

# 心律變異分析演算法之研究

謝易珉

國立虎尾科技大學資訊工程系碩士生

e-mail: daintyteaxx@gmail.com

張朝陽

國立虎尾科技大學資訊工程系教授

e-mail: jychang@nfu.edu.tw

## 摘要

隨著人口的高齡化以及環境的改變，老年人的長期看護治療逐漸被重視，在所有疾病當中又以心血管疾病為一大宗，為了分析患者生理資訊，通常會透過感測儀器取得病患心電圖訊號 (Electrocardiogram, ECG)，經由分析心電圖訊號可辨別出許多疾病的徵兆，因此我們將提出一個簡單且快速的 R 波峰檢測方式，符合即時性以及確保分析結果的高準確度，而為了符合檢測的即時性，我們在波形檢測時將盡可能的減少波形轉換次數，並採用低複雜度的演算法進行運算，因較簡易的演算方式，所需使用的穿戴式設備運算核心需求也隨之降低，經由穿戴式設備所分析的資訊通過與雲端系統的連線，上傳資料以提供使用者察看資訊，以利於醫護人員及早診斷症狀或第三者的即時呼救。

**關鍵詞：**心電圖、R 波檢測、波形轉換、心律異常分析、穿戴式設備。

## Abstract

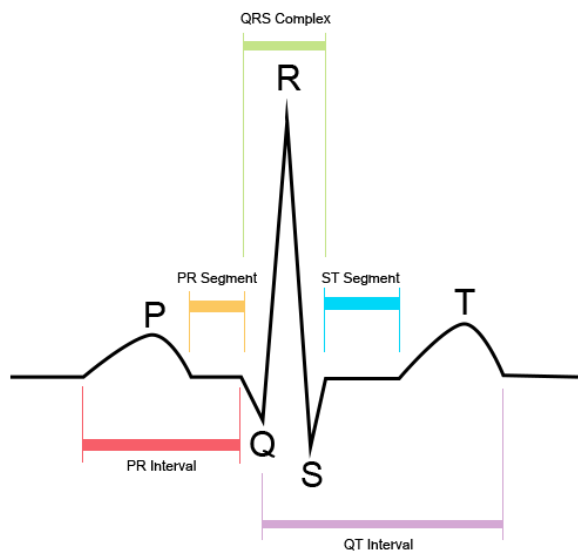
Along with the aging of population and the changes of environment, the long-term treatment becomes an important issue for the aged. Among the illness, the cardiovascular disease is a major of them. To analysis the physiological signal of the patient, we commonly used the instruments to obtain the electrocardiogram (ECG) signal of the patient. Additionally, it can distinguish many indications of the illness by analysis the electrocardiogram signal. Therefore, we propose a simple and fast R peak detection method to conform the instantaneity and high accuracy. We reduce the waveform transformation in detection

and used a low complexity algorithm to calculate. Because of the simpler algorithm, the demand of the operational core of the wearable device is reduced. The analyzed information of the wearable device can be uploaded to the cloud systems to provide the inquiry for the users. Furthermore, medical professionals can employ the information to diagnose symptom or provide others to call for help immediately.

**Keywords-** electrocardiogram (ECG), R-peak detection, waveform transformation, arrhythmia analysis, wearable device.

## 1. 前言

近年來，隨著醫療技術發展進步，人類年齡也逐漸向後推延，由於環境的改變導致少子化或不生子，年輕人口逐漸減少，造成整體人口的高齡化現象，因此老年人的長期醫療看護逐漸被重視，身體的衰老導致許多疾病纏身，根據衛生福利部統計資料顯示，103 年死亡者平均年齡為 71.8 歲，死亡人口結構益趨高齡化呈現逐年遞增趨勢，103 年十大死因死亡人數占總死亡人數之 77.5% 依序為(1)惡性腫瘤(2)心臟疾病(3)腦血管疾病(4)肺炎(5)糖尿病(6)事故傷害(7)慢性下呼吸道疾病(8)高血壓性疾病(9)慢性肝病及肝硬化(10)腎炎、腎病症候群及腎病變[2]，由資料所示可知慢性疾病占大多數，這除了平時的飲食與生活作息外，也可能是由基因所引起，而具備心血管疾病監測功能的儀器約分為幾種，(1)靜態心電圖系統(2)運動型心電圖(3)心電圖資料管理系統(4)連續行心電圖監測系統(5)心臟事件紀錄器[1]，以往的測量方式多為特定期間的心電圖訊號測量，但心律不



圖一. 標準心跳波形

整或其餘病發症狀可能隨時發生，所以需要進行 24 小時的連續監測，而單純的記錄心電圖訊號並無法判斷出異常，因此出現了心臟事件紀錄器來做診斷，雖然心電圖使用地點廣泛且需求量大，但診斷工具價格昂貴，並非一般民眾所負擔的起，因此我們將針對心電圖的分析進行簡化，降低硬體需求以達到價格的下降，而透過心電圖分析出 R 波峰後，後續將對波形型態作分析，取得 QRS 複合波與 T 波特徵點以進行異常判斷，如圖一所示為一完整心跳波形，其包含了 P 波、QRS 複合波以及 T 波，從波形特徵可看出 QRS 複合波最為突出，因此在做心跳檢測時都以此作為基準。

本文後續內容說明，第二章節，相關研究探討，本章節我們將介紹部分文獻中所提出的心電圖訊號處理方式，共通處理流程、部分過濾參數、波形轉換方式與波峰決策說明，第三章節，研究方法，本章節我們將介紹本文提出的六階段症狀決策流程圖詳細說明，在 3.1 至 3.4 將介紹我們所提出的波峰檢測方式，在 3.5 至 3.6 將介紹我們所提出的雜訊判斷與症狀檢測方式，第四章節，結果與討論，本章節將針對我們所提出的檢測方式結果做探討並檢視波峰檢測的準確度，第五章節，結論，本章節

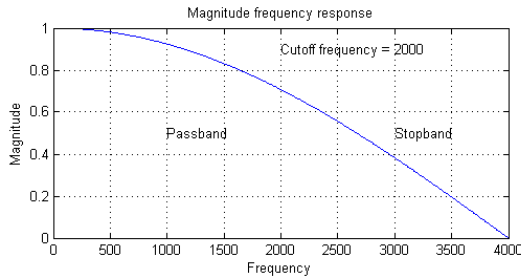
我們將對本文做最後結論與描述未來工作。

## 2. 相關研究探討

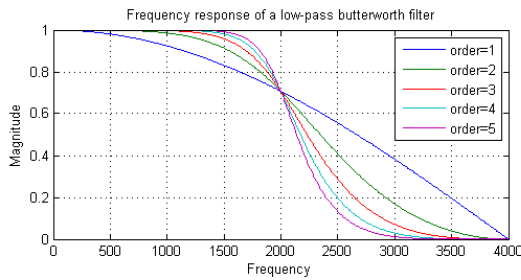
隨著心血管疾病的人口逐年成長，相關醫療的需求增加，心電圖訊號分析的相關研究文獻不斷被提出，而分析心電圖訊號主要包含四個部分，第一部分為原始心電圖訊號的雜訊濾除，第二部分為波形的轉換，第三部分為波峰點的決策，第四部分為波形型態分析，其中以求得整體心跳波形較為突出的 R 波峰最為重要，並以 R 波峰作為該心率週期基準，分析心跳波形所包含的生理資訊，針對這四個部分的細節分析將在後續做討論。

### 2.1 雜訊濾除

心電圖訊號的雜訊濾除對於後續的處理是一重要的步驟，在實際的環境下量測心電圖訊號，可能包含了各式各樣的雜訊在內而導致訊號分析的錯誤與困難，雜訊可能為動作假象、肌肉收縮、電磁影響、基準線偏移等狀況，這些因素導致後續的波形判斷上的靈敏度與準確率，為了降低非所需檢測的波形、偽波形、基準線偏移與其餘雜訊所帶來的影響，將使用濾波器來濾除不必要的訊號，文獻[4-5], [12], [14], [18]中所使用到的各種過濾器如:Butterworth filter, Kalman filter, Chebyshev filter, Volterra filter，不同過濾器因轉換公式不同所過濾出的波形也有差異，也因各個濾波器輸入參數的不同有過濾強度的差異，在過濾頻率上分為(1)低通濾波(2)帶通濾波(3)高通濾波三種方式，透過頻域分析或時域分析的選擇，使用的過濾方式也不同，而我們將使用帶通濾波，濾波頻寬的設定從各文獻中觀察，頻率由 0.5Hz 至 36Hz 之間取上限與下限值作組合，最高下限值 10Hz，最低上限值 18Hz，如文獻[11]中使用頻帶 0.5Hz 至 25Hz 主要是為了將基準線偏移與高頻雜訊從心電圖訊號中濾除，因此依照不同濾波器配合不同的頻帶上限下限值的組合，達到符合使用者所要求的波形以便做



圖二. 巴特沃夫波特圖



圖三. 巴特沃夫一至五階過濾

後續處理，這部分因濾波器使用參數差異，如參考文獻無特別提及在實作方法上將會造成模擬結果有所出入，最終影響到後續文獻作者所提出方法的準確率，我們所採用的巴特沃夫過濾器具有通頻帶內頻率響應曲線最大限度平坦，以及阻頻帶逐漸下降為零的特性，巴特沃夫低通濾波器公式表示：

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}} = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)^{2n}} \quad (1)$$

其  $n$  中為濾波器階數，階數越大振幅衰減越快， $\omega_c$  為截止頻率， $\omega_p$  為通頻帶邊緣頻率， $\varepsilon$  為頻率調整係數，如圖二所示為巴特沃夫一階低通濾波器波特圖，以及圖三為一至五階濾波波形，可明顯看出其階數對濾波效果的影响。

在雜訊濾除的部分除使用濾波器外，也可透過其它方式做雜訊濾除的動作，如文獻[13]作者所提出的“Curve-length transformation”，或是文獻[21]所使用的“Hilbert transformation”，雖非透過濾波器對訊號作處理，但其轉換方式可得到文獻作者所需的特徵。

