

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

研製具自動迴歸移動平均具外部輸入數學模型分析能力之
無線傳輸心電偵測裝置
研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型

計畫編號：NSC 99-2221-E-216-051-

執行期間：99年08月01日至100年07月31日

執行單位：中華大學電機工程學系

計畫主持人：王志湖

處理方式：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中華民國 100 年 10 月 27 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫

成果報告

期中報告

研製具自動迴歸移動平均具外部輸入數學模型分析能力
之無線傳輸心電偵測裝置

Develop a wireless electrocardiogram monitoring device
based on ARMAX model analysis

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 99-2221-E-216-051

執行期間：自民國 99 年 08 月 01 日起至民國 100 年 07 月 31 日

執行機構及系所：中華大學電機工程學系

計畫主持人：王志湖

共同主持人：

計畫參與人員：

職別	姓名	學經歷類別
兼任助理	劉華智	中華大學電機系碩士班
兼任助理	林建洲	中華大學電機系碩士班
兼任助理	張佳緯	中華大學電機系碩士班
兼任助理	洪文正	中華大學電機系碩士班
兼任助理	陳裕龍	中華大學電機系碩士班

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

心電圖數學模式的建立

Develop a wireless electrocardiogram monitoring device based on ARMAX model analysis

壹、心電圖學的原理

心電圖(Electrocardiograms)就是用圖形描繪心臟活動時有關的電位變化，簡稱EKG或ECG[1]。心臟傳導系統發出電波，興奮整個心臟肌肉纖維而產生收縮。電波的產生及傳導，皆會產生微弱的電流分佈全身，若將心電圖記錄器的電極連接到身上不同的部位，就可描出「心電圖」，也就是一般所知的P-QRS-T波群，表示心臟跳動一次的心動週期，它是診斷心臟健康與否的儀器[2][3][4]。

通常用來測定心臟的活動電位有兩種：

- 一. 是以心電計的一個電極來測定的單極誘導 (Unipolar lead)
通常是用心電計的正極來測定，此電極又稱為探索電極 (Exploring electrode)。
- 二. 是以心電計的兩個電極來測定的雙極誘導 (Bipolar lead)
有正負兩個探索電極。

心臟的傳導系統

心臟本身具有自動且規律地收縮特性，這種特性源起於它能自主地發出激動，藉由傳導系統將此激動傳遍整個心臟，引起心肌收縮。

傳導順序：由竇房結節(S-A node)→房室結節(A-V node)→希斯氏束(bundle of His)→左右束枝(left & right bundle branch)→浦金氏纖維系統(Purkinje fibers system)

竇房結節 Sino-Atrial (S-A) node：又稱為竇結節 (Sinus node)，是心臟的起動器 Pacemaker (節律點)，正常心臟的規律搏動完全由竇房結節控制。位於上腔靜脈與右心房(右心耳)的接合點。激動由此發出，向石子落水一樣，將激動波一層接一層向四周擴散。傳播至兩心房(先右後左)，引起心房的收縮，產生心電圖上的P波。次外，激動波還傳至房室結節。

房室結節 Atrio-Ventricular (A-V) node：位於冠狀(靜脈)竇口正下方附近的心房中隔，接受由心房傳來的興奮激動波。正常情形時，激動波經過房室結會滯留約0.07 - 0.12秒，然後才再傳至希斯氏束。

希斯氏束 Bundle of His：房室結後緊連著希斯氏束，位於心房中隔右側內膜面(即心室中隔之正上方)。當激動波通過房室節之後，即迅速地經希斯氏束傳至左右束枝。在心房肌與心室肌的間隔中有纖維環阻隔，兩者之間的興奮傳導必須仰賴希斯氏束。

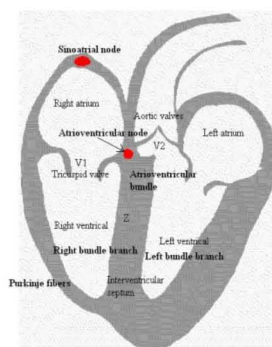
左右束枝 Left & Right bundle branches：希斯氏束進入心室後，在心室中隔

