具生物辨識功能之致死型心臟病專家防治系統

A SCD homecare expert system with ECG biometric function

林羣晨 [a] 沈祖望 [b]

Chun-Chen Lin **Tsu-Wang Shen**

服務單位 [a]學生, 慈濟大學醫學資訊研究所 [b]助理教授, 私立慈濟大學醫學資訊學系

E-mail [a] Cola520991@yahoo.com.tw [b] tshen@mail.tcu.edu.tw

摘要

心臟疾病在國人主要死因排行榜上始終居高不下，因此診斷心臟疾病的心血管疾病專家防治系統，扮演了極重要的角色。本系統利用電腦上的藍芽接收器接收可攜式心電圖儀器端發送出來的訊號，經過 QRS 偵測，挑出人生命重要的指標 R 波，計算其 R-R interval 後，運算出心率變異(HRV)之各項指標，做為評估致死型心臟病（SCD）危險因子。同時本本致死型心臟病之偵測，其中利用的技術為 template matching 和跨越零值方法，當 SCD 事件發生時，系統會在八秒鐘內發出 SCD 警報，以搶救生命。在測試方面，SCD 的樣本取自於 PhysioNet Sudden Cardiac Death Holter database 的 20 個 SCD 病患，結果顯示我們的演算法有 95%以上成功偵測到 SCD 發生;然而，以後努力的目標為將 SCD 偵測器、ECG 生物辨識系統和醫院資料庫結合起來，形成一個強有力的系統，可用以評估心血管之健康。

關鍵字：*致死型心臟病、心電圖、生物辨識、心率變異、頻譜分析、 類神經網路*

Abstract

The death caused by heart diseases has become a serious problem in the modern society, how to efficiently diagnose heart diseases plays an important role recently. This system uses the Bluetooth port on the computer to receive the signals from the portable instrument, and passes the bio-signal data directly to hospital database, which is also embedded the ECG biometric system for personal security. The desktop system detects R waves and computes heart rate variability (HRV) after calculating R-R intervals in order to predict sudden cardiac death (SCD). In addition to SCD prediction, this research focused on (SCD) detection. The techniques for SCD detections involved the template matching with improved crossing zero method. When SCD happens, the system will send out the SCD alarm within eight seconds in order to rescue person's life. For the testing process, twenty SCD patients of PhysioNet Sudden Cardiac Death Holter database are evaluated. The results showed our algorithms that have 95% accuracy to detect SCD successfully. In the future, the system may become a powerful system to evaluate personal cardiovascular health.

1、前言

根據美國心臟疾病協會統計，每年美國有上千萬的人有一種或一種以上的心血管疾病(CVD)，而且心血管疾病在台灣 94 年及 95 年都位居十大死因的前三名，每天約有 30 幾人死於心臟疾病，已成為國人的健康殺手。

致死型心臟病（SCD），是心功能的突然喪失的一個結果，SCD 發生最常開始出現持續的心室心搏過速，包括室的心搏過速（VT），心室顫動（VFL）或心室纖維性顫動（VFib），這對估計每年在全世界有數百萬的人和美國每年 400,000 人的死亡主要原因。當

SCD 在醫院的外面發生的時候，只有 1-2% 的病人能繼續生存；更驚人的是，受害者甚至沒有心臟病史，同時，時間和死亡的模式是不固定產生的，病人常來不及送醫便死亡，就因如此，若可以在病患發病時能偵測出，且即時發布警訊，將能有效提升病患存活率。