## 2.2 波形轉換

經過濾波處理後的波形進行下一步的波形轉換，其主要目的是將心跳波形中較為突出的 QRS 複合波保留下來，並將其餘波形振幅降

低以便做後續的 R 波峰檢測，如文獻[13]所使用“Curve-length transformation”公式，透過使用正常 QRS 複合波週期約 0.1 秒的特性，而制訂出的波形轉換方式，以 0.1 秒波形訊號作為新波形運算範圍，當前運算結果為前一個運算結果加上該週期頭尾兩記錄點的差異值平方，以正常波形為例 R 波峰運算結果將為區域最大值，此方式能夠有效的將振幅較低或突發性突出振幅的訊號移除，但對於振幅過高的波形或長時間的雜訊干擾無法有效移除，整體而言此轉換方式是一個有效的方法，且能夠即時的對原始訊號作處理，而另一種方式是將波形轉化成其它型態波形，如文獻[14]所使用“Shannon Energy Computation”公式，透過非線性轉換獲得不論 QRS 複合波為正極或負極的正向波峰，主要轉換目的為使用單項門檻與增強 QRS 波形振幅，後續配合“Hilbert transformation”公式，用以降低尋找波形最大值的複雜度，且 Hilbert transformation 廣泛的運用在分析瞬間振幅與訊號頻率上，如文獻[24]中對訊號波形做“Difference operation”的處理並設定正負門檻值，將低於門檻值的訊號做歸零的處理，並對其做切割的動作分成正負兩筆訊號波形，而在波形的轉換上並非全為對訊號只做一次的處理，因此在處理的次數上也會影響到整體分析的時間。

## 2.3 波峰決策

經過波形轉換後通常只留下所需的波形特徵，透過設定門檻值來作為波峰候選點的判斷基準或使用類神經學習，而波峰判斷的設定通常會是區段波形最大值、零準位通過點或使用不同波形計算波峰位置等方式，借由通過門檻值的波形來決定出候選點，因轉換後波形型態差異所需使用的判斷方法不同，因此必須透過觀察波形來決定判斷條件，找出波峰候選點後，需將候選點對應至原始心電圖波形上並決定出最終的波峰點，以 R 波峰為例，文獻[11]所使用判斷方式，先使用 Curve-length

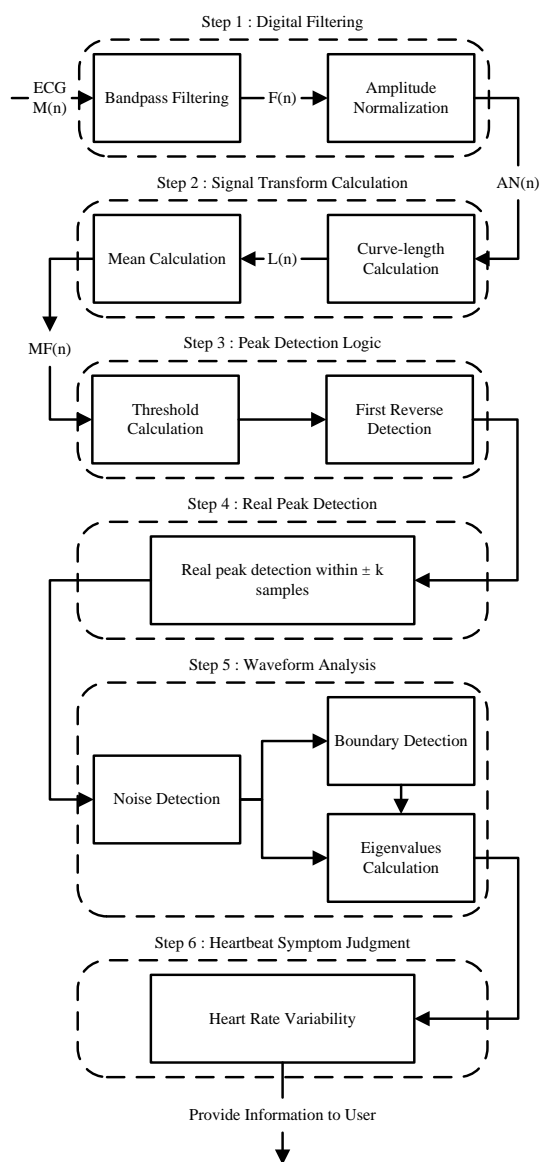
transformation( $C$ )進行波形轉換後再經 Mean function( $M$ )與 Standard deviation( $S$ )公式運算，以  $C$  訊號減  $M$  訊號大於  $S$  訊號的方式來找出 R 波峰候選點，最後以中心候選點位置與鄰近候選點對應原始訊號，找出最大值作為 R 波峰，此方式雖在波形判斷上能夠找出候選點，但對於過高的 P 波或者 T 波以及雜訊判斷上無法準確的找到 R 波峰，且在看似平緩的區間也可能有候選點產生，必須配合其它方式或增加條件來移除錯誤的部分，因此在最後的準確率上並不理想，而最後的 R 波峰決策上可能因原始訊號波形型態不同，如波形倒置或波形準位偏移，導致最後判斷錯誤，文獻[18]使用轉換後的波形結合振幅門檻值，以振幅大於門檻值的起始點與小於門檻值的終止點來做為實際波峰的檢測範圍，最後在檢測範圍內尋找振幅最大值來做為 R 波峰，而在轉換波形所判斷出的候選點越少越好，以減少原始心電圖訊號因包含雜訊所帶來的影響，亦或是直接決定出 R 波峰而不需考慮原始心電圖訊號。

## 2.4 型態分析

文獻[4-18][20-26]中所提出的各式波形檢測方式，多數是在決策出 R 波峰後先求得 R-R 間隔，能作為判斷心率過速與過緩的依據，因 R-R 間隔為每個心跳波形的 R 波峰相距時間，而後以 R 波峰作為基準向左右心跳訊號分析，取二分之一 R 波峰振幅與一時間區段進行雜訊判斷，如判斷該週期心跳受雜訊影響則放棄後續的處理，若為正常波形則找出 P 波、Q 點、S 點、T 波，後再找出 P 波 QRS 複合波與 T 波的起始與終止點，計算出每個心跳週期的 P-R 區間、P-R 間期、S-T 區間、S-T 間期、Q-T 間期與 QRS 複合波間期資訊，透過這些資訊能作時間上的判斷，與普遍正常波形的各間期時間做比對，或是使用波形型態作為判斷依據，來找出異常心跳並判斷異常症狀的類型，如文獻[9]中主要對心跳分類成“Normal beats”，“Ventricular ectopic beats”，“Supra-ventricular

ectopic beats”，“Fusion beats”四種型態，使用波形型態與心跳間隔來做比對，計算每次心跳的特徵向量，存取每筆心跳的特徵值並判斷與哪種心跳型態最為相近，當該次心跳特徵與某型態特徵越相近，表示該次心跳越有可能是某型態，如文獻[26]中主要針對心肌梗塞以 T 波作為症狀判斷依據，取得 T 波起始與終止點，觀察 S-T 區間上升、S-T 區先下降、T 波倒置、T 波不明顯、心室顫動的現象，透過起始、波峰、終止點的相對位置，以及波形曲線方向來判斷波形型態，決定出是否有發病症狀，而我們將不針對特定疾病症狀做判斷，是以心臟本身所產生的異常狀態做判斷結果，如：心房過早跳動 (Atria premature beat)、過早心室收縮 (Premature ventricular contraction)、心室與正常心跳融合 (Fusion of ventricular and normal beat) 等各種症狀，為提供醫療人員能快速的透過檢測出的症狀來判斷疾病，此自動判斷必須非常的精確，避免造成醫護人員判斷病情上的錯誤而導致治療問題，因此本階段將非常謹慎。

在相關的波形檢測文獻中，大部分文獻的處理步驟都依照雜訊濾除、標準化、波形轉換、波峰決策的順序做處理，依文獻目的不同處理步驟有所增減，但不論目的為何在分析心跳波形時，都必須先找出 R 波峰位置而後再尋找其餘波形，由此可見 R 波對整體分析的重要性，針對濾波器與濾波頻率的選擇上，各文獻也無一致的標準與規範，因此依文獻作者所觀察的濾波後波形來做挑選濾波器與過濾頻率，但文獻中多無提到濾波參數，而導致模擬實驗無法確實的作出與文獻相符的結果，在標準化的部分主要是將訊號振幅調整至正負一內，讓後續處理波形不會有太大落差容易做比較，在波形轉換的部分各文獻提出了各自的轉換公式，盡可能的將所需波形特徵保留下來，並突顯特徵點以便在波峰上的判斷，而為了提高準確率可能使得處理步驟增加，影響到心電圖訊號分析的即時性要求，相對的要保有即時性的特點就



圖四. 波形檢測流程圖

必須捨棄較高準確率而複雜的分析方式，針對這點將對即時性與準確率做取捨，找出一平衡點，但同時準確率必須符合最低要求，在波峰的判斷上結合不同判斷方式與門檻值，找出所需的記錄點，這一步驟如檢測錯誤將嚴重的影響到病情症狀的判斷而導致嚴重的後果，正確的波形檢測點才得以做出正確的波形型態判斷，為有效的降低持有感測與檢測裝置門檻，並避免因心血管疾病而發生的事故，我們將提出更有效的檢測方式。

### 3. 研究方法

我們所提出的 R 波峰檢測方法與波形型態分析方法的流程步驟主要包含六個階段，分別為數位濾波、訊號轉換、波峰檢測邏輯、實際波峰檢策、波形分析、症狀決策，各階段如下所示：