的膜部分叉成左右兩束枝。其右束枝繼續沿著心室中隔下降，擴散分枝為浦金氏纖維；左束枝則穿過心室中隔的膜部，至左心室內膜後馬上分出上枝(Superior branch)及下枝(Inferior branch)。上枝向上側方分佈於左心室的浦金氏纖維；下枝向下側方分佈於左心室的浦金氏纖維。因為右心室的浦金氏纖維分佈比左心室晚，即左束枝很早就分出浦金氏纖維。因此傳至心室中隔

的激動也以左側(左心室)發生較早，心室中隔部分的去極化也由左向右進行。

浦金氏纖維系統 Purkinje fibers system：起始於左右束枝之後，當激動波傳至浦金氏纖維系統，就由心內膜傳向心外膜，引起整個心室的興奮。假如有個部分損傷阻滯或改變了激動波的進行，不論是在傳導系統或其他心肌，皆可能改變心電圖的圖形。

名詞解釋：



Sinoatrial node: 竇房節
Right atrium: 右心房
Atrioventricular node: 房室
Tricuspid valve: 三尖瓣
Right ventricle: 右心室
Right bundle branch: 右束枝
Purkinje fibers: 浦金氏纖
Aortic valves: 主動脈瓣膜
Atrioventricular bundle: 房
束
Left atrium: 左心房
Left ventricle: 左心室
Left bundle branch: 左束枝
Interventricular septum: 心室
隔膜

圖1：有關ECG心臟的部分

心電圖誘導之接法



四肢誘導：儀器上四肢誘導的接環上都有註明左腳(LF)、右腳(RF)、左手(LA)、右手(RA)等字樣，示接上手腕及腳踝即可，若受試者配戴金屬項鍊、手表或腕飾，則請受試者取下以影響測量。
胸誘導：六個胸誘導在接環上亦已註明至V6(見圖2)。共有10個電極，其組合可形成12誘導。

圖2：10個電極的接法

所謂的誘導就是二電極間電位的差異而得，任意一組電壓差之記錄。誘導可分為：(1)雙極誘導(I, II 和 III)：把人的軀幹取左肩、右肩及左股之根部為三點，恰成一個三角形，兒心臟在裡面(見圖二)。而左手、右手、左腿實為這些導體的延長線，右腿通常接地，以減少干擾現象。(2)單極誘導(aVR, aVL, aVF, V1, V2, V4, V5 和 V6)。

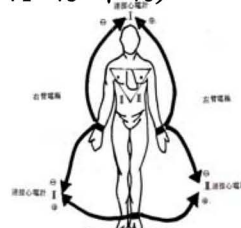


圖3：雙極標準誘導

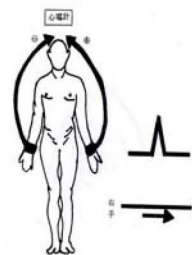


圖4：第一標準誘導

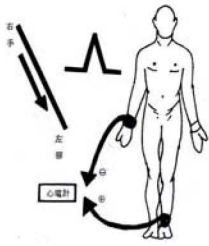


圖 5：第二標準誘導

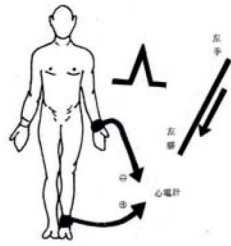


圖 6：第三標準誘導

第一誘導(I)：用以左手與右手間的電位差(見圖 4)。

第二誘導(II)：用以左腿與右手間的電位差(見圖 5)。

第三誘導(III)：用以左腿與左手間的電位差(見圖 6)。

將左手(LA)，右手(RA)，左腳(LL)利用導線各連接起來，成為一中心末端(CT)此末端因電位值極小(方便起見，視為零)。根據Kirchhoff之定義，可知虛接地 $CT=RA+LA+LL=0$ (將Lead II 作反向，使 $Lead II'=RA-LL$)。將負極接於中心末端，而將正極接於所需要探索之肢端(形成 Y 接)。

即：VR：單極右臂誘導 (電位差為 $RA-0=RA$) (圖 7)

