

# 低複雜度心律檢測系統

林宏儒

國立虎尾科技大學資訊工程系碩士生  
e-mail: b7770696@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

現今社會越來越趨向高齡化的現象，其中有個非常大的問題「心血管疾病」，它在全球是個很常見到的死亡原因之一，現在不只是老年人會有心血管疾病，心血管疾病的年齡層也越來越低。

病患為了心血管疾病的問題，必須要到醫院就診，一般患者不會去買測量心律這種昂貴的儀器，更別說是沒有徵兆的人，因此本研究利用了 ArduinoUNO 結合 AD8232 這塊模組，使用者透過感測器測量出心電圖之後再加以波形分析，硬體部分相當的便宜不需要其他昂貴的器材即可達到心律異常檢測的功能。

**關鍵詞：**心電圖、心血管疾病、R 波峰、波形分析、AD8232。

## Abstract

Recently, people are becoming more and more aging. There is a large problem, "cardiovascular diseases". It is one common causes for the people death in the world. Now not only the elders will have cardiovascular disease, but also the age of the people is getting lower and lower. Because of the cardiovascular diseases, patients have to go to the hospital. The general patients will not buy the expensive heart rate instrument, not to mention those who do not have symptoms. So this study uses the ArduinoUNO and AD8232 heart rate module. The user employ the sensor to measurement to design a lower complex heart rate detection system. The hardware part of the cheap does not require other expensive equipment to achieve the heart rate detection function.

**Keywords-** electrocardiogram(ECG), cardiovascular disease, R-peak, waveform analysis.

## 1. 前言

近年來，生活的便利性與多元性，致使人類的生活作息和飲食習慣變得越來越差，進而導致病症的發生年齡比率越來越低。根據衛生福利部統計資料顯示，死於心臟疾病佔了非常高的比率，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]，所以我們將針對心血管疾病這部分做研究，心血管疾病涵蓋範圍廣泛，如：高血壓、心臟衰竭、心肌梗塞、中風等疾病，肥胖、高血脂，非常多的因素都可能發生上述病因。

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]，其診斷工具價格約 3500~4500 美元(11 萬 2 千至 14 萬 4 千台幣)，連續行心電圖監測系統約 12000~25000 美元(38 萬 4 千至 80 萬台幣)價格非常高[1]，大部分的民眾是無法負擔起這些儀器，因此本研究為了解決儀器太過於高價位，大幅降低了硬體成本的選擇，以 Arduino 結合 AD8232 心律測量模組，在降低複雜度，利用雲端運算以達到準確性與即時性。

## 2. 研究動機

心血管疾病在全球死因佔了很大的比例，血管功能的衰竭與高脂血症都是心血管疾病最大因素，隨著時代的改變，家族遺傳、壓力、飲食作息的不正常都會使心血管疾病的生理病變，心血管疾病的病發年齡也隨之下降，為了要提早發現或是預防這些病因以減少死亡率，除了調整自己作息飲食以外，必須要做的就是定期到醫院做身體健康檢查，對於有些生活比較不便的人到醫院是比較麻煩的事情，所以本研究計畫以主打硬體成本的降低以及雲端運算處理，這樣就能夠自行在家裡做心律檢測並給予一些生活上的建議，比較嚴重的問題就會告知尋求醫生，這個裝置讓大部分的人都便利了許多。

### 3. 研究目的

因為測量心律的儀器非常的昂貴，通常只有到醫院或是真的必須要無時無刻的連續監測的病患才會購買測量心律的儀器，但是大部分的人是不可能擁有這項儀器，那麼為了能讓大家都能在家中自行測量自己的心律是否有異常，本研究大大的降低了成本，Arduino 與 AD8232 這塊晶片是非常便宜的硬體。

