

# 使用Arduino製作ECG量 測診斷系統

指導教授：陳永欽 教授

組員：103021021 洪境鴻

103021006 周品均

103021020 崔降心

# 摘要

- ▶ 本專題是以**AD8232**量測出身理電壓並轉換成生理訊號，訊號經前置放大與濾波機制，之後心電訊號會經由**Arduino**傳送至處理主機，再以**LabVIEW**虛擬儀表技術製作成心電圖再以**ECG**心跳演算法分析心電圖特徵。本研究將使用**MIT-BIH**資料庫的資料及我們部分自行量測之結果資料數據提取心電訊號特徵點，再以特徵點演算轉換成為心房早期收縮(**APC**) 心率、心跳間期、**SDNN**等量測數據，以網頁的方式呈現數據結果。
- ▶ 本研究計畫中的頻段依據是以**So And Chan Method**計算**ECG**特徵，並再加以推算取出**P**、**Q**、**R**、**S**等特徵，在交叉比對於**MIT-BIH**的資料判斷測量結果的準確性，並在修正測量參數，以期望得到最佳之結果。本研究計畫建構的此系統除了可讓使用者瞭解初步的自身生理狀況，亦可做心律不整醫療診斷初步判斷的參考數據。

# 研究動機

- ▶ 心臟是人體器官中不可欠缺的重要幫浦，扮演著非常重要的角色，它的體積雖只佔人體的一個拳頭大小，卻是分秒不可缺少的重要樞紐，而心跳正常的運作成為觀察的重點，然而心臟疾病在初期時不明顯，生理上可能出現心悸、胸口悶痛、心跳急促或是疲憊無力，而這些病狀也會伴隨著情緒激動、壓力過大以及劇烈運動時突然發生，因此常常會被忽略初期病狀。經過統計分析，發現諸多心血管疾病和慢性疾病的死亡原因，乃是初期未察覺因而錯失了治療的最佳黃金時間。
- ▶ 本研究的目的是在於建置一套低成本**Arduino**裝置用來量測心電訊號，並將訊號資料送至處理端主機並利用**LabVIEW**虛擬儀表技術偵測心電訊號中的**QRSP**複合波，將可辨識的心電訊號特徵值作為心律不整相關疾病量測出結果後再加以呈現給使用者觀看。研究中將使用**MIT-BIH**資料庫的資料及我們部分自行量測之結果資料數據提取心電訊號特徵點，再以多量特徵點做為心房早期收縮(**APC**)、心率、心跳間期、**SDNN**等量測數據，以做為後續使用者觀看量測到的訊號之病徵依據。

# 研究問題

- ▶ 本研究以So and Chan Method演算法先偵測R波位置，再推導出Q波、S波及P波之特徵點，作為判斷相關疾病之資料。其心電圖在下列情形下具有診斷價值：
  - 1.心室及心房電波的傳導遲延(Conduction delay)。
  - 2.判定心律不整來源及監測心臟的活動情況。
  - 3.心房性節律。
  - 4.侵犯心臟的全身性疾病。
  - 5.竇性節律不整

由於心電訊號在量測時，會因為儀器的靈敏度不夠而造成所量測的訊號有誤差，所以無法以單一形式判斷病因，須配合整體的健檢才能確診疾病。

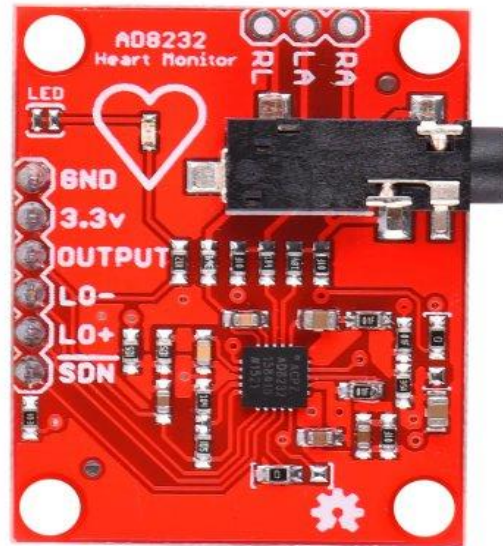
# Arduino

- ▶ Arduino最大的特色就是它是開放原始碼(open-source)，而且不只是軟體，硬體也是開放的，因Arduino是一種開放授權的互動環境開發技術，所以網路上有許多他人完成過的創作，因此不需相關背景的人也能輕鬆學習如何操作及控制Arduino，再加上價格平易近人，讓他在近幾年迅速成為微處理器的最佳代名詞。



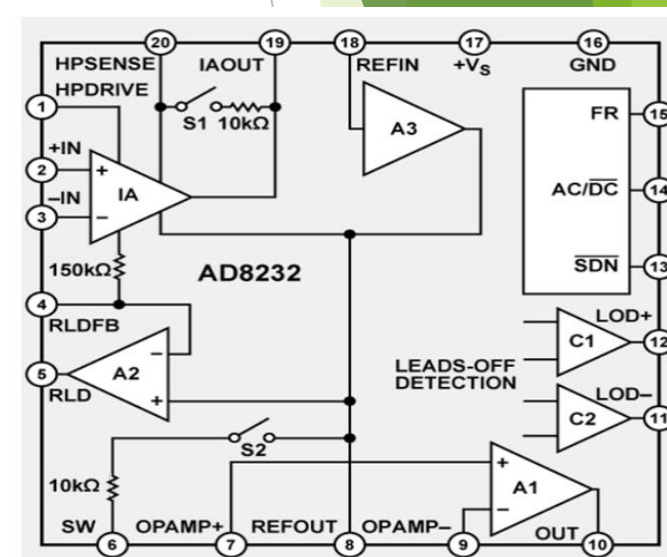
# AD8232

- ▶ AD8232為提取心電訊號，經過雙極高通濾波器濾除運動雜訊後，再透過運算放大器來創建一個三極點低通濾波器消除吵雜環境的噪音，而在測量過後將會傳值到Arduino，而接收到的值將會是一連串的值，擷取這段值後，將會傳入作業端進行近一步的演算。



## AD8232的功能腳位

- ▶ **HPDRIV**：高通驅動器輸出端。應將**HPDRIVE**連接到第一個高通濾波器中的電容。**AD8232**驅動該引腳以保持**HPSENSE**與基準電壓處在同一電平。
- ▶ **+IN**：儀表放大器正輸入端。**+IN**通常連接到左臂(**LA**)電極。
- ▶ **-IN**：儀表放大器負輸入端。**-IN**通常連接到右臂(**RA**)電極。
- ▶ **RLDFB**：右腿驅動反饋輸入端。**RLDFB**是右腿驅動電路的反饋引腳。
- ▶ **RLD**：右腿驅動輸出端。應將驅動電極(通常為右腿)連接到**RLD**引腳。
- ▶ **SW**：快速恢復開關引腳。應將該引腳連接到第二個高通濾波器的輸出端。
- ▶ **OPAMP+**：運算放大器同相輸入端。
- ▶ **REFOUT**：基準電壓緩衝器輸出端。儀表放大器輸出參考此電位。應將**REFOUT**：用作電路中需要參考信號的任何點的虛擬地。





# AD8232的功能腳位

- ▶ **OPAMP-**：運算放大器反相輸入端。
- ▶ **OUT**：運算放大器輸出端。此輸出端提供經過完全調理的心率信號。**OUT**可連接到**ADC**的輸入端。
- ▶ **LOD-**：導程脫落比較器輸出端。在直流導程脫落檢測模式下，當與**-IN**電極斷開連接時，**LOD-**處於高電平狀態，反之則處於低電平狀態。在交流導程脫落檢測模式下，**LOD-**始終處於低電平狀態。
- ▶ **LOD+**：導程脫落比較器輸出端。在直流導程脫落檢測模式下，當**+IN**電極斷開連接時，**LOD+**處於高電平狀態，反之則處於低電平狀態。在交流導程脫落檢測模式下，當**-IN**或**+IN**電極斷開連接時，**LOD+**處於高電平狀態，這兩個電極都連接時則處於低電平狀態。
- ▶ **SDN**：關斷控制輸入端。將**SDN**驅動至低電平，可進入低功耗關斷模式。
- ▶ **AC/DC**：導程脫落模式控制輸入端。對於直流導程脫落模式，應將**AC/DC**引腳驅動至低電平。對於交流導程脫落模式，應將**AC/DC**引腳驅動至高電平。