2、方法

設計此系統可以被在能提供早期的 SCD 警告並且增加病患的存活率的，讓醫護人員可以即時掌控病患情況，以降低致死的機率。

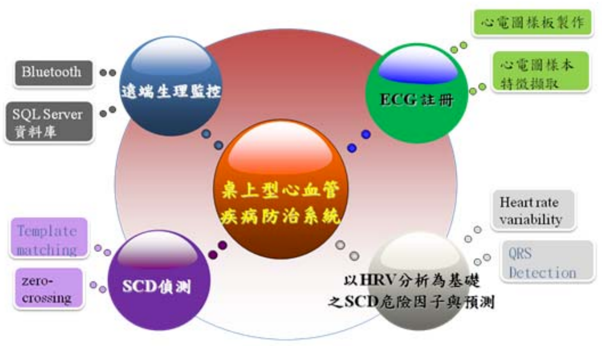


Figure 1 系統架構

利用 Borland C++ Builder 設計的介面下，以 C++語言撰寫程式設計一個桌上型心血管疾病專家防治系統，本系統經由 TI MSP430 經藍芽將心電圖數據和心電圖特徵樣板蒐集至資料庫中，目前本心血管防治系統的功能包含：心電圖註冊(個人心電圖樣板及資料庫)、訊號特徵值偵測(P、Q、R、S、T 波的峰谷位置)、SCD 的預測及偵測，如 Figure 1。

2.1 遠端生理監控

本系統利用可攜式儀器經藍芽將生理訊號傳到 PC 端。運用 Borland C++ Builder 內建的 ADOConnection 元件，其是一個專門與資料庫檔案進行連結關係的元件當進到資料庫連結時，會出現一個資料庫登入的對話視窗，它不具有開啟資料集的能力，再利用 ADOQuery 元件內 SQL 語法、ADOTable 元件連結至指定的資料集，DataSource 元件顯示所指定的資料集在視窗。

Table 1 遠端連結資料庫參考程式碼

```
strSQL = " SELECT * FROM  資料表名
WHERE name= " +QuotedStr(name);
ADOQuery1->Active = False;
ADOQuery1->SQL->Clear();
```

2.2 ECG 註冊

本系統利用心電圖生物辨識，呼叫出個人資料以記錄其相關 ECG 訊號，以達到個人化的目的，註冊流程如 Figure 2.

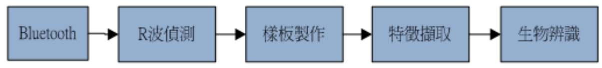


Figure 2 ECG 註冊流程

2.2.1 Tompkins 方法偵測 QRS 波

利用藍芽接收生理訊號後，運用 Tompkins [1]方法偵測 QRS 波去挑選 R 波，其方法流程圖如 Figure 3

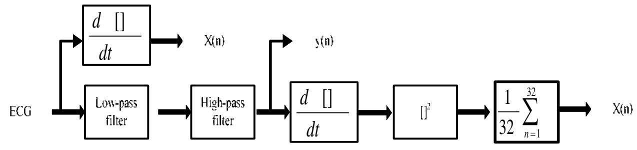


Figure 3 偵測 QRS 波之流程

根據訊號本身的頻率範圍，濾掉雜訊部份，而其優點為得到真正的 QRS 複合波，找出其尖峰值 R 波位置。本系統取樣頻率：500Hz。其流程方程式如下：

1.帶通濾波器

QRS 波的中心頻率約落於 17Hz 左右，故設計一帶通濾波器將 15 ~ 25 Hz 之間留下，其濾波器用高低通濾波器合成如下

低通濾波器(Low-pass Filter)

$$y[n] = 2*y[n-1] + y[n-2] + x[n] - 2*x[n-13]+ x[n-26] \quad [式 1]$$

高通濾波器(High-pass Filter)

$$y[n]=x[n-32]-1/31[y(n-1)+x(n)-x(n-63)] \quad [式 2]$$

2.微分器 (Derivative Filter)

經過濾波之後，藉由微分器可將 QRS 複合波的特徵更加突顯出來，其方程式：

$$y[n] =x(n)+x(n-1)-x(n-3)-x(n-4) -x(n-5) \quad [式 3]$$

3.平方 (Squaring function)

主要是讓所有的訊號成為正值，且將 QRS 複合波的高頻部份突顯出來，使大的更大，小的縮的更小。

4.移動視窗積分法

其作法是將斜率相加方程式：

$$y(n)=[x(n -(N-1)) + x (n-(N - 2)) +\cdots + x(n)]/N \quad [式 4]$$

**N：移動視窗寬度的取樣數 30 個 samples。

5.R 波位置之取得

以動態調整 threshold 來抓取，其閥值設定方程式：

SPKI=0.125*PEAKI+0.875*SPKI %PEAKI 是訊號

NPKI=0.125*PEAKL+0.875*NPKI %PEAKL 是雜訊

THRESHOLD=NPKI+0.25*(SPKI-NPKI) [式 5]

