

長庚大學電機工程研究所

碩士論文

即時 QRS 複合波偵測演算設計

-Matlab/Simulink 模擬及 ARM 微處理器實現

Design Real-Time QRS Complex Wave Detection Algorithm

–Matlab/Simulink Simulation and ARM-Microprocessor

Implementation

研究生：陳谷源

指導教授：詹曉龍 博士

中華民國 九十四 年 七 月

誌 謝

此篇論文之所以能夠順利完成，須感謝詹曉龍老師的教導，不論是在電機領域的專業知識上，在生活上的待人處世也有所收穫，在此由衷感謝詹老師的教導。

感謝黃慧薰老師以及陳思文老師在百忙之中能撥空來參加學生的口試，而且對本論文的內容及未來方向提供許多寶貴的建議及指正，在此獻上最真誠的感激。

在此也要感謝實驗室學長以及學弟、學妹在生活上的扶持，包括方識欽醫師、林民安、莊典豪、盧志育、陳谷源、游適帆、黃振億、賴欣怡、楊金福、柯坤棟、劉俊宏、黃璿光。

最後要特別感謝我最親愛的父母親，能夠讓我順利完成學業，也讓我無後顧之憂的專心從事研究工作。

摘要

隨著電子科技的發展，多種小型醫療電子產品可以用來量測與分析人體的生理訊號，其中心電訊號可以提供相當重要的生理指標，包括心律不整脈等，藉由偵測心電訊號中之 QRS 複合波位置，可進行心率變異度分析，以評估自主神經功能，因此準確的 QRS 複合波及異常波形偵測與辨認，至為重要。本文採用兩種演算法並行去偵測 QRS 波及異常波形，分別為 Pan-Tompkins 及 樣板比對，並將兩者資訊進行整合。本演算法以 MIT/BIH 心律不整資料庫為測試訊號，在 Matlab/Simulink 軟體環境進行模擬，同時並以 ARM 系統晶片為基礎，發展成一個即時 QRS 波偵測系統。

關鍵詞： 心率，QRS 複合波，R-R 間隔，Matlab/Simulink，樣板比對

Abstract

With the development of electronic technology, lots of small-scale medical electronic products are developed to catch important vital signs such as cardiac arrhythmia. The detection of QRS complex is important for calculating heart rate. The spectral analysis of heart rate variability can reflect the function of the autonomic nervous system. Therefore, the issue of heartbeat detection and classification is very important. In this thesis, two heartbeat detection schemes including Pan-Tompkins and template match were used to detect the heartbeat. The heartbeat information retrieved from these methods is integrated. The proposed algorithm was simulated and evaluated based on the MIT/BIH arrhythmia database. Moreover, the proposed algorithm was implemented in ARM system on chip (SoC) for developing real-time heartbeat detection and classification system.

Keyword: heart rate, QRS complex, R-R interval, Matlab/Simulink, Template Match

目錄

第一章 緒論.....	1
第一節 研究動機與目的.....	1
第二節 論文架構.....	1
第二章 研究背景與基本原理.....	2
第一節 心電圖特徵.....	2
2-1.1 心電圖特徵.....	2
2-1.2 異常心電圖.....	3
第二節 心電圖偵測法則回顧.....	5
2-2.1 Pan-Tompkins QRS 偵測.....	5
2-2.2 樣板比對偵測.....	6
2-2.3 以小波轉換為基礎偵測 QRS 波.....	8
2-2.4 利用座標延遲做對應偵測.....	10
2-2.5 利用 Filter Bank 偵測 QRS 波.....	11
2-2.6 演算法分析.....	12

第三章 QRS detection 演算法架構.....	13
第一節 Pan-Tompkins and 樣板比對 QRS 複合波並行偵測.....	13
3-1.1Pan-Tompkins and 樣板比對 QRS 複合波並行偵測.....	13
3-1.2 Finite State Machine for Pan-Tompkins.....	15
3-1.3 Finite State Machine for Template Match.....	19
第二節 Heart beat information integration.....	23
第三節 系統架構.....	27
第四章 實驗結果.....	33
第一節 MIT/BIH 心律不整資料庫模擬.....	33
4-1.1 模擬設定.....	33
4-1.2 模擬結果.....	36
4-1.3 整合模擬結果.....	45
第二節 ARM-core SOC 實現即時 QRS 波偵測.....	47
4-2.1 程式設定.....	47
4-2.2 Pan-Tompkins 模擬結果.....	48
4-2.3 樣板比對模擬結果.....	51

4-2.4 整合模擬結果.....	54
第五章 討論.....	58
第六章 結論與未來期望.....	64
參考文獻.....	65

圖目錄

圖 2-1 心電圖訊號特徵	2
圖 2-2 心房早期搏動.....	3
圖 2-3 心室提早收縮.....	4
圖 2-4 心室頻脈.....	4
圖 2-5 心室細動.....	5
圖 2-6 Pan-Tompkin QRS 複合波偵測法則.....	6
圖 2-7 心電圖各特徵訊號與 QRS 波樣板之交互相關係數.....	7
圖 2-8 QRS 波樣板更新流程.....	8
圖 2-9 母波波形.....	9
圖 2-10 訊號經小波轉換後波形變化.....	9
圖 2-11 時間延遲為 20ms.....	10
圖 2-12 流程圖.....	10
圖 2-13 頻帶升降頻流程圖.....	11
圖 3-1 QRS 偵測方法.....	14
圖 3-2 QRS 之相關係數.....	14
圖 3-3 Finite State Machine of Pan-Tompkins.....	18
圖 3-4 Finite State Machine of Template Match.....	22
圖 3-5 整合判斷流程圖.....	23

圖 3-6 即時系統流程圖.....	25
圖 3-7 Atmel AT91m55800.....	27
圖 3-8 系統架構.....	28
圖 3-9 ARM Developer suite v 1.2 (CodeWarrior & AXD).....	29
圖 3-10 Muti-ICE.....	29
圖 3-11 Lab View Display System.....	30
圖 3-12 系統架構流程圖.....	31
圖 3-13 串列傳輸設定.....	32
圖 4-1 模擬方塊.....	34
圖 4-2 原始心電圖.....	36
圖 4-3 濾波後心電圖.....	37
圖 4-4 MWI.....	38
圖 4-5 相關係數.....	39
圖 4-6 Pan-Tompkins 偵測 R 波.....	40
圖 4-7 樣板比對偵測 R 波.....	40
圖 4-8 編號 109 原始心電圖.....	41
圖 4-9 濾波後心電圖.....	42
圖 4-10 MWI.....	42
圖 4-11 相關係數.....	43

圖 4-12 Pan-Tompkins 偵測 R 波.....	43
圖 4-13 樣板比對偵測 R 波.....	44
圖 4-14 整合演算法結果.....	45
圖 4-15 程式流程圖.....	47
圖 4-16 原始心電圖.....	48
圖 4-17 濾波後結果.....	48
圖 4-18 MWI 結果.....	48
圖 4-19 狀態圖.....	49
圖 4-20 心率.....	49
圖 4-21 包含 PVC 之原始心電圖.....	49
圖 4-22 濾波後結果.....	49
圖 4-23 MWI.....	50
圖 4-24 狀態圖.....	50
圖 4-25 原始心率.....	50
圖 4-26 處理後心率.....	50
圖 4-27 原始心電圖.....	51
圖 4-28 經過 notch filter 後心電圖.....	51
圖 4-29 狀態圖.....	51
圖 4-30 心率.....	52

圖 4-31 包含 PVC 之原始心電圖.....	52
圖 4-32 經過 notch 濾波.....	52
圖 4-33 狀態圖.....	53
圖 4-34 原始心率.....	53
圖 4-35 處理後心率.....	53
圖 4-36 原始心電圖.....	54
圖 4-37 經過 notch 濾波.....	54
圖 4-38 經過 filter 濾波.....	54
圖 4-39 MWI.....	54
圖 4-40 MWI_state.....	55
圖 4-41 TEM_state.....	55
圖 4-42 含 PVC 之心電圖.....	55
圖 4-43 經過 notch 濾波.....	55
圖 4-44 經過 filter 濾波.....	56
圖 4-45 MWI.....	56
圖 4-46 MWI_state.....	56
圖 4-47 TEM_state.....	56
圖 4-48 MIT/BIT _101 偵測結果.....	57
圖 4-49 MIT/BIT _119 偵測結果.....	57

其他目錄

式 2-1.....	6
式 2-2.....	8
式 4-1.....	36
表一 演算法偵測性能.....	59
表二 經整合之後效能.....	62
表三 偵測 PVC 效能.....	63

第一章 緒論

第一節 研究動機與目的

心電訊號為生理機能的重要指標，藉由心電訊號，可以檢測出許多心血管方面的疾病，如心率不整脈等。此外，藉由分析心搏週期的變異特性，可以解析自主神經系統的作用情形，然而如何能準確的分析心率變異度則需仰賴準確的偵測 QRS 波；因此本論文目的是開發一種即時性 QRS 波偵測演算法；並在 ARM 發展模組上做模擬，進而計算心率，以提供臨床上一個重要的指標。

第二節 論文架構

本論文一共分為五章。第一章為緒論，首先先介紹研究動機與目的以及論文架構。第二章為研究背景與原理，分為兩部分。第一部份為心電圖特徵，說明主要正常波形及異常波形。第二部分為演算法回顧，介紹一些相關演算法。第三章為演算法架構，其中包含程式流程，以及軟體設計，整合演算法、系統架構。第四章則是實驗結果，分別在 Matlab Simulink 以及 ATMEL AT91M55800 上做模擬。第五章為討論，依據結果作一些說明補充。第六章則是結論與未來展望，提出本系統可以加強改善的方向。

第二章 研究背景與基本原理

第一節 心電圖特徵

2-1-1 心電圖特徵

如圖 2-1 所示心電圖(ECG)[8]主要有 QRS 複合波 P 波及 T 波 P 波為心房去極化(depolarization)產生之訊號，QRS 複合波為心室去極化產生之訊號，T 波則代表心室再極化(repolarization)現象，其中 QRS 複合波為一相當重要且明確的心臟電生理特性，主要為心室收縮時所產生之電訊號，由 QRS 可以進一步偵測其他特徵訊號，如 P、T 波等，並計算出 RR、PR、QT、ST 等重要生理參數。由於 QRS 波形會因量測對象及電極擺設位置不同而改變，且會受到異常心電訊號的干擾而產生誤判。

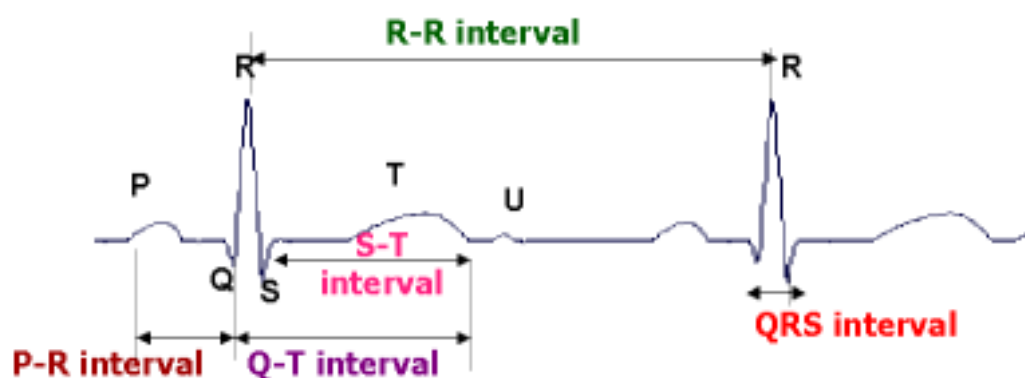


圖 2-1 心電圖訊號特徵

2-1.2 異常波形

1. 心房早期搏動[9]：心房早期搏動(APB)又稱心房早期收縮(APC)，只神經刺激源於竇房節以外的心房異位，固有異位搏動之稱。特徵為 P 波、PR 波間隔與正常 P 波、PR 波間隔不等。APB 可以單獨一個、兩個或更多個出現於正常竇性節率中。APB 可能發生正常人，吸煙、咖啡、嗜酒服藥。

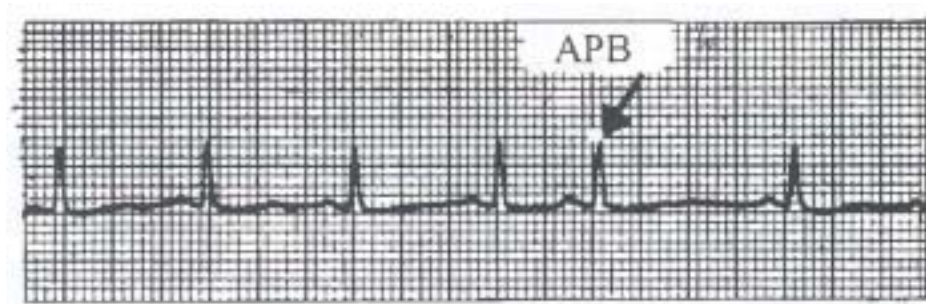


圖 2-2 心房早期搏動

2. 心室提早收縮[9]：心室早期收縮(PVC)，無 P 波，出現早期的、形狀怪異而延長的 QRS 波群。常出現於高血壓、心肌梗塞、缺氧、貧血或肺病。正常人(尤其老人)情緒激動、憂愁、咖啡過量、睡眠不足、藥物(毛地黃)等也會出現 PVC，病人治療視病情而定。嚴重者使用抗不整劑，PVC 可能引起致命的心室頻脈、細動或心跳停止。

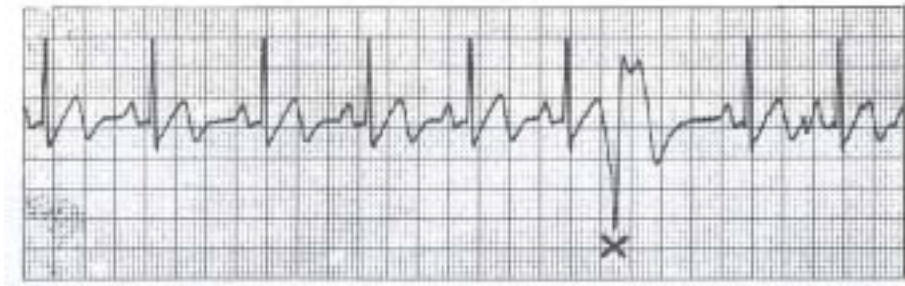


圖 2-3 心室提早收縮

3. 心室頻脈[9]：心電圖連續出現同一個節律點的 PVC 有 6 個以上，而其速率達 120~200/min，即稱為心室頻脈 (VT)。引起 VT 原因可能和 PVC 類似，發作時，心室幾乎無法收縮，血液輸出不足，而形成低血壓。心室頻脈症市集危險的不整脈，若無法立即恢復，不超過數分鐘，將導致心室細動而死亡，發生時應迅速施以電擊急救。

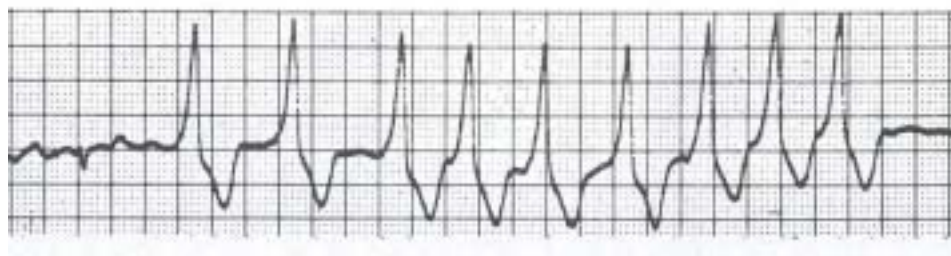


圖 2-4 心室頻脈

4. 心室細動[9]：心室細動(VF)又稱心室纖維顫動，心電圖中呈不規則之波浪狀基線，無法認出 QRS 波形。VF 大多係嚴重的心臟病，遇上心室頻脈症無法恢復正常而形

成。此刻心跳停止，血液無法循環，血壓下降。若急救不當，在 5 分鐘內即會死亡。

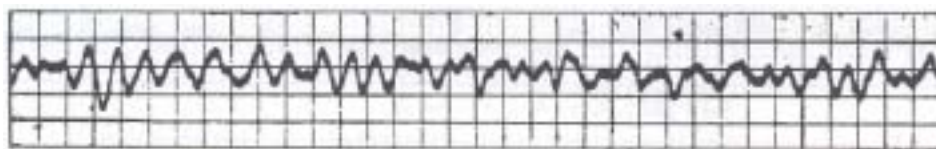


圖 2-5 心室細動

第二節 心電圖偵測法則回顧

2-2.1 Pan-Tompkins QRS 波偵測

Pan 及 Tompkins[8][18]設計一組整數型態運算之資料處理流程(圖 2-10)，首先將心電圖訊號經過一個由高通及低通濾波器串接而成之帶通濾器，以強化 QRS 複合波，抑制其他可能造成誤偵測之 P 波及 T 波以及雜訊，由微分-平方-積分後，每個 QRS 波可產生相對應之圓帶狀之波形，並且可使用一個可調整之閾值偵測 QRS 波，當偵測到 QRS 複合波時隨即調整偵測之閾值，始偵測之閾值能夠適應現階段的心電訊號，如此便可以大大的降低偵測錯誤的機率。由於此方法是採取能量觀點偵測 QRS 波可能發生的位置，因此對於能量過小或是雜訊大於 QRS 波都及可能產生錯誤辨認，有鑑與此我們便採用另一種非能量觀點的偵測法則來做補救，即下一節所提到的樣本比