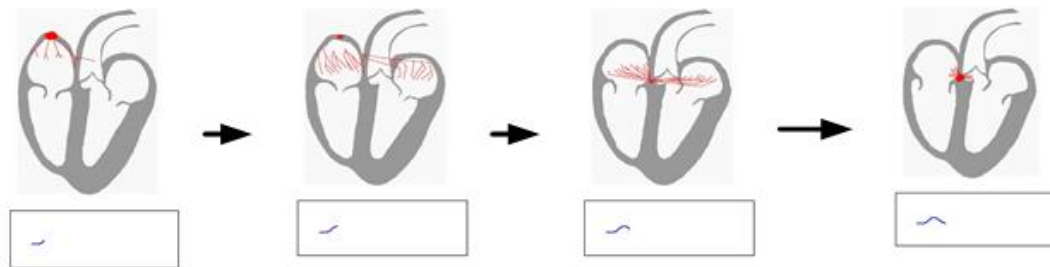


# AD8232的功能腳位

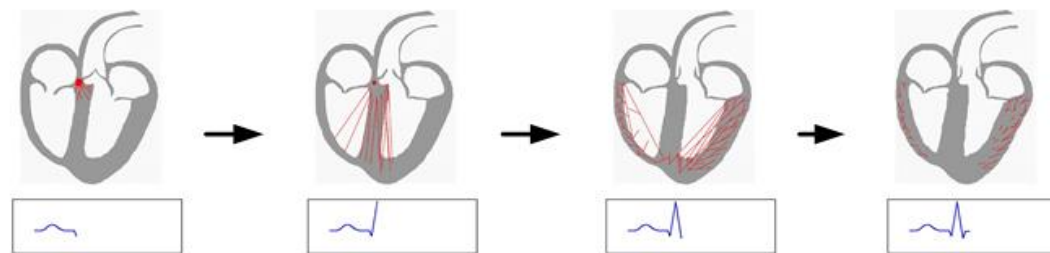
- ▶ **FR**：快速恢復控制輸入端。將**FR**驅動至高電平可使得快速恢復模式；否則，應將其驅動至低電平。
- ▶ **GND**：電源地。
- ▶ **+VS**：電源引腳。
- ▶ **REFIN**：基準電壓緩衝器輸入端。**REFIN**(高阻抗輸入引腳)可用於設置基準電壓緩衝器的電平。
- ▶ **IAOUT**：儀表放大器輸出引腳。
- ▶ **HPSENSE**：儀表放大器的高通檢測輸入端。應將**HPSENSE**連接到設置隔直電路轉折頻率的R與C結點。**EP**裸露焊盤。裸露焊盤應接**GND**或保持不連接。

# ECG

- ▶ **P 波**：P 波代表的是心房收縮的結果，通常不大於 3 小格(0.12 秒)，高度不多於 2.5 小格(0.25 mV)，如果超過這個範圍，通常表示有心房肥大增厚的現象。

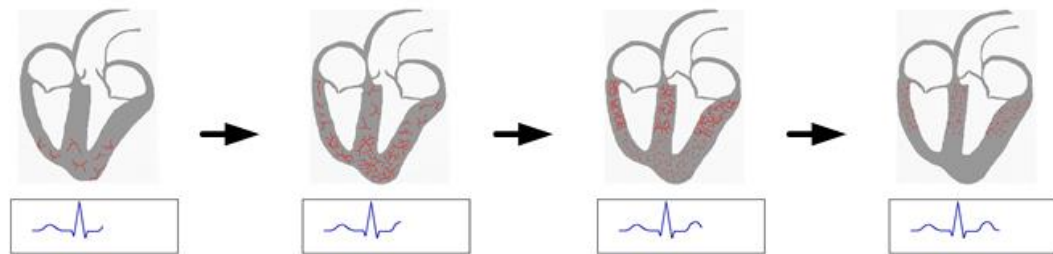


- ▶ **QRS波群**:典型的這一波群由一系列的3個偏離組成，它們反映了與左右心室除極相關的電流。習慣上波群中的第一個偏離如果為負向波則稱為Q波。波群中第一個正向的偏離稱為R波。R波後負向的偏離稱為S波。



# ECG

- ▶ **T 波**：此波段的極性通常在所有導程上均與**QRS**波群主波方向一致。在從**T**波波峰延至其下坡的複極時期，心室在電學上是不穩定的。當刺激（如一次失控的搏動，即期前收縮）落在這一易損期，就有造成心室顫動的可能性：即所謂的“**R-on-T**”現象。

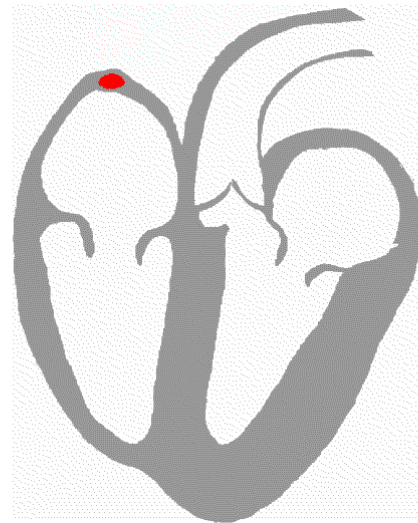


# ECG

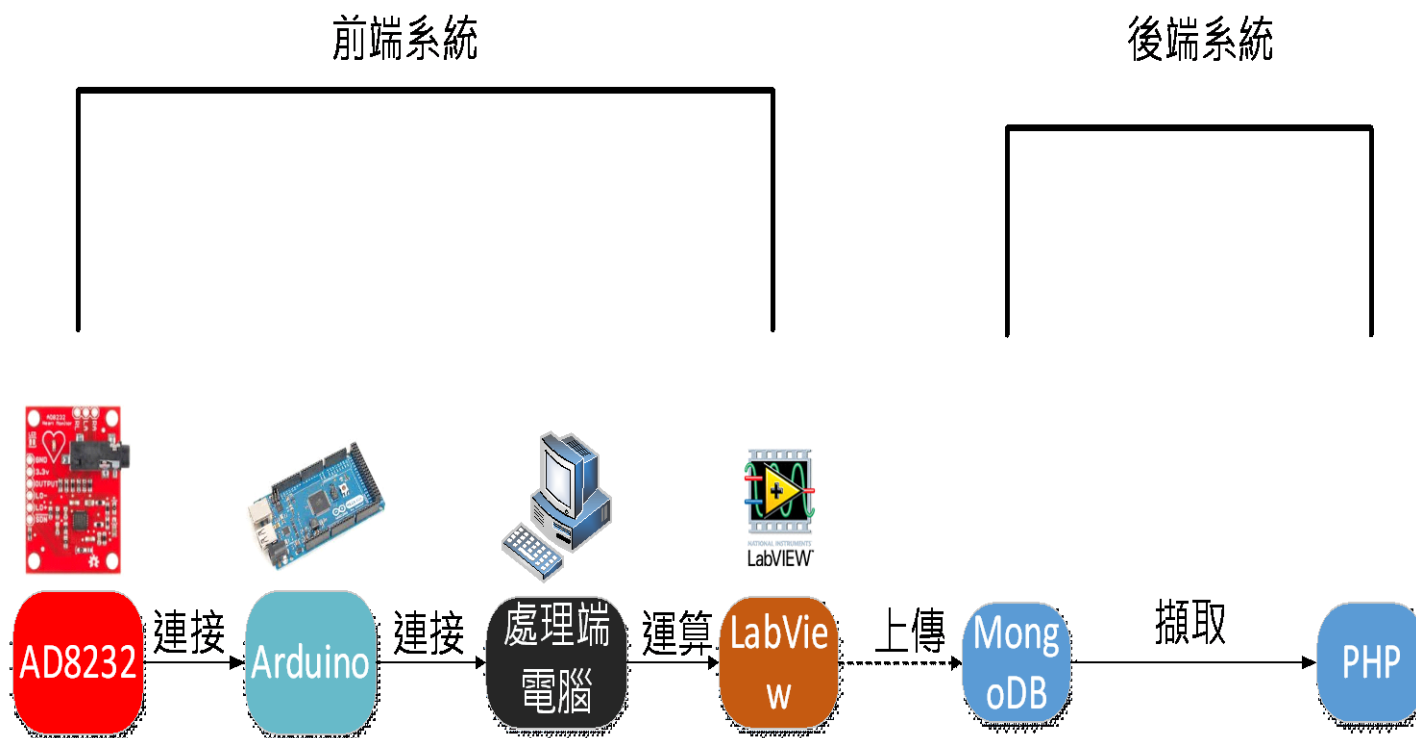
- ▶ **RR 間期**：表示一次心跳所需的時間，為兩相鄰**R**波之間的距離。
- ▶ **PR間期**：**PR**間期均為**P**波起點至**QRS**波群起點。此間期相當於心房開始除極到心室開始除極的時間，並反映房室結引起的房室間傳導的生理性延遲。
- ▶ **QT間期**：從**QRS**波群起點到**T**波終點的間距。它代表心室除極和複極的時間並等同於心室動作電位的時限。