VL：單極左臂誘導 (電位差為 $LA-0=LA$) (圖 8)

VF：單極左腳誘導 (電位差為 $LL-0=LL$) (圖 9)

又因 aVR(圖 10)= $RA-CT$ ，aVL(圖 11)= $LA-CT$ ，aVF(圖 12)= $LL-CT$ ，則：

$$Lead I = VL - VR = 2/3(aVL - aVR)$$

$$Lead II = VF - VR = 2/3(aVF - aVR)$$

$$Lead III = VF - VL = 2/3(aVF - aVL)$$

$$Lead II = Lead I + Lead III$$

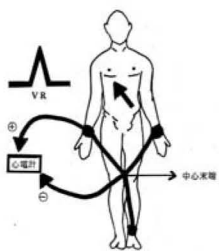


圖 7：VR 肢誘導

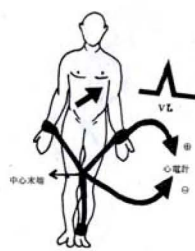


圖 8：VL 肢誘導

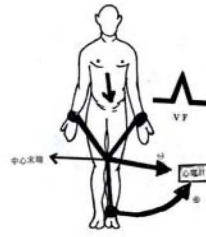


圖 9：VF 肢誘導

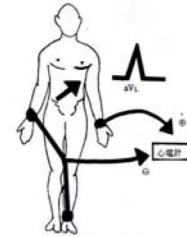


圖 10：aVR 肢誘導

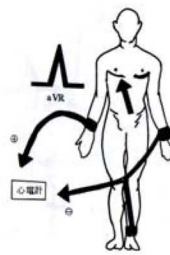


圖 11：aVL 肢誘導

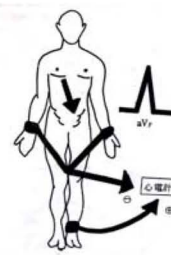


圖 12：aVF 肢誘導

表 1：符號和電極位置

符號	電極安排
RA(VR)	左手腕上方
LA(VL)	右手腕上方
LL(VF)	左足踝上方
RL	右足踝上方
V1	胸骨右側第四肋間處
V2	胸骨左側緣第四肋間處
V3	介於 V2 和 V4 中間位置
V4	鎖骨中線及第五肋間交叉處
V5	腋窩前線與 V4 等高處
V6	腋窩中線與 V4, V5 等高處