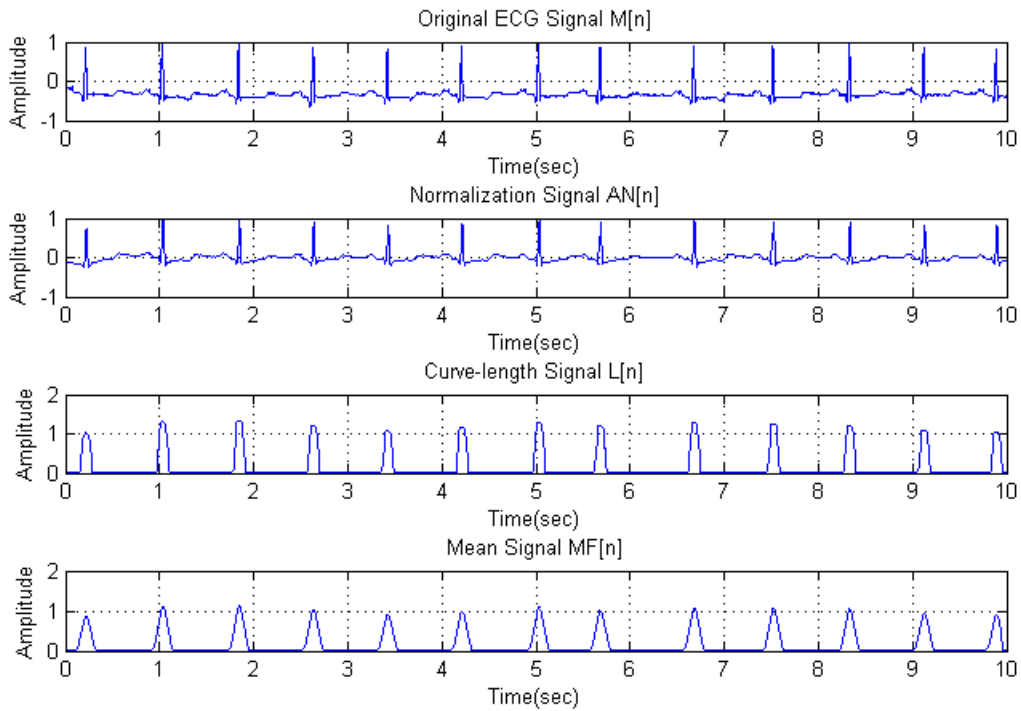
- 第一階段，我們將使用帶通濾波器以及振幅的標準化，以移除心電圖訊號雜訊並做振幅基準線的調整。
- 第二階段，使用 Curve-length 轉換方式與均值轉換來得到一平滑的波形訊號，此一階段在所提出的方法中扮演著重要的角色，我們可以在轉換後的訊號中找到區段最大值，表示為近似實際心電圖訊號 R 波峰所在位置。
- 第三階段，此階段我們將設定門檻值來過進一步的濾除動作，後將訊號分割成許多區段並找出各區段最大值，經過判斷刪去後所留下的區段最大值將作為近似 R 波峰位置所在。
- 第四階段，取得 R 波峰檢測位置後，我們將檢測出的 R 波峰位置對應至原始心電圖訊號，並以檢測點做中心掃描範圍內絕對值最大值來做最終 R 波峰位置。
- 第五階段，取得 R 波峰位置後我們將針對原始心電圖訊號做分析，分析雜訊與取得所需波形特徵點 Q 波峰、R 波峰、T 波，此階段取得 T 波將是一大挑戰，因其型態多變而導致判斷上的困難，因此也無絕對正確的位置。
- 第六階段，經過分析取得主要特徵點 QRS 複合波與 T 波波型起始點、波峰點、終止點，利用這些特徵點的相對位置與 RR 間隔長度，來判斷心臟功能是否異常而非直接對疾病種類做判斷，以自動判斷症狀讓護理人員做後續的疾病處理。

流程圖中各階段的詳細說明將在下方做後續討論，流程圖如圖四所示。

#### 3.1 第一階段-數位濾波

在現實環境中心電圖訊號可能因各種雜





圖五. MIT-BIH 資料庫訊號編號 100 流程轉換訊號圖

訊干擾而造成損壞，包含電極接觸雜訊、肌肉收縮、電波干擾、基準線偏移或過高的 P 波 T 波振幅，因此在數位過濾的階段我們使用 Butterworth 過濾器過濾，輸入原始心電圖訊號  $M(n, 1)$ ，過濾頻帶設定在 0.5Hz 至 10Hz 之間，以濾除心電圖訊號中基準線偏移與高頻雜訊的部分，經過雜訊濾除後我們得到訊號  $F(n)$ ，為將直流偏移移除並調整振幅幅度，我們將對訊號  $F(n)$  做標準化動作，標準化公式如下：

$$AN(n) = \frac{F(n)}{\max_{i=1}^N(|F(i)|)} \quad (2)$$

當前標準化訊號  $AN(n)$  為標準化區段寬度  $N$ ，在該範圍內所有紀錄點  $F(i)$  取一絕對值最大值，最後  $F(n)$  除以最大值得到標準化訊號  $AN(n)$ ，標準化區段寬度  $N$  設定為 100 毫秒(1 秒 360 個紀錄點，因此為 36 個紀錄點)，此寬度決定由過去記錄所得(QRS 複合波週期約 0.1~0.12 秒)，經過標準化流程的訊號，其振幅大小全數將落在正負一之間。

### 3.2 第二階段-訊號轉換

訊號轉換主要使用 Curve-length 概念做轉換，由 Paoletti 與 Marchesi 所提出，此方法應用於取得訊號的區段型態特徵，借由在特定時間間隔內心電圖訊號連續重疊的區段來做計算，其轉換方式能由一低運算消耗的遞迴表示式：

$$L(1) = \sum_{i=3}^N (y_i - y_{i-2})^2 \quad (3)$$

$$L(i) = L(i-1) + (y_{i+\frac{N}{2}} - y_{i+\frac{N}{2}-2})^2 -$$

$$(y_{i-\frac{N}{2}} - y_{i-\frac{N}{2}+2})^2 \quad (4)$$

波形轉換前先設定一運算視窗大小  $N$ ，視窗大小本實驗採用 QRS 複合波概略週期 100 毫秒 36 個紀錄點，波形  $L$  在初始值  $i$  為 1 時採用標準化後心電圖訊號前 36 個紀錄點做運算，而後第  $i$  點運算方式以前一運算值  $L(i-1)$  加上視窗後方區間  $(y_{i+\frac{N}{2}} - y_{i+\frac{N}{2}-2})^2$  與減去視窗前方區間  $(y_{i-\frac{N}{2}} - y_{i-\frac{N}{2}+2})^2$  的運算值，此方法本身具

有基準線偏移修正與高頻雜訊濾除之作用。

以 Curve-length 概念做轉換後的波形可能因過大的雜訊振幅與波形型態差異影響，而造成轉換後波形依然扭曲不整而導致後續判斷上的錯誤，亦或是因特徵波形的週期不同造成轉換後波形的寬度不同，導致在判斷波峰點的位置上出現過大的誤差，因此在透過均值轉換方式來進行波形的平滑化，以降低不整的曲線區段並有效的將波形銳化，此方法有助於波峰點的判斷，轉換公式如下：

$$MF(i) = \frac{1}{N} \sum_{j=i-18}^{i+18} L(j) \quad (5)$$

均值轉換  $MF$  繼上述 Curve-length 轉換概念取用視窗寬度  $N$ ，寬度大小一樣取 100 毫秒，而當前運算值  $MF(i)$ ，為  $L(i)$  取前後大小為  $N/2$  的範圍做加總平均，此方法運算波形受視窗寬度大小所影響，當寬度越大運算範圍增加，對於雜訊能有效的將其平滑或是對過大的非 R 波峰振幅的平緩，但相對的對於振幅過低的 R 波峰也會將其振幅給平緩而導致遺失，相反的，當寬度越小運算範圍減少，對波形轉換的影響也較少，至使均值轉換後波形依然存在著會造成判斷錯誤的波形型態，轉換訊號如圖五所示。

### 3.3 第三階段-波峰檢測邏輯

取得處理過的訊號後我們使用振幅門檻值將非所需特徵點移除，門檻值設定為兩倍的檢測區段訊號振幅的總和平均，公式如下：

$$\text{threshold} = \frac{2}{N} \sum_{j=i-\frac{N}{2}}^{i+\frac{N}{2}} MF(j) \quad (6)$$

檢測範圍  $N$  由使用者做決定，而本實驗顯示使用 10 秒作單位，因此檢測範圍 3600 個記錄點，此方法門檻值倍率能做調整，在此以兩倍做濾除門檻，此方法能有效的將不必要的波形振幅移除掉，但在特定情況下會將所需特徵點給移除，比如在多數振幅幅度偏低，但其中包含了數個振幅幅度較高的波形，而這幾個波形將會把門檻值給拉高，而導致正確的波形給移除，

此方法具有快速判斷與門檻值設定簡易的特性，透過門檻值取得的波形公式如下：

$$TF(i) = \begin{cases} 0, & \text{if } MF(i) < \text{threshold} \\ MF(i), & \text{if } MF(i) \geq \text{threshold} \end{cases} \quad (7)$$

透過門檻值取得訊號  $TF$  後將對其做掃描，由訊號起始點開始向後掃描尋找非零訊號點，以此點做 R 波峰檢測起始點，由 R 波峰檢測起始點往後使用第一反向點為波峰點的概念做掃描，尋找第一個檢測點下一點  $i+1$  處小於檢測點  $i$  的區段，並以檢測點  $i$  作為 R 波峰實際位置基準，因透過 Curve-length 概念做轉換的波形皆為正向波，因此不需要考慮到波形為負向的情況，波峰檢測方式：

**Input:** Signal of the threshold transformation  $TF$ .

**Output:** Temporary R-peak location  $r_{\text{peak}}$ .

**Initialization:**  $i = 1$  (the number of the  $TF$  record),  $\text{num} = 1$  (amount of the R-peak).

**Step 1:**

If the amplitude  $TF(i) > 0$ , then go to step2. Otherwise, let  $i = i + 1$  and go to step3.

**Step 2:**

If the amplitude  $TF(i) \geq TF(i + 1)$ , then let  $r_{\text{peak}}(\text{num}) = i$  and  $\text{num} = \text{num} + 1$  and  $i = i + 72$  and go to step3. Otherwise, let  $i = i + 1$  and go to step4.