# ECG

► 以下為心跳是意圖：

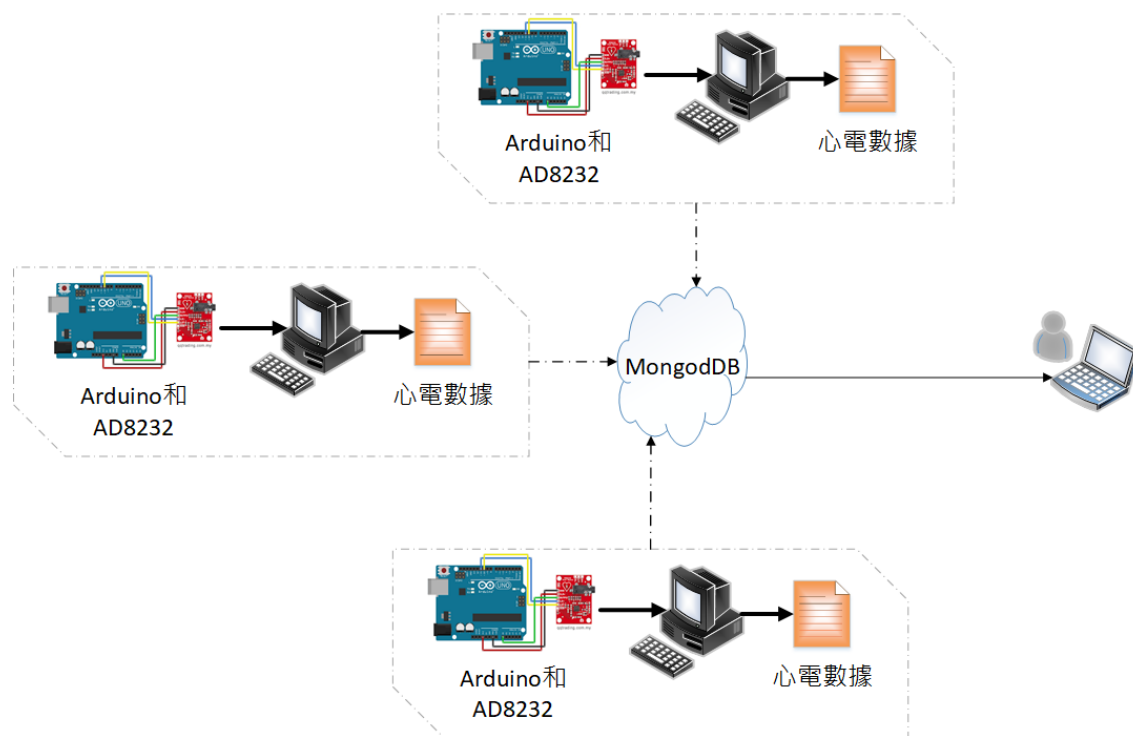


# 系統架構示意圖



# 研究方法及步驟

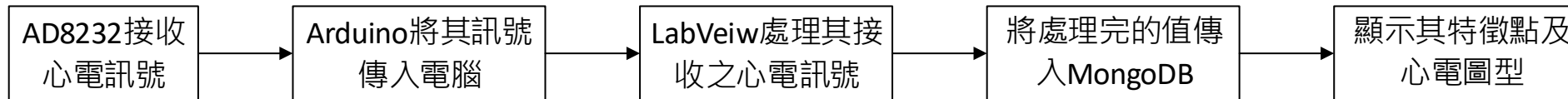
► 以下為系統設計示意圖：





# 研究方法及步驟

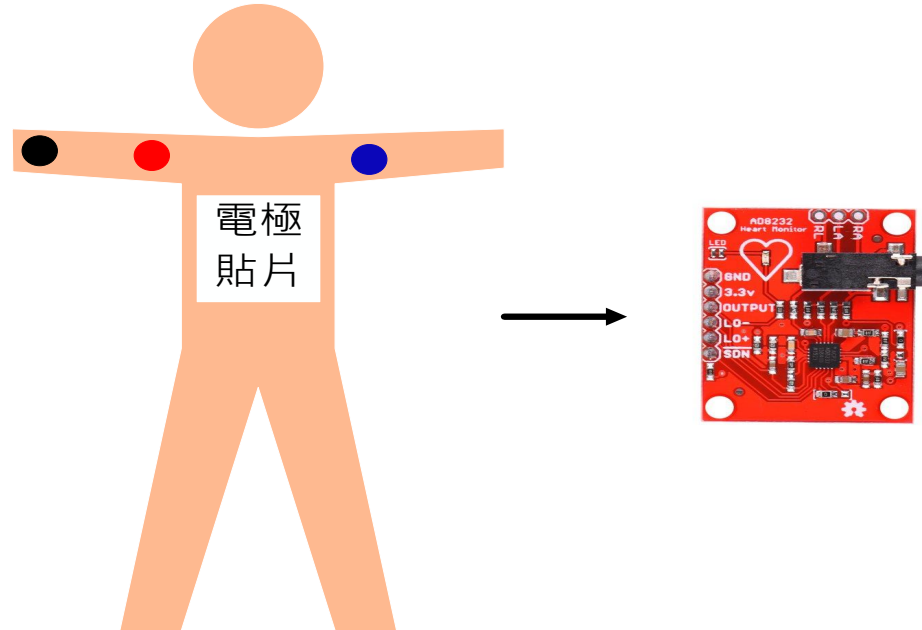
- 本研究步驟如下圖所示，計畫步驟先以**Arduino**結合前置電路設計為主，利用**AD8232**心率監視器接收訊號，其訊號經處理基線漂移和小波濾波，再利用演算法來找出造成**APC**心律不整的可能心電特徵，且編寫**LabVIEW**軟體判斷特徵是否異常並將結果傳入**MongoDB**資料庫，再結合**JavaScript**與**PHP**顯示出我們量測的結果。最後以**MIT-BIH**心律不整資料庫資料及自行所蒐集部份台灣在地醫院的心律不整資料，來驗證本計畫的準確度。