為了讓這簡易型硬體能夠有心律異常檢測的功能，必須要先透過藍芽傳輸至後台雲端運算去後續處理，主要研究如下：

- 大幅降低硬體成本
- 雲端運算
- 進行波形轉換分析
- 提出低複雜度之波形檢測方法

### 4. 相關研究探討

隨著心血管疾病的人口逐年成長，此類的醫療需求也變大，心電圖相關的研究也一直被提出。本研究的心電圖分析第一部分為波形的轉換，第二部分為週期分割，第三部分為波峰點的決策，其中最重要的部分是 R 波峰的檢測，R 波峰是心率週期的基準，R 波峰的正確位置將會影響到後續處理，本研究的分析描述如下：

#### 4.1 心律測量系統

具備心血管疾病監測且功能強大的醫療等級儀器設備都相當昂貴，文獻[4-5],[7],[9],[12]利用低成本的電路建置心律量測平台，文獻[4]利用 AD620 高精準度儀器用的放大器將量測端微弱的心律訊號放大，經濾波後使用 ATMEGA 16 微型控制晶片將類比的心率訊號轉為數位訊號，利用 RS232 傳輸協定將數位化的心率訊號傳到電腦端，並用 VB6 設計顯示心律訊號圖的畫面，此篇論文僅單純的利用低成本的電路實現心律的量測，並沒有進一步的心律分析探討，文獻[5]利用(Electrocardiogram, ECG)類比式前端 AD8232 心律測量模組與 10-bit ATmega 微型控制晶片在 Arduino Uno R3 的控制板上設計心律量測平台，利用 HC-05 藍芽模組傳送到行動裝置端，作者實際量測 12 種不同部位並與心電圖的儀器 Nihon Kohden 的量測結果比較，驗證量測的心律波型大致相符，利用藍芽模組傳送到行動裝置端則有較多

的雜訊導致量測失準，作者亦比較其他 ECG 量測晶片的價格，包括 HM301D 模組與 ADS1191 晶片，說明 AD8232 心律測量模組有較低成本的優勢，文獻[7]利用了 RFduino 結合 AD8232 心律測量模組作為前端，作者設計成可穿戴式量測，但是這樣可能會因為沒有與皮膚碰觸而有讀取不到正確訊號的問題，文獻[9]設計類比式前端多點 ECG 量測的 CMOS 晶片，可實現低功率小尺寸容易攜帶的心律量測平台，文獻[12]多功能 ECG 訊號處理設計成可穿戴式以支持長照，前端部分利用 CMOS 晶片實現了低功率、小尺寸，但沒有特別表明系統架構圖也沒有與其他做比較精準度。

本研究硬體是使用 Arduino UNO 結合 AD8232 心律測量模組，再利用藍芽傳輸至電腦做運算能找出 R-peak，如文獻[9]所提到，在藍芽傳輸至手機時會有資料遺失問題出現，所以本研究利用 SD 卡模組作為暫存器解決了 Arduino UNO 記憶體過小與處理器過小而無法同時做到讀取訊號與傳輸動作問題，讓無線傳輸時不會有資料遺失的問題發生，實現了低成本低功率與即時處理。

#### 4.2 波形轉換

經過訊號標準化後進行波形轉換，主要是要將振幅比較大的波形保留下來以便找出 R 波峰，如文獻[3],[6],[10]所使用“Curve-length transformation”公式，這個公式是利用 QRS 複合波週期約 0.1 秒區間這個特性，而訂定出的波形轉換，當前的區間運算結果為前一個區間運算結果加上目前的週期頭尾兩個點的差異值平方，此方法的特性會將振幅比較小或是突然突出的雜訊移除，但是振幅過高的波形或是持續的雜訊是無法達到最好效益，所以波形轉換完後將大於 0 的資料點取平均再乘以 3 倍做為門檻值，再將門檻值以下的資料點移除，這樣就能夠濾除大部分的突出點以優化 Curve-length 這個波形轉換方法，也減少了濾波器的運算，降低了整體複雜度。