波形的名稱與意義

P 波：為心房去極化所產生的波峰，依照 Korth 之假說：P 波的前四分之一由右心房之興奮激動引起；而後四分之三則左心房之激動引起。

Ta(或 Pt)波：為心房再極化所產生的波峰，一般皆隱埋在 QRS 綜合波中[5]，沒在心電圖上表現，有時亦可形成圓滑的 ST 部分下降。

Q 波：為心室去極化所產生的綜合波中，第一個向下(負)的波峰。

R 波：為心室去極化所產生的第一個向上(正)的波峰。

S 波：為心室去極化在 R 波之後所產生的第一個向下(負)的波峰。

QS 波：光只有一個向下(負)的波峰，則不稱 Q 波而稱 QS 波。

QRS 綜合波：不論心電圖出現以上的波形如何，都總稱為 QRS 綜合波。

T 波：為心室再極化所產生的波峰，一般與 QRS 綜合波之主要波峰方向相同。

U 波：繼 T 波之後，產生原因不明，但在血鉀過少或心動徐緩(Hypokalemia or Bradycardia)時特別明顯。

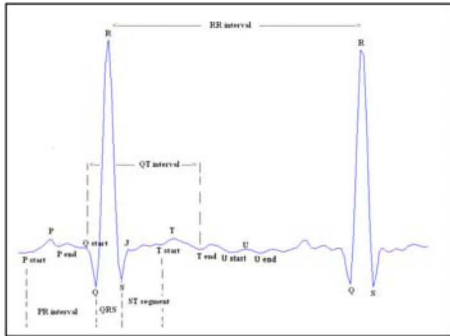


圖 13：正常的心電圖

間隔、部分及表示的意義

1. R-R 間隔：表示兩個連續枝 R 波的時間，即為心搏動一次的時間。
2. P-P 間隔：依正常之竇性節律時，期間隔應與 R-R 間隔相同。但在心律不整時，不一樣。
3. P-R 間隔：通常由 P 波之起點至 QRS 綜合波的起點，表示兩者之間的時間。為代表心房至心室的激動傳導時間，且受年齡及體型影響。
4. QRS 間隔：自 QRS 綜合波之起點至終點，表示心室全部去極化所需的時間。
5. 心室激動時間：自 Q 波之起點至 R 波之最高點，表示這興奮自心肌內膜傳至外膜所需的時間。
6. Q-T 間隔：自 QRS 綜合波之起點至 T 波之終點，即表示每一次心室收縮前，心室本身的電力化，通常不計算，因為 Q-T 間隔隨心搏率而變化。
7. P-R 部分：從 P 波之終點至 QRS 綜合波之起點間的基準線(正常時)。
8. S-T 部分：為 QRS 綜合波的終點至 T 波的起點之間基準線(即是 ST 接合處)。
9. ST 接合處：又稱 J 接合處，為 QRS 綜合波結束後 S-T 部分開始的那個交點。

我們從 (<http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>) 這個網站裡得到心臟傳導系統發出電波的傳導順序：由竇房結節(S-A node)→房室結節(A-V node)→希斯氏束(bundle of His)→左右束枝(left & right bundle branch)→蒲金氏纖維系統(Purkinje fibers system)詳細描繪在此 17 張圖。

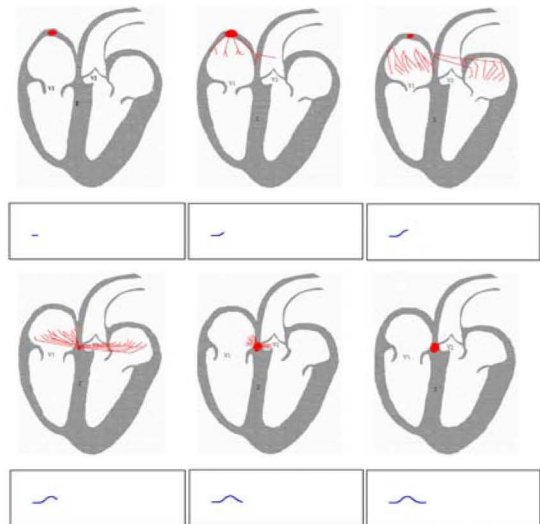


圖 13：與 P 波和電向量有關的順序圖(6 張)

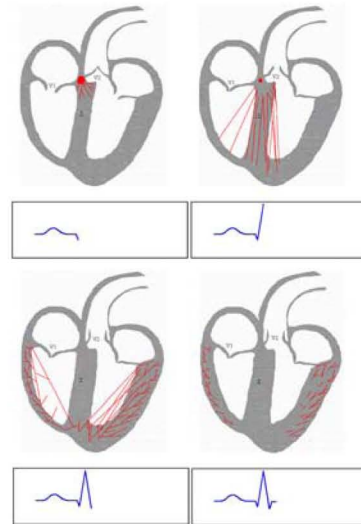


圖 14：與 QRS 合成波有關的順序圖(4 張)

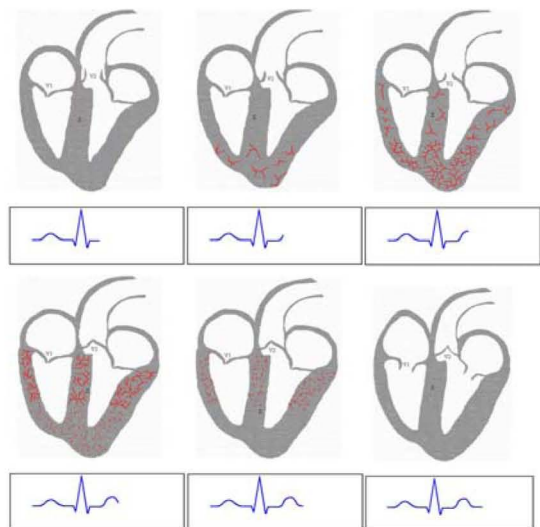


圖 15：心室再極化與 T 波有關 (6 張)