對。

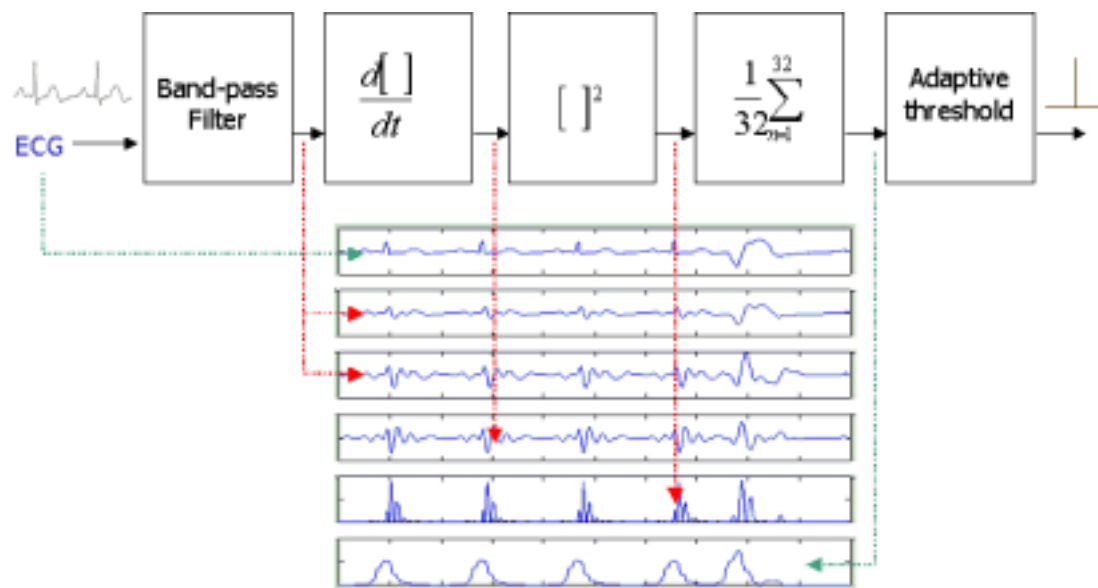


圖 2-6 Pan-Tompkins QRS 複合波偵測法則

2-2.2 樣本比對偵測

因為採用能量觀點偵測對於能量過小及雜訊過大都有可能產生誤判，所以我們以樣板比對來偵測 QRS 波以補足能量偵測的缺點。此偵測法原理是利用波形的相似程度來做辨認，我們定義了兩個訊號，分別為 x 及 y ，其之樣本比對係以交互相關係數(cross-correlation coefficient) r_{xy} ，來定義樣本與訊號之相似性[8]

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - m_x)(y_i - m_y)}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - m_x)^2} \sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} (y_i - m_y)^2}} \quad (\text{式 2-1})$$

其中 x 及 y 分別為心電圖訊號及 QRS 波樣板， m_x 及 m_y 分別為 x 及 y 訊號在 N 點視窗內的平均值，所以交互相關係數介於 -1 及 1 間， $r_{xy}=1$ 代表完全正相關， $r_{xy}=-1$ 代表完全負相關，如果心電圖電極方向貼反，則心電圖訊號及 QRS 樣本將呈現負相關，但若將相關係數取絕對值則可同樣獲得接近於 1 的相關係數，當心電圖訊號並非正常 QRS 波，則相關係數會降低，如下圖 2-10 所示，以 QRS 波的相關係數最高，P 波及 T 波的相關係數低於 0.8。

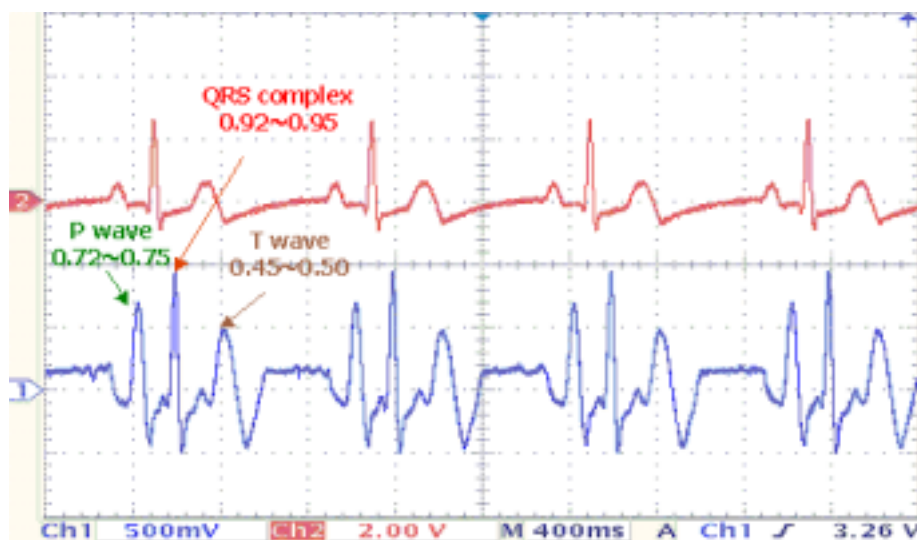


圖 2-7 心電圖各特徵訊號與 QRS 波樣板之交互相關係數

每個人的 QRS 波波形會存在個體差異，甚至也會因為電極貼的位置或採用的心電圖量測方式(lead I, II 或 III)，而有不同的波形。如下圖所示，本研究設計一個 QRS 樣板自動更新方法(圖 2-12)，

當辨認為正常 QRS 波時，則將 QRS 樣板予以修正，讓 QRS 樣板逐漸趨近受測者之 QRS 波，如此便可以增加正確的偵測率。



圖 2-8 QRS 波樣板更新流程

2-2.3 以小波轉換為基礎偵測 QRS 波

此偵測法[5][10][11][12][13]主要將訊號 f 經過下列轉換乘上一個母波 之後，將其訊號拆解成不同頻帶。

$$w_s f(x) = f * \psi_s(x) = \frac{1}{S} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{x-t}{s}\right) dt \quad (\text{式 2-2})$$

通常 $S=2^J$ ，而 J 為整數，此時又稱為二次小波轉換，而在不同頻帶裡，把 QRS 所在的頻帶訊號拿出，並對其偵測，如此便可以將基準線飄移飄移頻帶以及高頻訊號頻帶去除。而在 QRS 波發生的頻帶裡，設定一個可調適的閾值對該頻帶的訊號做偵測的動作。

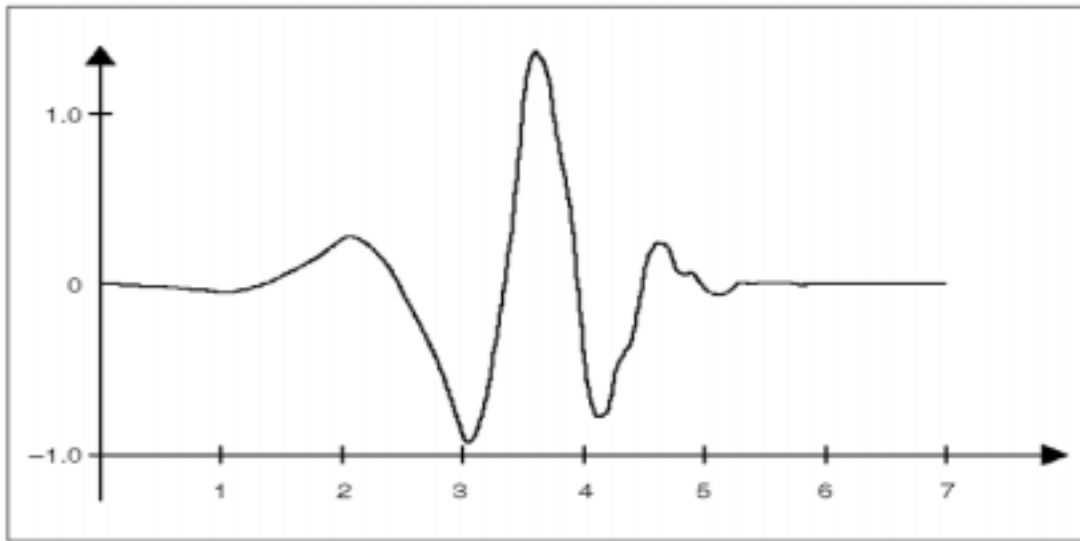


圖 2-9 母波波形

一種方式偵測 QRS 波則是利用，訊號經過小波轉換之後，在其正斜率方面，會產生局部極大值，而在負斜率則產生局部極小值，利用這局部極大極小值對 QRS 波進行判斷。

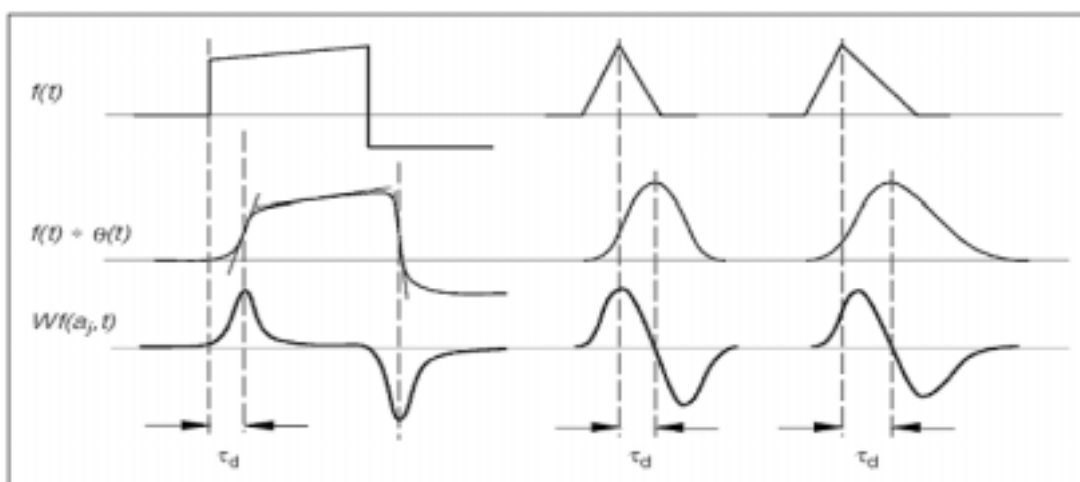


圖 2-10 訊號經小波轉換後波形變化

2-2.4 利用座標延遲做對應偵測

方法為將輸入之心電訊號[14]，做時間延遲二維做圖，然後在算其面積，當作一個參數，跟閾值做比較，進行偵測動作。

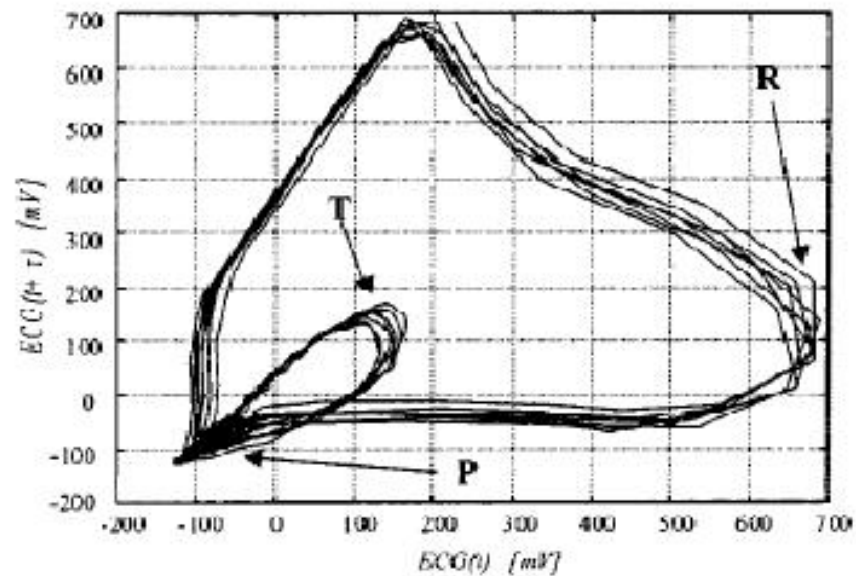


圖 2-11 時間延遲為 20ms

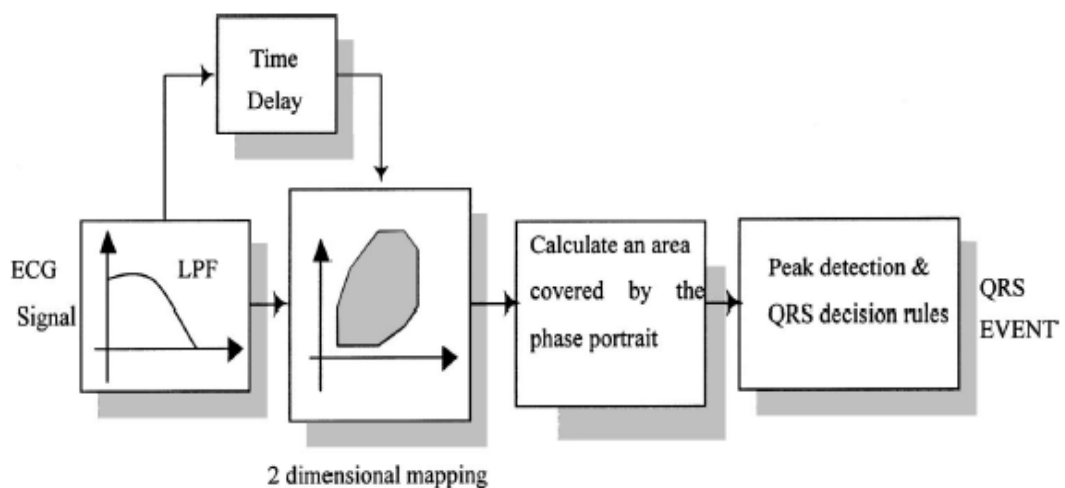


圖 2-12 流程圖

2-2.5 利用 Filter Bank 偵測 QRS 波

此方法是先將心電訊號先做降頻的動作[4]，把一些不要的頻帶去除，然後在做升頻動作，把 QRS 相關頻帶成分保留，並把相關頻帶的訊號相加成為一個參數，利用這個參數作為輸入，跟其閾值做比較，偵測 QRS 波。

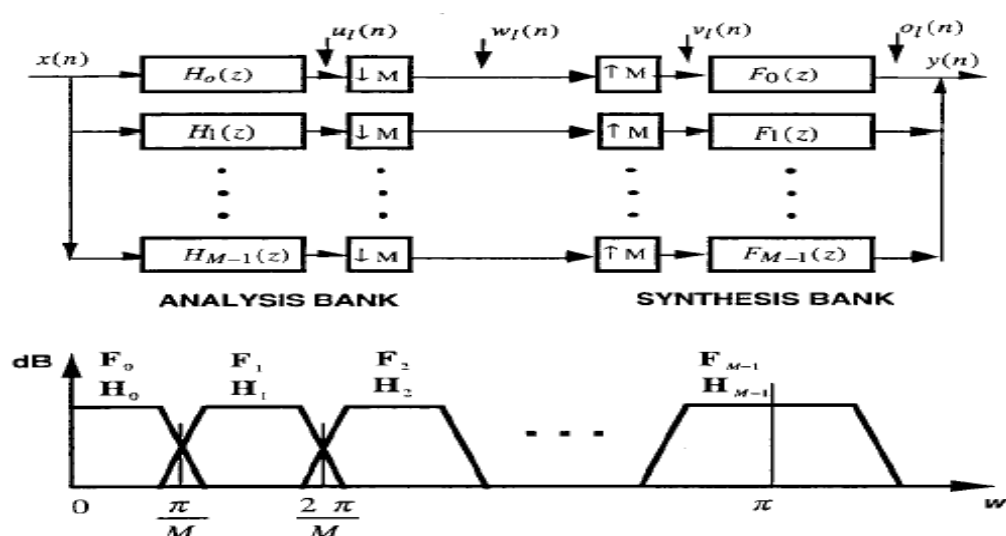


圖 2-13 頻帶升降頻流程圖

2-2.6 演算法分析

上述各演算法，都有其有缺點，例如 Pan-Tompkins QRS 波偵測，因為採用的是能量觀點，故當其波形過小便無法偵測出 QRS 波，而樣板比對則取決於樣板的相似度，假使樣板差異過大，此偵測法便會造成誤判，而以小波轉換為基礎的偵測法，取決於母波的取得，假

使母波設計不良，則其效能便差，其運算量也較高。而維度座標延遲，維度的取得以及延遲的時間，決定了演算法的效能，而後續也必須加入一些判斷法則。最後使用頻帶的方法，此方法在於其用相關頻帶的能量做參數，後續需加入複雜的判斷。

除了上述各種演算法之外，還有其他各種偵測法偵測 QRS 波，例如利用類神經模糊理論，或是利用線性預測，而有些則是利用這些方法改良進行偵測 PVC 或是其他異常波形如 VT、VF [15][16][17]。

為考量能夠實現在及時處理的系統晶片上，因此本論文採取 Pan-Tompkins QRS 波偵測以及樣板比對並行偵測，以提高偵測準確率。

第三章 QRS 波偵測演算法架構

第一節 Pan-Tompkins and 樣板比對 QRS 複合波並行偵測

3-1.1 Pan-Tompkins and 樣板比對 QRS 複合波並行偵測

研究分別採取 Pan-Tompkins 的 QRS 偵測法以及樣板比對[8] (如下圖 3-1 所示), 經由 Pan-Tompkins QRS 偵測法則可以標定出可能的 QRS 波的位置, 因為根據能量方法, 所以難以分辨正常或是非正常之 QRS 波, 而透過樣板比對可以依據其波形相關係數的大小, 準確判斷正常之 QRS 波。而非正常的波, 如 PVC(心室提前收縮), 因其波形相似度比較低所以相關係數大都低於 0.8(圖 3-2), 所以在樣板比對偵測演算法中不會被偵測出來, 但其能量確超出一定值, 因此可以被 Pan - Tompkins 法則標訂出來, 如此便可以區分正常 QRS 波與不正常的 PVC 波。