2.2.2 樣板製作

任何一種辨識系統都需要一個自我獨特的辨識密碼，其密碼只有自己才可以解碼，而做心電圖生物辨識，須先製作一組生理密碼，此密碼稱之樣板。在 90 秒內完成註冊並製作樣板。往後只需判斷 15 秒。然而切割樣板依據是以 R 波之間的間距為主，其製作步驟：

1. R 點為中心向左取 RR-interval*0.6 距離，向右取 RR-interval*0.3 距離，重複此步驟隨機取 20 個心跳。

2. 利用 Signal averaging 的方法對準 R 點後作累加平均並挑出其樣板的 P-QRS-T 波的特徵，再運算出相關特徵值以便辨識。如 Figure 4.

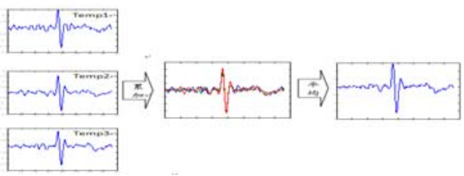


Figure 4 樣板製作範例

擷取 P、Q、S、T 波特徵，其方法如下：

以正常人的各波之間期出現的時間點來推估其位置。經過一次微分，以 R 波為基準 Window1：參考各間期的時間來推算，搜尋其中經過零值的最大最小值的位置。Window2：由於經過微分的處理過程，導致有延遲，去搜尋其最大值實際位置。如 Figure 5

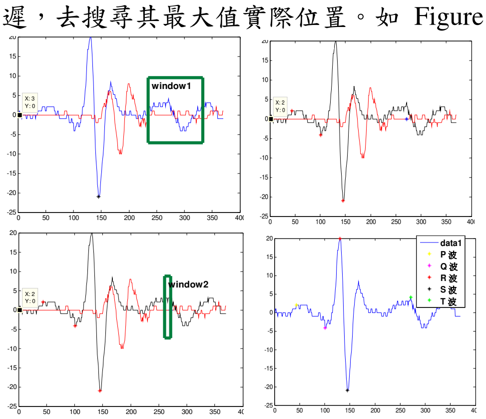


Figure 5 以擷取 T 波為例

1.擷取 P 波

Window1-70 個 samples：R 波往前 90sampels [(最小 PR 間期＋最小 P 波時限)*500samples/秒]~R 波往前 20samples [((最大 PR 間距-最大 P 波時限-最小 QRS 波組時限)*500，其方程式如 6 式：

P_ZERO =max(ecg(ecg_dev(R-90:R-20)==0)) [式 6]

Window2-40 個 samples，其方程式如 7 式:

P_index = max(ecg(P_ZERO-20: P_ZERO+20)) [式 7]

2. 擷取 Q 波

Window1-30 個 samples：R 波往前 30samples [最小 QRS 波組時限*500samples/秒]~ R 波，其方程式如 8 式

Q_ZERO =min(ecg(ecg_dev(R-30:R)==0)) [式 8]

Window2-10 個 samples，其方程式如 9 式

Q_index = min(ecg(Q_ZERO-10:Q_ZERO+10)) [式 9]

3. 擷取 S 波

Window1-50 個 samples：R 波往後 1 個 samples ~R 波往後 50 個 samples[最大 QRS 波組時限*500samples/秒]，其方程式如 10 式

S_ZERO =min(ecg(ecg_dev(R+1：R+50)==0)) [式 10]

Window2-10 個 samples，其方程式如 11 式

S_index = min(ecg(S_ZERO-10:S_ZERO)) [式 11]

4. 擷取 T 波

Window1-S 波往後 90 個 samples [(QT 間距-最大 QRS 波組時限-ST 間距)*500samples/秒]~資料結尾，其方程式如 12 式