#### 4.3 週期分割

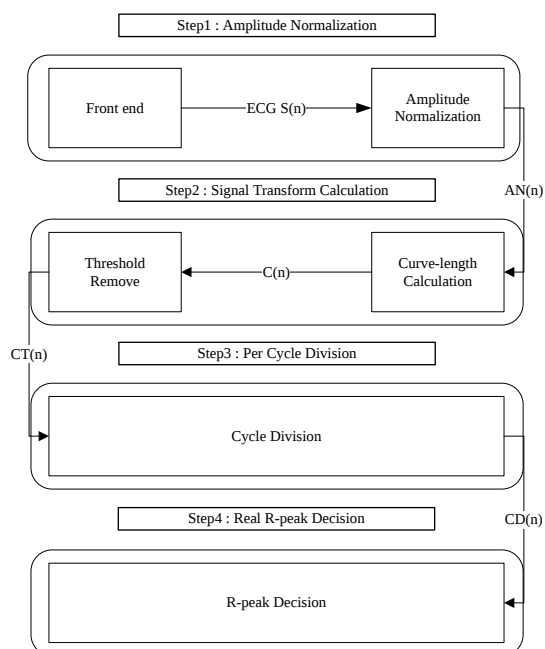
在各個找出最大值的文獻中，其中文獻[13]所提出的分區段方法是將每 50 個資料點分為一個區段後找出極端值，之後在判斷當點與前後兩點找出極端值，再將另外兩點變為 0，但是這樣會有重疊點已經被歸零後面判斷會有錯誤的發生，本研究是分割每個週期為一個區段，將大於 0 的位置記錄下來，接著到下一個 0 的區間為一個週期分割，後續將能找到每個週期的 R 波峰，本研究的方法能確保找出每個

週期的 R 波峰。

#### 4.4 R 波峰點決策

週期分割完之後，從每個週期的資料點找出最大值當作 R 波峰，文獻[11]提到了最後的 R 波峰可能因原始訊號波形型態不同會有準位偏離的問題發生，實驗結果後確實有資料記錄點偏離的問題發生，文獻[11]是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，本研究方法是在轉換回原始波形後的 R 波峰前後 5 個點再找一次極端值，以確保找出正確的 R 波峰。

在 ECG 相關的文獻中，大部分都會以雜訊濾除、標準化、波形轉換、波峰決策的順序做處理，方法可能都會有所不同，但是每篇論文最重要的目的都是要先找到 R 波峰進行後面的波峰點，所以在 R 波峰檢測部分是非常至關重要的，有很多文獻中提到濾波參數，研究無法實作出來與文獻相符，因此在標準化部分會將振幅轉換至正負 1，這樣檢測完後的落差才不會那麼大，也會較容易看出方法的差異性，為了即時運算必須要降低複雜度捨棄最精確的方法，但準確率也勢必要符合最低要求，如果檢測錯誤會嚴重影響到病情，本研究計畫將提出更有效的檢測方式。



圖一.系統流程圖

## 5.研究方法

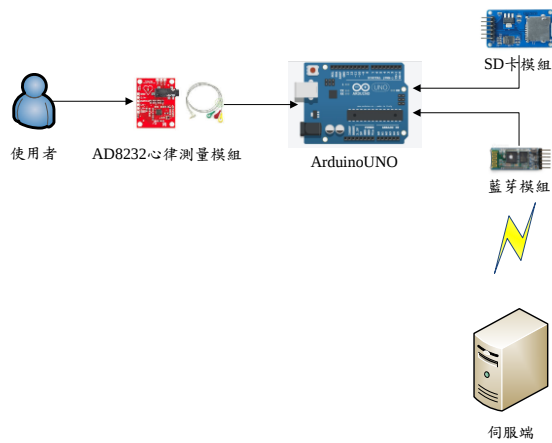
本研究方法分為前端與後端兩個部分，前端部分利用 Arduino 與心律測量模組 AD8232 心律測量模組，之後透過藍芽無線傳輸到後端電腦做運算處理，R 波峰檢測方法流程步驟主要包含訊號標準化、波形轉換、均值濾除、週期分割，R 波峰決策，如下所示：