# 研究方法及步驟

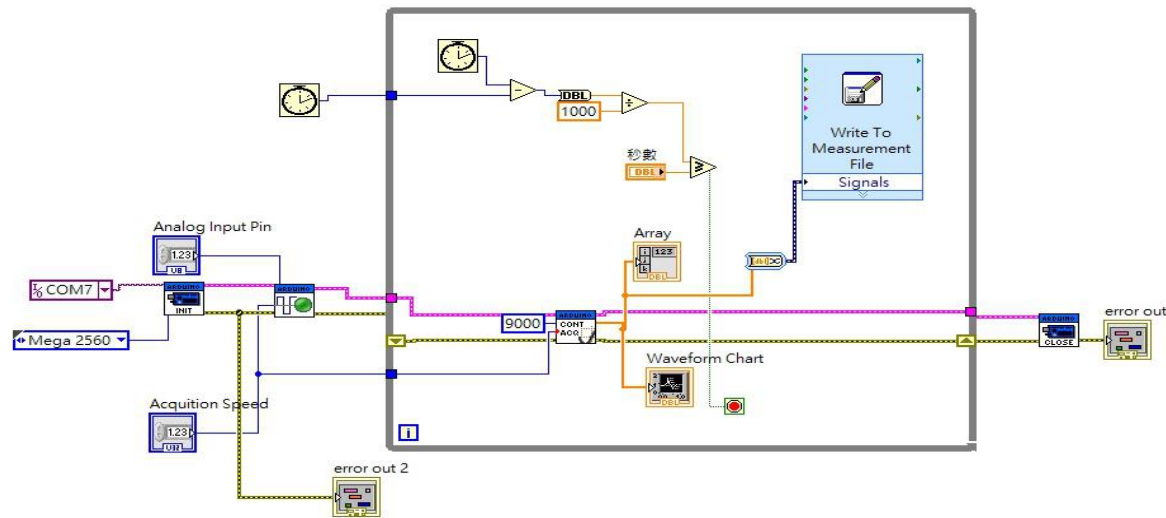
## ► 心電(ECG)訊號量測電路之設計

- 以電極貼片黏貼在LeadII導程，由AD8232心跳監測器感測模組放大訊號。使用Arduino裝置實現資料擷取之功能，固定時間間隔擷取的資料，再擷取完固定時間後再進行上傳至運算主機進行病徵測量查詢，取樣速度的大小與準確性及訊號的解析度是影響訊號擷取的關鍵。



# 研究方法及步驟

- ▶ 我們透過AD8232擷取之心電訊號為類比訊號，因此在傳入Arduino是使用Analog Input，訊號經由LabVIEW中的Continuous Acquisition On、Continuous Acquisition Sample指令與while loop進行擷取類比訊號，
- ▶ 下圖為LabVIEW連續取樣程式圖。



# 研究方法及步驟

- ▶ **Continuous Acquisition On**指令說明：主要功能是用於開啟連續擷取模式，必須先與Arduino連接的Analog Input pin以及設定Acquisition speed。
- ▶ **Continuous Acquisition Sample**指令說明：開啟連續擷取模式後，使用**Continuous Acquisition Sample**指令來擷取類比訊號，接者透過while loop來達到連續擷取的效果。

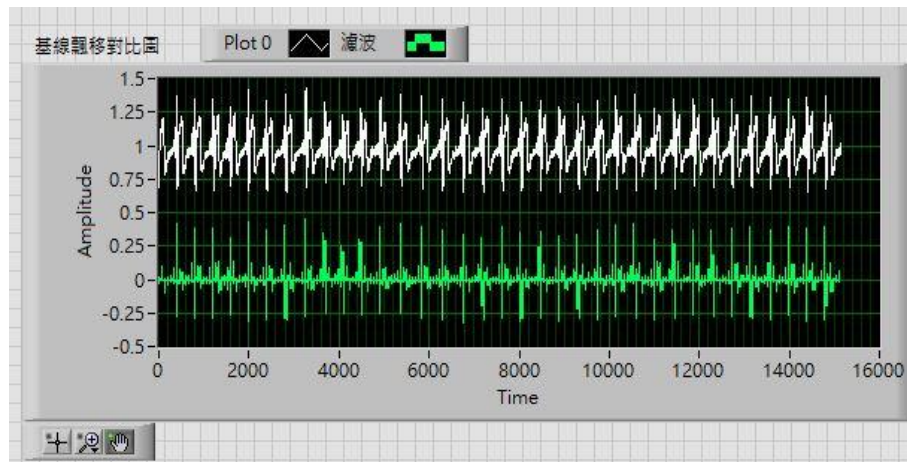
# 移除基線飄移

- 藉由AD8232硬體放大擷取的訊號仍有雜訊問題，因此本計畫利用NI-LabVIEW軟體濾波並分析特徵點及計算相關數據。訊號處理是以移除基線漂移及小波濾波器兩種方式。

- (1) 移除基線飄移

基線飄移是由被測對象的呼吸、電極移動等低頻干擾所引起，頻率小於5 Hz. 實際測量中心電訊號會偏離正常的基線位置出現上下緩慢的波動變化，ECG信號本身含有豐富的低頻成分，基線飄移會嚴重影響PQRS波群的判斷。

先將心電訊號經兩個中值濾波器處理，先經第一個200ms的中值濾波器，其目的在於消除QRS複合波及P波，接著訊號在經由一個600ms的中值濾波器，該濾波器目的是消除訊號的T波，以便得到不包含QRS複合波、P波和T波的基線漂移訊號，最後將原始心電訊號和基線漂移訊號相減得到修正的心電訊號，如圖所示，圖中白色部分為心電訊號中需濾除的基線漂移訊號，綠色的部分為濾除後，平整的心電訊號。



# 小波濾波器

## (2)小波濾波器

由於基線漂移訊號移除後，心電圖上有一些毛邊，為了提高偵測心電訊號的特徵值及提高準確度，本研究利用數位的小波濾波器濾除，進而降低硬體成本。

近幾年，小波轉換常使用在訊號分解上，而小波分解(wavelet decomposition)是功能強大的訊號分析工具，相當適合應用於訊號雜訊偵測，任一函數 $f(x)$ 其連續小波轉換定義如下式所示：

$$w(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) a^{\frac{1}{2}} \varphi\left(\frac{x-b}{a}\right) dt$$

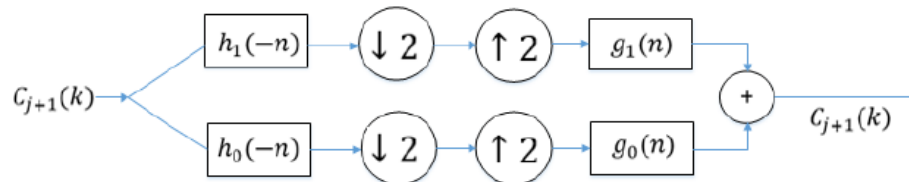
# 小波濾波器

- 其中， $\varphi(x)$ 為母波 (mother wavelet) 函數。a 和 b 各稱為展縮和平移參數。由於我們實際得到的訊號是離散資料組成，因此需要離散的小波轉換來分析離散的訊號。