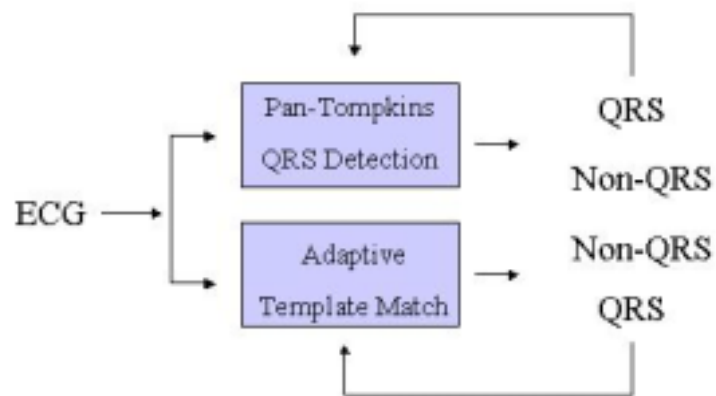


圖 3-1 QRS 偵測方法

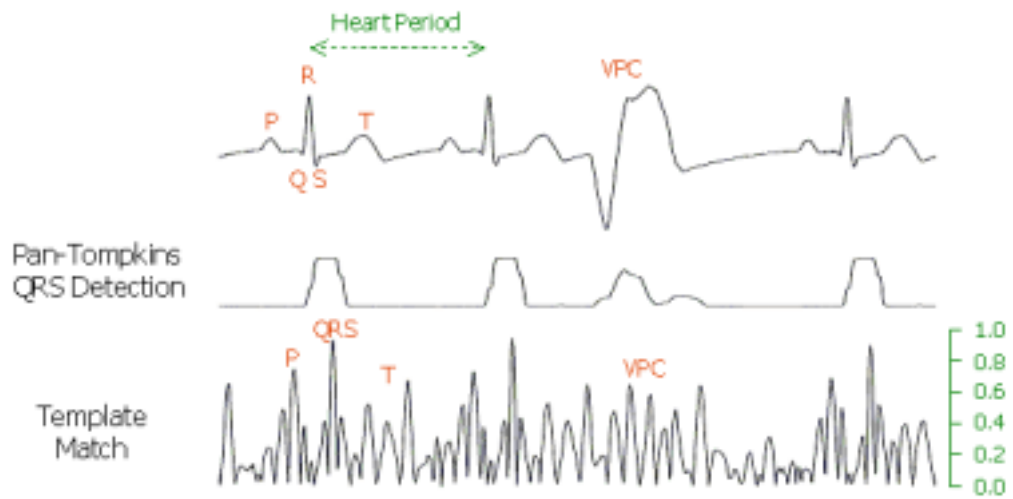


圖 3-2 QRS 之相關係數

3-1.2 Finite State Machine for Pan-Tompkins

有限狀態機 Finite State Machine(圖 3-3)被賦予偵測出可能為 QRS 波存在的任務。Pan -Tompkins 演算法主要是偵測經由 Squared & Moving- window-Integral(MWI)處理過後的信號，而何謂 MWI 呢？即為移動視窗平方後積分，需心電圖訊號經過了高通濾波器在經過低通濾波器，把一些不必要的訊號和雜訊濾除，強化 QRS 波壓制 P 波及 T 波，接著微分後的訊號作為輸入。藉由設定兩組閾值做為狀態改變依據，分別為 threshold_H 高閾值以及 threshold_L 低閾值，設兩種閾值的好處為避免偵測錯誤，因為如果指定一個閾值的話其值很難取決，定高可能對於一些能量比較小的 QRS 波無法偵測，而定低又會錯誤偵測到一堆非 QRS 的雜訊，有鑑於此，我們定了一高一低，在高狀態下偵測 QRS 波其可靠性較高，因此其限制條件比較少，而在低閾值狀態下偵測到的 QRS 波其可靠性相對來說比較低，因此在此狀態下限制條件比高閾值狀態多，藉由兩種閾值偵測 QRS 波，便可以大大的改善了一個閾值的缺點，也可提高準確率。

而心電訊號量測會受電極或個人差異造成振幅差異，進而影響到 Pan-Tompkins 演算法之結果，所以使用的閾值要具備更新的能力，也就是偵測到正確的 QRS 波才做更新，但因踢閾值狀態可靠性差，因此只有在高閾值狀態下才做更新的動作，如此才能準確偵測到

QRS 波。Pan – Tompkins QRS 偵測共定義 5 個狀態(state 0、2、3、4、6)，定義如下：

(1)State = 0，此狀態為初始閾值設定狀態，為了使演算法能夠適應目前的訊號，必須先做訓練，以降低偵測錯誤的風險。因此我們依據初始獲得的心電圖，先計算偵測閾值，包括 threshold_L 及 threshold_H,約幾個 QRS 波過後使閾值能夠適應現階段的 QRS 波後，才進入 State 2 做偵測動作，以開始一系列偵測過程；

(2)State = 2，搜尋狀態，每進來一筆資料計算其 MWI 訊號，當 MWI 超過低閾值 threshold_L，及判定可能有 QRS 波發生，因此進入 State 4；

(3)State = 4，低閾值狀態，表示可能有 QRS 波存在但是也即有可能為雜訊，為了避免在此狀態下錯誤偵測，我們在此加入了一個搜尋時間 t1，也就是說在 t1 的時間內不會跳出此狀態，而當一進入此狀態時計數器 t 開始計數。在此狀態中有三種反應方式，

- 1.當計數器 t 小於 t1 且 MWI 小於 threshold_H 時狀態不變，繼續做最大值收尋。
- 2.當 MWI 大於高閾值 threshold_H 時狀態跳到

State = 6，表示有更確定的 QRS 波，而之前的訊號可能為雜訊。

3. 當計數器 t 大於收尋時間 t_1 時，表示在此收尋時間內，並沒有能量更大的 QRS 波產生，因此這個 QRS 波偵測已經完成，並跳到 State 3，並計算心率及一些參數設定。

(4) State = 6，高閾值狀態，代表更確定的 QRS 波，同理為了避免錯誤偵測，我們在此加入了一個搜尋最大值時間 t_2 ，而 t_1 與 t_2 有何不同呢，因為在高閾值狀態其 QRS 波可靠性較低閾值狀態高，故收尋時間 t_2 會比 t_1 來的低，同理當一進入此狀態時計數器 tt 便開始計數。而當 tt 小於 t_2 時狀態保持繼續做最大值偵測，如有發現更高能量的 QRS 波，做參數更新但不影響狀態變化，而當 tt 大於 t_2 時表示在此收尋時間內，QRS 波偵測已經完成，並跳到 State 3，與低閾值不同的是，此時進行閾值更新而在低閾值狀態下並沒有做更新；接著算心率且更新重要參數。

(5) State = 3，等待狀態，因為每個 QRS 波的有一定的間隔，為避免誤偵測其他如 T 波的訊號，會等待新的資料輸入直到通過了 40 點資料，狀態機才會重新進入 State 2 進行下一個 QRS 波偵測，在等待過程，不進行 QRS 波偵測。

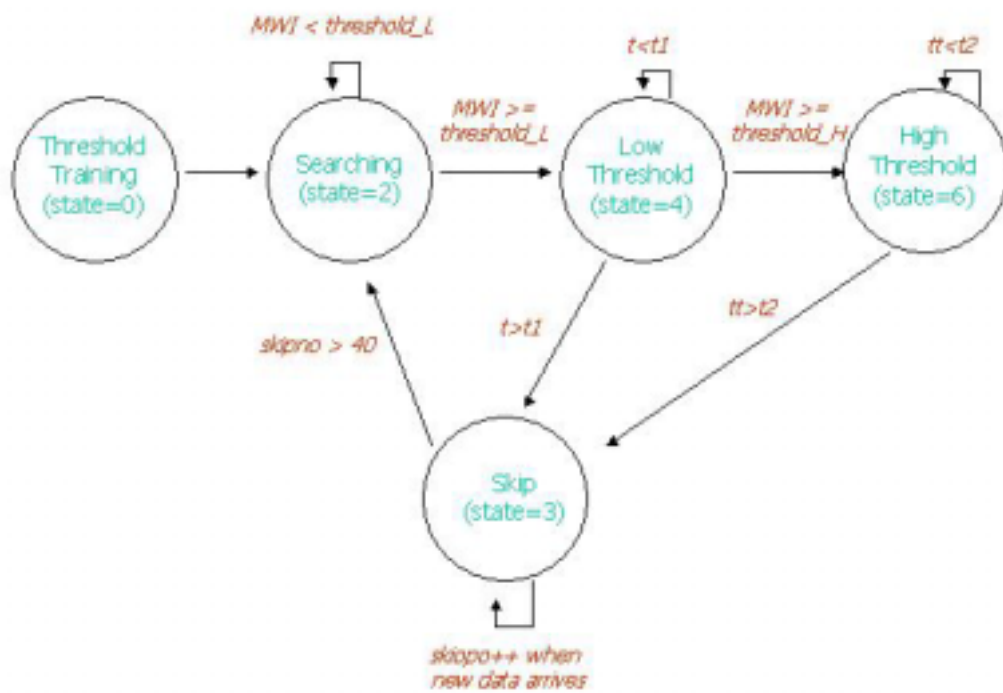


圖 3-3 Finite State Machine of Pan-Tompkins

因此一個完整的 Pan-Tompkins QRS 複合波偵測過程為 State

2 State 4 State 6 State 3 或是 State 2 State 4 State 3。

3-1.3 Finite State Machine for Template Match

同理，在樣板比對上，我們也採取類似兩種閾值的做法，目的為減少錯誤偵測率，不同的是在 Pan-Tompkins 偵測法採取的是一高一低的閾值，而在樣板比對上則是採用相關系數的大小，分別為 low correlation 和 high correlation，由樣板比對採取的方法與能量無關，只跟波形有關，因此偵測到 QRS 波時不用作更新閾值動作，我們採取的是固定的閾值偵測。由於樣本比對取決於波形樣本，因此假如樣本差異過大會造成錯誤的 QRS 波偵測，因此樣板仍需做更新的動作，以符合現階段心電訊號，但是在低相關係數時由於可靠程度較低，可能抓到 P 波及 T 波或是相似的雜訊而造成誤判，所以只有在高相關係數時，才做更新樣本的動作。

Template Match QRS 偵測共定義 5 個狀態(T_state 0、2、3、4、6)，定義如下：

(1) T_State = 0，此狀態為初始閾值設定狀態，為了使演算法能夠適應目前的訊號，必須先做訓練，以降低偵測錯誤的風險。因此我們依據初始獲得的心電圖，計算其相關係數，為了減少計算的

消耗，我們把除法拿掉，轉而以比較方式代替除法運算，例如：

$(X * Y)^2 > (X^2 * Y^2) * r_{xy}$ ，X 代表輸入的心電訊號，Y 代表樣板， r_{xy} 則為固定的相關係數閾值，為了使訊號樣板能快速的適應目前的訊號，因此此處的相關係數閾值要比實際偵測時的低相關係數閾值來的低，約幾個 QRS 波過後使樣板能夠適應現階段的 QRS 波後，才進入 T_State 2 做偵測動作，以開始一系列偵測過程；

(2) T_State = 2，搜尋狀態，每進來一筆資料計算其訊號與樣板的乘積跟相關係數做比較，當比較的結果超過低閾值相關係數 low correlation 時，即判定可能有 QRS 波發生，因此進入 State 4；

(3) State = 4，低相關係數閾值狀態，表示可能有 QRS 波存在但是也即有可能為 P 波 T 波及雜訊，為了避免在此狀態下錯誤偵測，我們在此加入了一個搜尋時間 t_1 類似於 Pan-Tompkins t_1 ，也就是說在 t_1 的時間內不會跳出此狀態，而當一進入此狀態時計數器 tem_t1 便開始計數。同理在此狀態中有三種反應方式，1. 當計數器 tem_t1 小於 t_1 且相關係數小於高相關係數 high correlation 時狀態不變，繼續做最大值收尋。2. 當相關係數大

於高相關係數狀態時，跳到 $T_State = 6$ ，表示有更確定的 QRS 波，而之前的訊號可能為雜訊或非 QRS 波。3. 當計數器 tem_t1 大於收尋時間 t_1 時，表示在此收尋時間內，並沒有波形更相似的 QRS 波產生，因此這個 QRS 波偵測已經完成，並跳到 $T_State = 3$ ，並計算心率及一些參數設定。

(4) $T_State = 6$ ，高相關係數閾值狀態，代表更確定的 QRS 波，同理為了避免錯誤偵測，我們在此加入了一個搜尋最大值時間 t_2 ，而 t_1 與 t_2 有何不同呢，因為在高相關係數閾值狀態其 QRS 波可靠性較低閾值狀態高，故收尋時間 t_2 會比 t_1 來的低，同理當一進入此狀態時計數器 tem_t2 便開始計數。而當 tem_t2 小於收尋時間 t_2 時狀態保持並繼續做最大值偵測，如有發現更高相關係數的 QRS 波，做參數更新但不影響狀態變化，而當 tem_t2 大於 t_2 時表示在此收尋時間內，QRS 波偵測已經完成，並跳到 $T_State = 3$ ，與低相關係數閾值不同的是，此時進行樣板更新而在低相關係數閾值狀態下並沒有做更新；接著算心率且更新重要參數。

(5) $T_State = 3$ ，等待狀態，因為每個 QRS 波的有一定的間隔，為

避免誤偵測其他如 T 波的訊號，會等待新的資料輸入直到通過了 40 點資料，狀態機才會重新進入 T_State 2 進行下一個 QRS 波偵測，在等待過程，不進行 QRS 波偵測。

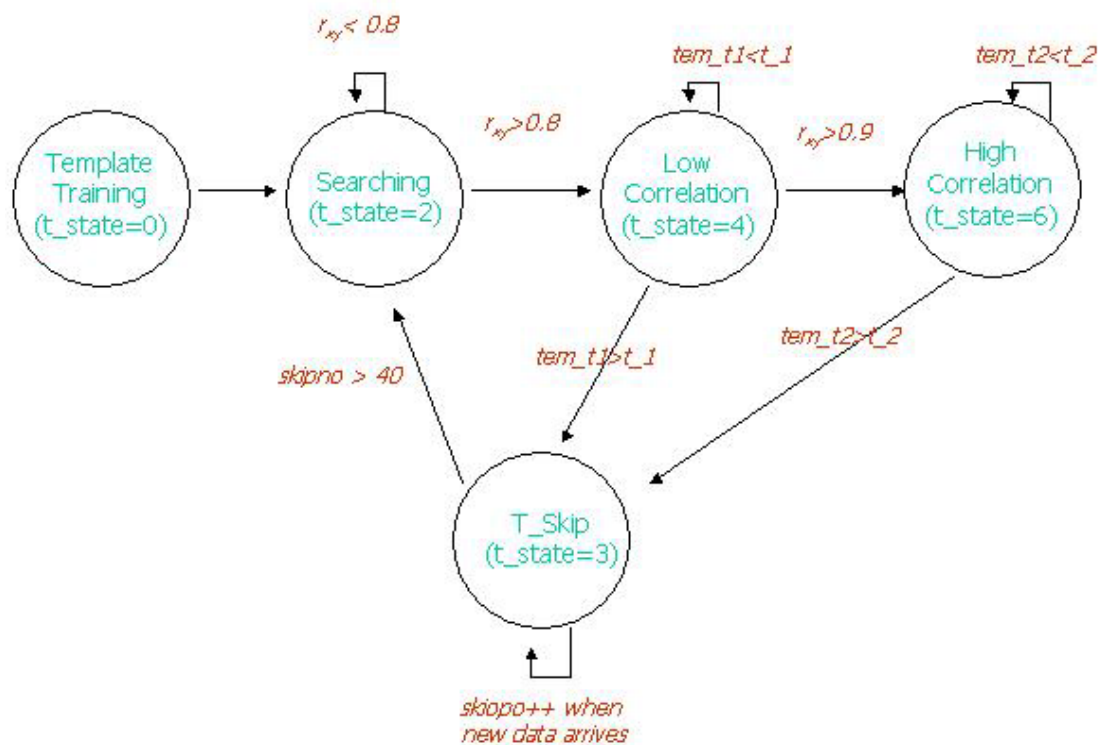


圖 3-4 Finite State Machine of Template Match

因此一個完整的樣板比對 QRS 複合波偵測過程為 State 2

State 4 State 6 State 3 或是 State 2 State 4 State 3。

第二節 Heart beat information integration

在確定了演算法後，我們必須將兩種演算法各自算出來的結果加以整合，做出最有可能的判定，因此在這兩種演算法的偵測過程中，只要偵測到 QRS 波，就把當時的參數先做紀錄，以便後續的整合判定，而整合的演算法我們考慮到，在中斷副程式中撰寫可能造成中斷副程式處理的時間過長，因此，這部分的整合演算法，我們將其放在主程式中執行。

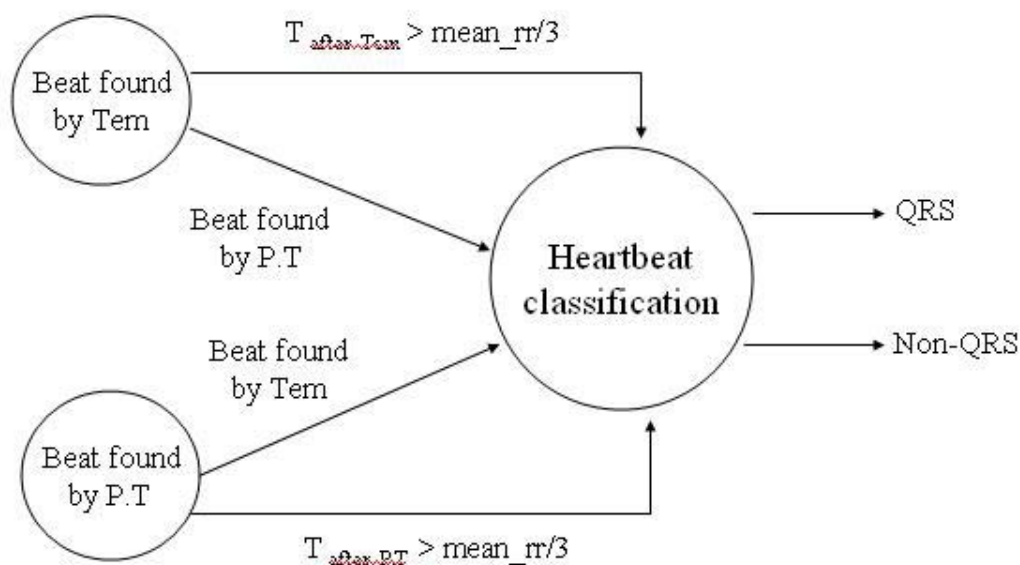


圖 3-5 整合判斷流程圖

P.T : Pan-Tompkins

Tem : Template Match

在整合判斷中，我們採取必須要先經過兩次的前置判斷有無 QRS 波產生，才會進行整合判定，也就是說必須一段時間內，樣板比對以及 Pan-Tompkins 皆產生 QRS 波偵測判斷，或者樣板比對或及 Pan-Tompkins 在大於 $\text{mean_rr}/3$ 的時間內產生兩個 QRS 波判定，此時便會依據判定所儲存的參數，例如相關係數的大小或是能量的大小，做出最有可能的判斷，而為什麼要取 $\text{mean_rr}/3$ 呢？是因為如果取太小，可能造成多餘的 QRS 波偵測因而造成誤判，過大則會遺漏掉 QRS 波的偵測造成漏抓的情形。

如圖 3-6，一個完整的即時偵測系統，區分為中斷副程式，以及主程式，作此區分的動作，主要是為了使每一次的中斷程序所分費的時間一致，為了避免在中斷函式中花費太多時間，因此在偵測到可能發生的 QRS 波之後的處理動作，接放在主程式中執行，所以副程式只需做一些基本的訊號處理，如此便可以減少副程式所花費的時間，以達成即時偵測演算法的目的。