- 前端部分，會有無線傳輸遺失的問題，為了解決此問題，本研究透過 SD 卡模組作為暫存區以解決資料遺失問題。
- 後端部分第一階段，為了在檢測完後落差不會太大，訊號標準化會將振幅轉換至正負 1，將能證明本研究的可用性。
- 第二階段，使用 Curve-length 轉換方式來使後續的 R 波峰檢測更方便處理。
- 第三階段，將大於 0 的資料點除以原資料總長度取平均當為門檻值，以濾除掉多餘的波峰。
- 第四階段，透過週期分割將能容易看出每個週期的最大振幅，使得 R 波峰檢測更精確。
- 第五階段，最後階段 R 波峰決策，紀錄每個週期內的最大值，轉換回原始波形後在範圍內再找一次極端值當最後 R 波峰決策。

流程圖中各階段的詳細說明將在下方做後續討論，流程圖如圖一所示。

### 5.1 心律測量系統部分

本研究是採用 Arduino 搭配 AD8232 心律測量模組與藍芽模組 HC-05 和 HC-06，心律測量模組取樣頻率為每秒 200，因為 Arduino UNO 的運算核心過於小，在讀取訊號時同時做傳輸動作的話約有 16% 的資料會遺失，本研究為了解決資料遺失問題，採用 SD 卡模組來作為暫存區，心律測量模組取值約 10 秒的資料後寫入 SD 卡裡面，之後會先停止動作約近 2 秒鐘時間去做藍芽傳輸，將能解決藍芽無線傳輸資料遺失的問題，接下來就是傳輸到電腦去做運算，本研究系統架構圖如圖二所示，使用者先透過 AD8232 心律測量模組測量後，會將資料記錄在 SD 卡內，之後在利用藍芽模組 HC-05 傳送至架設在電腦端的另一顆 HC-06 藍芽模組，使 Arduino UNO 接收到資料，再將資料寫入至伺服端進行運算。



圖二. 系統架構圖

## 5.2 後端電腦運算第一階段：訊號標準化

第一階段為訊號標準化，有許多研究會因為運算完後資料的差異性，或是很多文獻會提到參數的不同而導致同一個演算法很難去做不同類型的心率測量儀器，所以先做訊號標準化的話比較能夠與文獻結果相符，也比較容易

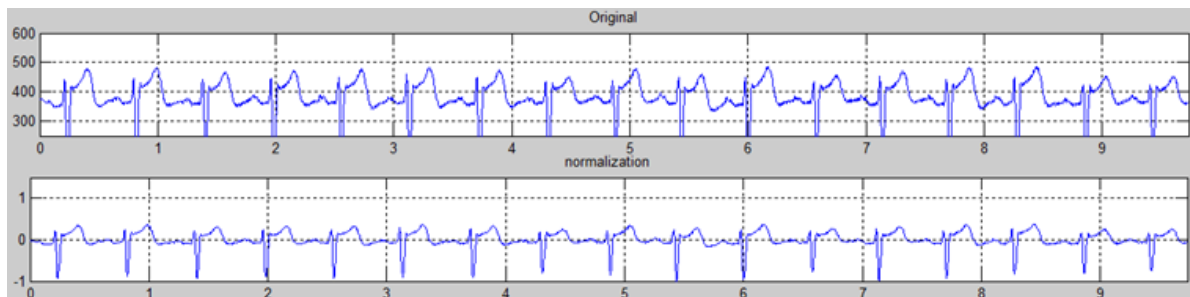
與其他文獻去做比較，我們將對測量到的訊號  $F(n)$  做標準化動作，標準化公式如下：