(1) 式經簡化推導後，表示為下式：

$$C_{j+1}(k) = \sum_m C_j(m) h(k - 2m) + \sum_m d_j(m) h_1(h - 2m)$$

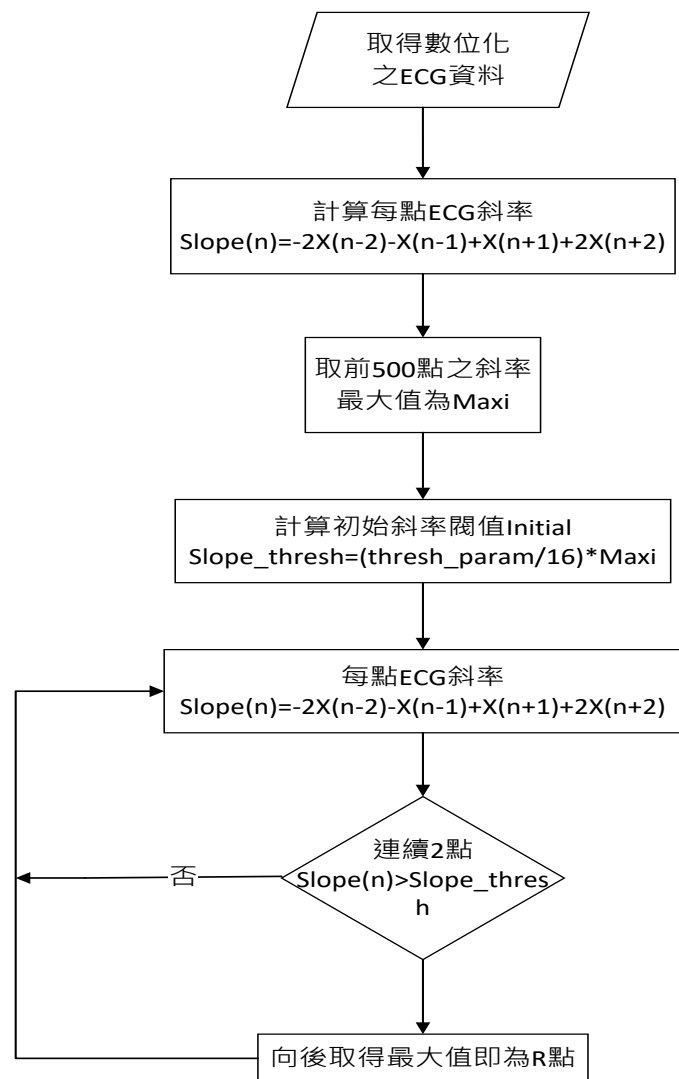
- 如此變得到我們需要的關係式，重建時先做反次取樣 (UP-Sampling or Stretching)，意思是間隔地插入零值，使訊號長度加倍，再經過濾波器合成，其示意圖如下圖。



- 本計畫ECG取樣速率為300Hz，使用wavelet(db08)濾除後的結果，可有效消除雜訊。



# So and Chan Method



# So and Chan Method

- So and Chan Method是以時域方面的斜率作為計算的比較，偵測出R波位置，計算出ECG訊號每點斜率值，其公式如下所示：

$$\text{Slope}(n) = -2X(n-2) - X(n-1) + X(n+1) + 2X(n+2)$$

- 以取前500點之斜率最大值為Maxi，接著計算斜率初始閾值(threshold)：

$$\text{Initial Slope\_thresh} = (\text{thresh\_param}/16) * \text{Maxi}$$

$$\text{max } i = \text{first\_max } i - \text{max } i / \text{filter\_parameter} + \text{max } i$$

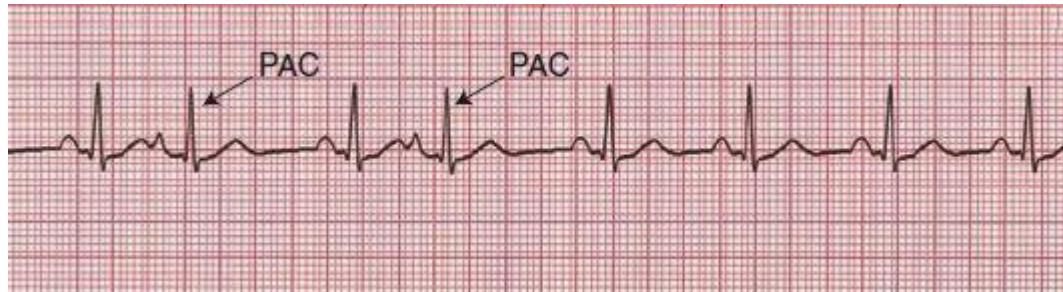
$$\text{first\_max } i = \text{Height of R point} - \text{height of QRS onset}$$

# So and Chan Method

- ▶ 將找出ECG中的每筆斜率做比較，如有兩筆連續ECG訊號的斜率大於斜率閾值時，即做為QRS複合波的起始點，起始點往後推導之最大值為R波之峰值，這就是以靜態閾值來偵測R波的方法。
- ▶ 而濾波器參數(Filter\_param)可設定為2、4、8、16，而參數的設定，可取得良好的R波偵測結果。R波位置為基準點，往前推導最小值為Q波位置，其往後找尋最小值為S波的位置，根據此兩點做為搜尋QRS複合波的起始位置(onset)和結束位置(offset)，Q波往前振幅最大點，定義為QRS波的起始點，而QRS結數點的位置也是利用同樣的方式，S點往後振幅最高點位置，為結束點，即可QRS複合波的範圍。
- ▶ 在判別P波的位置是非常困難的，因P波的振幅極小(<2.5mV)，在醫學定義上，P波的波峰距離R波的距離約0.2秒，本研究以R波為基準點，預測P波可能出現的範圍，若是正向值找出最大的位置為波的波峰。

# 分析心律病徵

- ▶ 此計畫主要偵測心臟病徵是**APC**(心房早期收縮)，而**APC**的判斷方式來自於心電圖波形的特徵，因為當心律不整發生時，其心電訊號的波形一定會發生某種規律性改變。
- ▶ 當心房早期收縮發生時，心電圖所顯示的特徵為相鄰的**R-R**間期明顯小於正常的**R-R**間期如下圖。



# 快速傅立葉轉換進行心率變異度分析

## ► 時域分析(Time domain)

- **SDNN**(Standard Deviation of Normal to Normal) 全部正常心跳間距之標準差，單位為毫秒。
- **NN50 count** (Number of pairs of adjacent NN intervals differing by more than 50 ms in the entire recording)，心電圖中所有每對相鄰正常心跳時間間隔，差距超過50毫秒的數目。
- **pNN50** (NN50 count divided by the total number of all NN intervals)，NN50數目除以量測之心電圖中所有的正常心跳間隔總數。

# 快速傅立葉轉換進行心率變異度分析

## ► 頻域分析(Frequency domain)

- 利用離散傅立葉變換將心跳間隔的時間序列轉換為頻域，以功率頻譜密度或是頻譜分布(Spectral distribution)的方式表現。主要區分為高頻區(0.15-0.40赫茲)及低頻區(0.04-0.15赫茲)。高頻區通常反映副交感神經的活性，低頻區同時受到交感與副交感神經系統的調控。

HRV參數說明

變數名稱	單位	說明
VLF	ms <sup>2</sup> /Hz	截取頻率為0.003-0.04Hz，指極低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
LF	ms <sup>2</sup> /Hz	截取之頻率為0.04-0.15Hz，指低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
HF	ms <sup>2</sup> /Hz	截取之頻率為0.15-0.4Hz，指高頻範圍的正常心跳間期的變異數。
LF/HF	None	反應交感/副交感神經平衡的指標或代表交感神經調控的指標。

參數代表症狀

量測參數	症狀	改善方向
HF	副交感神經活性偏低，心臟病、糖尿病、憂鬱症、失眠、過敏性腸胃症候群	HF是否升高回正常範圍
LF	交感神經過盛，心臟病、憂鬱症、神經質、失眠、過敏性腸胃症候群、胃潰瘍	LF是否下降到正常範圍
LF/HF	自律神經失調症候群	比值是否回到正常值範圍