**Step 3:**

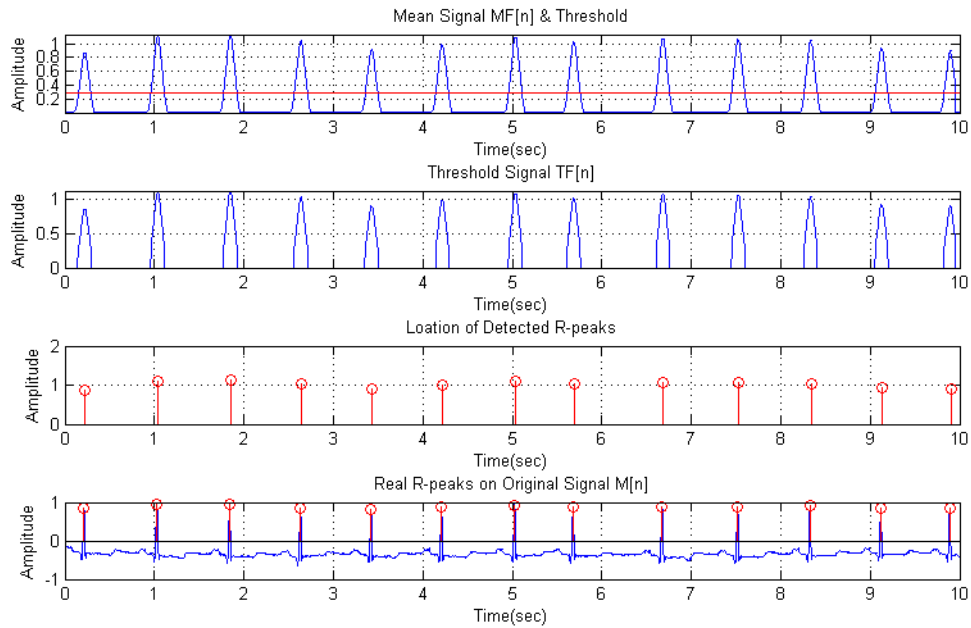
If  $i \geq \text{length of } TF$ , then finish the detection and the  $r_{\text{peak}}$  is the temporary R-peak location. Otherwise, go to step1.

**Step 4:**

If  $i \geq \text{length of } TF$ , then finish the detection and the  $r_{\text{peak}}$  is the temporary R-peak location. Otherwise, go to step2.

### 3.4 第四階段-實際波峰檢測

在取得 R 波峰檢測位置後，需將波峰檢測點對應至濾波心電圖訊號，並以 R 波峰檢測點作為基準點，向前搜尋範圍大小  $N$  內的振幅最



圖六. MIT-BIH 資料庫訊號編號 100 波峰檢測檢視圖

大值，由訊號  $TF$  所取得的 R 波峰檢測位置大多落在正確位置或其後方，因此不需考慮到檢測位置後方的波形振幅，搜尋範圍大小  $N$  的設定考慮到訊號  $TF$  的波形寬度與 QRS 複合波週期寬度，在此取 50 毫秒約 18 個記錄點，此方式適用於原始訊號為正向波的波形，在掃描正向波時只需要搜尋振幅最大值即可，但考慮到會有負向波的情況在，所以在搜尋時加上了絕對值來做尋找絕對值最大值，而加了絕對值後在面對濾波波形異常或波形基準線低於零準位過多的情況下，可能造成檢測點絕對值比實際波峰點絕對值還大的情形，配合後續雜訊判斷，決策結果可能與資料庫提供之標準有正負數個記錄點的差異，波峰檢測如圖六所示，波峰決策方式：

**Input:** Signal of the filter  $F$ , the position of the detection R-peak  $r_{\text{peak}}$ .

**Output:** Temporary R-peak location  $r_{\text{peak}}$ .

**Initialization:**  $i = 1$  ( the number of the detection R-peak).

**Step 1:**  
Let  $r_{\text{peak}}(i) = \text{the position of } \max(F($

$r_{\text{peak}}(i) - 18 : r_{\text{peak}}(i))$  and  $i = i + 1$ .

**Step 2:**  
If  $i > \text{length of } r_{\text{peak}}$ , then finish the detection and the  $r_{\text{peak}}$  is the temporary R-peak location. Otherwise, go to step1.

### 3.5 第五階段-波形分析

取得 R 波峰位置後，為對其餘波形做分析，必須先對取得的 R 波峰對應至原始波形做雜訊判斷，判斷該點是否為雜訊波峰點或受雜訊影響之波形，在雜訊判斷上，以每個決策波峰點為中心，計算 0.1 秒的波形範圍內最大最小振幅加總平均值，以此平均值做振幅水平基準，計算範圍內通過此基準的訊號通過次數，如為正常波形通過基準的次數為兩次，如為雜訊通過基準的次數將大於兩次或小於兩次，當判斷為非正常 R 波峰時，將對該波峰記錄做刪除的動作，雜訊判斷方式：

**Input:** Signal of the filter  $F$ , the position of the decision R-peak  $r_{\text{peak}}$ .

**Output:** Final R-peak location  $r_{\text{peak}}$ .

**Initialization:**  $i = 1$  (the number of the decision R-peak),  $j = 0$  (the number of the  $F$  record),  $\text{line}_{\text{based}} = 0$  (the judgment



level of the amplitude),  $count = 0$  (the number of the passing  $line_{based}$ ).

**Step 1:**

Let  $line_{based} = \max(M(r_{peak(i)} - 18: r_{peak(i)} + 18)) + \min(M(r_{peak(i)} - 18: r_{peak(i)} + 18))/2$  and  $j = r_{peak(i)} - 18$ .

**Step 2:**

If  $F(j) < line_{based}$  and  $F(j + 1) > line_{based}$ , then let  $count = count + 1$ . Else if  $F(j) > line_{based}$  and  $F(j + 1) < line_{based}$ , then let  $count = count + 1$ .

**Step 3:**

If  $j > r_{peak(i)} + 17$ , then go to step4. Otherwise, let  $j = j + 1$  and go to step2.

**Step 4:**

If  $count > 2$  or  $count < 2$ , then  $r_{peak(i)}$  will be deleted and let  $i = i + 1$ .

**Step 5:**

If  $i > \text{length of } r_{peak}$ , then finish the noise detection and the  $r_{peak}$  is the final R-peak location. Otherwise, let  $count = 0$  and go to step1.

經過雜訊判斷後將進行邊界檢測，利用訊號  $TF$  中 R 波峰前後的非零起始點( $nz_{start}$ )與非零終止點( $nz_{end}$ )，取得每個 R 波峰對應的兩點來做為 QRS 複合波波型判斷，以非零起始點或非零終止點與 R 波峰振幅做比較，判斷該波形為正向或是反向波形，當判斷為正向則掃描非零起始點至 R 波峰區間最小值作為 Q 波峰，以及 R 波峰至非零終止點區間最小值作為 S 波峰，反之當判斷為反向則掃描非零起始點至 R 波峰區間最大值作為 Q 波峰，以及 R 波峰至非零終止點區間最大值作為 S 波峰，波峰檢測方式：

**Input:** Original signal  $M$ , the signal of the threshold transformation  $TF$ , the position of the decision R-peak  $r_{peak}$ .

**Output:** Final QS-peak location  $qs_{peak}$ .

**Initialization:**  $i = 1$  (the number of the decision R-peak),  $j = 0$  (the number of the

$F$  record),  $nz_{start} = 0$  (the first position of none zeroes record in front of the R-peak),  $nz_{end} = 0$  (the first position of none zeroes record back of the R-peak),  $num = 0$  (amount of the Q-peak and S-peak).

**Step 1:**

Let  $j = r_{peak(i)} - 1$ .

**Step 2:**

If  $TF(j) > 0$ , then let  $j = j - 1$  and continue this step. Otherwise, let  $nz_{start} = j$  and go to step3.

**Step 3:**

Let  $j = r_{peak(i)} + 1$ .

**Step 4:**

If  $TF(j) > 0$ , then let  $j = j + 1$  and continue this step. Otherwise, let  $nz_{end} = j$  and go to step5.

**Step 5:**

If  $F(nz_{start}) > F(r_{peak(i)})$ , then let  $qs_{peak}(num) = \text{the position of } \max(F(nz_{start}:r_{peak(i)}))$  and  $num = num + 1$ . Otherwise, let  $qs_{peak}(num) = \text{the position of } \min(F(nz_{start}:r_{peak(i)}))$  and  $num = num + 1$ .

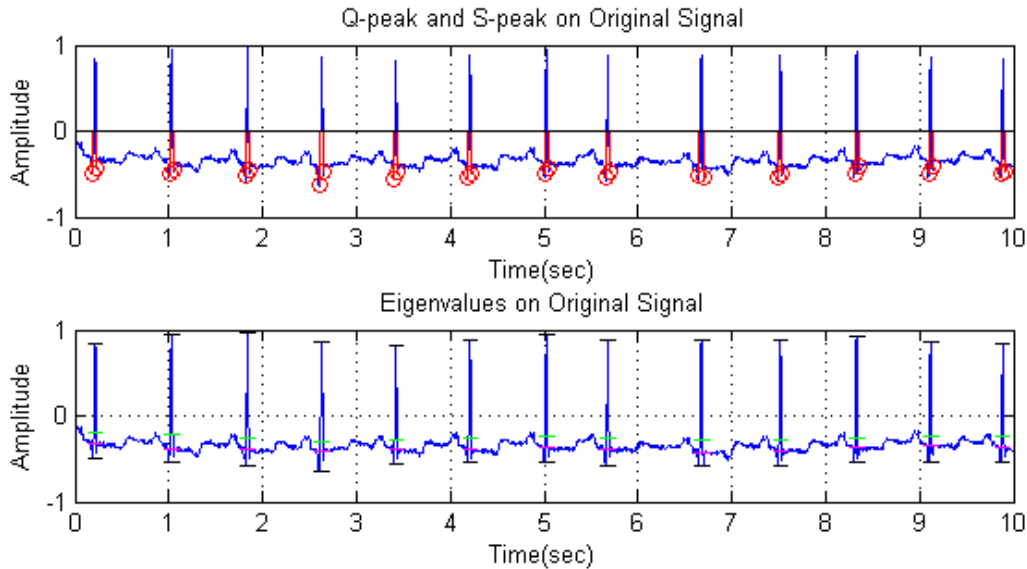
**Step 6:**

If  $F(nz_{end}) > F(r_{peak(i)})$ , then let  $qs_{peak}(num) = \text{the position of } \max(F(r_{peak(i)}:nz_{end}))$  and  $num = num + 1$ . Otherwise, let  $qs_{peak}(num) = \text{the position of } \min(F(r_{peak(i)}:nz_{end}))$  and  $num = num + 1$ .