而一個完整的偵測過程包含，首先經過 8-s 的事先訓練，而 8-s 的訓練又可區分為前 4-s 跟後 4-s，前 4-s 主要動作為確定 MWI 的大小以便後續偵測，而後 4-s 則為利用 Pan-Tompkins 偵測演算法偵測可能的 QRS 波，並依據其相關係數的大小做比例式的更新 RR 區間，以及樣板。

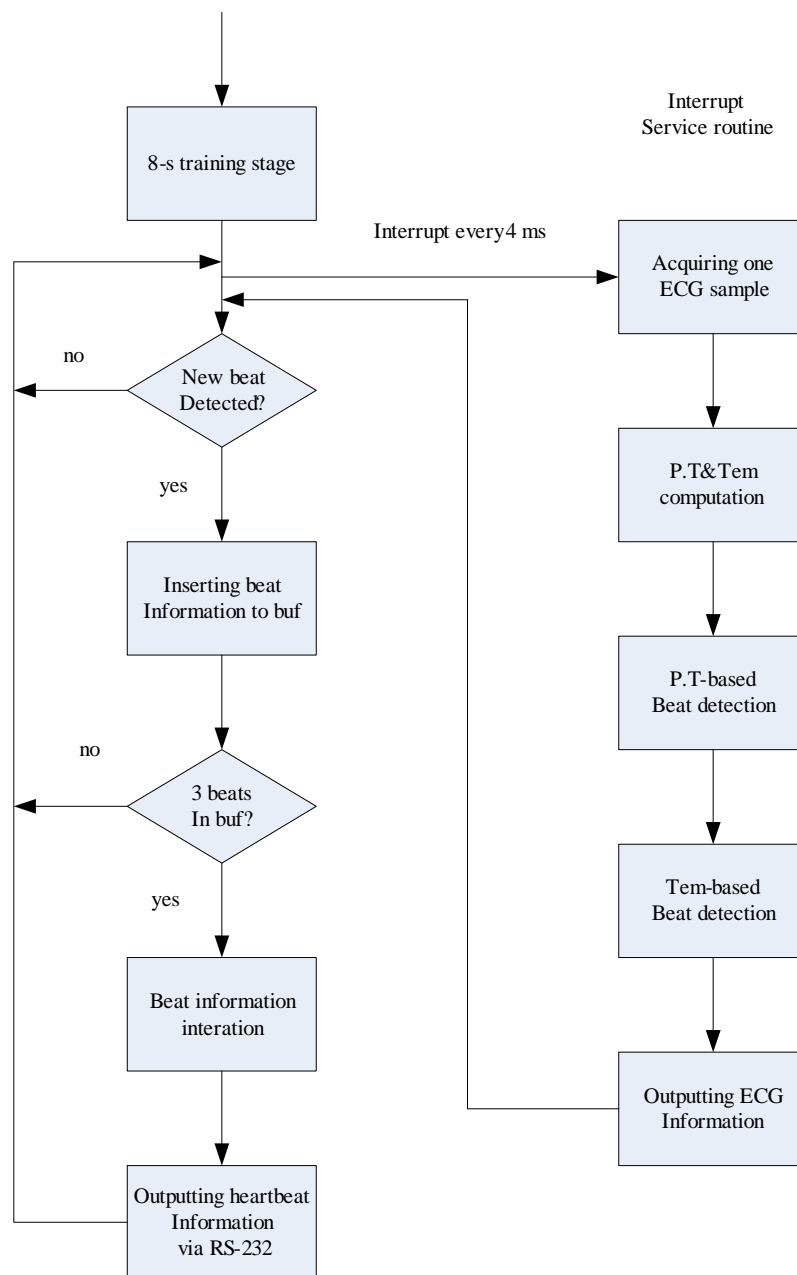


圖 3-6 即時系統流程圖

而經過了前面的訓練之後，取得了樣板以及平均 RR 區間，便可以開始做一連串的即時偵測，首先每 4ms 從 A-D 取樣 ECG 並使主程式產生中斷，進入中斷服務程式，此時同時計算 Pan-Tompkins 以及 Template Match 所需參數，並進入各自的狀態流程，最後把一些

需要判斷的參數傳遞給主程式，此時主程式便可以依據這些參數判斷是否可能發生 QRS 波，假如有新的 QRS 波發生，就把一些相關參數存入 buffer 中，如果沒有就繼續做等待的動作，而當 buffer 中有超過 3 個可能的 QRS 波時，便進入了整合判斷，判定最有可能的 QRS 波，並清除 buffer，最後再藉由 RS-232 傳輸 QRS 波相關參數到 LabView 人機介面做顯示。

第三節 系統架構

本文所採用的模擬系統為 Atmel AT91M55800 [8]如圖 3-6 所示，處理器為 ARM 7TDMI 32MHz，具有類比與數位之間的轉換處理訊號，及 Muti-ICE 提供程式寫入，串列傳輸提供傳輸功能，以便做 LabView 人機介面顯示。



圖 3-7 Atmel AT91M55800

- Running frequency @ 32 MHz
- 7V to 12 V DC-only power supply - 1A
- On-board SRAM and Flash Memory
- ADC and DAC
- Serial Interface

如圖 3-7 實際做演算法模擬時，先經過心電圖放大器，放大心電訊號約 1000 倍，在經過類比-數位訊號作為輸入訊號，經過我們由 Muti-ICE 將演算法程式寫入後，偵測後的結果由數位-類比訊號做示波器觀看，或是經由串列傳輸將偵測結果傳到電腦上顯示，在此我們採用 LabView 便於觀看即時結果。

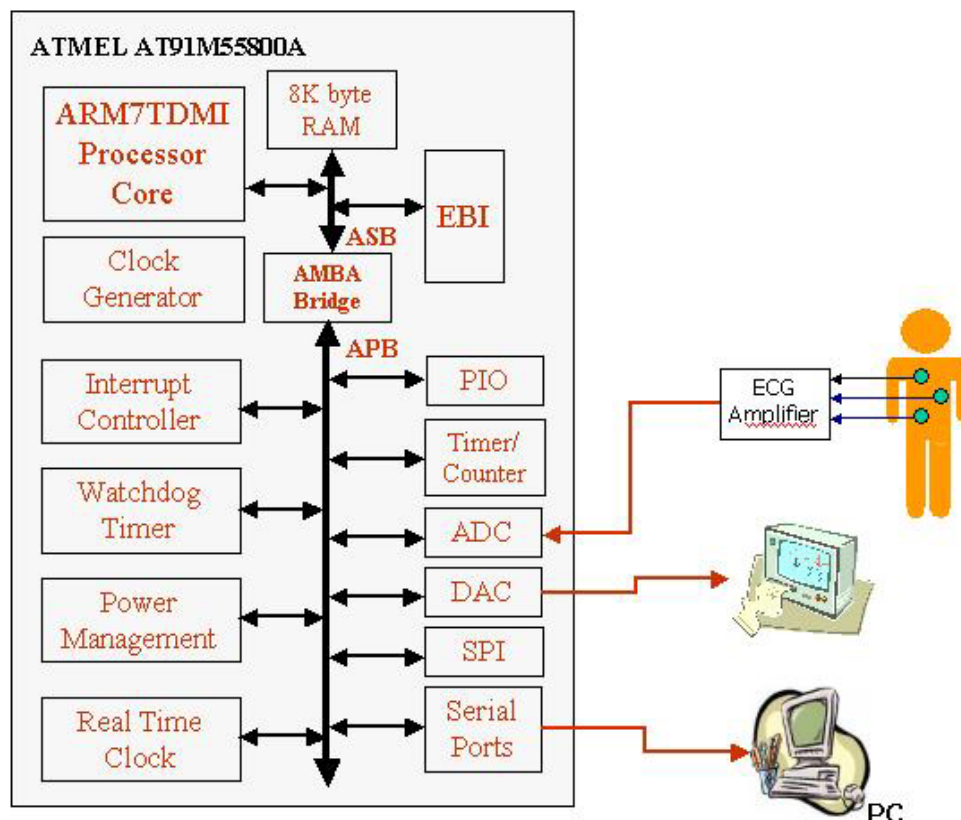


圖 3-8 系統架構

而撰寫程式演算法採用的除錯環境為 ARM Developer suite v 1.2 (CodeWarrior & AXD) , 傳輸介面為 Muti-ICE 如下圖所示

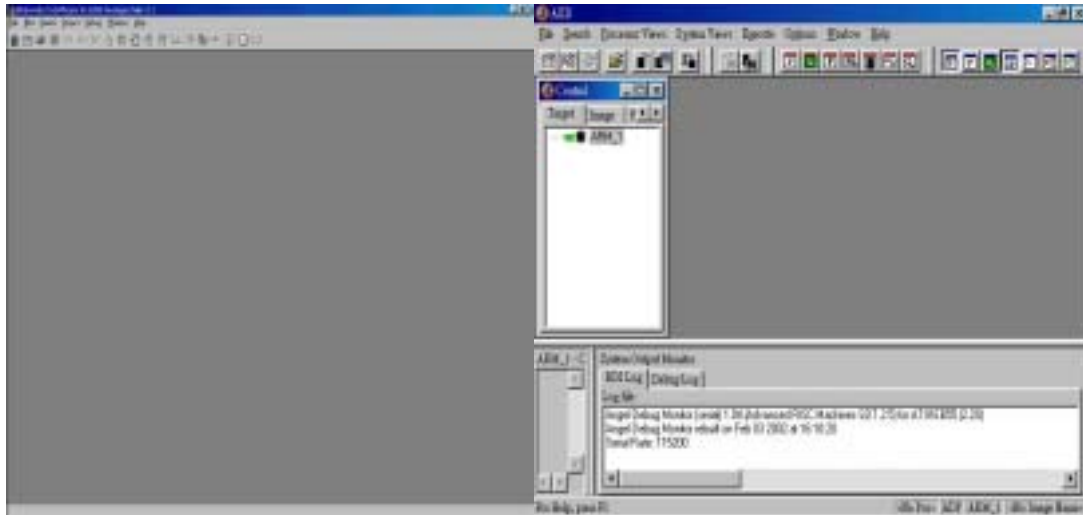


圖 3-9 ARM Developer suite v 1.2 (CodeWarrior & AXD)

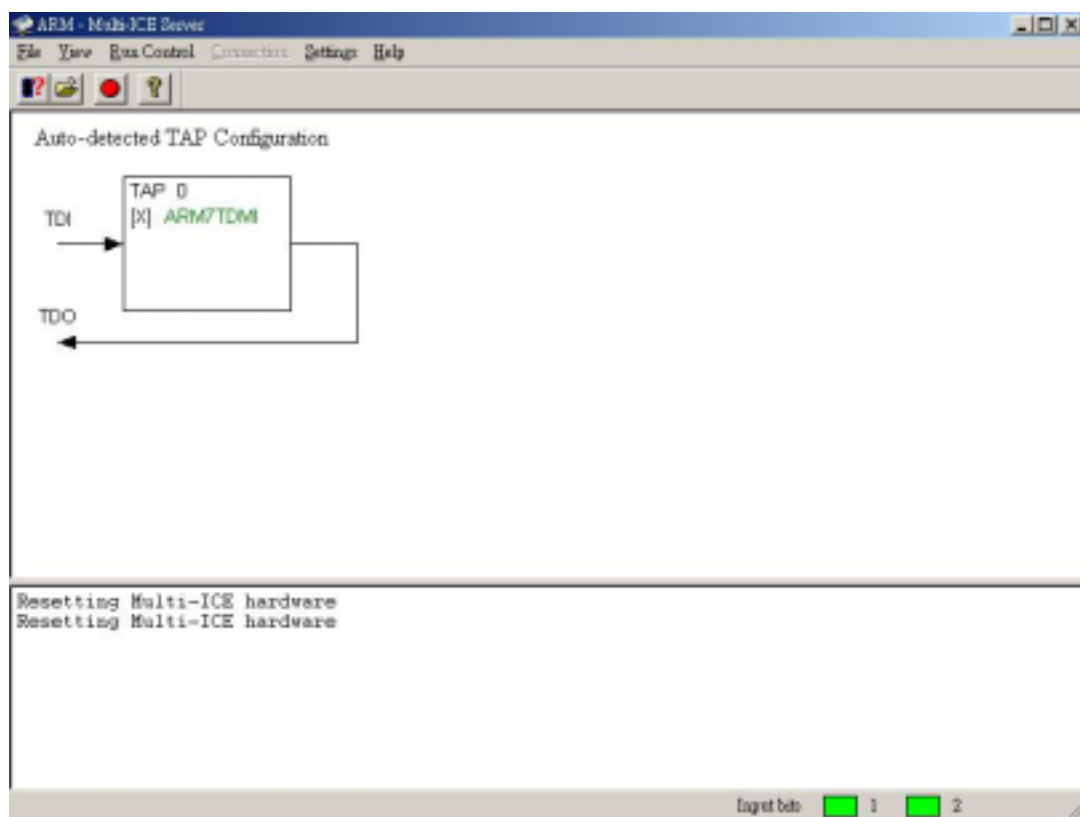


圖 3-10 Muti-ICE

故為 1。

6.緩衝器大小設為 65536。

7.優先權 0 表沒有優先權 1 表奇數 2 表偶數，在此設定為沒有優先權 故為 0。

8.目前讀到的字串顯示。

9.目前讀到的陣列值顯示。

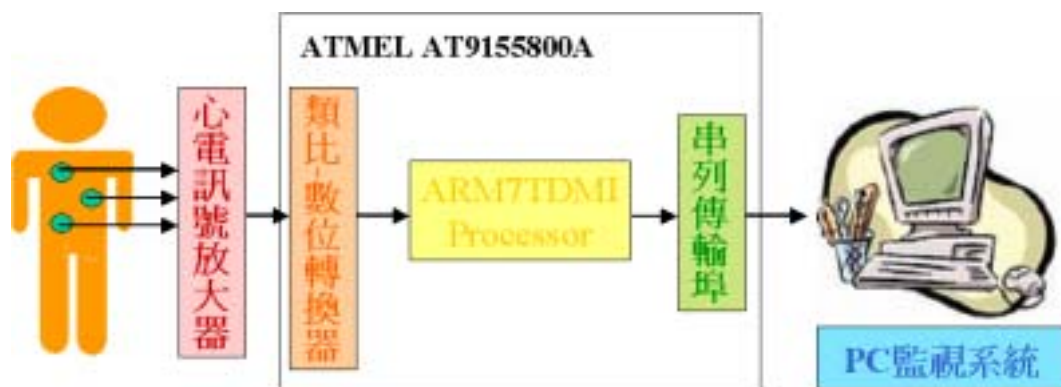


圖 3-12 系統架構流程圖

執行順序為：先執行程式→ 開啟 ADS(ARM DEVELOPE
SUITE)系統→ 開啟 MULTI ICE 傳輸介面 → 執行程式 → 再由
LAB VIEW 擷取波形。

OFF ☐ 
ON

port number

baud rate

data bits

stop bits

buffer size

parity

string read

unsigned byte array

圖 3-13 串列傳輸設定

第四章 實驗結果

第一節 MIT/BIH 心律不整資料庫模擬

為了驗證 Pan-Tompkins 與 Template Match 演算法的效能，我們採用了 MIT/BIH 心律不整資料庫作為輸入訊號模擬。為了模擬方便，我們把寫好的改寫到 Matlab Simulink 的 S-function，而 S-function 又依其撰寫方式可分為 M-file S-function、MEX-file S-function [21]，本文採用的是 M-file S-function。在撰寫主程式之前需先做以下的設定：

4-1.1 模擬設定：

`function [sys,x0,str,ts] = filename (t,x,u,flag)`

t：時間變數，x：狀態向量，u：輸入向量，flag：標示 s-函式

需執行之工作，filename 則是你所儲存的檔名。

其中 flag 裡面又細分幾個工作：

0：mdlInitializeSizes：初始化

1：mdlDerivative：計算微分

2：mdlUpdate：更新

3：mdlOutputs：輸出

4：mdlGetTimeOfNextVarHit：計算下一觸發時間

9：mdlTerminate：模擬終止時需執行之函式

而在程式裡先設定以下的參數值方能執行程式：

sys：回傳引數，依旗標值而定

x0：狀態初始值

str：預留變數，m file s-function 須設 0

ts：取樣時間及偏移量

sizes.NumContStates = 連續狀態之個數

sizes.NumDiscStates = 離散狀態之個數

sizes.NumOutputs = 輸出之個數

sizes.NumInputs = 輸入之個數

sizes.DirFeedthrough = 直接向前傳遞之旗標

sizes.NumSampleTimes = 取樣時間個數

模擬方塊如下(圖 4-1)：

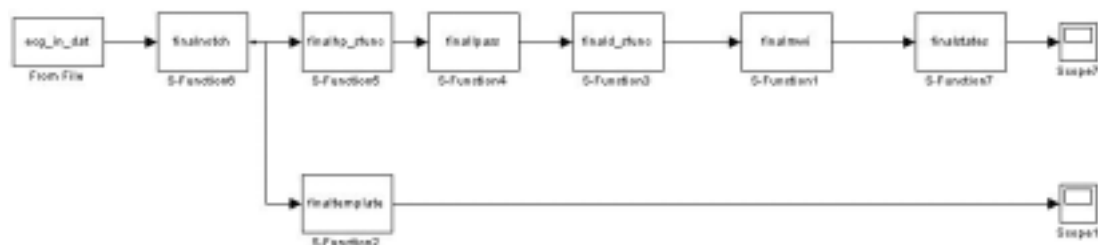


圖 4-1 模擬方塊

首先從檔案讀入資料，由於 Simulink S-function 只能使用輸入檔案格式為.mat 的 Matlab 檔案，所以在做模擬之前，我們必須先將 MIT/BIH 心律不整資料庫做轉檔工作，方能執行。

接著先經過 notch filter 濾除 60Hz 雜訊，出來的訊號分別經過 Template Match 演算法偵測以及 Pan-Tompkins 演算法偵測。

Pan-Tompkins 演算法：經過 high pass filter 濾除低頻訊號，low pass filter 濾除高頻訊號，把訊號侷限在我們所要偵測的 QRS 複合波範圍，再經微分之後，在平方相加，取平均出來訊號即為 MWI(Moving Window Integrate)在帶入之前所提到的 finite state machine 偵測可能發生的 QRS 波，如有發現 QRS 波，會進一步的計算其心率(心博動速率，計算方法是兩個 QRS 波間距離 $RR = \text{間距點數} * 5\text{ms}$ (取樣頻率為 250 Hz)，心率則為每分鐘心博動速率 $HR = (1000 / RR) * 60$ ，單位為 BPM(beat / min))。

