Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, Vol.3, 2881-2884, 2003.

- [13] Tan, K.F., Chan, K.L., Choi, K., 'Detection of the QRS complex, P wave and T wave in electrocardiogram,' *Advances in Medical Signal and Information Processing. First International Conference on*, 41-47, 2000.
- [14] Fernandez, J., Harris, M., Meyer, C., 'Combining algorithms in automatic detection of R-peaks in ECG signals,' *Computer-Based Medical System. Proceedings, 18th IEEE Symposium on*, 297-302, 2005.
- [15] Friesen, G.M., Jannett, T.C., Jadallah, M.A., Yates, S.L., Quint, S.R., Nagle, H.T., 'A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms,' *Biomedical Engineering, IEEE Transaction on*, Vol.37, 85-98, 1990.
- [16] So, H.H., Chan, K.L., 'Development of QRS detection method for real-time ambulatory cardiac monitor,' *Engineering in Medicine and Biology society. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE*, Vol.1, 289-292, 1997.
- [17] Healey, J., Logan, B., 'Wearable wellness monitoring using ECG and accelerometer data,' *Wearable Computer, Proceedings, 9th IEEE International Symposium on*, 220-221, 2005.
- [18] Ravi, N., Dandekar, N., Mysore, P., Littman, M., 'Activity Recognition from accelerometer data,' *AAAI*, 2005.
- [19] Randell, C., Muller, H., 'Context awareness by analysing accelerometer data,' *Wearable Computer, 4th International Symposium on*, 175-176, 2000.
- [20] Ng, J., Sahakian, A.V., Swiryn, S., 'Sensing and documentation of body position during ambulatory ECG monitoring,' *Computers in Cardiology*, 77-80, 2000.
- [21] Chung -Min Chen, Agrawal, H., Cochinwala, M., Rosenbluth, D., 'Stream query processing for healthcare bio-sensor applications,' *Data Engineering, Proceedings, International Conference on*, 791-794, 2004.
- [22] Hamilton, P.S., Curley, M.G., Aimi, R.M., Sae-Hau, C., 'Comparison of methods for adaptive removal of motion artifact,' *Computer in Cardiology*, 383-386, 2000.
- [23] Yoshimura, T., Yonezawa, Y., Maki, H., Ogqwa, H., Ninomiya, I., Caldwell, W.M., 'An ECG electrode-mounted heart rate, respiratory rhythm, posture and behavior recording system,' *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Conference, Proceedings, 26th Annual International Conference of the*, Vol.1, 2373-2374, 2004.
- [24] Texas Instruments, 'MSP430x1xx Family—User's Guide,' 2005.
- [25] 劉昌祐, '居家型心電圖診斷系統之發展,' 陽明大學醫學工程研究所碩士論文, 2006