**Step 7:**

Let  $i = i + 1$ . If  $i > \text{length of } r_{peak}$ , then finish the detection and the  $qs_{peak}$  is the final Q-peak and S-peak location. Otherwise, go to step1.

檢測完 Q 波峰與 S 波峰後，我們將利用 RR 間隔來作運算並取得 T 波的檢測範圍，檢測範圍取 S 波峰至當前 RR 間隔的五分之四處



圖七. MIT-BIH 資料庫訊號編號 100 Q 波峰 R 波峰與特徵值檢視圖

在此區間內做掃描找出 T 波的起始點、波峰點與終止點，在檢測前先計算範圍內總振幅向量  $t_{sign}$ ，用以判斷整體波形的振幅變化，並取得 S 波峰後第一個波形向量正負值變化點作為 QRS 複合波的終止點  $qrs_{end}$ ，以  $qrs_{end}$  向後尋找第一個波形向量正負值變化點  $twave_{chk}$ ，並判斷總振幅向量值與該點相對  $qrs_{end}$  位置，決定該檢測點為 T 波峰或是 T 波起始點，當  $twave_{chk}$  為波峰點，則以  $qrs_{end}$  下一點作為 T 波起始點，如為 T 波起始點，則向後尋找第一個波形向量正負值變化點作為 T 波峰，以波峰值與總振幅向量判斷波峰後波形振幅走向，並掃描檢測範圍內 T 波峰後第一個波形向量正負值變化點作為 T 波終止點，當範圍內皆無正負值變化，則以檢測範圍最後一點作為 T 波終止點，本方法雖在此提出，但目前實驗結果準確性並不理想，因此將持續作波形的觀察與方法的修正，以提升檢測結果的正確性。

### 3.6 第六階段-症狀決策

在分析完波形後，我們可以利用這些波形特徵值來做進一步的判斷，我們主要判斷對象為 QRS 複合波，初步可做出兩種較為準確的判斷，第一種為計算每個 RR 間隔，以此來作為心跳過快亦或是過緩的現象，標準依據為正常

人在平靜狀態下，每分鐘心跳數為 60 至 100 之間，換算成秒數每個心跳間隔在 0.6 至 1 秒內，以心跳速落在在此範圍內的 RR 間隔取平均值並記錄範圍內均值前後最大落差，以用來判斷個人心率資訊，第二種為以 Q 波峰或 S 波峰的振幅與 R 波峰做比較，判斷出該 QRS 複合波形的正反向，但在多比訊號的觀察中發現，QRS 複合波的反向並不包含資料庫內所提供的症狀表內的任何症狀，而後利用非零起始點與非零終止點做運算範圍，計算範圍內的波形特徵值，運算平均值並取得範圍內最大最小值與中間值，可透過觀察特徵值彼此的相對位置來進行判斷，如圖七所示可在特徵值標示上看到每個 QRS 複合波上有四條橫線，紫色為中間值，綠色的平均值，而黑色分別為最大與最小值，透過這四個特徵值的相對位置做判斷，我們可以對該週期 QRS 複合波做症狀判斷，如圖中在正常波形情況下，平均值與中間值皆靠近波形起始振幅，而中間值相較於平均值又更接近，透過多筆資料的統計，我們可得到特徵值位置的距離比值，用以做最後的症狀決策。

## 4. 結果與討論

我們主要針對 R 波峰的檢測做討論，所提

表一. 心電圖檢測準確率檢視表

ECG record	Total(beats)	TP	FP	FN	DER(%)	Se(%)	P(%)	Accuracy(%)
100	2273	2273	0	0	0	100	100	100
101	1865	1864	1	1	0.11	99.95	99.95	99.89
102	2187	2187	0	0	0	100	100	100
103	2084	2084	1	0	0.05	100	99.95	99.95
106	2027	2012	0	15	0.75	99.26	100	99.26
107	2137	2129	0	8	0.38	99.63	100	99.63
109	2532	2528	0	4	0.16	99.84	100	99.84
111	2124	2123	0	1	0.05	99.95	100	99.95
112	2539	2539	0	0	0	100	100	100
113	1795	1795	0	0	0	100	100	100
114	1879	1876	2	3	0.27	99.84	99.89	99.73

出的R波峰檢測方法使用MIT-BIH心率異常資料庫 [3]，其包含了 48 筆約 30 分鐘的雙通道心電圖訊號，訊號採樣頻率為 360Hz，記錄位元為 11-bit，記錄電壓範圍為 10mV，資料庫中的 ECG 記錄包含了正常心跳、突出的 P 波與 T 波、逆向的 QRS 複合波、過低的 QRS 振幅、過寬的 QRS 週期、肌肉雜訊、基準線偏移、突然改變的 QRS 振幅、突然改變的 QRS 型態、心室過早收縮以及長時間停頓等各種狀況，實做平台為 MATLAB 2013b 核心處理能力 3.6-GH Intel(R) Xeon(R) CPU，使用 MIT-BIH 心率異常資料庫第一通道訊號。

每次檢視以 10 秒作為一個檢視範圍，每次分析對整筆訊號做處理，數位濾波區塊，巴特沃夫過濾頻率設定為 0.5Hz-10Hz，標準化範圍以每 3600 個記錄點作一區段取該區段絕對值最大值做標準化，訊號轉換計算區塊，以 Curve-length 概念轉換與均值轉換皆對整比訊號做處理，波峰檢測邏輯區塊，門檻值的設定以每 3600 個記錄點作一區段取該區段兩倍的非零總合平均值，第一反向點(波峰檢測)與邊緣檢測(非零起始點、非零終止點)為同時進行，此兩檢測方式階對整筆訊號做處理，為確保判斷準確性，訊號起始與結束如波形不完整將不列入準確率的計算範圍，實際波峰決策區塊，波峰決策使用波峰檢測點配合邊緣檢測點依序對所有檢測到的波峰點做處理。

為了檢視本文提出的 R 波峰檢測方式的準

確率，我們將統計每筆訊號的三個參數數量，其一為 true-positive (TP)，當被檢測到的波峰為正確 R 波峰，其二為 false-positive (FP)，當被檢測到的波峰非正確 R 波峰，其三為 false-negative (FN)，當正確的 R 波峰未被檢測到，透過這三個參數我們將計算幾個數值做為整體檢測效能的參考，sensitivity (Se)用以表示全部心跳次數中正確 R 波峰的比例，positive predictivity (+P)用以表示全部檢測的波峰中正確 R 波峰的比例，detection error rate (DER)用以表示正確與錯誤的比值，Accuracy (Acc) 用以表示整體準確率 [14]，檢測值如表一所示，以上數值計算式如下所示：

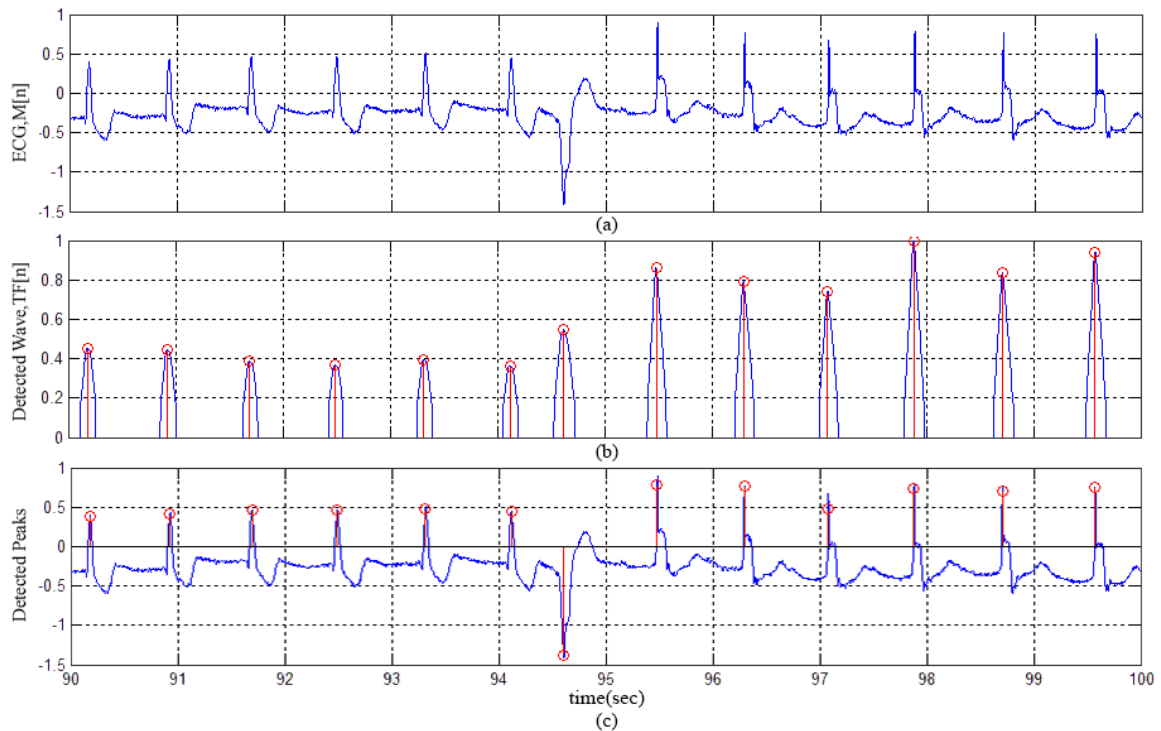
$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\% \quad (8)$$