T_ZERO =max(ecg(ecg_dev(S+90:end)==0)) [式 12]

Window2-10 個 samples，其方程式如 13 式

T_index = max(ecg(T_ZERO-10: T_ZERO)) [式 13]

2.2.3 心電圖生物辨識

當即時心電圖進來，先經過前置篩選可能之樣板，其運用相關係數方法從心電圖資料庫中配對出可能之樣板，然後挑選其特徵值(PQRST 波)及運算特徵間的關係係數，例如 QT 間距、ST 間距等之後，再運用特徵與樣板之間 Linear Discriminant Analysis 即配對出個人之樣板。其辨識方法有相關係數、Linear Discriminant Analysis，其流程如 Figure 6，方法如下：

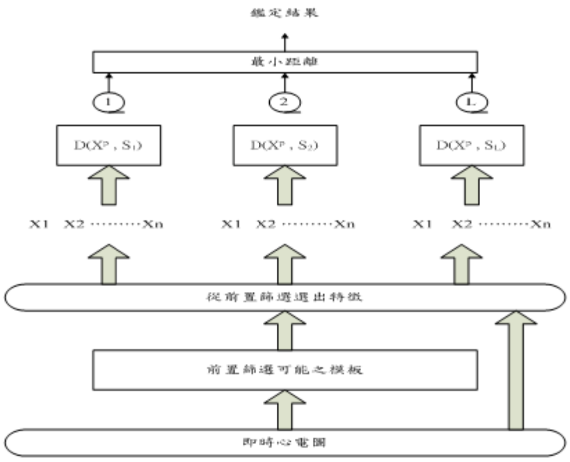


Figure 6 辨識流程圖

1. 相關係數(correlation coefficient)

經過前置篩選，其是在系統模型裡 Template match 方法先篩選可能的模板(Y)，模板與讀入的心電圖(X)，兩者一同計算 correlation coefficient 值。兩個波形的形狀相配對若彼此符合，一般統計上代表兩變數之間有相關大約在 0.85 以上，於是 threshold 設定 0.85，相關係數大於此 threshold 就為可能的相關的模板，如 14 式

$$r_{xy} = \frac{\Sigma(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\Sigma(X_i - \bar{X})^2 (Y_i - \bar{Y})^2}} \qquad [式\ 14]$$

2. Linear Discriminant Analysis(LDA)

製作即時 ECG 樣板和前置篩選相關樣板後，挑選出相關特徵值，與預先篩選相配出可能的樣板(Y) 特徵值和即時 ECG 樣板(X) 特徵值去做 LDA，若運算出距離最小，代表此樣板為此使用者，反之，則不是，LDA 之判斷式如 15 式。

$$D(X,Y) = \min\ [\textstyle\sum_{i=1}^{n}(X_i - Y_i)^2] \qquad [式\ 15]$$

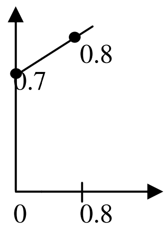
2.3 以 HRV 分析為基礎 之 SCD 危險因子與預測

有關心跳週期性的研究，大都以連續的 R-R 區間當作心跳的連續週期，心率變異分析最常用以計算的為心電圖中的 R 波，藉由計算 RR 之間的時間間隔，成為一序列的數列。心率變異分析通常排除心律不整等節律明顯異常的病例，而是針對在正常節律下的些微心率差異進行研究。目前分析的方式可在分為時域分析與頻域分析。

2.3.1 RR Tachogram

ECG 訊號經過消除基線漂移與偵測 QRS 波組後，所得到的 RRI(RR interval)序列是非等時距間隔的序列，呼吸急促、緊張、年齡等因素皆會影響其間距，因此若要做頻譜分析，需先經過重新取樣，HRV 公認的頻寬為 0.5Hz，故 Nyquist rate 為 1Hz，其本研究為保險起見取樣頻率為 2.5Hz，故 1 秒中有 2.5 個 samples，其方法如下例：

例



Space = 1/2.5=0.4(每 0.4 秒取一點)