最重要是右三尖瓣膜、主動脈瓣膜開合以及心室間隔厚度與心臟節律循環波形的關聯性，可以由此 17 張圖得知，本專題的自動迴歸移動平均具外部輸入數學模式中的外部輸入，將以此三種開合狀況或厚度來定義。所以本專題必須尋找心臟節律循環位置後，數學模式中的外部輸入才可以根據這些波形

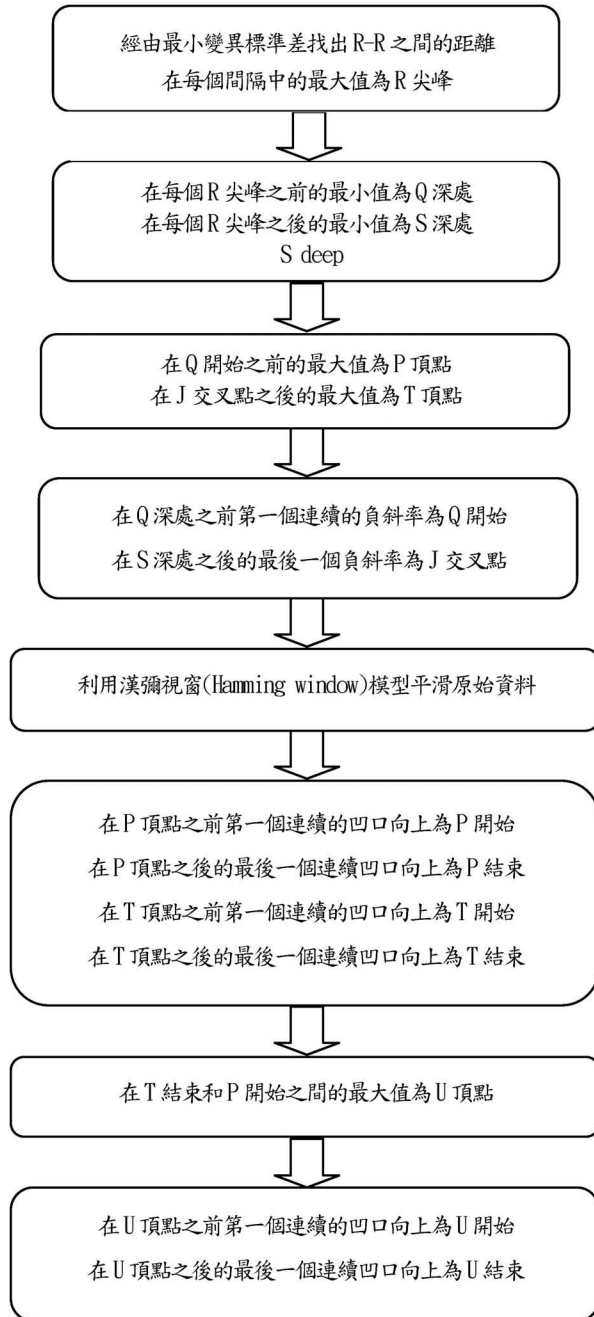


圖 16：心臟節律循環位置的流程圖

位置，來規劃右三尖瓣膜、主動脈瓣膜開合以及心室間隔厚度，因此心臟節律循環位置的流程圖呈現在圖 16，其相對於 R 峰值相關統計資料則呈現於表 2。從其變異數得知其外部輸入具有時變特性。