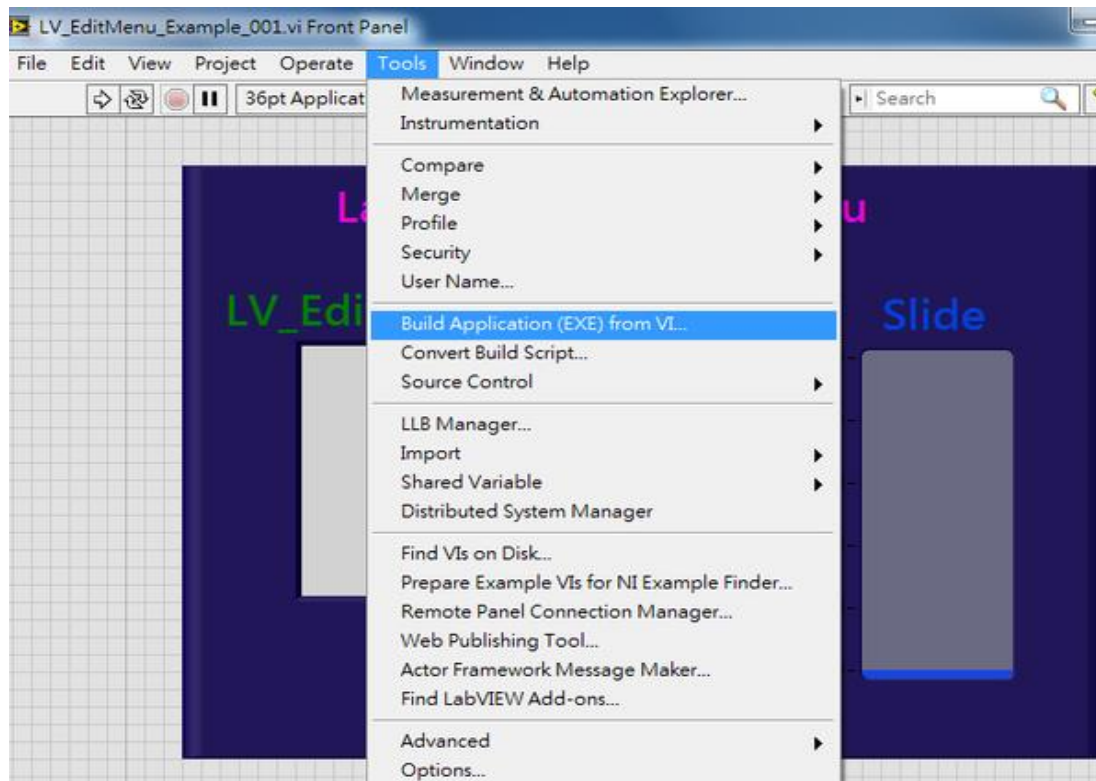
# 所有病徵表格

病徵	導因	治療方式
竇性心律不整(NSR)	受呼吸胸內壓改變之影響。	一般不需治療，但如果慢得過度，則裝置暫時性心臟節律器。
心房早發性收縮(APC)	常因情緒壓力、咖啡因、吸菸、喝酒、僧帽瓣脫垂、心衰竭而起。	有時不需要不必治療，必要時需去去除導因，或以毛地黃 ( Digitalis )、奎尼丁 ( Quinidine )、Pronestyl治療。
心房心室傳導阻礙	房室結受擾、缺氧、心肌梗塞、毛地黃中毒	不須治療，監測進展
心律	心臟病或心臟神經調節功能不正常時，可出現心律不齊或心律失常。	建議要及時就醫
SDNN (Standard Deviation of Normal to Normal)	一個人的自律神經生理年齡的高低較實際年齡輕或老，是由SDNN來決定的，SDNN越高表示自律神經生理年齡越年輕，SDNN越低，則表示其自律神經生理年齡越老。	無需治療。







# Labview檔案轉換exe

- ▶ Labview軟體有相關的功能，目前已成功轉換exe檔，測試中也找到如何在沒labview的情況下開啟並運作



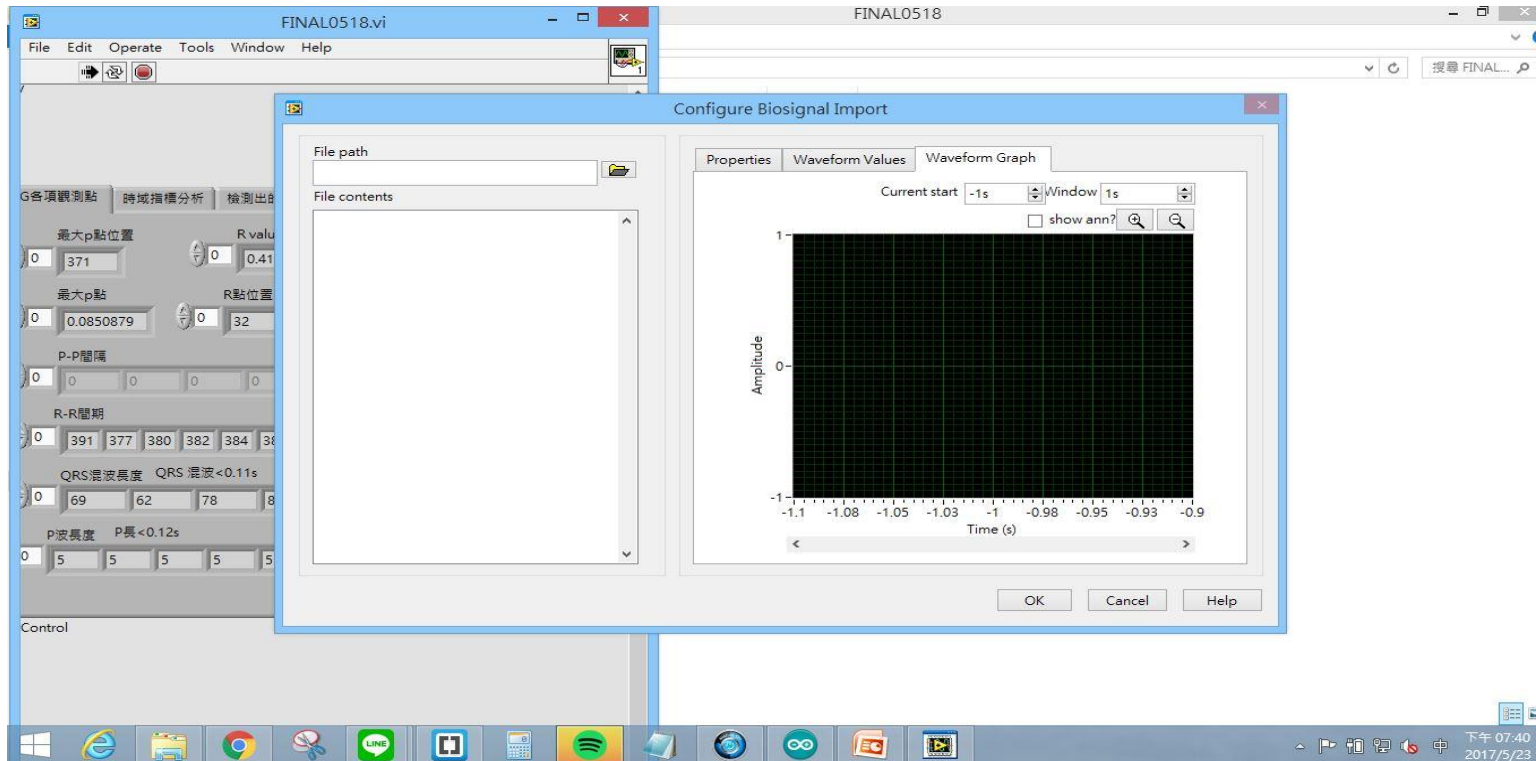
# Labview檔案轉換exe

► 完成後的exe檔，如下圖。

 data	2017/5/23 下午 0...	檔案資料夾	
 Application.aliases	2017/5/23 下午 0...	ALIASES 檔案	1 KB
 Application.exe	2017/5/23 下午 0...	應用程式	2,365 KB
 Application.ini	2017/5/23 下午 0...	組態設定	1 KB