斜率 = Y/X =(0.8-0.7)/0.8-0 =0.125

第 1 sample：當 $X_0 = 0$ 秒時，Y = 0.7

第 2 sample：當 X_1 = 0+0.4=0.4 秒時，Y=0.7+0.4*0.125=0.75

依此類推，當遇到新的取樣點的時間跟原本 R-R interval 的時間相同時，Y 軸的值就保持原本的值，若沒有就重新取樣，其結果如下。

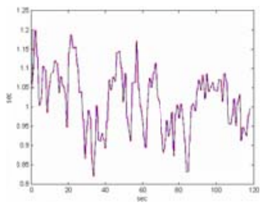


Figure 7 (藍)原本的 RR Tachogram (紅)重新取樣後的 RR Tachogram

2.3.2 HRV 時域分析 (HRV Time domain Analysis)

本系統運用短期(short-term)皆以 2 分鐘為基準單位進行計算而得，其相關參數有：每分鐘心跳數(HR)：1 分鐘內的心跳數。總心跳數：2 分鐘所有心跳數。NN50 count：心跳時間間距>50 毫秒的數目。pNN50：NN50 數目/所有心跳間距總數。SANN：所有 2 分鐘心跳間距平均值之標準差 RRI_Mean：每 2 分鐘 R-R 間距的平均值。

2.3.3 HRV 頻域分析 (HRV Frequency domain Analysis)

利用離散傅利葉轉換(fast Fourier transform)分析法，並使用 Hanning window 運算出以功率頻譜密度(Power spectral density, PSD)或是頻譜分佈(Spectral distribution)的方式表現。功率頻譜密度會受到取樣及 Hanning 運算的影響。依照頻率大小不同，功率頻譜分為總功率(Total power，TP)、超低頻(VLF， 0.003-0.04 Hz)、低

頻(LF，0.04－0.15 Hz)、高頻(HF，0.15–0.4 Hz)、低頻高頻功率比(LF/HF)。本系統可以做總功率、極低頻、低頻、高頻、極高頻、低頻的平均、高頻的平均、極高頻的平均、低頻高頻功率比(LF/HF)的分析，而更進一步利用頻譜分析出運算出參數去找出相關 SCD 危險因子評估。

2.3.4 致死型心臟病之預測

本系統利用最小均方演算法(Least-Mean Square algorithm，LMS)作為預測 SCD 是否發作的方法，其是類神經網路中監督式學習最常用來訓練網路權重值的方法，其方程式如 16 式

$$y_{ji} = \sum w_{ji} x_i = W^T X \qquad [式\ 16]$$

運用之前 HRV 分析運算出的 SCD 相關危險因子中的其中 4 個因子(X)：RRI_mean 、LF/HF、極高頻(VHF)、SDNN，套用到此類神經網路內訓練其成功率較高的權重值，當輸出值(Y)和目標值(d)有所誤差(e(n))時就回去更新權重($\overline{W}(n+1)$)，其方程式如 17 式

$$e(n) = d(n) - y(n) = d(n) - w^T(n) * x(n)$$
$$\overline{W}(n+1) = \overline{W}(n) + \eta e(n) * X(n) \qquad [式\ 17]$$

直到之後目標函式 $\varepsilon(n) = \frac{1}{2} e^2(n)$ 達到最小為止，就固定其權重值，往後將未知心電圖輸入，即可預測此心電圖是否有發生 SCD 的可能性。