樣板比對：先計算其相關係數，本研究為減少處理器的計算量，採用相關係數的平方並且乘以 1000，如此可以使用整數運算及不需平方根運算。之後在帶入之前所提到的 finite state machine 偵測可能發生的 QRS 波，如有發現 QRS 波，會進一步的計算其心率。

$$r_{xy}^2 = \frac{1000 \times \left(\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - m_x)(y_i - m_y) \right)^2}{\sum_{i=0}^{N-1} (x_i - m_x)^2 \sum_{i=0}^{N-1} (y_i - m_y)^2} \quad (\text{式 4-1})$$

4-1.2 模擬結果：

模擬所用的心電訊號為 MITBIH DATA BASE 編號 101 的心電圖，先將資料由 360Hz 降到 250H，在轉為 matlab 所可以讀取的格式作為輸入模擬心電訊號。我們取其中一段(5000 點)作為代表，如下圖

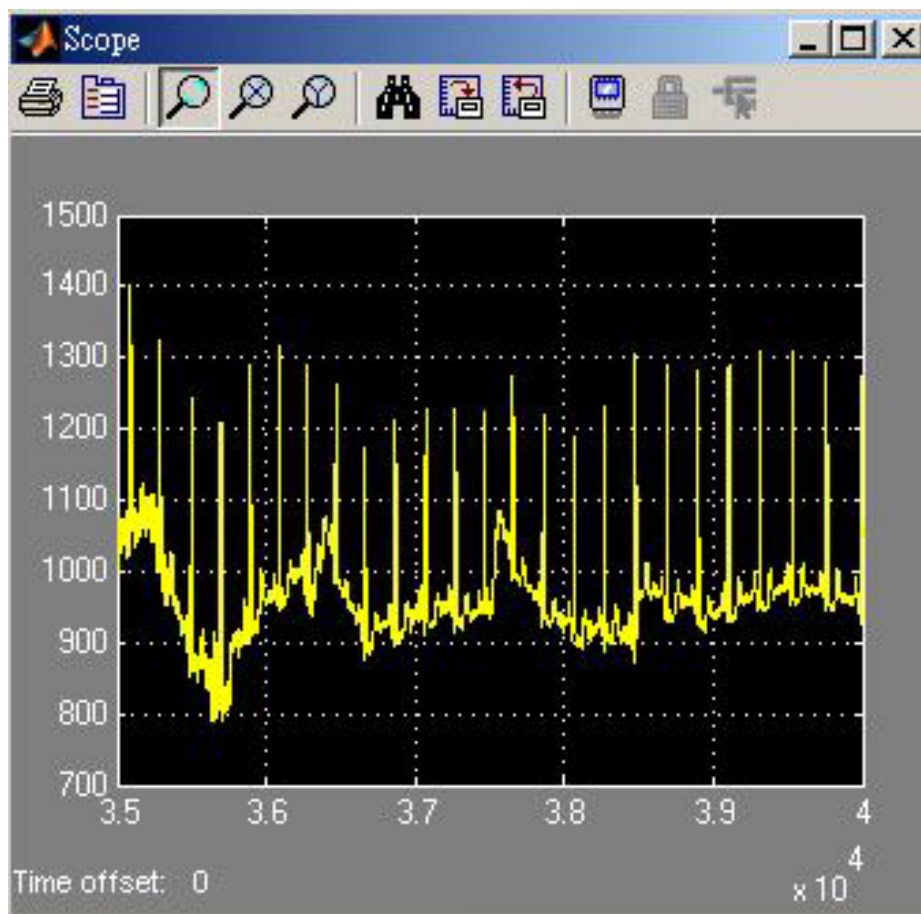


圖 4-2 原始心電圖

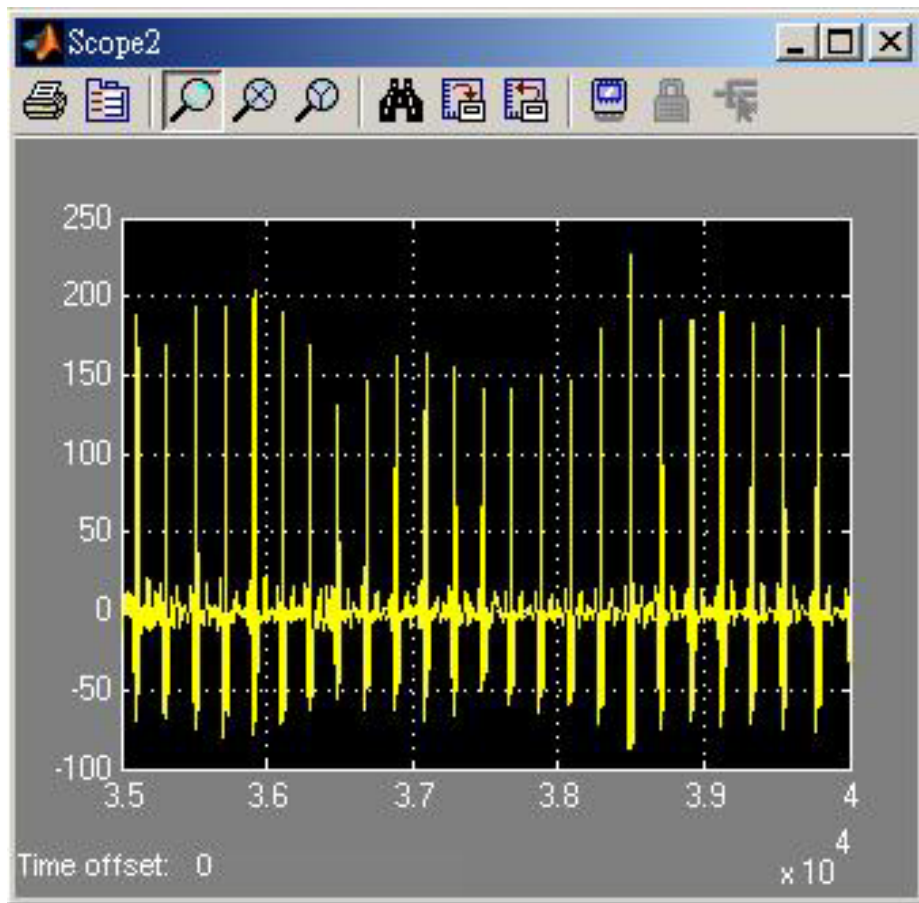


圖 4-3 濾波後心電圖

如上圖所示，濾波之後的心電圖，把原本的 base line 飄移濾除，也把大小限制在 0 點上下，也把一些不要的雜訊去除，以避免偵錯錯誤。

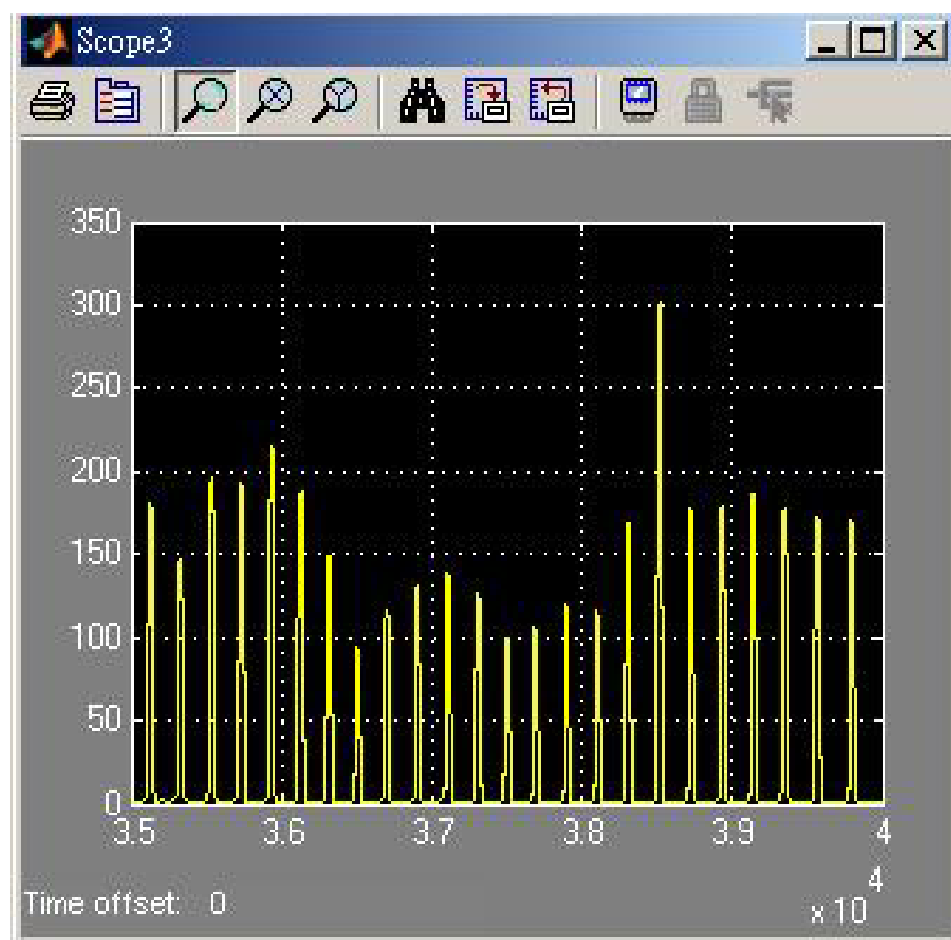


圖 4-4 MWI

如上圖 MWI 訊號是將 ECG 經 FILTER 之後，進行微分、取平方及視窗平均而得。

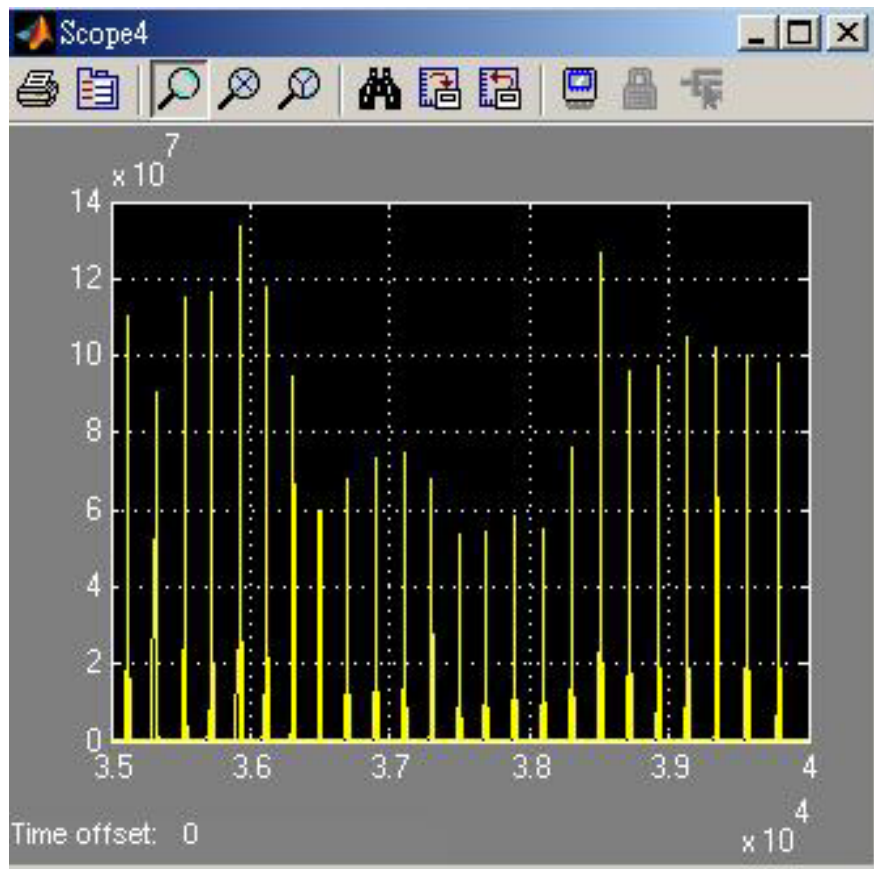


圖 4-5 相關係數

此處的相關係數採用相關係數的平方，如此可以使用整數運算及不需平方根運算。

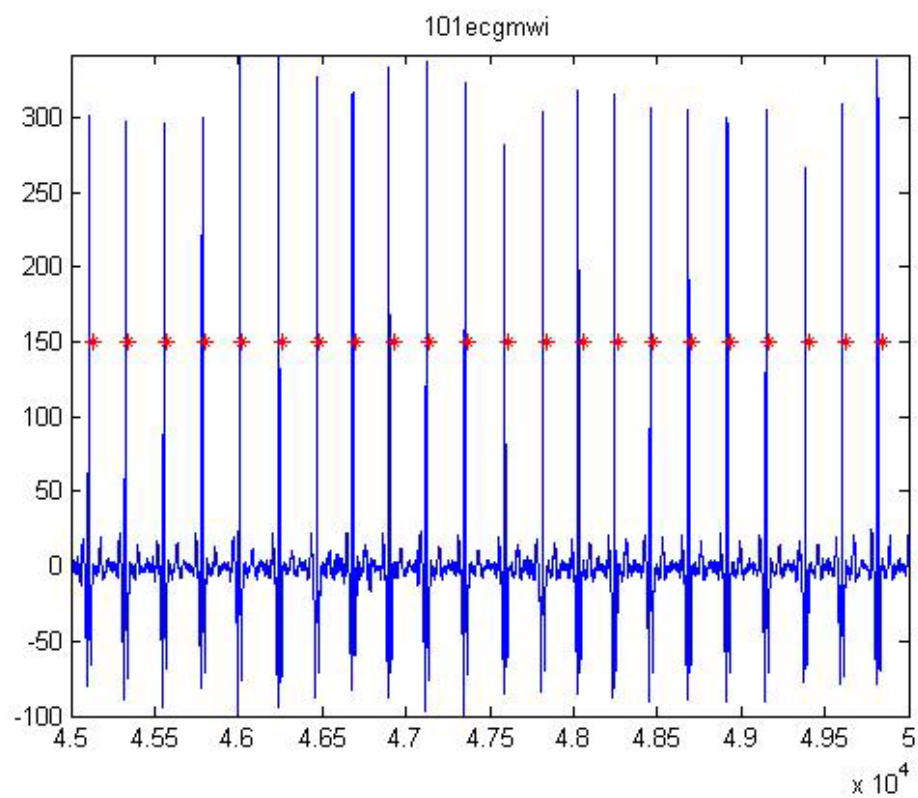


圖 4-6 Pan-Tompkins 偵測 R 波

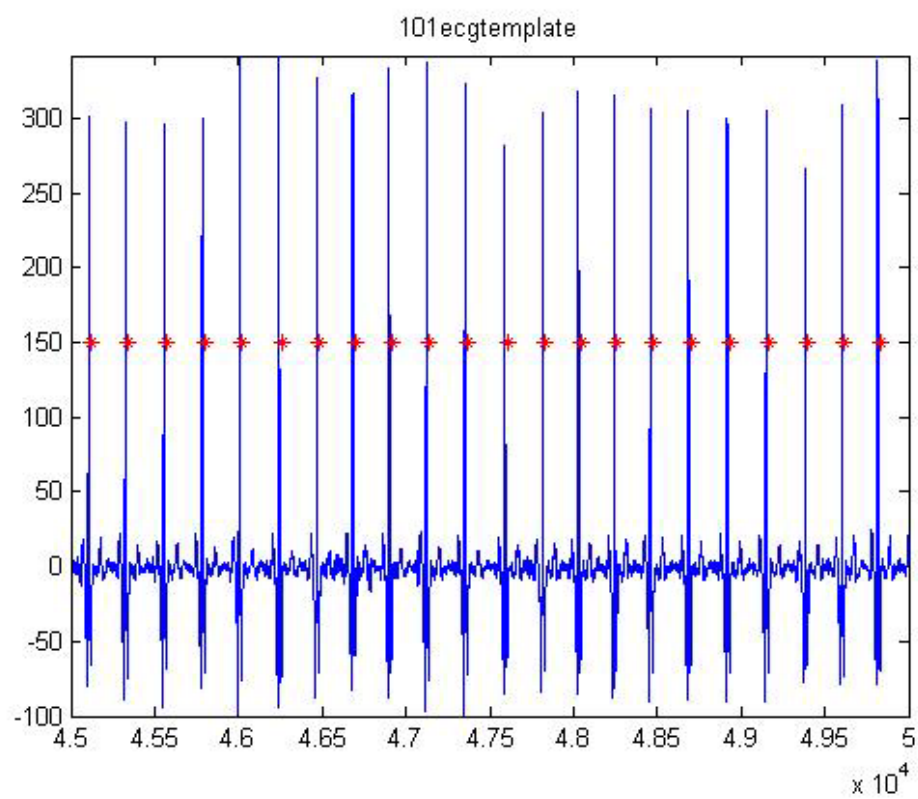


圖 4-7 樣板比對偵測 R 波

上圖所示，紅色的星號表示演算法所偵測到位置，Pan-Tompkins 演算法與樣板比對所算得之結果相似，因為在此段訊號裡，幾乎都是正常之 QRS 複合波，因此 2 種方法皆可以正確的偵測 QRS 波。