表 2：心臟節律循環相對於 R 峰值位置統計資料

起始數據和經由漢彌視窗(N=3)平滑後的數據	取樣點	P 開始	P 頂點	P 結束	J
	平均值	23.7	18.3	13.1	11.3
	變異數	0.83	0.23	2.41	4.91
	取樣點	T 開始	T 頂點	T 結束	
起始數據和經由漢彌視窗(N=5)起始數據	平均值	16.7	28.1	39.9	
	變異數	15.7	1.79	4.16	
	取樣點	P 開始	P 頂點	P 結束	J
	平均值	23.6	18.2	12.8	12.8
起始數據和經由漢彌視窗(N=3)平滑後的數據	變異數	0.91	0.22	2.35	4.68
	取樣點	T 開始	T 頂點	T 結束	
	平均值	24.1	28.2	39.7	
	變異數	3.49	1.46	3.51	
起始數據和經由漢彌視窗(N=5)起始數據	取樣點	Q 開始	Q 處深	S 深	
	平均值	6.3	3.8	5.3	
	變異數	0.42	0.16	3.47	
	取樣點	U 開始	U 頂點	U 結束	
	平均值	34.3	32.6	28.3	
	變異數	6.13	6.11	5.74	
起始數據和經由漢彌視窗(N=5)起始數據	取樣點	Q 開始	Q 處深	S 深	
	平均值	6.9	4.1	8.1	
	變異數	0.16	0.13	1.08	
	取樣點	U 開始	U 頂點	U 結束	
起始數據	平均值	34.3	32.5	29.9	
	變異數	5.7	5.78	3.68	

貳、漢彌視窗(Hamming window)平滑應用

利用這個對稱的漢彌視窗(Hamming window)在 N=3 或 N=5 時，使原始資料變平滑，亦即，去除高頻雜訊，其時間域及頻率域的數學式表示如下：

在時間域：

$$\text{Hamming}(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), 0 \leq n \leq N-1 \quad (1)$$

在頻率域：

$$\text{Hamming}(\omega) = 0.54\delta_N(\omega) + 0.23\left[\delta_N\left(\omega - \frac{2\pi}{N-1}\right) + \delta_N\left(\omega + \frac{2\pi}{N-1}\right)\right] \quad (2)$$

其中
$$\delta_N(\omega) = \frac{2 e^{-\frac{j\omega N}{2}} \sin(\omega(\frac{N}{2} + 1))}{\omega}$$

漢彌視窗在時間域的圖形為 raised cosine 如圖 17，其最高值為 1，其相對應的 weightings 分別列舉於下方

Hamming weighting vector(3) = [0.08 1 0.08]

Hamming weighting vector(5) = [0.08 0.54 1 0.54 0.08]

漢彌視窗在頻率域的圖形，可視為一種低通濾波器，如圖 18，其高頻雜訊將會被濾掉。圖 19 及圖 20 表示原始心臟節律循環資料與經過不同設定(N=3 或 N=5)的正規化(normalization)漢彌視窗濾掉雜訊變平滑後的波形比較。

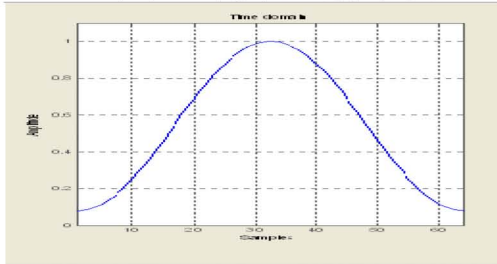


圖 17：漢彌視窗在時間域的圖形

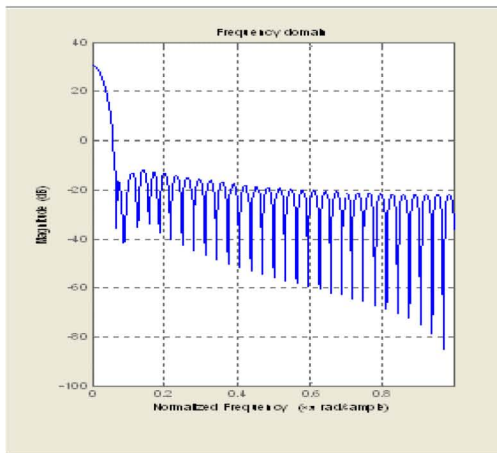


圖 18：漢彌視窗在頻率域的圖形

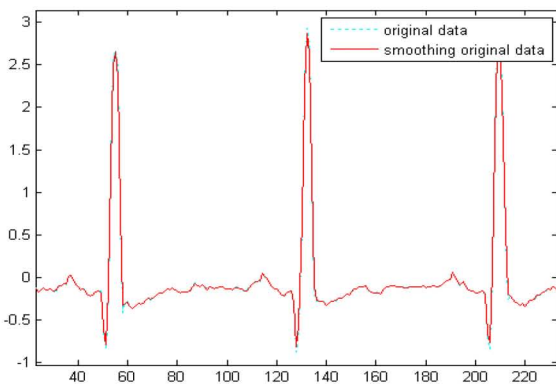


圖 19：原始資料與經過漢彌視窗濾掉雜訊變平滑後的波形比較 (N=3)