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

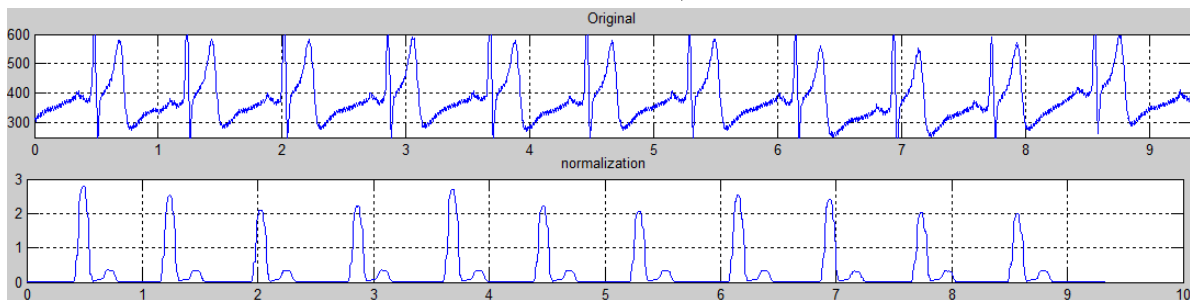
當前標準化訊號  $AN(n)$  為標準化片段寬度  $N$ ，在該範圍內所有紀錄點  $F(i)$  取絕對值最大值，最後  $F(n)$  除以最大值得到標準化訊號  $AN(n)$ ，標準化片段寬度  $N$  設定為 100 毫秒，此寬度決定由過去記錄所得(QRS 複合波週期約 0.1~0.12 秒)，經過標準化流程的訊號，其振幅大小全數將落在正負一之間，訊號處理如圖三所示，訊號從原本的約 250~500 間的值標準化至 -1~1 之間。

## 5.3 第二階段：波形轉換

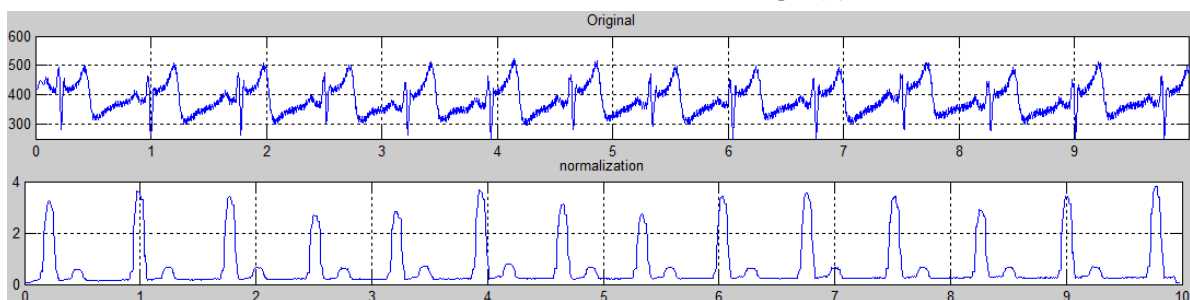
訊號轉換主要使用 Curve-length 概念做轉換，此方法由文獻[10]Paoletti 與 Marchesi 所提出，此方法應用於取得訊號的區段型態特徵，借由在特定時間間隔內心電圖訊號連續重疊的區段來做計算，其轉換方式能由一低運算消耗的遞迴表示式：