$$+P = \frac{TP}{TP+FP} \times 100\% \quad (9)$$

$$DER = \frac{FP+FN}{TP} \times 100\% \quad (10)$$

$$Acc = \frac{TP}{TP+FP+FN} \times 100\% \quad (11)$$

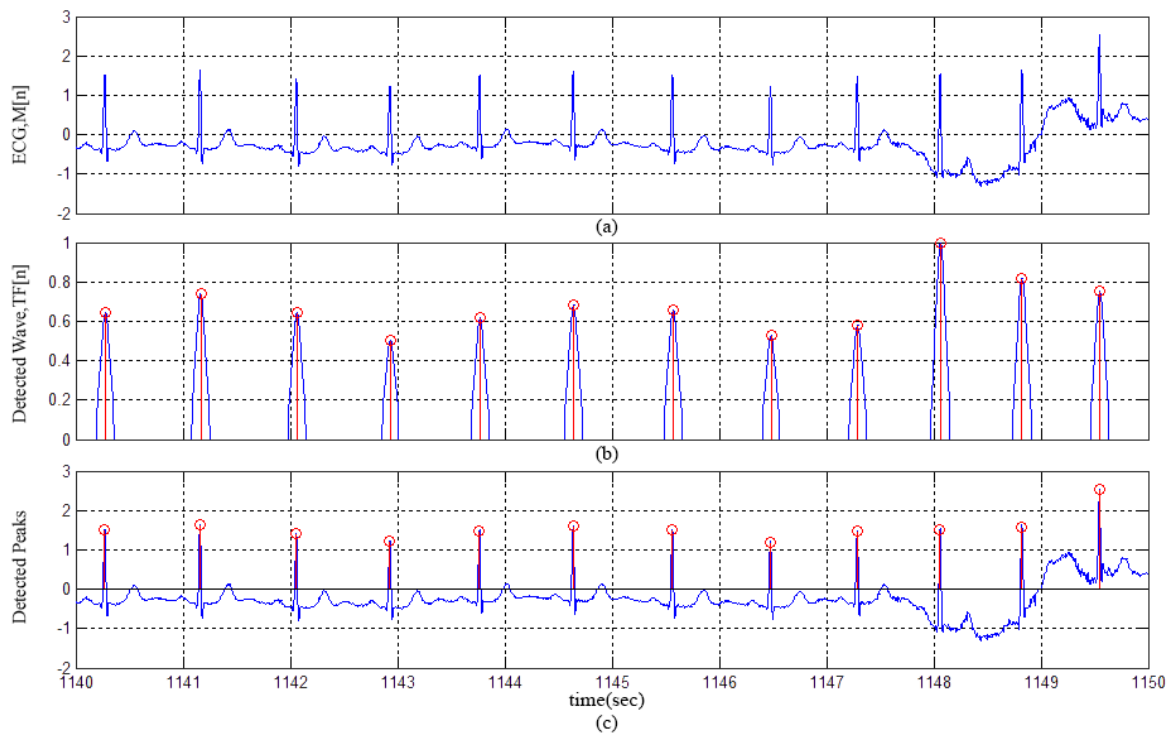
後續圖八至圖十一將顯示出透過所提出方法的三個不同階段，由四筆不同心電圖第一通道訊號在不同時間內的波峰檢測，這些圖分別由波形(a)心電圖原始訊號  $M[n]$ ，波形(b)透過門檻值排除不必要的振幅並在此階段做初步的 R 波峰檢測，波形(c)由初步檢測波峰透過雜訊檢測後所留下的 R 波峰並對應至原始波形



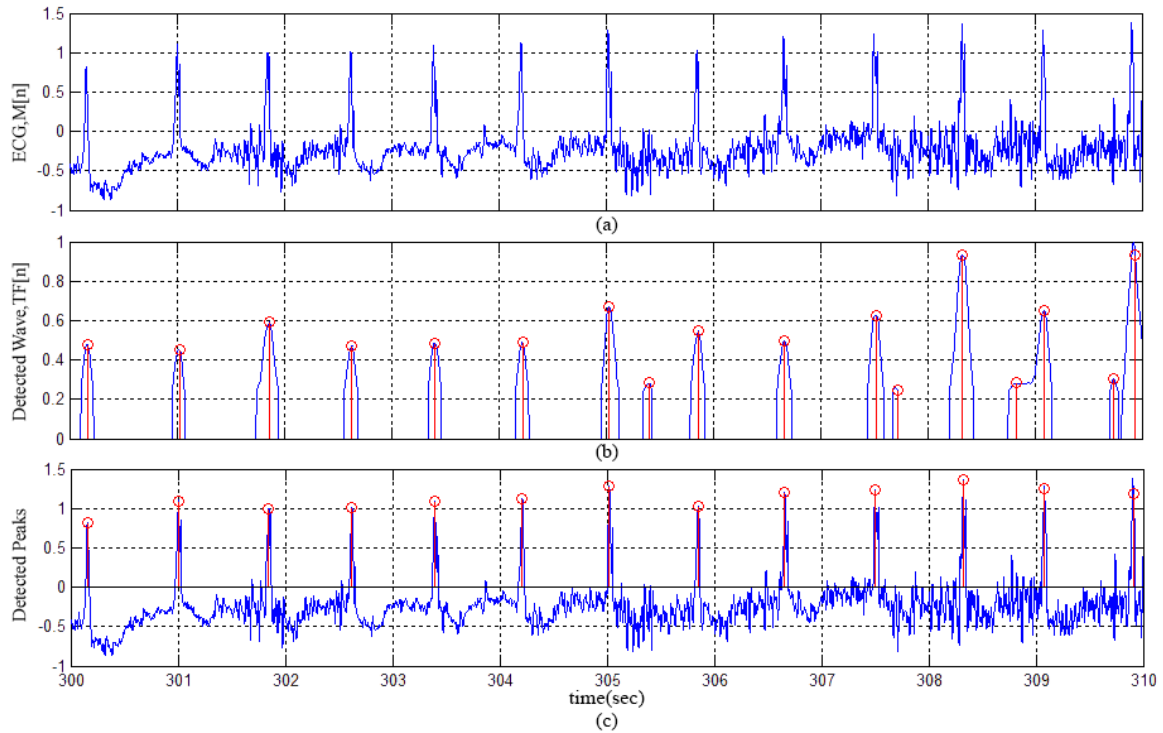
圖八. MIT-BIH 資料庫訊號編號 102 R 波峰位置檢視圖

上，在圖八中我們可以看到編號 102 號的心電圖訊號，在第 90 秒至 100 秒區間內出現 QRS 複合波型態的突然轉變，由正常心跳突然出現一次的 Premature ventricular contraction 而後心

跳開始異常症狀 Paced beat 的現象，在圖九中我們可以看到編號 103 號的心電圖訊號，在第 1147 秒至 1150 秒區間內出現基準線偏移的現象，但基準線偏移的狀況在通過濾波處理後就

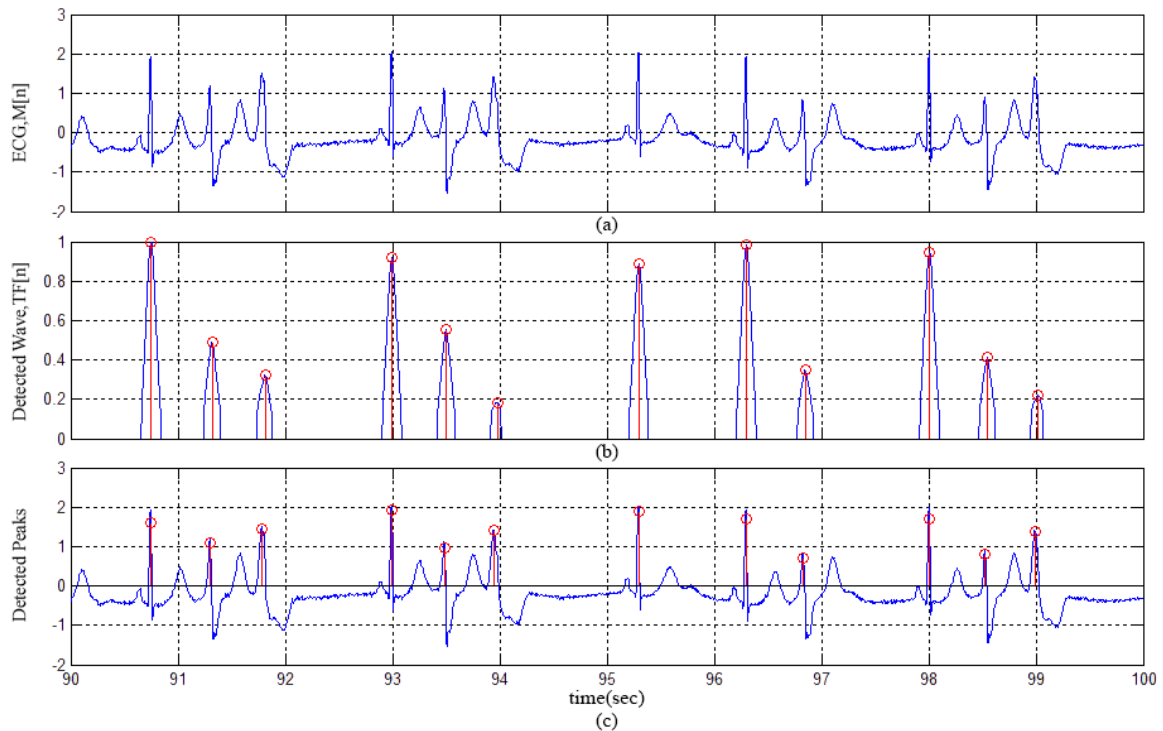


圖九. MIT-BIH 資料庫訊號編號 103 R 波峰位置檢視圖



圖十. MIT-BIH 資料庫訊號編號 104 R 波峰位置檢視圖

可獲得解決，因此在後續的處理上並沒有問題，生錯誤的波峰，必須做後續的雜訊判斷，但對於雜訊過於嚴重的訊號無法對其做波形症狀的判斷，因此在型態分析時將會略過不做處理，在圖十一中我們可以看到編號 106 號的心電圖