3.3 致死型心臟病之偵測方法

由於先前樣板已經製作好所以只要運用先前製作好的樣板計算 Template matching 及 zero-crossing 去偵測，其流程圖如 Figure 8

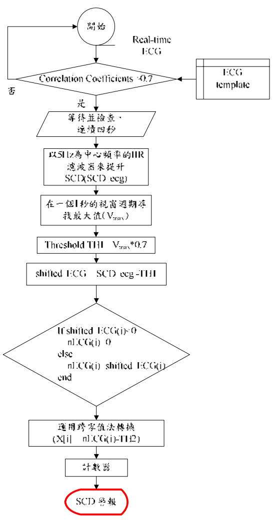


Figure 8 SCD 偵測系統流程

每個輸入的心跳先行做樣板比對，根據先前文獻生物辨識的認知，如果相關係數低於 0.7 時此兩個 ECG 樣本是不同樣本，因此，將門檻值設為 0.7，往後低於 0.7 時，就懷疑是否 SCD 發生，之後再經過一個中心頻率 5Hz、頻寬 2Hz 的 IIR 濾波器，再以跨零值法進一步確認 SCD 情況。最後，每 8 秒計數器計算一次數值高於門檻值 8(HI=8)或等於門檻值 0(LO=0)時，系統會產生 SCD 警訊。

3.3.1 相關係數(correlation coefficient)

本處是利用 Template matching 的相關係數作為判定 SCD 發作與否的條件，當每個心跳輸入後即和樣板比對是否有相互關係，如前所述相關係數方程式如 14 式。當 SCD 發生異常心跳時會導致相關係數降低很多(較生物辨識為降更多)，Figure 9 上圖顯示即時 SCD 情況其 3 個正常心跳隨後是異常心跳；而下圖每個人的 ECG 樣板和樣板跟即時 ECG 之間的相關係數。

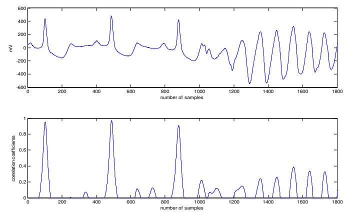


Figure 9 當 SCD 發生，相關係數降低

3.3.2 跨零值法

本方法主要內容是利用跨零值密集度來做為判定的條件，在 Figure 10 中顯示為實際 ECG 有 SCD 發生的病例，當異常的心跳經過 0 mV 時，P 波、T 波和正常心跳有相似的複雜性，然而先處理是必須的，因此排除中心範圍(0mV)，在 Figure 10 (下)為先處理過後的 ECG，而實際運作方式如下：

1.用一個 1 秒為寬度處理視窗去尋找 R 波振幅，一般最大值位於 R，其值再乘 0.7 成為臨界值 TH1，然後，將中心範圍在 TH1 以下的訊號消除。

2. 再減一個新的門檻值 TH2，運用得到所有的值，負數設為零及所有正數保持其值不變。

4.運用跨零值法和計數器，以偵測 SCD。

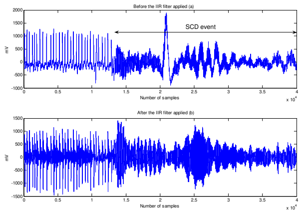


Figure 10(上) SCD 紀錄顯示正常和室性節律的心跳(下)經過 IIR 濾波

Figure 11 (a)描述輸入的心電圖扣除 TH1 後，x[i]是扣除 TH1 及濾波後的 ECG 訊號，再設為門檻值 TH2，TH2 是 x[i]中位數，最後在轉換 x[i]為±1 訊號，如 18 式、Figure 11(b)

$$sign\,(x[i]) = \begin{cases} 1\,,\ when & x[i] > 0 \\ 0\,,\ when & x[i] = 0 \\ -1\,,\ when & x[i] < 0 \end{cases} \qquad [式\ \ 18]$$

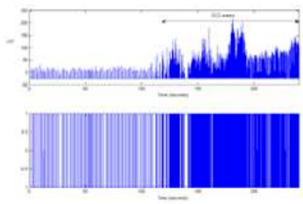


Figure 11 (上) 濾波後 ECG 扣除 TH1 (下) 轉換 x[i]為±1 之訊號，以便為了計算經過的零值的數量

計算 3 秒視窗內經過零的數量，移動一次只移動一秒，此外計數器開始紀錄有經過零的數量，對於正常心跳節律，每 3 秒視窗經過零值大約 3 個，然而對於 SCD 情況，數量較高於門檻值(=8)或者 0，如果在連續 8 秒數量都是高於門檻值或是等於 0 時，將發佈 SCD 警訊，請參考 Figure 12 (a),(b)和(c)詳細說明。