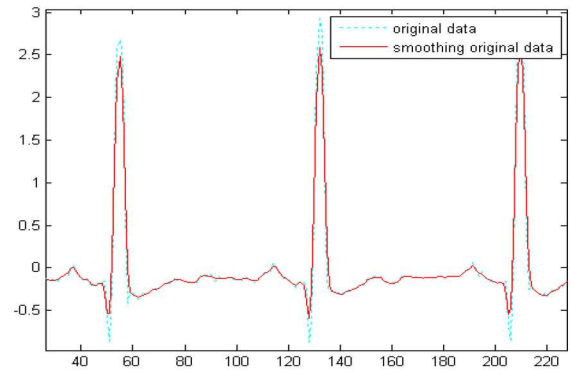


圖 20：原始資料與經過漢彌視窗濾掉雜訊變平滑後的波形比較(N=5)

叁、非時變自動回歸移動平均具時變外部輸入數學模型

在此專題中，一個非時變的 ARMAX 模型被提出來描述心電圖。第一筆心臟節奏循環不是以 P 波開始及最後一筆不是以 U 波結束，但總計有 94 個完整心臟節奏，所以我們將採用 5 個完整心臟節奏循環波形去訓練 ARMAX 模型，然後使用被建立的模型所估出的係數來去預測其它 89 個循環。為了證明被提議模型的可行性，在 89 個循環中我們只呈現最後 3 個完整心臟節奏循環在此專題。其自動迴歸與外部輸入數學模型表示如下：

$$y(k) = a_1 y(k-1) + a_2 y(k-2) + b_1 V_1(k-1) + b_2 V_1(k-2) + b_3 V_2(k-1) + b_4 V_2(k-2) + b_5 Z(k-1) + b_6 Z(k-2) + c_1 \alpha(k-1) + c_2 \alpha(k-2) \quad (3)$$

其中三種外部輸入， V_1 表示右三尖瓣膜開合、 V_2 表示主動脈瓣膜開合以及 Z 表示心室間隔厚度，從 17 張圖波形中測量 V_1 、 V_2 及 Z 大小如表 3。因為完整心臟節奏循環約為 75 至 90 取樣點，而 17 張圖只能提供 17 取樣點，其它點需利用近似法得到。依據心臟節奏循環位置及表 3 經正規化，將最大值設為 1，最小值設為 0 後，利用三次多項式曲線近似其它外部輸入值的取樣點。不同的心臟節奏循環波形通常具有不同的 PQRST 的波形，所以相對應不同的外部輸入，其差異性可由圖 21 比較得知，亦即，時變的外部輸入。

表 3：在心臟節奏循環波形中右三尖瓣膜與主動脈瓣膜開合以及心室間隔厚度

圖編號	V_1 cm	V_2 cm	Z cm	心臟節奏循環 環所在位置
1	1.5	0	1.5	P 開始
2	0.7	0	1.4	P 的中間開始和 P 頂
3	0.5	0	1.5	P 頂

4	1.6	0	1.2	P 頂和P的中間結束
5	2.3	0	1	P 結束
6	1.8	0	1.3	Q 開始
7	0.6	0	1.2m	Q 深處
8	0	0.5	1.5	R 頂點
9	0	1.2	1.8	S 深處
10	0	1.2	2	J 和T的中間開始
11	0	1.1	1.9	T 開始
12	0	0.8	2	T的中間開始和T頂點
13	0	0.4	1.7	T 頂點
14	0	0	1.6	T 頂點和T的中間結束
15	0	0	1.5	T 結束
16	1	0	1.8	U 開始
17	2	0	1.6	U 結束