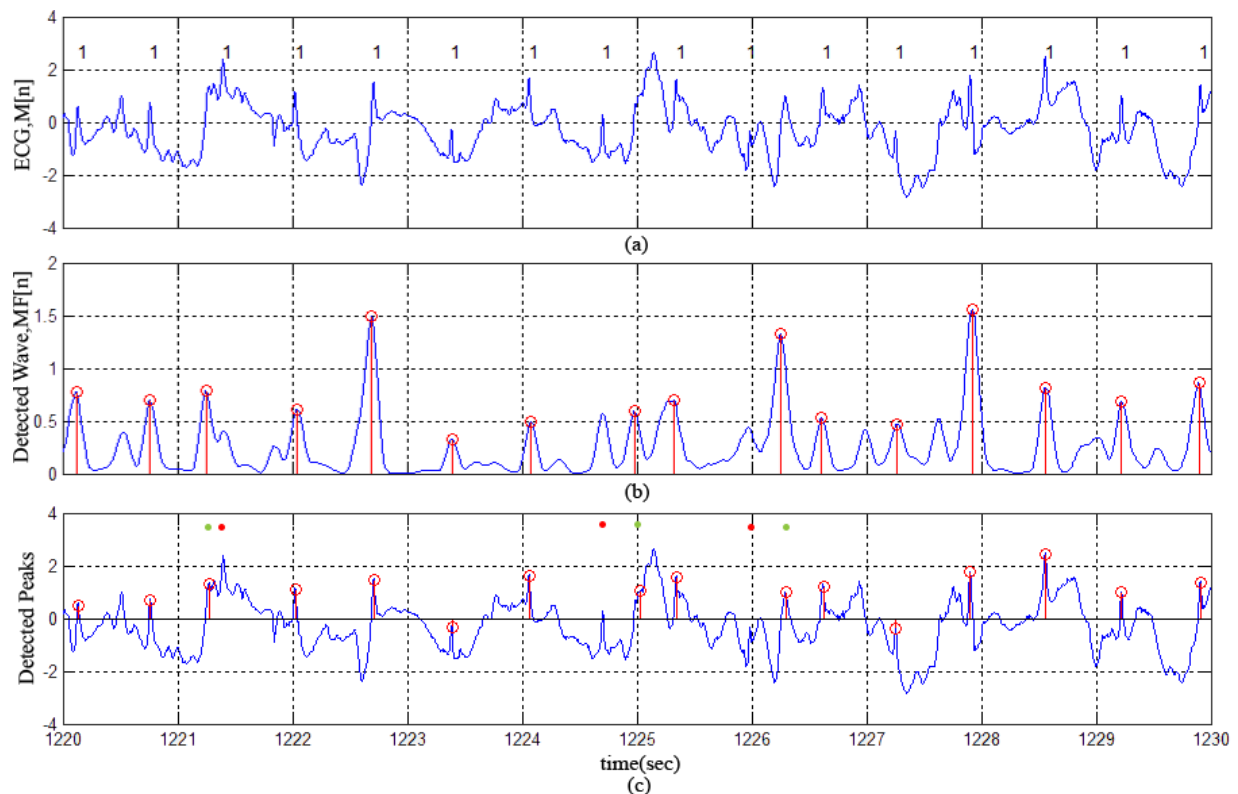
圖十一. MIT-BIH 資料庫訊號編號 106 R 波峰位置檢視圖



訊號，在第 90 秒至 100 秒整段區間內出現多數的 Premature ventricular contraction 症狀與正常波形交錯，對於隨時都在變化的心跳波形均不會對檢測上造成問題，不論面對型態的轉變或基準線偏移或雜訊干擾等狀況，透過本研究方法皆能抓取到 R 波峰位置，透過圖中訊號(b)的部分，我們可以清楚的看見不論是正向波或是逆向波，在經過轉換後其訊號波形皆為正向，而透過設定門檻值能有效的將不必要的訊號給移除掉，然而在實際模擬中我們並不需要產生 *TF* 的訊號，只需使用到 *MF* 訊號以及門檻值即可，因只需要辨別 *MF* 訊號中大於門檻值的部分，而非零起始點與非零終止點則是 *MF* 訊號與門檻值交會的点，但為方便觀察我們才額外產生 *TF* 訊號，在 Curve-length 轉換時，其轉換波形受到 QRS 複合波週期所影響，當複合波週期變長，則透過門檻值所得到的非零起始點與非零終止點距離也會跟著拉長，因此我們可透過兩点的距離來判斷 QRS 複合波是否有週期過長的問題，如使用正常 QRS 複合波週期

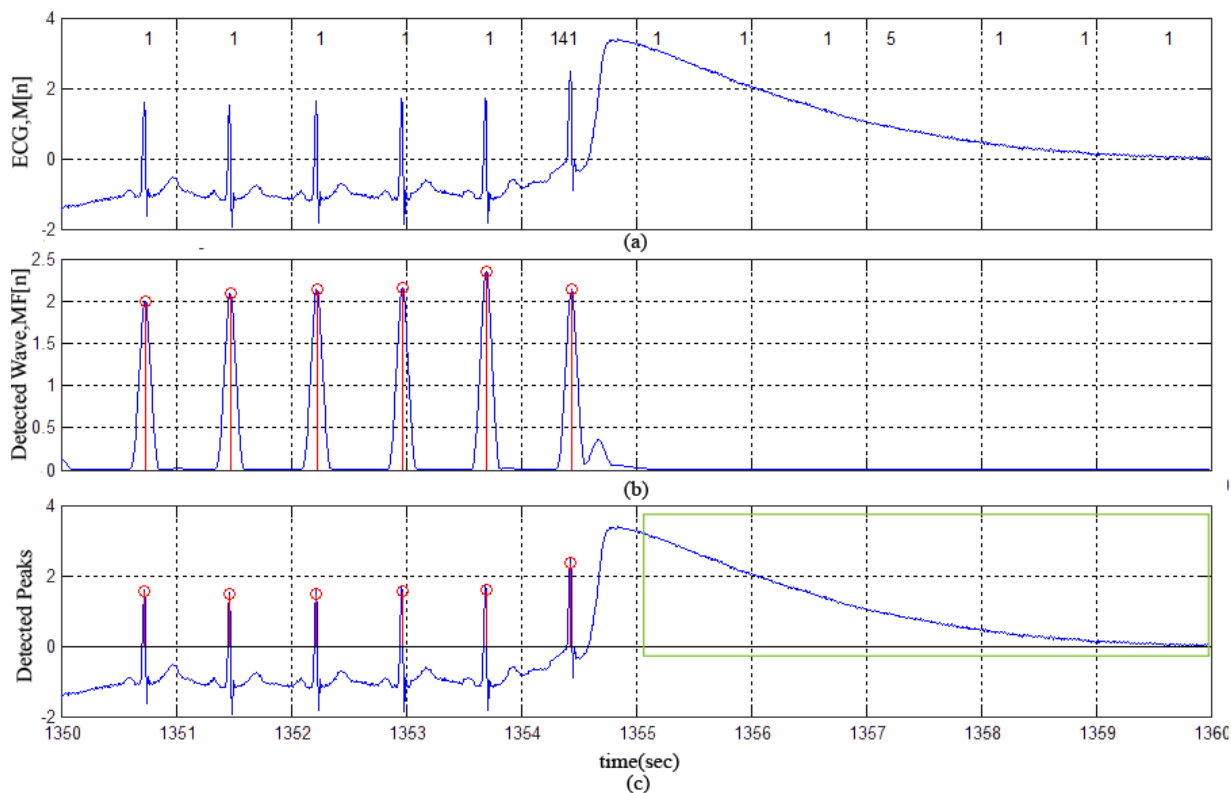
在 0.1 至 0.12 秒之間來做判斷標準，光是 QRS 複合波所包含的症狀就有很多種類，所以在判斷症狀的處理上將會變得複雜，我們透過假設數個不同的特徵值來做觀察，並取得該特徵值與各式症狀的關連性，選擇最有效判斷的特徵值來做最後的症狀決策。

雖然在心電圖訊號正常情況下本研究方法不容易出錯，但並非所有心電圖訊號都是正常的，如圖十二所示，我們可看見圖中訊號(a)的部分為原始訊號，而為方便確認正確 R 波峰位置，圖中數字一表示為正常心跳位置，而該區間心跳訊號振幅的大幅度變化，導致波形轉換時將不正確的波形轉換為波峰，造成 R 波峰的檢測錯誤並降低了檢測準確率，圖中訊號(c)的部分可看見有紅色與綠色圓點，紅色表示為 FP，即為未被檢測到的 R 波峰點，綠色表示為 FN，即為檢測錯誤的 R 波峰點，而在圖十三中，我們可以看見在訊號(c)以綠色方框所框起來的部分，該區域因訊號的不完整導致無法做判斷，這幾個部分我們試圖以計算該訊號的正常