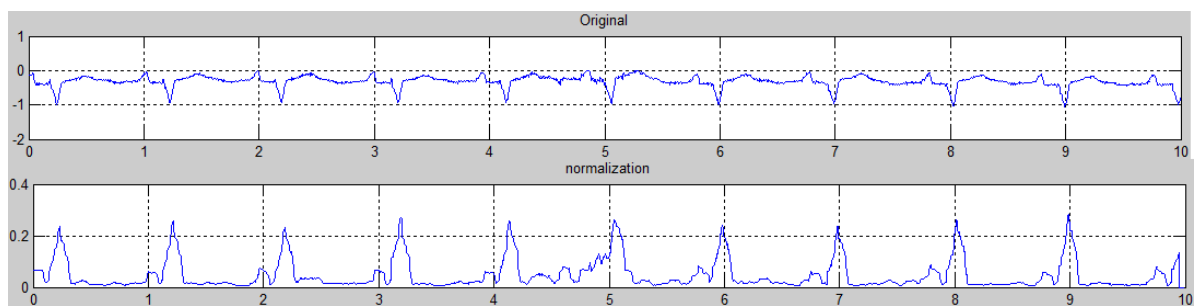
圖三. 訊號標準化



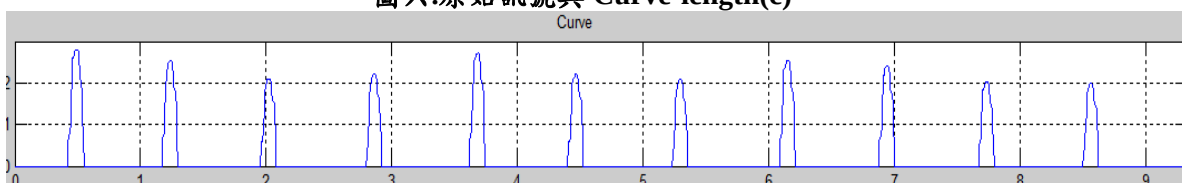
圖四. 原始訊號與 Curve-length(a)



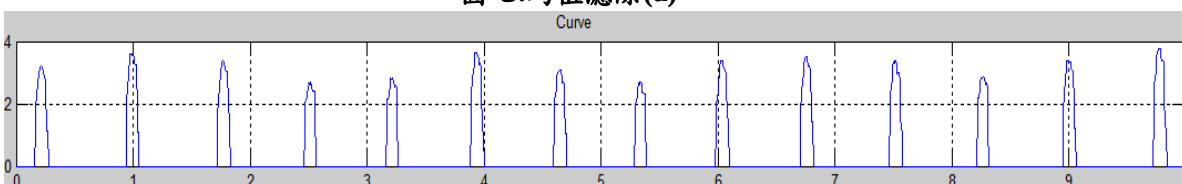
圖五. 原始訊號與 Curve-length(b)



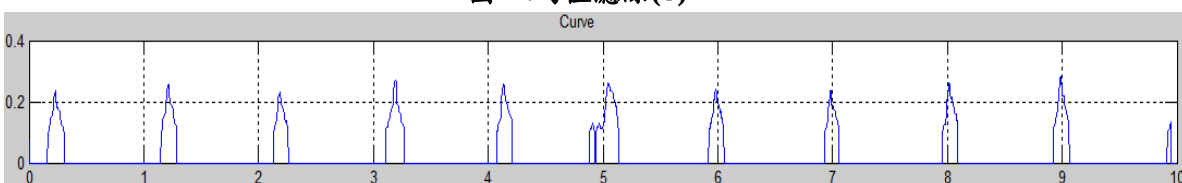
圖六.原始訊號與 Curve-length(c)



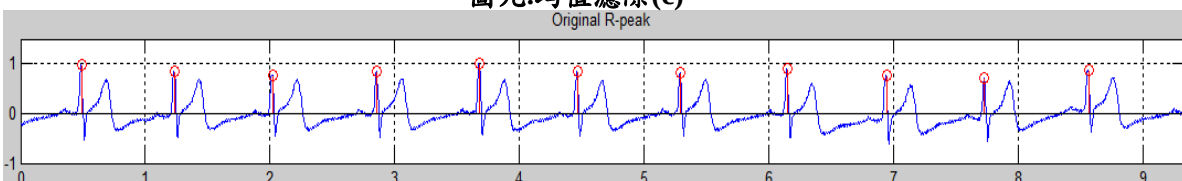
圖七.均值濾除(a)