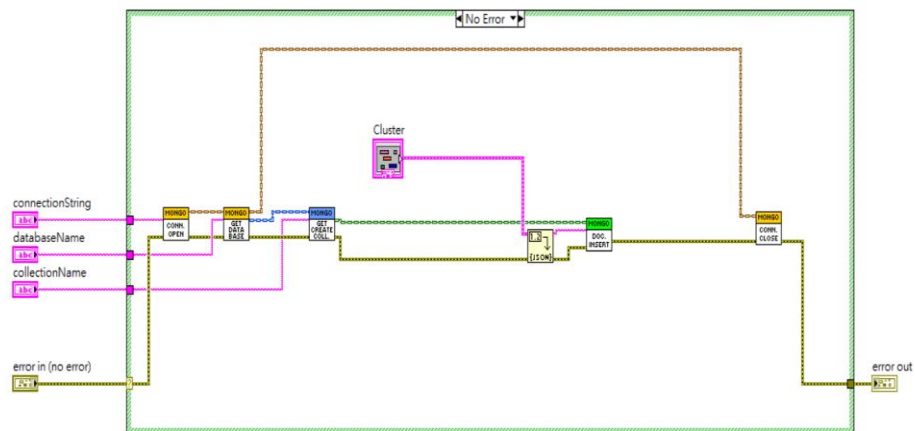
# Labview檔案轉換exe

- ▶ 在沒有labView的電腦也能開啟此exe檔，如下圖。



# labview連接資料庫元件

- ▶ 下圖為labview將波形及病徵上傳至資料庫的程式。

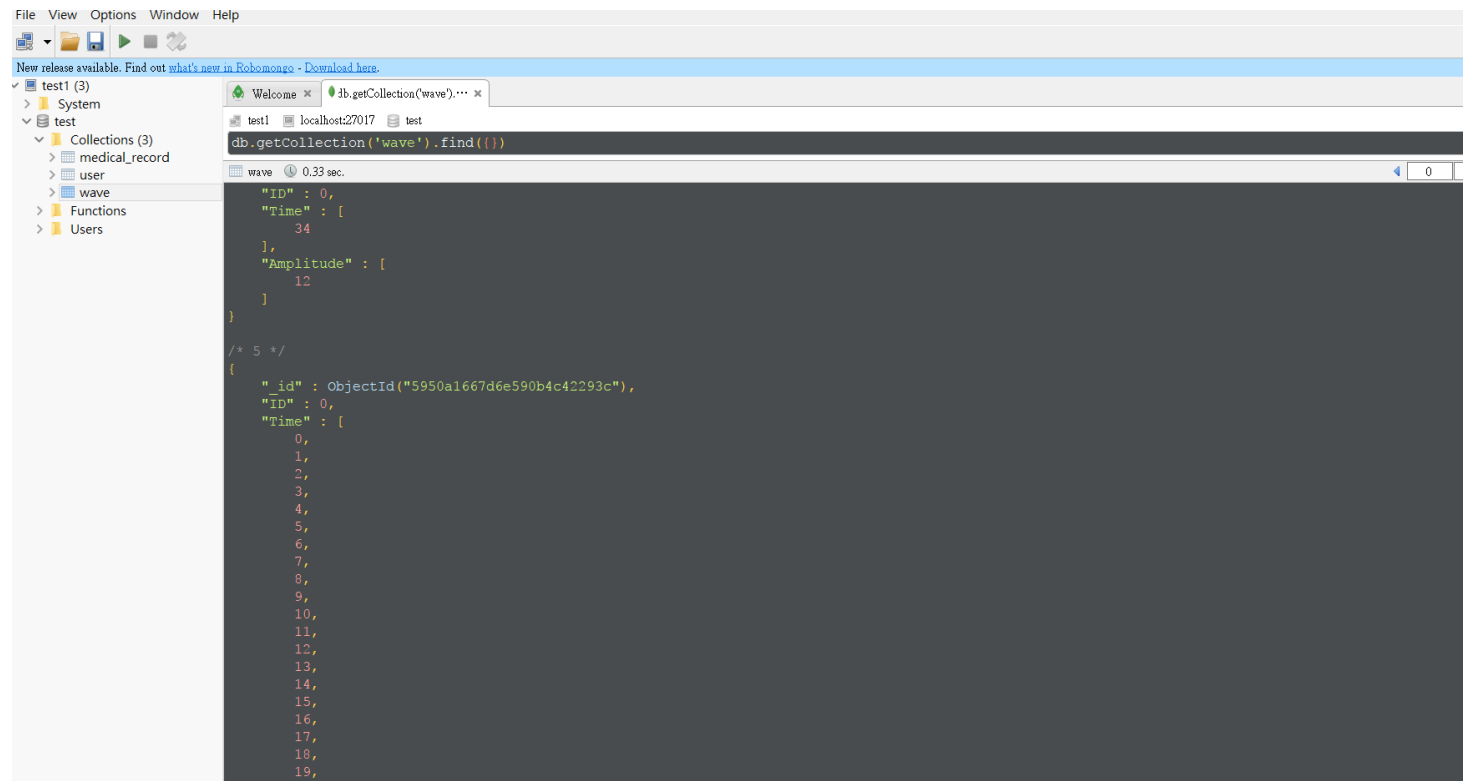


RBX Systems Ltd  
www.rbxsystems.com  
MongoDB LabVIEW Driver Class Project  
Author: Richard Carpenter  
Date: 19 March 2015

```
connectionString  
mongodb://localhost:27017/test  
databaseName  
test  
collectionName  
wave
```

# 資料庫的情況


► 下圖為資料庫接受到的數值。



The screenshot shows the RoboMongo web interface. On the left, a sidebar displays the database structure: 'test1 (3)' containing 'System' and 'test'. Under 'test', there are 'Collections (3)': 'medical\_record', 'user', and 'wave'. The 'wave' collection is selected. The main area shows the command `db.getCollection('wave').find({})` and its result, which is a single document with the following structure:

```
{
  "_id" : ObjectId("5950a1667d6e590b4c42293c"),
  "ID" : 0,
  "Time" : [
    0,
    1,
    2,
    3,
    4,
    5,
    6,
    7,
    8,
    9,
    10,
    11,
    12,
    13,
    14,
    15,
    16,
    17,
    18,
    19,
    20
  ],
  "Amplitude" : [
    12
  ]
}
```