為了進一步的驗證我們的演算法，我們改採用另一組心電訊號編號 119 的 MITBH data base；此段訊號包含許多的 PVC(心室提前收縮)，如下圖。

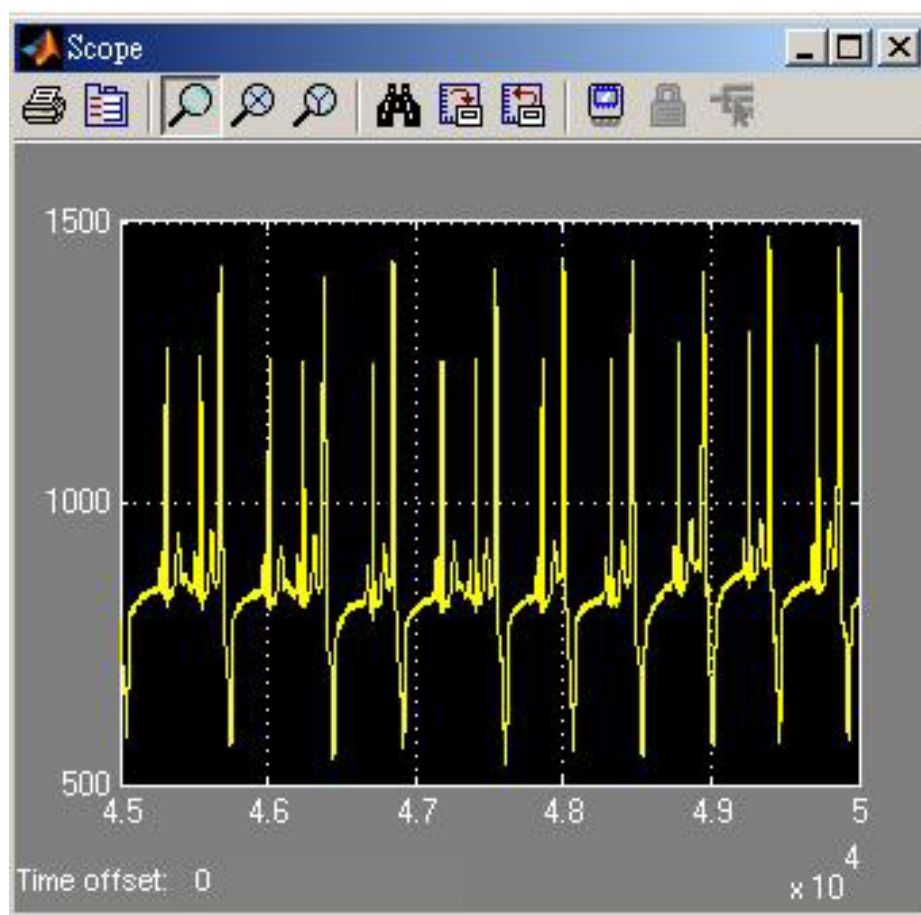


圖 4-8 編號 109 原始心電圖

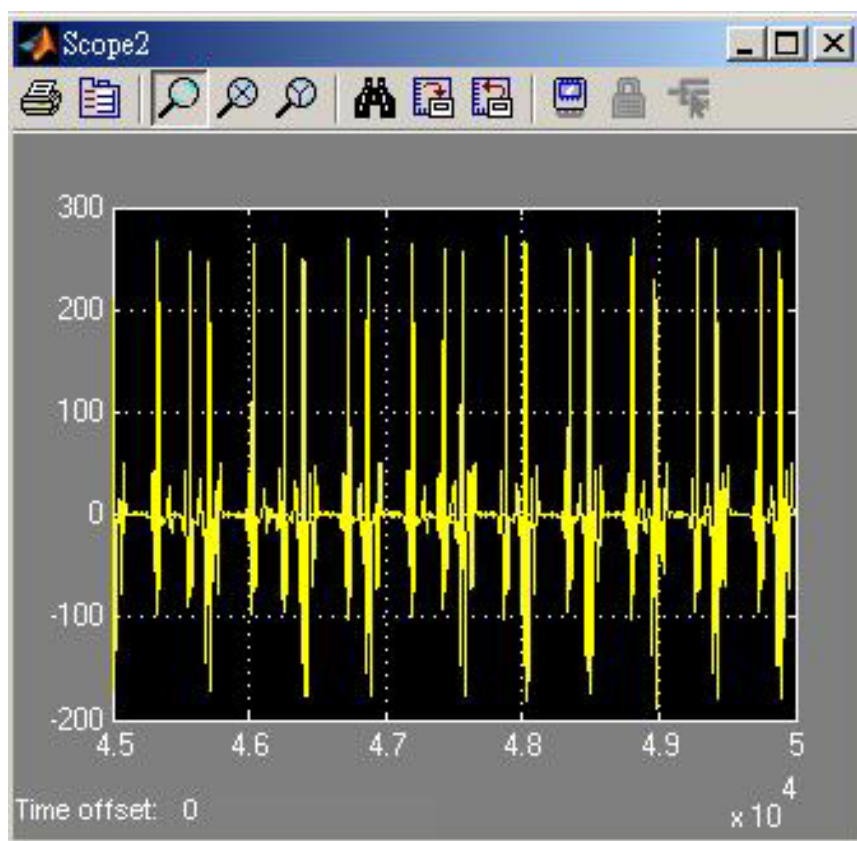
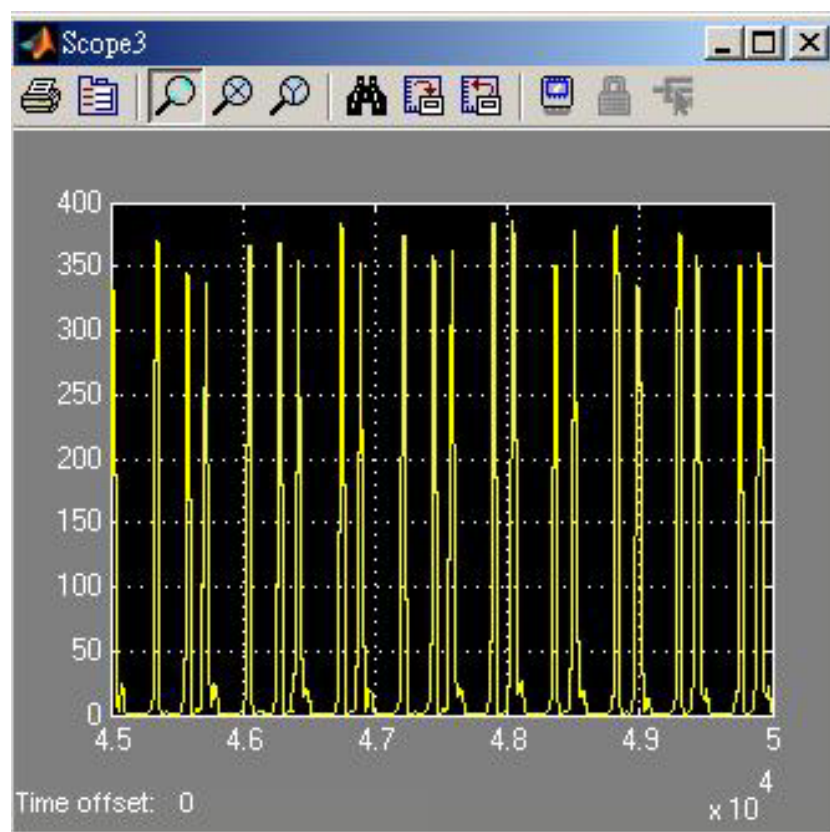


圖 4-9 濾波後心電圖(上)； 圖 4-10 MWI(下)



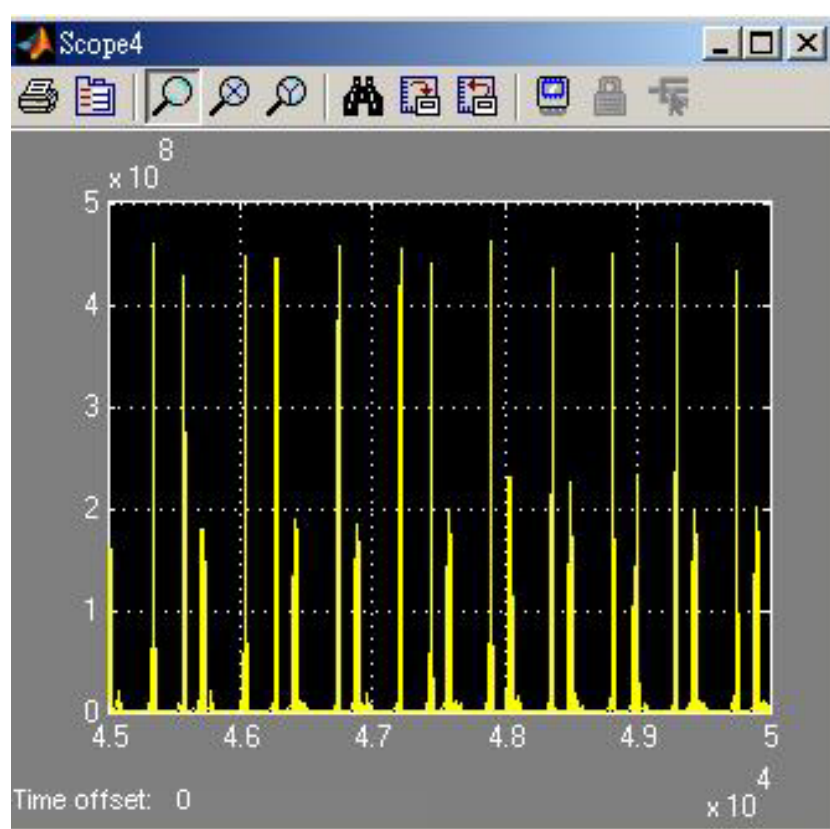


圖 4-11 相關係數

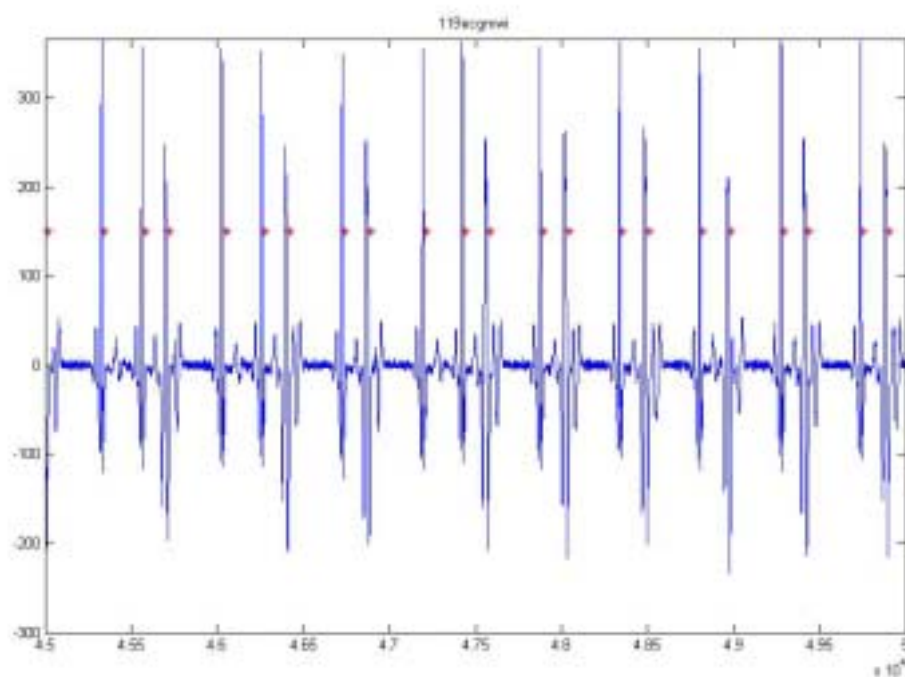


圖 4-12 Pan-Tompkins 偵測 R 波

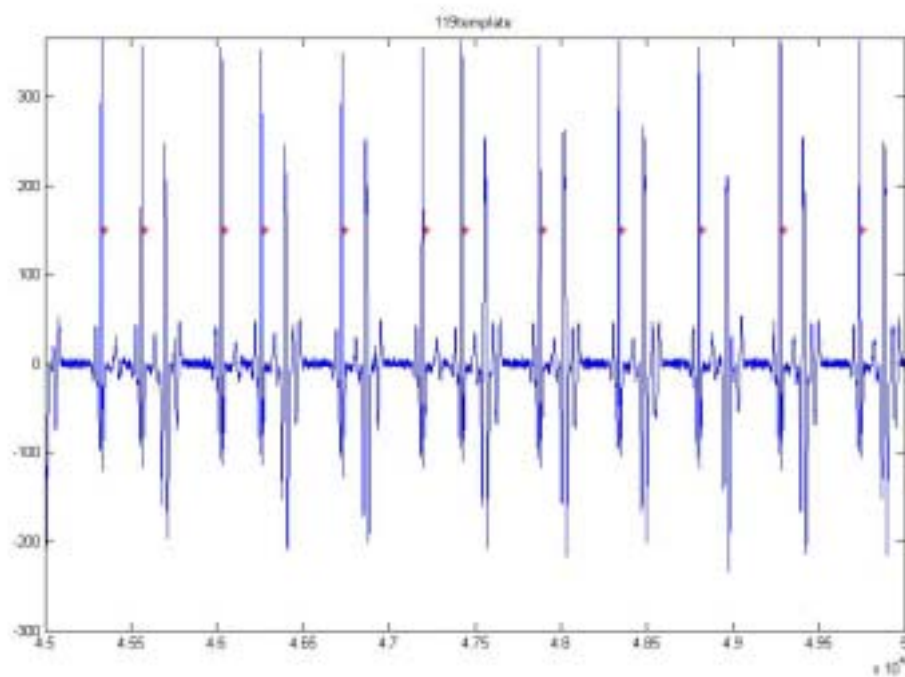


圖 4-13 樣板比對偵測 R 波

4-1.3 整合模擬結果

為了驗證整合演算法的效能，我們取了編號 214 其中一段訊號作顯示，如下圖

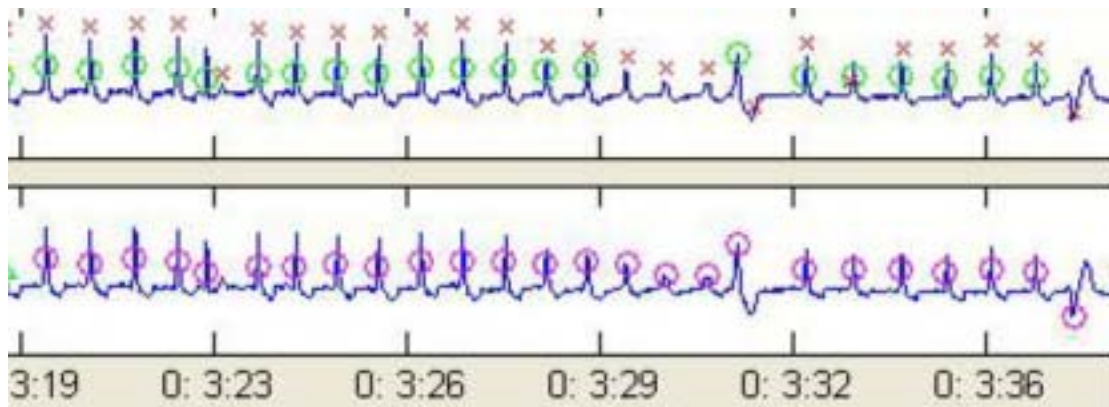


圖 4-14 整合演算法結果

- ×： 樣板比對偵測演算法
- ： Pan-Tompkins 偵測演算法
- ： 經過整合演算法後的結果

由上圖我們可以發現，Pan-Tompkins 偵測演算法偵測正確率較高，但是在某些片段，由於能量過小，因此需依賴樣板比對偵測演算法來做輔助。

舉例來說，上圖在 3 分 23 秒時，樣板比對與 Pan-Tompkins 偵測演算法偵測結果不同，此時則需靠整合演算法來判斷正確的 QRS 波。

判斷依據會根據其兩個偵測法所偵測到的位置，以及跟後一點的距離作比較，利用這些參數跟平均的 R-R 距離作比較，而上述圖形因其兩點距離過近，因此在整合判斷裡，會視為只有一個 QRS 波，進而進入到整合成一個波的判斷式。在此判斷式中，依據其相關系數、所佔能量大小比例以及哪種偵測法偵測，相加成為一個參數，進而利用這個參數做出整合判斷。

第二節 AT91m55800 模擬

4-2.1 程式設定

在執行程式前，必須對 AT91m55800 模擬板做一些週邊設定，如設定 COM port、ADC & Time Link、ADC & DAC Model 等等週邊，方可執行我們的程式，而在主程式方面，是先做上述週邊設定，設定完之後，再進入一個無窮迴圈，目的為等待程式中斷，而我們先前所提到的兩種演算法，則放在中斷副程式裡，等到訊號進來時，程式產生中斷，並進行 QRS 偵測。如下圖：