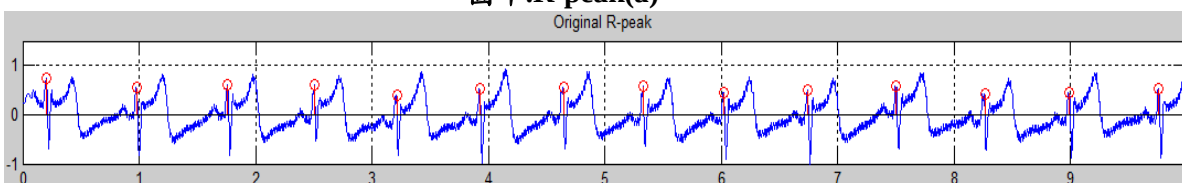
圖八.均值濾除(b)



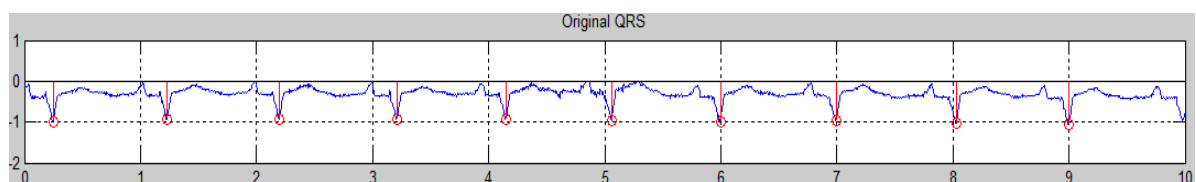
圖九.均值濾除(c)



圖十.R-peak(a)



圖十一.R-peak(b)



圖十二.R-peak(c)

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

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

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 個記錄點，波形  $L$  在初始值  $i$  為 1 時採用標準化後心電圖訊號前 36 個記錄點做運算，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，因此在透過平均曲線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：

$$MF(i)=\frac{1}{N}\sum_{j=i-18}^{i+18}L(j) \quad (4)$$

圖四、五、六分別為 3 個不同受試者的原始訊號與 Curve-length 波形轉換，這三張心電圖有各個差異性，由圖四可以看出 T 波的高度近於 R 波，但是經由 Curve-length 波形轉換後，能有效的將 T 波大幅降低，圖五明顯看出訊號是有雜訊的，T 波也是很高，但經過 Curve-length 波形轉換後還是可以有效的降低 T 波與明顯看出 R 波峰，圖六為 MIT 的資料庫，即便是有 R 波峰導致的問題，經由 Curve-length 波形轉換後能明顯看出 R 波峰位置。

#### 5.4 第三階段：均值濾除

從圖三、四、五明顯看出，除了所需要的最大值，會有非常多的突出，這樣會造成後續在進行週期分割時會有嚴重的分割錯誤產生，如果沒將 R 波峰後面的波峰濾掉的話，分割時會將 R 波峰後面的波峰也判斷成是 R 波峰，這樣就會在一個週期內有兩個 R 波峰的錯誤檢測，所以為了解決這個問題，必須要將其濾除，保留下真正所需的 R 波峰，均值濾除是將 Curve-length 轉換後大於 0 的資料加總後除以原資料總長度，將獲得其門檻值，再加以濾除，均值濾除公式如下：

$$M=2[F(i)>0\sum_{i=0}^j\frac{1}{i}] \quad (5)$$

經過均值濾除後，圖七、圖八、圖九將能很明顯看出每個週期的最大值，後續 R 波峰檢測就會非常容易。

#### 5.5 第五階段：R 波峰檢測

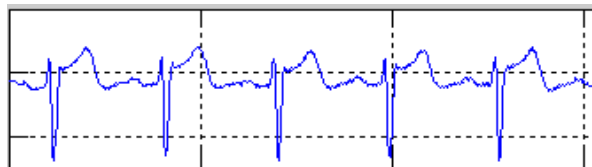
最後部分在每個分割好的週期內找出最大值當作 R 波峰點，但是在轉換回原始波形後可能會有偏差的問題發生，如文獻[11]所提，所以本研究方法在轉換回原始波形後的 R 波峰點進行範圍內在搜尋一次極端值，以確保找出正確的 R 波峰點，如圖十、圖十一、圖十二是最後檢測出 R 波峰點的結果圖，經本研究方法三張圖分別有 T 波較高、雜訊問題、R 波峰倒置最後都能找出 R 波峰點。