# 登入頁面



使用者名稱：

密碼：

© ECG雲端監控 | 聯絡方式：04-23323456

# 註冊頁面

使用者名稱：

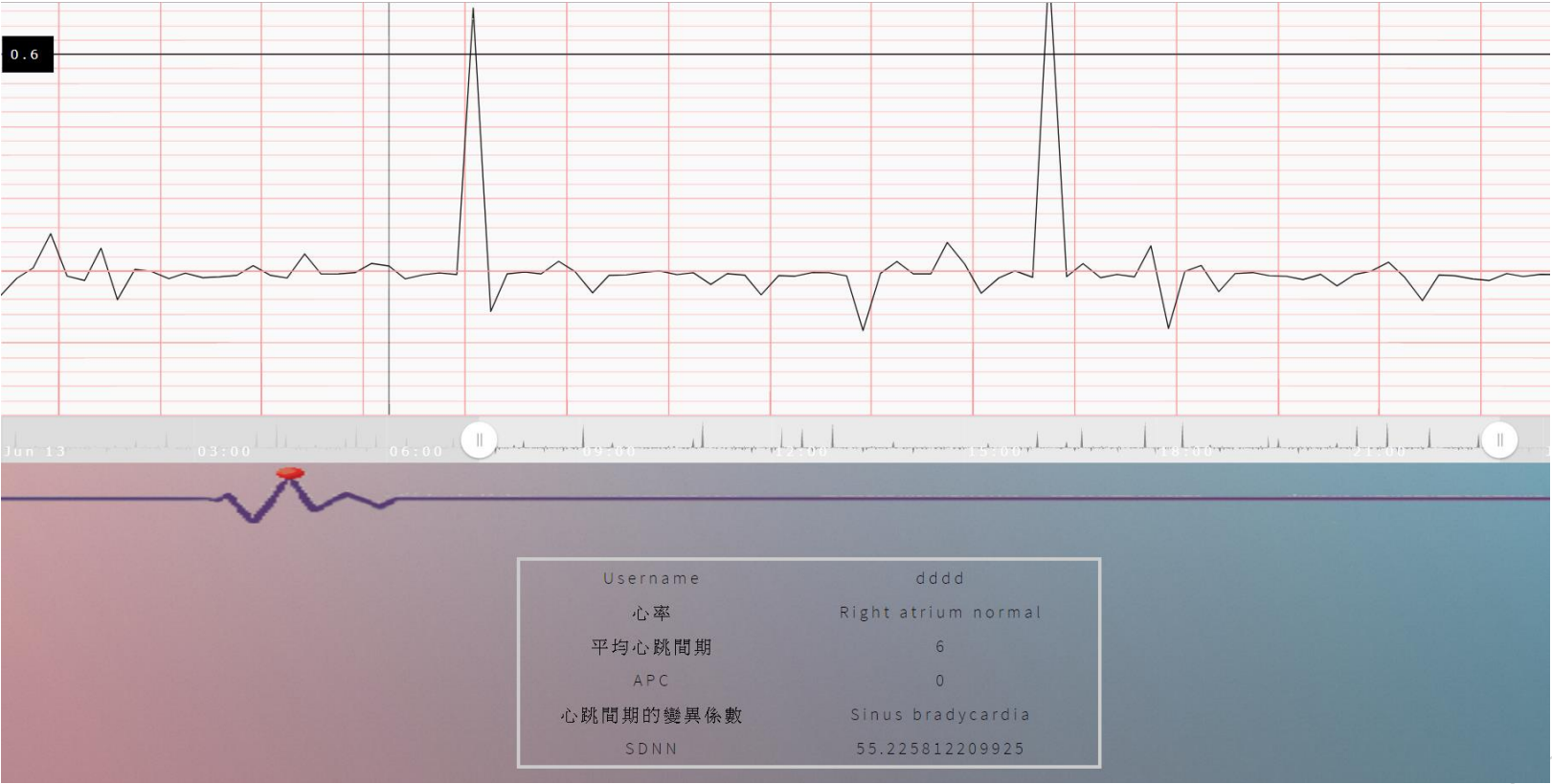
密碼：

確認密碼：

註冊

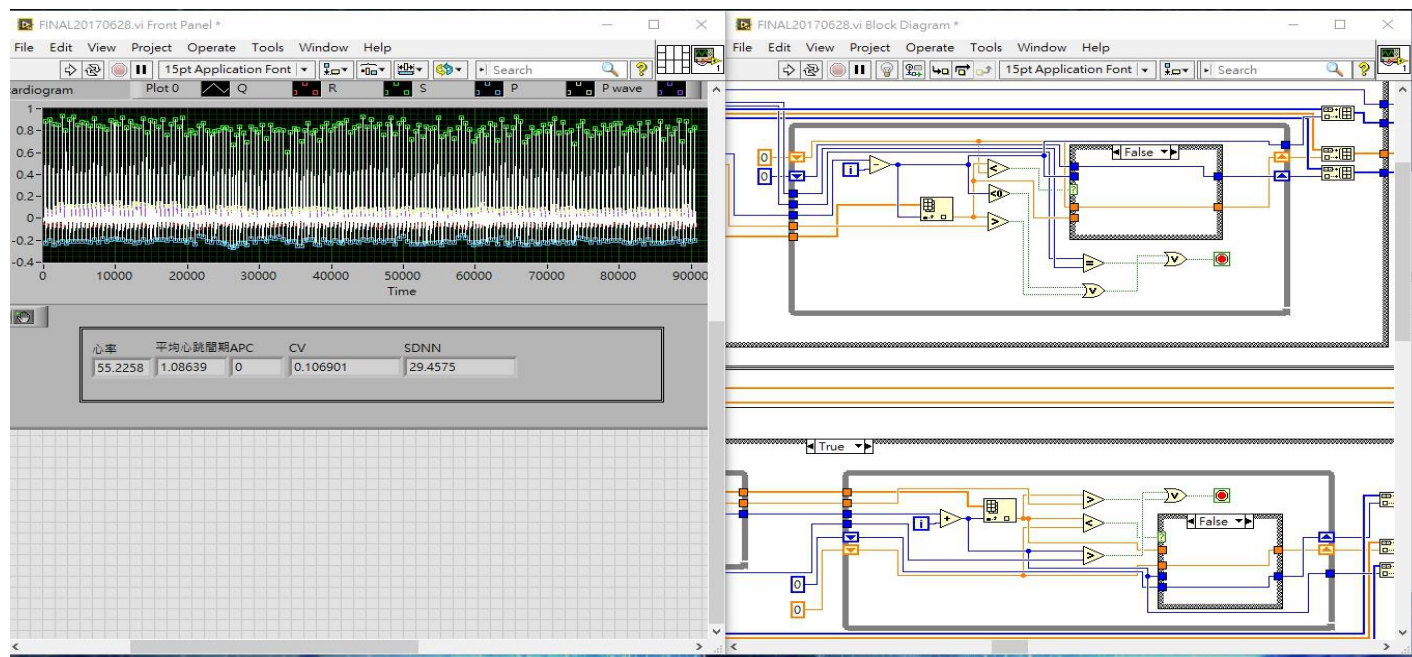


# 波形及病徵顯示頁面



# 實驗結果

- ▶ ECG系統的準確度我們是根據美國馬省理工學院提供的MIT-BIH資料庫做為比較的標準，這也是國際上公認的三個心電數據庫之一。
- ▶ 了瞭解我們系統的準確率，我們選擇從MIT-BIH資料庫中48筆資料隨機取10筆去做比較，藉由比較APC發生次數來計算系統的準確度。



# 數據比較

APC結果比較表

編號	我們的APC發生次數	MIT-BIH資料庫的結果	是否準確	準確度
102	0	0	是	90%
103	2	2	是	
107	0	0	是	
108	3	4	否	
109	0	0	是	
122	0	0	是	
205	3	3	是	
212	0	0	是	
213	25	25	是	
231	1	1	是	

# 分析討論

- ▶ 我們設計的系統可以藉由定位**QRS**波群並分析心跳間期、心率、心跳間期的變異係數、以及**SDNN**等，藉由這些可以算出**APC**次數。通過比較**MIT-BIH**資料庫之後也驗證本系統的準確度有**90%**。所以證實了此系統的分析結果是具有參考價值的，也達到了初期我們所設定的目標。

# 結論與未來展望

- ▶ 本系統使用**Arduino**作為硬體裝置的基礎，藉由**AD8232**讓**Arduino**具有量測身理訊號的功能並使用**AD8232**達成初步的濾波以及放大用途。而在核心上我們使用**LabVIEW**來達成整套系統全部的資料處理，資料處理之後與**MIT-BIH**資料庫多次比對，在比對的過程中不斷修正系統參數，且逐步提升實驗的準確率。最終讓經過提升準確率的系統給一般使用者一個初步的結果，相對於使用者的自身感受，使用此系統更可以讓專業人士得知使用者的身理狀況，提早給出較為準確的參考意見。
- ▶ 目前系統準確率已初步達成目標，但是距離準確兩字仍有不小的距離，提升系統的準確度是我們當前最重要的目標。第一步我們可以朝向改進演算法，達成最佳的演算結果，再來就算有著優秀的演算法作為基礎，但是在呈現結果的方面我們也要加強，所以可以優化人機介面讓使用者能更方便及快速地得知自己需要的資訊。而現在系統上仍使用有線來傳輸資料，以目前大環境下要求的雲端化有著很大的差異，更改系統架構用無線傳輸，達成隨身攜帶是可以設定的目標。也因為目標是無線傳輸，那麼速度以及效率是新的議題，甚至在量測端上因為無線模組需要的電源可能會在攜帶性上打折扣，而且比起有線的穩定度，無線連接到訊號強弱影響很大，保持快速且穩定就會變成一個在未來發展中重要的關卡。