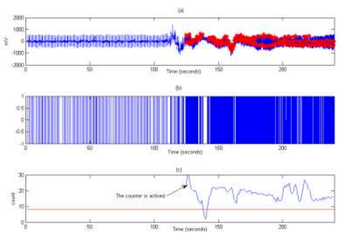


Figure 12 (a)SCD 情況正確地偵測並在異常心跳上標記(b)修正跨零值法使用於複雜性 (c)為記數之曲線圖

3. 結果

藉由上述方法所提到的技術，引用到測試資料中，偵測及預測 SCD 的結果如下：

3.1 SCD 預測

測試 19 筆 SCD(發作前 2 分鐘)，資料從 PhysioBank (Sudden Cardiac Death Holter Database)及 6 筆正常人。輸入本系統內運算出 11 個 HRV 與 SCD 相關的危險因子，我們把 RRI_Mean、SDNN、LH/HF rate、VHF、LF、HF、TP、每分鐘心跳數、總心跳數、NN50、pNN50 輸入至 LMS 類神經網路去預測是否將有 SCD 發生的可能，結果顯示 92%的機率可以預測出將有 SCD 發生。

3.2 SCD 偵測

測試 20 筆 SCD 資料(開始發病 2 分鐘)從 PhysioBank (Sudden Cardiac Death Holter Database) ，若單只運用樣本比對方法有 4 筆無法正確偵測出 SCD。若運用樣板比對+修改跨零值法：有 95%以上可以偵測出 SCD 發生無誤(20 筆有 19 筆偵測出)。

4. 結論

傳統上心電圖的判讀工作是由醫生或專業的醫護人員來進行，進行診斷時仰賴的是經驗與技術，故診斷結果常受到人為因素影響而產生差異。近年來由於電腦科技發達，利用遠端來診斷、監控的系統開始受到了重視。本研究從協助醫療專業人員的角度發展了以心電圖為基礎的心血管防治系統，經過系統實證與專家評估後，更進一步說明結合統計方法與類神經網路的架構應用於生物辨識、SCD 預測及偵測上，是開發系統的好方法。

5.未來展望

本系統運用可攜式儀器及搭配藍芽無線傳輸心電圖資料，目前最大的挑戰是當離開藍芽可傳輸範圍就須重新連線，希望改進為當儀器進入傳輸範圍內時 PC 能夠自動連線。未來希望此系統可以更多元化、生活化，不單單只是疾病的偵測及預測，可以加入一些衛生保健，時時監控病患的健康，不需等到危急情況時才給予建議。

誌謝

國科會心血管疾病防治資訊之整合和分析計畫 Information Integration and Analysis of Treatment and Prevention for Cardiovascular Diseases (NSC-94-2218-E-320)

參考文獻

[1] J. Pan, W. J. Tompkins, "A Real-time QRS Detection Algorithm", *Trans. on Biomed. IEEE*,VOL. 32, NO.3, p230-236, 1985.

[2] 林敬恆，歐怡伶，沈曉萍，"心電圖生物辨識應用於致死型心臟病偵測"，*慈濟大學醫學資訊系，專題報告*，2005。

[3] T. W. Shen, C. C. Lin, H. P. Shen, Y. L. Ou, and C. H. Lin. "A personal Sudden Cardiac Death (SCD) detector based on ECG biometric technology". *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 (WC 2006).* Seoul, Korea, 2006

[4] S. Akselrod, D. Gordon , F.A. Ubrel, D.C. Shannon, A.C. Barger, and R.J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control", *Science,* vol. 213, no. 10, p.220-222, 1981.

[5] Shortliffe and L.E. Perreault editors, "Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine", 2nd ed. Springer-Verlag Press, 2000

[6] T. W. Shen, W. J. Tompkins, and Y. H. Hu, "One-Lead ECG for Identity Verification," *2nd Joint Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and the Biomedical Engineering Society*, pp. 62-63, 2002.

[7] J.P. Niskanen et al., "Software for advanced HRV analysis", University of Kuopio Department of Applied Physics, Report Series ISSN 0788-4672, 2002.