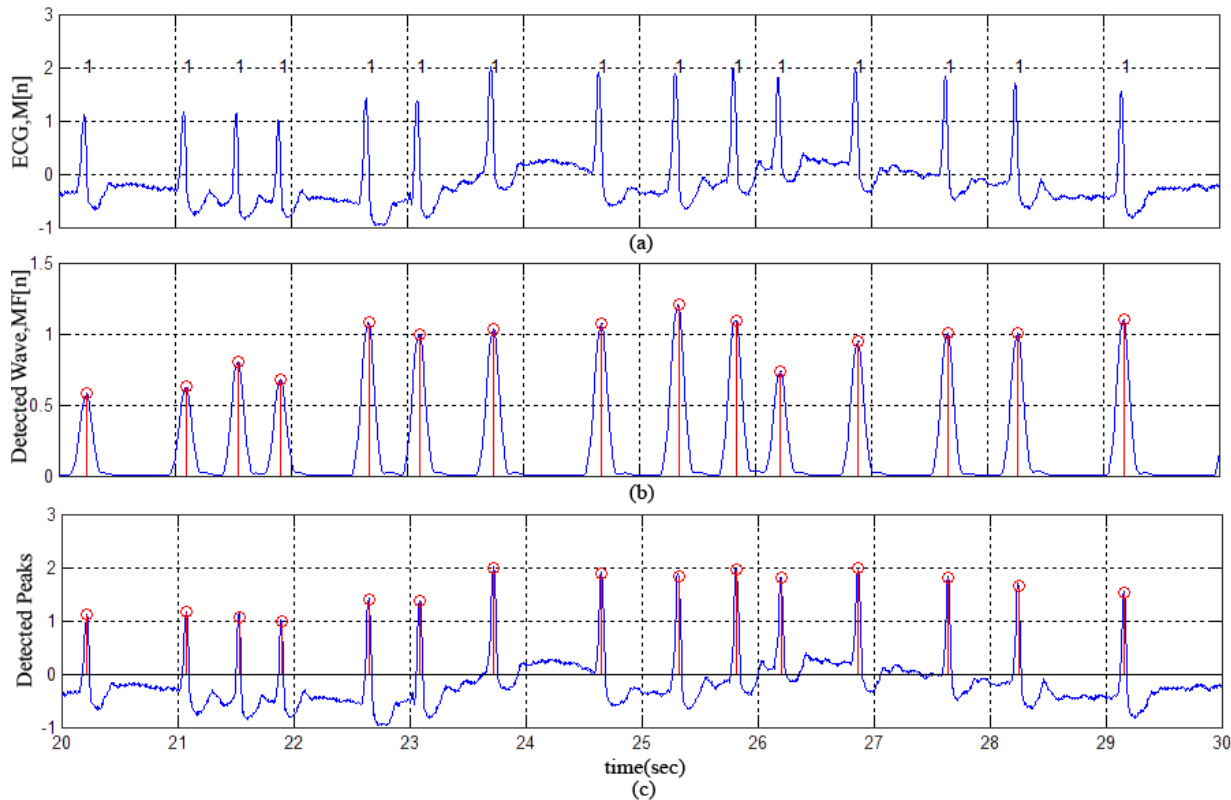
圖十二. MIT-BIH 資料庫訊號編號 105 R 波峰位置檢視圖





圖十三. MIT-BIH 資料庫訊號編號 116 R 波峰位置檢視圖

心跳平均間隔，並取得心跳間隔與平均值最大 檢測範圍，為找出此檢測範圍，我們使用資料  
 最小百分比，以此來做判斷下一個心跳位置的 庫所提供資料進行統計，在計算各別訊號的平



圖十四. MIT-BIH 資料庫訊號編號 203 R 波峰位置檢視圖

均心跳間隔時，我們將症狀標示為過早收縮與傳導阻滯的心跳忽略，並判斷該計算間隔的心跳皆非前述之狀況，在計算出該訊號平均間隔並取得間隔最大最小值後，以最大最小值除以平均值求得百分比，而從統計出的平均值來看由 0.56 至 1.21 秒，依照正常心跳間隔在 0.6 至 1 秒之間來看，很明顯看出非過快或過慢的心跳症狀中也存在著正常範圍外的間隔長度，這使得症狀判斷上的難度提升或是無法訂定出一個通用標準，而檢測範圍百分比由 4.17 至 103.07 百分比，單筆訊號百分比差異由 0.06 至 53.84 百分點，由統計資料來看各筆資料間隔變化可能差異大也可能差異小，因此各訊號標準必須各自訂定而無法一致，由圖十四所示，我們可以看到該訊號區間皆為正常心跳，圖中由左至右來看第一與第二次心跳間隔以及第三與第四心跳間格，此兩個間隔時間差異甚大導致容易造成症狀判斷上的錯誤，而該筆訊號在 200 秒的計算範圍內就出現了最大間隔 1.24 秒與最小間隔 0.31 秒的超常間隔時間，因此在這部分我們將會作持續的研究，盡可能的找出得以用來作為通用判斷的數值與方法，而針對其餘非正常波形的症狀，目前因各症狀的波形型態具有複數形態的可能而遇到阻礙，且不同症狀間波形型態可能因非常相近而造成判斷上的錯誤，即使是一般心跳訊號，其波形型態也不一定為標準型態，而與部分症狀的波形型態相近，因此這部分將是一大挑戰，我們將繼續的專研下去。

## 5. 結論

在本文章中使用了一個簡單且有效的心電圖訊號 R 波峰檢測方法，文章中所提出的 R 波峰檢測流程與心律分析方式主要由六個階段所組成，流程建立在頻帶濾波、標準化、Curve-length 轉換將訊號轉換成所需的訊號波形、均值轉換將訊號波形的平滑化並銳化波峰與平緩雜訊，而後採用門檻值來做檢測並將檢

測結果對應至原始波形做雜訊判斷，以確定該檢測點為正確波峰或是雜訊波峰，最後再計算出波形特徵來做症狀的決策判斷，雖本文所提之方法尚有不足之處，但我們將繼續對其作研究改善，已達到更高的波峰檢測準確率，症狀以 MIT-BIH 資料庫所提供的標準為依據來判斷是否正確，未來我們將對所提出的 R 波峰檢測方式針對 48 筆訊號的準確率進行統計，並解決訊號波形的症狀決策問題，在症狀決策部分完成後進行統計準確率，但因其難度甚高所以先針對部分症狀做分析檢測，而後購入心跳量測設備，實際量測心電圖並將其匯入分析平台來做測試，檢視本文章所提出的方法使用實際訊號的分析狀況。

## 參考文獻

- [1] 工研院心電圖計應用市場分析  
[http://www.bmes.org.tw/FCKupload/File/IEK\\_10.pdf](http://www.bmes.org.tw/FCKupload/File/IEK_10.pdf)
- [2] 衛生福利部統計處  
[http://www.mohw.gov.tw/CHT/DOS/Statistic.aspx?f\\_list\\_no=312](http://www.mohw.gov.tw/CHT/DOS/Statistic.aspx?f_list_no=312)
- [3] MIT-BIH Director  
<http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>
- [4] A. G. Ramakrishnan, Senior Member, IEEE, A. P. Prathosh, and T. V. Ananthapadmanabha, "Threshold-independent QRS detection using the dynamic plosion index," *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 21, pp. 554-558, 2014.
- [5] C. Bruser, K. Stadlthanner, S. de Waele, and S. Leonhardt, "Adaptive beat-to-beat heart rate estimation in ballistocardiograms," *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, pp. 778-786, 2011.
- [6] C. Giuliani, A. Agostinelli, and L. Burattini,

- “Use of dominant T-wave to reduce T-wave offset location uncertainty,” *IEEE Computing in Cardiology Conference*, pp. 771-774, 2013.
- [7] G. Lenis, Y. Lutz, G. Seeman, A. Garcia-Alberola, J. L. Rojo-Alvarez, O. Barquero-Perez, E. Gil, and O. Doessel, “Post extrasystolic T wave change in subjects with structural healthy ventricles,” *IEEE Computing in Cardiology Conference*, pp. 1069-1072, 2014.
- [8] Hao Chang, “Analyzing the spectrum of ECG signal waveform”, *Department of Mechanical & Electro-Mechanical Engineering, National Sun Yat-sen University*, 2013.
- [9] I. Sadiq and S. A. Khan, “Heart beat classification of ECGs using morphology and beat intervals,” *IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, May 2011.
- [10] I. Christov, V. Batchvarov, I. Simova, N. Dimitrov, and E. Behr, “Comparative study of signal decomposition methods for enhancement of the accuracy of T-wave end localisation,” *IEEE Computing in Cardiology Conference*, pp. 1073-1076, 2014.
- [11] J. Lewandowski, H. E. Arochena, R. N. G. Naguib, and Kou-Ming Chao, “A simple real-time QRS detection algorithm utilizing curve-length concept with combined adaptive threshold for electrocardiogram signal classification,” *TENCON 2012-IEEE Region 10 Conf.*, 2012.
- [12] L. Sathyapriya, L. Murali, and T. Manigandan, “Analysis and detection R-peak detection using modified pan-tompkins algorithm,” *IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies*, pp. 483-487, 2014.
- [13] M. Paoletti and C. Marchesi, “Discovering dangerous patterns in long-term ambulatory ECG recordings using a fast QRS detection algorithm and explorative data analysis,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 82, pp. 20-30, 2006.
- [14] M. S. Manikandan and K. P. Soman, “A novel method for detecting R-peak in electrocardiogram (ECG) signal,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, pp. 118-128, 2012.
- [15] M. Potse, R. Coronel, T. Opthof, and A. Vinet, “Simulating T-wave parameters of local extracellular electrograms with a whole-heart bidomain reaction-diffusion model: size matters!,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6644-6647, 2007.
- [16] M. Kania, M. Fereniec, and R. Maniewski, “Evaluation of T-wave morphology dispersion in high-resolution ECG for risk stratification of sudden cardiac death,” *IEEE Computing in Cardiology*, pp. 785-788, 2012.
- [17] M. Llamedo and J. P. Martinez, “Heartbeat classification using feature selection driven by database generalization criteria,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, pp. 616-625, 2011.
- [18] P. Phukpattaranont, “QRS detection algorithm based on the quadratic filter,” *Expert Systems with Applications*, vol. 42, pp. 4867-4877, 2015.
- [19] P. Pelegris, K. Banitsas, T. Orbach, and K. Marias, “A novel method to detect heart

- beat rate using a mobile phone,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5488-5491, 2010.
- [20] Szi-Wen Chen, Hsiao-Chen Chen, and Hsiao-Lung Chan, “A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 82, pp. 187-195, 2006.
- [21] S. K. Mukhopadhyay, M. Mitra, and S. Mitra, “Time plane ECG feature extraction using hilbert transform, variable threshold and slope reversal approach,” *IEEE International Conference on Communication and Industrial Applications*, Dec. 2011.
- [22] She LiHuang, Tong Mengmeng, Zhang Shi, and Guo BingGang, “The kalman filter based research of T-wave alternans detection algorithm,” *IEEE International Congress on Image and Signal Processing*, vol. 4, pp. 2198-2201, 2011.
- [23] V. Jacquement, B. Dube, R. Nadeau, A. Robert, M. Sturmer, G. Becker, T. Kus, and A. Vinet, “Extraction and analysis of T wave in electrocardiograms during areial flutter,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, pp. 1104-1112.
- [24] Yun-Chi Yen and Wen-June Wang, “QRS complexes detection for ECG signal: the difference operation method,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 91, pp. 245-254, 2008.
- [25] Yap Jiunn Huei and Do-Un Jeong, “A revised peak detection algorithm and proposal of abnormal heart beat check map,” *IEEE International Conference on Computing and Convergence Technology*, pp. 284-289, 2012.
- [26] Yan-Bin Chen, “Development of mobile healthcare device for monitoring patients with cardiovascular disease,” *Department of Automatic Control Engineering, Feng Chia University*, 2013.