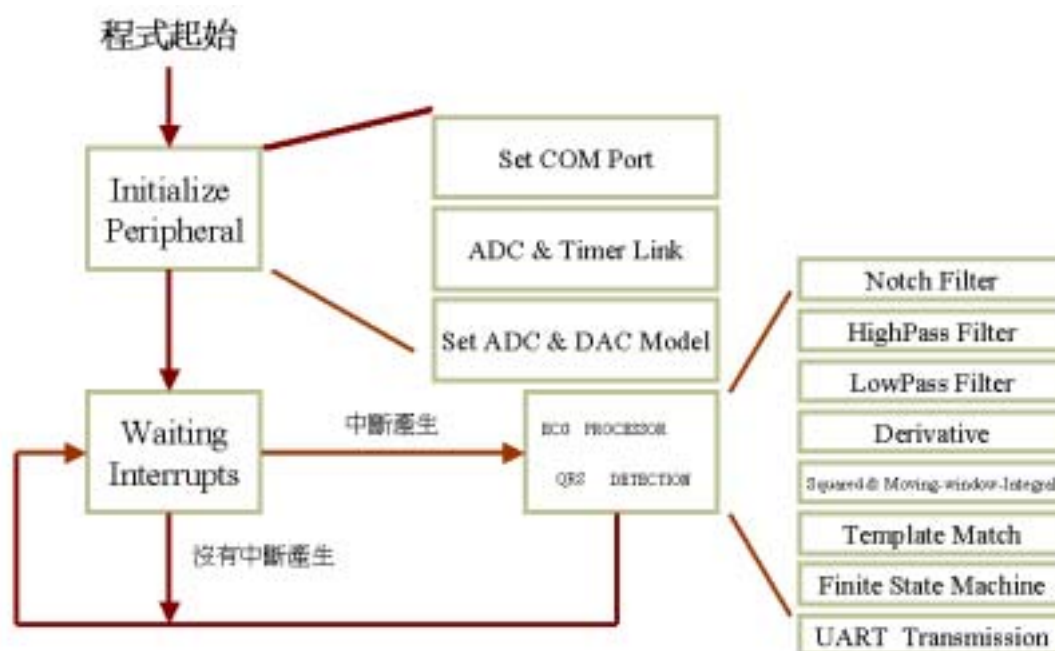


圖 4-15 程式流程圖

4-2.2 Pan-Tompkins 模擬結果

模擬訊號是以心電圖模擬器產生的訊號，當作輸入訊號，如下圖，顯示軟體則是以 LabView 人機介面做顯示



圖 4-16 原始心電圖



圖 4-17 濾波後結果

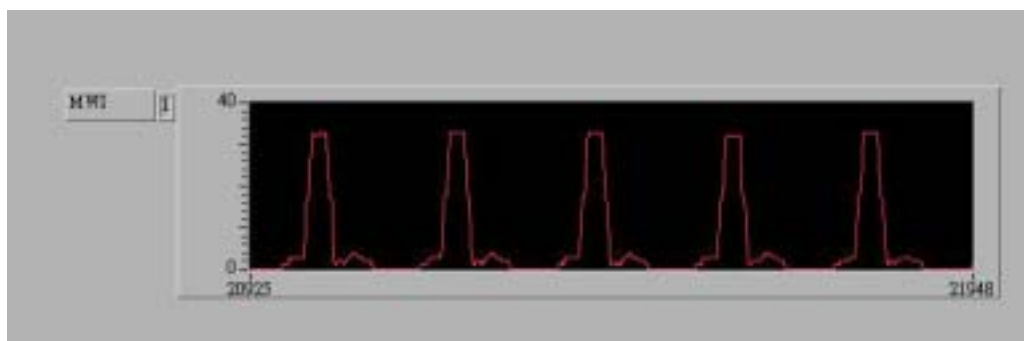


圖 4-18 MWI 結果



圖 4-19 狀態圖

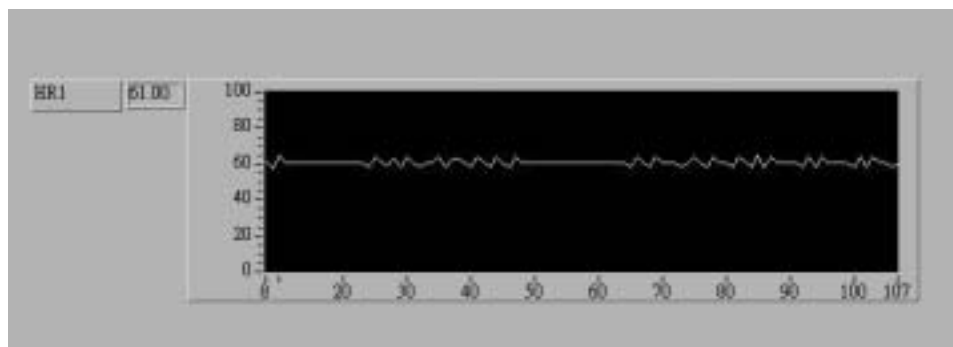


圖 4-20 心率



圖 4-21 包含 PVC 之原始心電圖



圖 4-22 濾波後結果

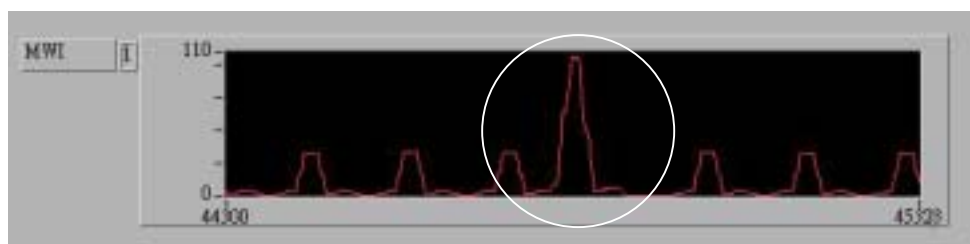


圖 4-23 MWI

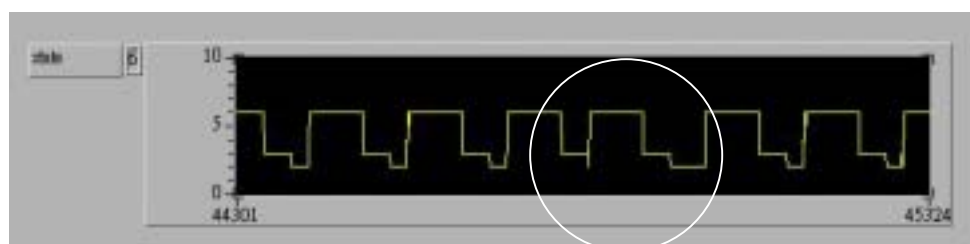


圖 4-24 狀態圖

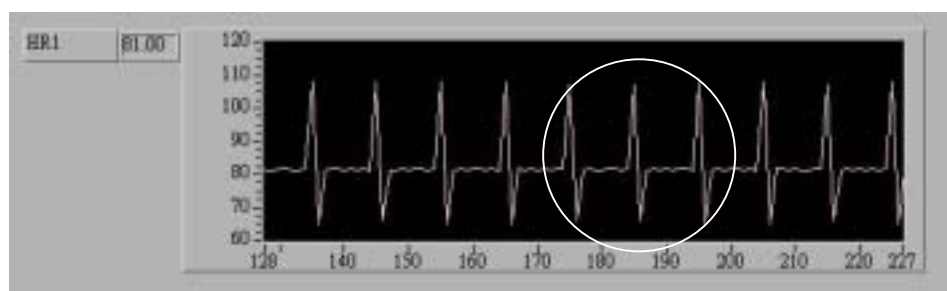


圖 4-25 原始心率



圖 4-26 處理後心率

4-2.3 樣板比對模擬結果



圖 4-27 原始心電圖



圖 4-28 經過 notch filter 後心電圖

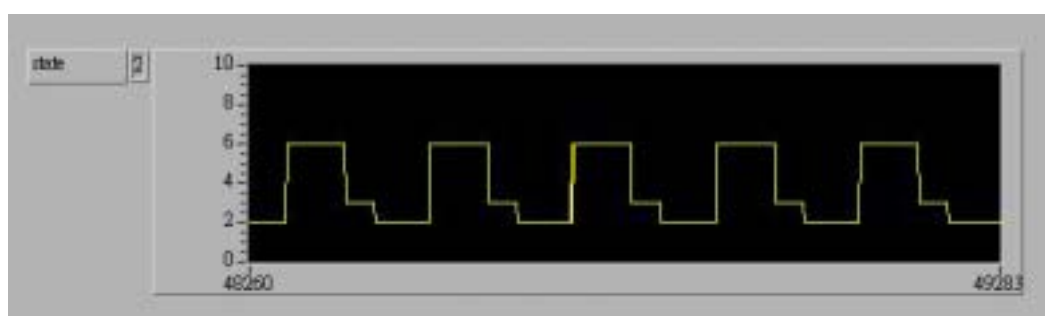


圖 4-29 狀態圖

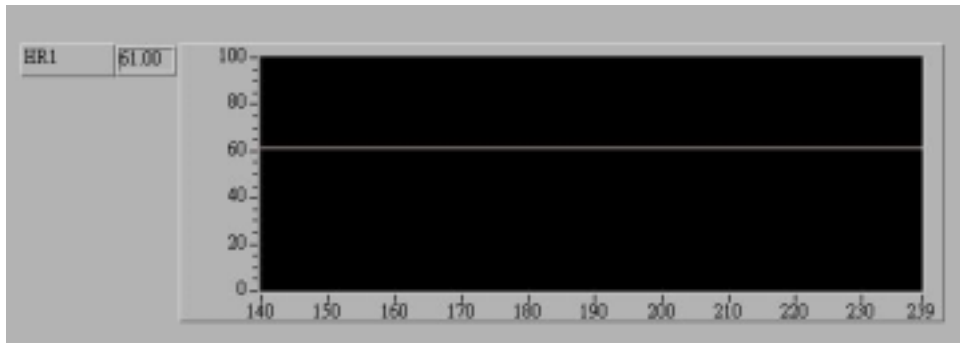


圖 4-30 心率

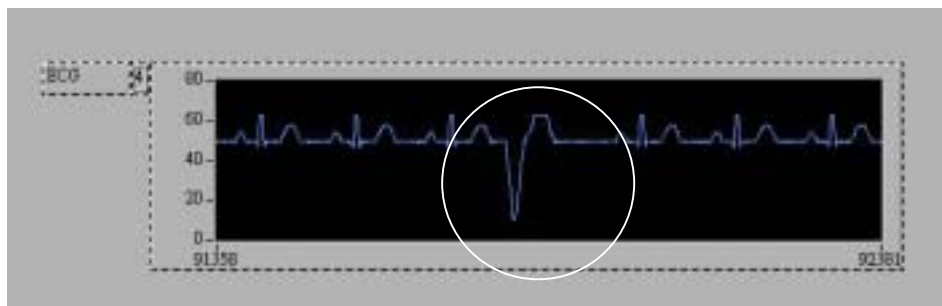


圖 4-31 包含 PVC 之原始心電圖



圖 4-32 經過 notch 濾波

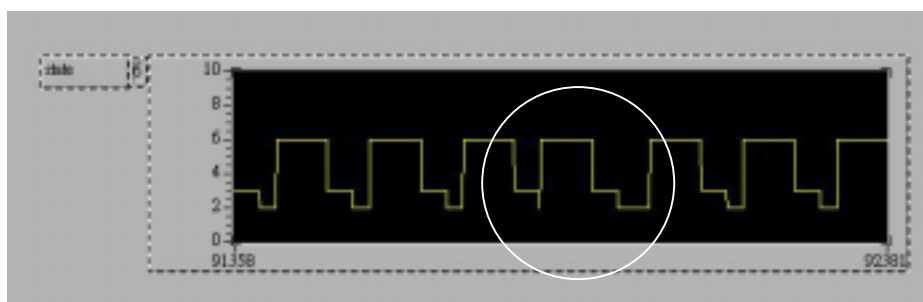


圖 4-33 狀態圖

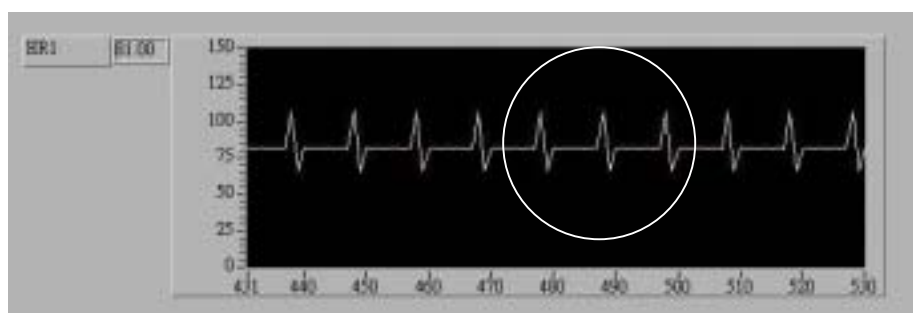


圖 4-34 原始心率

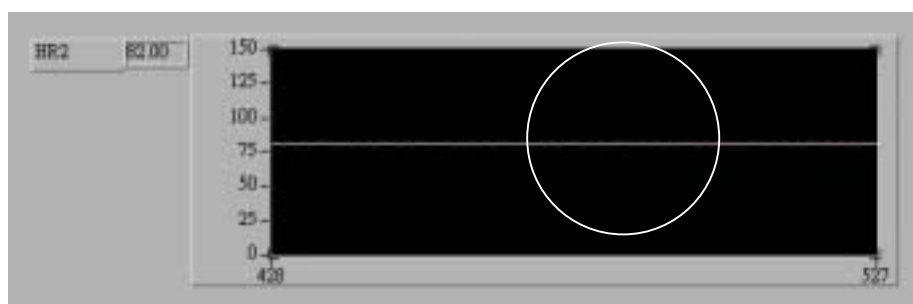


圖 4-35 處理後心率

4-2.4 整合模擬結果

正常模擬訊號結果:

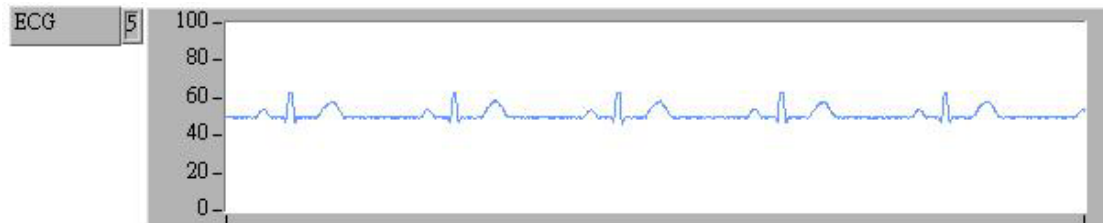


圖 4-36 原始心電圖

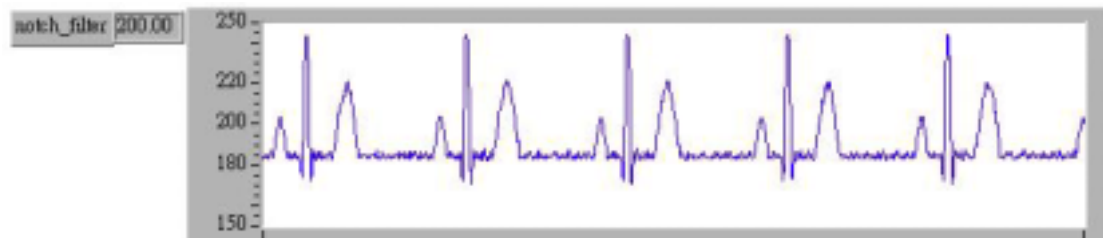


圖 4-37 經過 notch 濾波

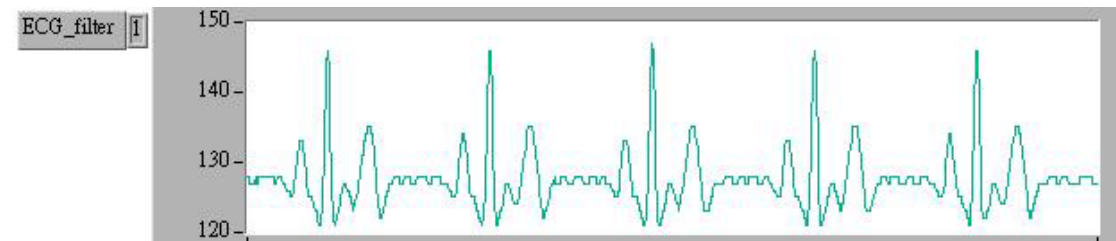


圖 4-38 經過 filter 濾波

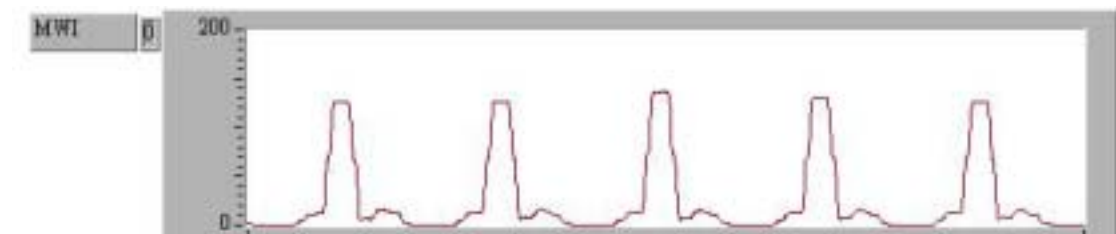


圖 4-39 MWI

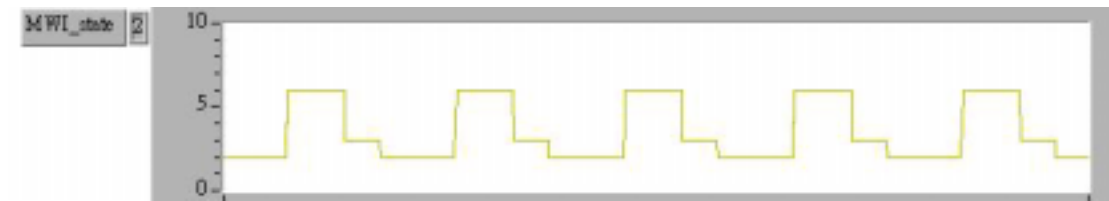


圖 4-40 MWI_state

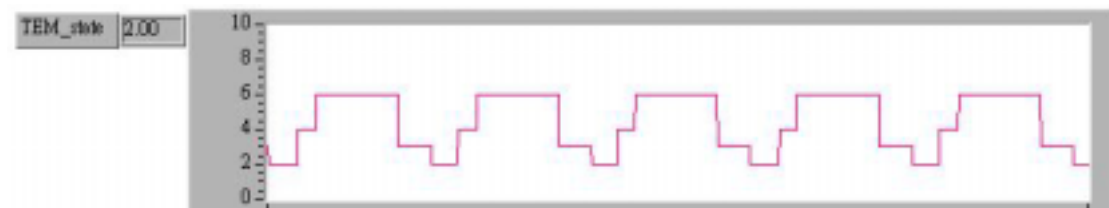


圖 4-41 TEM_state

含 PVC 訊號之模擬結果:

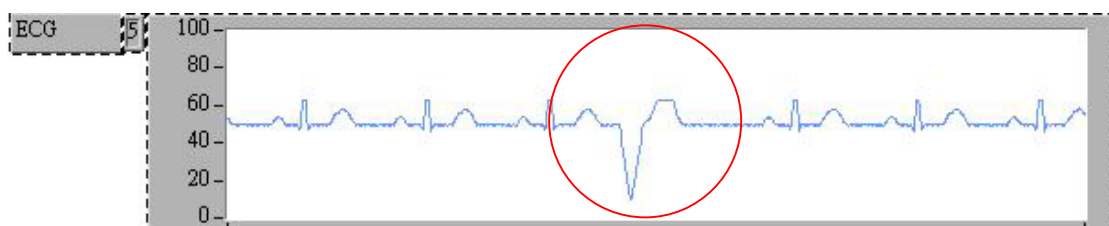


圖 4-42 含 PVC 之心電圖



圖 4-43 經過 notch 濾波



圖 4-44 經過 filter 濾波

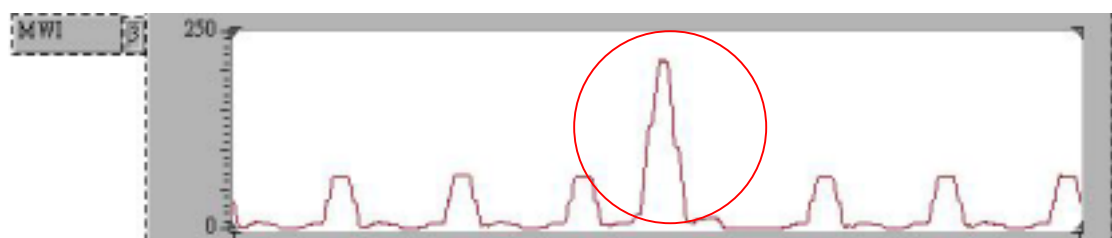


圖 4-45 MWI

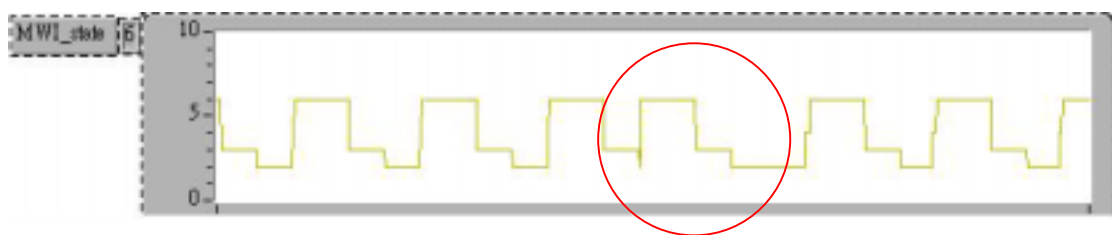


圖 4-46 MWI_state

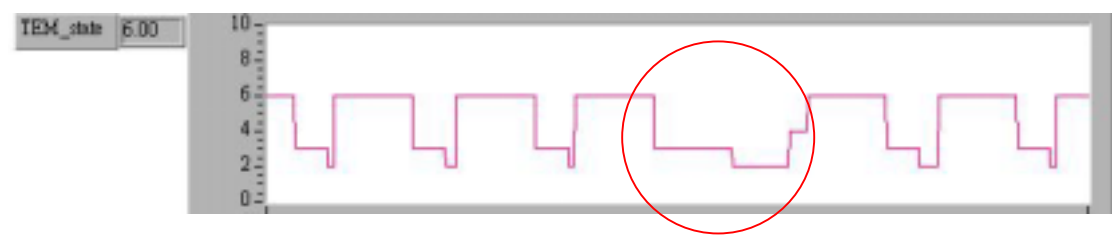


圖 4-47 TEM_state

以 MIT/BIT 心律不整脈編號 101 作輸入

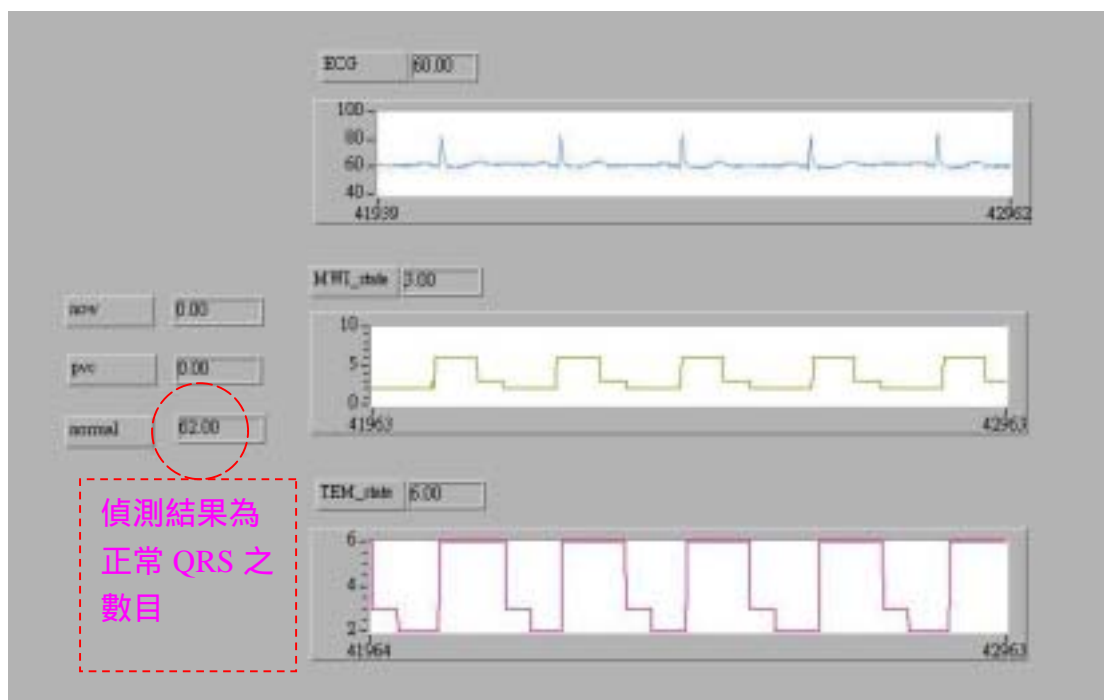


圖 4-48 MIT/BIT_101 偵測結果

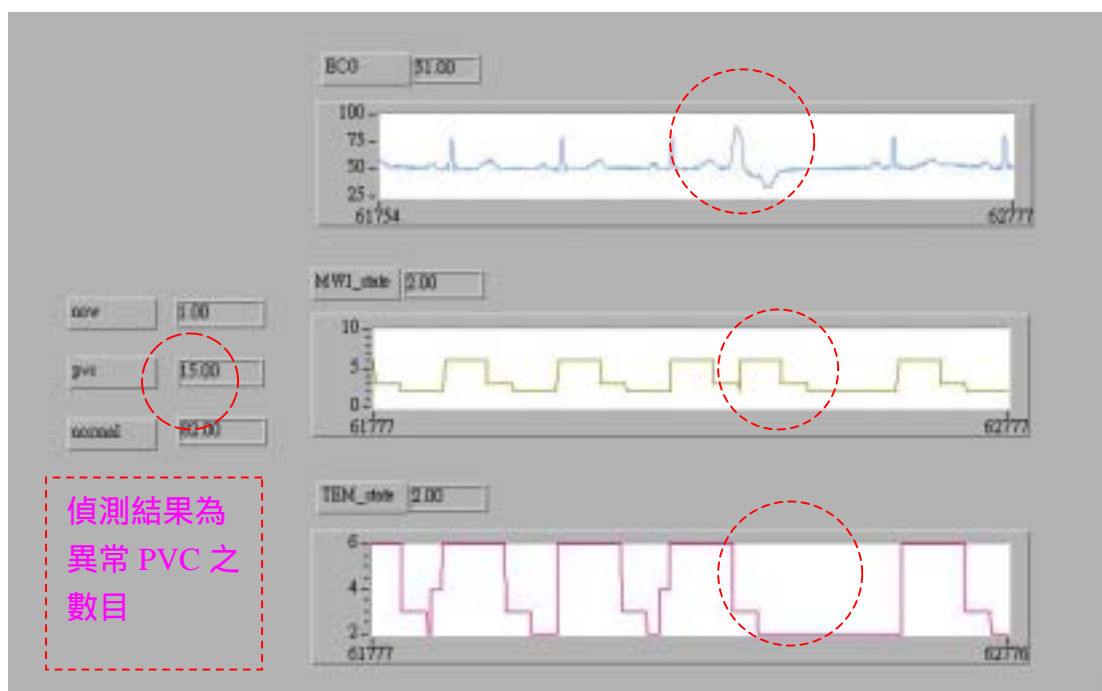


圖 4-49 MIT/BIT_119 偵測結果

第五章 討論

造成樣板比對跟 Pan-Tompkins 所偵測的結果不同的原因為不正常的 QRS 複合波 PVC，因為樣板比對所採用的樣板都是正常的 QRS 波，其相關係數皆大於 0.9 以上，所以在遇到異常的波形時，相乘後相關係數會明顯的降低，以至於偵測不到，而 Pan - Tompkins 理論為能量觀點，因此跟 PVC 的波形無關，因此能正確的偵測的 PVC，。因此對於正常的而且不包含 PVC 的 QRS 波，樣板比對跟 Pan - Tompkins 皆可以正確的偵測，但而對於不正常的 QRS 波則可以利用 Pan - Tompkins 來進行偵測，如此便可以區別正常 QRS 與不正常之 PVC 的 QRS 複合波。

為了明確的顯示我們演算法的正確性，我們對 MITBIH DATA BASE 一些編號做了靈敏性測試，以評估我們的演算法的正確性。

首先我們先定義靈敏度(Sensitive)： $SE = TP/(TP+FN)$

TP : true positive ； 代表原始訊號裡有 QRS 波並且被偵測出來，為正確偵測 QRS 波個數。

FN : false negative ； 代表原始訊號裡有 QRS 波但卻沒被偵測出來，為漏抓 QRS 波個數。

FP : false positive ; 代表原始訊號裡沒有 QRS 波但卻被判斷發生 QRS 波，為錯誤判斷 QRS 波個數。

由於樣板比對偵測與 Pan – Tompkins 偵測目的不同，Pan – Tompkins 演算法是對所有的 QRS 波進行偵測，而樣板比對則是將 PVC 排除視為非 QRS 波；因此樣板比對偵測與 Pan – Tompkins 偵測上述定義皆不同。表一則是對於每個編號做出來的靈敏性。

表一 演算法偵測性能

編號	總心跳數	PVC	Pan-Tompkins		Template Match	
			SE	FP	SE	FP
100	2268	1	100%	0	100%	0 , 1
101	1860	0	99.9%	3	99.8%	0 , 2
103	2078	0	99.7%	0	99.7%	0 , 2
109	2523	40	99.8%	0	99.3%	34,17
112	2532	0	100%	0	100%	0 , 0
113	1791	0	100%	0	99.8%	0 , 1
115	1948	0	100%	0	99.9%	0 , 4
117	1530	0	100%	0	99.2%	0,40
119	1982	441	100%	0	99.9%	1 , 3
121	1857	1	99.9%	0	99.8%	1 , 4
122	2467	0	100%	0	100%	0 , 1
123	1511	3	99.8%	0	100%	0 , 0
212	2740	0	100%	0	100%	0 , 0
214	2253	256	99.6%	0	99.9%	203,0
215	3354	164	99.9%	0	98.6%	110,0
230	2249	1	100%	0	99.9%	1 , 0

上述圖表中，在樣板比對的 FP 區分為前後的原因及意義為，前項的 FP 個數是由於偵測到 PVC 所造成的，因為在樣板比對中，我們把 PVC 視為非 QRS 波，所以抓到 PVC 則視為錯誤偵測，而後面項則是其他因素所造成，例如雜訊。

在上述結果中，我們可以發現在正常的 QRS 波下，編號 100、101、103、112、113、115、121、122、123、212、230，樣板比對偵測以及 Pan – Tompkins 偵測其靈敏性皆達到 99% 以上，說明了只要是正常的 QRS 波，兩種演算法皆可以正確的偵測出來，而此段訊號裡 PVC 波的成分幾乎沒有。而在有許多 PVC 的編號中，例如：編號 109、119、214、以及 215，樣板比對的偵測法只有在編號 119 FP 誤抓較少外，其他三個編號裡皆出現大量的 FP，尤其是 214，其發生原因為，三個訊號裡 PVC 波形與正常的 QRS 波形相似度較高，而樣板比對是以波形相似度作為偵測的依據，因此便造成錯誤的偵測，進而造成樣板跟 PVC 相似。

而在 Pan – Tompkins 偵測演算法上，只有在編號 101 造成誤抓外，其餘編號皆沒有發生誤抓的情形，而造成誤抓的原因為 base-line 的大量飄移。總體來說，兩種演算法偵測率，皆達到 98% 以上，尤其又以 Pan – Tompkins 偵測演算法較佳。

既然 Pan – Tompkins 偵測演算法較佳且其誤抓較少為什麼不直接用 Pan – Tompkins 偵測演算法偵測 QRS 波就好了呢？原因在於 Pan – Tompkins 偵測演算法雖然用的是能量的觀點去偵測 QRS 波，但在能量較小的訊號裡，因其能量無法大於閾值，所以無法偵測出來，而造成漏抓 QRS 波，而此缺點剛好可以用樣板比對來克服，因為樣板比對所採用的是波形相似度，作為偵測的依據，故在跟能量大小無關，只要其相似度大，就可以被偵測出來；這也是必須要用到兩種偵測法的原因。而第二個原因則是，對 PVC 異常波形的判斷，因為 PVC 波形跟正常 QRS 波相似度較低，但是能量上卻相去不遠，假使只用 Pan – Tompkins 偵測演算法偵測 QRS 波便無從判斷是正常的 QRS 波還是異常的 PVC，基於這兩點原因我們必須採用兩種方法相輔相成，以達到更好的偵測準確率，並藉此判斷是否有異常之 PVC 訊號。

在 ARM 上所做的模擬，其中處理後的心電圖代表為，判定為不正常之心率，而做前後相加取平均，使心率不受其影響，因為在做心率變異度分析時，所採用的心率為正常的心率變化，所以異常的心電訊號則需做處理，如內插之類的方法。

表二 經整合之後 all beat 效能

編號	總心跳數	PVC	靈敏度
100	2262	1	100%
101	1855	0	99.9%
103	2074	0	100%
109	2519	38	99.6%
112	2526	0	100%
113	1785	0	99.9%
115	1943	0	100%
117	1525	0	100%
119	1976	441	100%
121	1853	1	99.9%
122	2463	0	100%
123	1569	3	99.9%
212	2735	0	100%
214	2249	255	98.4%
215	3348	164	99.9%
230	2244	1	100%

由上述表格我們可以發現，在經整合演算法後，其靈敏度將更好，普遍的編號的靈敏度都增加，但只有編號 214 的效能較差，只有 98.4%，原因為，此段訊號因其 PVC 與正常波形相似，而且訊號波形樣多變，因而造成樣板比對偵測不佳，而影響到整合結果。

表三 偵測 PVC 效能

編號	總心跳數	PVC	PVC 靈敏度
100	2262	1	100%
109	2519	38	5.3%
119	1976	441	79.4%
121	1853	1	0%
123	1569	3	0%
214	2249	255	52.5%
215	3348	164	75.6%
230	2244	1	0%

在編號 109 的效能不高的原因為，其 PVC 不明顯，因此影響到樣板比對的偵測，進而造成誤抓，同理，在編號 214 則是 PVC 與正常波形相似，因而造成誤抓。而平均偵測率為 67.6%，因此可能需要更嚴謹的偵測法則或是其他參數來提高偵測的效能。

第六章 結論及未來展望

本文分別採用 2 種偵測法則偵測 QRS 波，最後統整並判斷最有可能的 QRS 波，目前對於較正常的 MITBIH 心律不整資料庫的靈敏度到達 98%以上，對於偵測的 data base 算其靈敏性以及錯誤率，以及針對所有的 case 驗證我們所提出的方法的準確率，進而將兩種方法結合，並判斷最有可能的 QRS 波，以提升效能。

而關於偵測異常 QRS 波，由於之前的偵測法，偵測出 QRS 波之後，也會將其相關係數，以及能量大小所佔的比例做儲存，因此在後續方面便可以依據這些參數，判斷異常之 QRS 波，為之後需要研究的重點。

而在 ARM 上面的模擬主要是以模擬器，或是正常人去做測試，未來是否可以直接將程式燒入到裡面，直接做成一套系統，使受測者直接可以貼電極量測，達成即時心電圖偵測主要目的，為日後研究的重心。

參考文獻

- [1] Mika P. Tarvainen, Perttu O. Ranta-aho, and Pasi A. Karjalainen, “An Advanced Detrending Method With Application to HRV Analysis”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 49, no. 2, February 2002.
- [2] Allan Kardec Barros and Noboru Ohnishi, Member, IEEE, “Heart Instantaneous Frequency (HIF): An Alternative Approach to Extract Heart Rate Variability”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 48, no. 8, August 2001
- [3] Antti Ruha, Member, IEEE, Sami Sallinen, Member, IEEE, and Seppo Nissilä,” A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV “ IEEE Transactions on Biomedical Engineering , vol. 44, no. 3, march 1997
- [4] Valtino X. Afonso, Member, IEEE, Willis J. Tompkins,* Fellow, IEEE,Truong Q. Nguyen, Senior Member, IEEE, and Shen Luo, Member, IEEE , “ECG Beat Detection Using Filter Banks”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, on. 2, February 1999
- [5] Bert-Uwe Köhler, Carsten Hennig,Reinhold Orglmeister , “ The Principles of Software QRS Detection ” ,IEEE Transactions on Biomedical in Medicine and Biology January/February 2002
- [6] A. Rosado, M. Bataller, J.F. Guerrero, J. Calpe, J.V. France´s, J.R. Magdalena, “High performance hardware correlation coefficient assessment using programmable logic for ECG signals”, Microprocessors and Microsystems 27 (2003) 33–39
- [7] 鈇思科技 “ 視覺化建模環境 Simulink 入門與進階 ” 民國 90 年
- [8] 生理檢測訊號系統的 SoC 晶片設計 子計畫二：生理訊號即時檢測演算法之開發
- [9] 何敏夫 “ 臨床生理學 ” 合記圖書出版社 民國 92 年
- [10] Liang-Yu Shyu,Ying-Hsuan Wu,and Weichih Hu, “Using Wavelet Transform and Fuzzy Neural Network fo VPC Detection From the Holter ECG”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering vol.51,no.7,July 2004

- [11] Shubha Kadambe, Member, IEEE, Robin Murray, and G. Faye Boudreaux-Bartels, “Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, no. 7, July 1999
- [12] Cuiwei Li ,Chongxun Zheng ,and Changfeng Tai ,“Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transfoems”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 42, no. 1, January 1995
- [13] J.S Sahambi ,S.N. Tandon,R.K.P. Bhatt, “Using Wavelet Transforms for ECG Characterization” ,IEEE Engineering in Medicine and Biology ,February 1997
- [14] Jeong-Whan Lee, Kyeong-Seop Kim, Bongsoo Lee, Byungchae Lee, and Myoung-Ho Lee ,“A Real Time QRS Detection Using Delay-Coordinate Mappingfor the Microcontroller Implementation ” Annals of Biomedical Engineering, Vol. 30, pp. 1140–1151, 2002
- [15] Philip de Chazal, Member, IEEE, Maria O ’ Dwyer, and Richard B. Reilly, Senior Member, IEEE, “ Automatic Classification of Heartbeats Using ECG Morphology and Heartbeat Interval Features ” , IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 7, July 2004
- [16] Ahmet Baykal, Ravi Ranjan, Nitish V. Thakor,* Fellow, IEEE ,“Estimation of the Ventricular Fibrillation Duration by Autoregressive Modeling”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 44, no. 5, May 1997
- [17] Kang-Ping Lin and Walter H. Chang , “QRS Feature Extraction Using Linear Prediction”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 36, no. 10, October 1989
- [18] Willis J. Tompkins “Biomedical Digital Signal Processing” Prentice Hall International Editions ,1993
- [19] Labview 系列叢書；高立出版；蕭子健、儲昭偉、王智昱
- [20] 徐銘鴻, “ 可攜式生理訊號擷取及傳輸系統之研製：以 Windows – CE PDA 為平台, ”, 長庚大學電機工程研究所碩士論文, 民國 90 年.
- [21] 張智星 , “ Matlab 程式設計與應用 ” , 清蔚科技 , 民國 93 年