### 6. 實驗結果與討論

本研究的演算法少了濾波器這部分，在非常嚴重的雜訊問題會無法判斷出 R 波峰點，但是大部分的波形都能找出 R 波峰點，犧牲了濾波器的部分，但是相對的讓運算更快，以達到即時處理的效益，R 波峰檢測結果也沒有比較低。在硬體部分也大大減少了成本，利用 Arduino UNO 這塊基本款的板子實現了心律檢測系統，本系統實現了一套低複雜度以藍芽傳輸為媒介傳輸到電腦做運算的心律檢測系統，選擇低成本硬體，解決 Arduino UNO 處理器過慢的問題，AD8232 心律模組也有一定的精準度，如圖十三與圖十四是同一位受試者到醫院的測量結果與 AD8232 測量後的結果圖，兩張圖明顯看出差異性並不大，從而證實了心律模組的精準度，如圖九至圖十二 R 波峰檢測結果的正確率也是相當高。



圖十三.醫院心電圖



圖十四.本系統心電圖

### 7. 結論

在未來的研究規劃中將採用 WiFi 傳輸，讓使用者不設限於在家裡使用，即便外出也可以透過 WiFi 傳輸到雲端去運算，傳輸速率也快很多，心律檢測部分會找出 QRS 複合波、T 波已檢測症狀，手機在連接到 Server 告知使用者一些建議或是就醫，甚至是與醫院合作獲得更高的效率，醫生在有 R 波峰心律圖的情況下也比較容易判斷，大幅的減少眼力的耗損，最終也達到雲端運算的效益。

## 8. 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] 謝易珉、張朝陽，“心律變異分析演算法之研究”，第十屆資訊科技國際研討會（The 10th International Conference on Advanced Information Technologies），April 2016. (ISBN: 978-986-5631-16-1)。
- [4] Dhanashri H Gawali and Vijay M. Wadhai, “Implementation of ECG Sensor for Real Time Signal Processing Applications” International Conference on Advances in Electronics, Computers and Communications (ICAEECC), 2014.
- [5] Hsien Che Hung, Darning Wei, and Wenxi Chen, “A CMOS Analog Front End Design in Multi-Lead ECG System for Ubiquitous Healthcare” Proceedings of the IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI 2012) Hong Kong and Shenzhen, China, 2-7 Jan 2012.
- [6] 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.
- [7] Laura Gonzales, Katherine Walker, Kevin Keller, Daniel Beckman, Henry Goodell, Grace Wright, Christian Rhone, Andrew Emery, Rachana Gupta “textile sensor system for electrocardiogram monitoring” IEEE Virtual Conference on Applications of Commercial Sensors (VCACS), 2015.
- [8] 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.
- [9] Muhammad Wildan Gifari, Hasballah Zakaria and Richard Mengko, “Design of ECG Homecare:12-Lead ECG Acquisition using Single Channel ECG Device Developed on AD8232 Analog Front End” The 5th International Conference on Electrical Engineering and Informatics 2015 August 10-11, Bali, Indonesia, 2015.
- [10] 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.
- [11] P. Phukpattaranont, “QRS detection algorithm based on the quadratic filter” Expert Systems with Applications, vol. 42, pp. 4867-4877, 2015.
- [12] Xin Liu, Yuanjin Zheng, Member, IEEE, Myint Wai Phyu, Bin Zhao, Minkyu Je, Member, IEEE, and Xiaojun Yuan, Senior Member, IEEE, “Multiple Functional ECG Signal is Processing for Wearable Applications of Long-Term Cardiac Monitoring” IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 58, NO. 2, FEBRUARY 2011.
- [13] Yun-Chi Yeha and Wen-June Wang, “QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method” computer methods and programs in biomedicine 9 1, pp. 245-254, 2008.