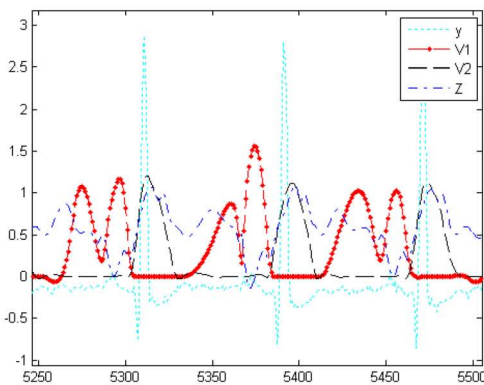
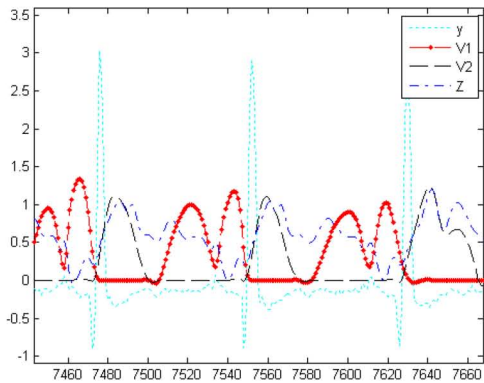


圖 21：不同的心臟節奏循環波形具有不同的PQRST 及相對應不同的外部輸入

法一：最小平方誤差估測法則(Pseudo linear minimum mean square error)

其中 $\hat{y}(k)$ 表示估計的 $y(k)$ ，同時定義誤差變化量為

$e(k) = y(k) - \hat{y}(k)$ ，且帶入(3)可以得到(4)

$$\hat{y}(k) = a_1 y(k-1) + a_2 y(k-2) + b_{11} V_1(k-1) + b_{12} V_1(k-2) + b_{21} V_2(k-1) + b_{22} V_2(k-2) + b_{31} Z(k-1) + b_{32} Z(k-2) + c_1 e(k-1) + c_2 e(k-2) \quad (4)$$

將(4)轉換為以矩陣表示如下：

$$\begin{bmatrix} \hat{y}(3) \\ \hat{y}(4) \\ \vdots \\ \hat{y}(81) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y(2) & y(1) & V_1(2) & V_1(1) & V_2(2) & V_2(1) & Z(2) & Z(1) & e(2) & e(1) \\ y(3) & y(2) & V_1(3) & V_1(2) & V_2(3) & V_2(2) & Z(3) & Z(2) & e(3) & e(2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ y(80) & y(79) & V_1(80) & V_1(79) & V_2(80) & V_2(79) & Z(80) & Z(79) & e(80) & e(79) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ b_{11} \\ b_{12} \\ b_{21} \\ b_{22} \\ b_{31} \\ b_{32} \\ c_1 \\ c_2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\Rightarrow \hat{Y} = \phi_y \theta \quad (6)$$

$$\Rightarrow \hat{\theta} = (\phi_y^T \phi_y)^{-1} \phi_y^T \hat{Y}$$

其中 $\theta = [a_1 \ a_2 \ b_{11} \ b_{12} \ b_{21} \ b_{22} \ b_{31} \ b_{32} \ c_1 \ c_2]^T$ 及

$$\hat{\theta} = [\hat{a}_1 \ \hat{a}_2 \ \hat{b}_{11} \ \hat{b}_{12} \ \hat{b}_{21} \ \hat{b}_{22} \ \hat{b}_{31} \ \hat{b}_{32} \ \hat{c}_1 \ \hat{c}_2]^T$$

主要是配合 pseudo linear 的簡單的最小平方法的估測法則，來估測 ARMAX 模型的係數 $\hat{\theta} = (\phi_y^T \phi_y)^{-1} \phi_y^T \hat{Y}$ ，也可採用遞迴疊代法來減少矩陣的維度並得到其係數。

法二：基因法則(Generic Algorithm; GA)

為了得到理想近似的心電圖軌跡，在自動迴歸與外部輸入數學模型的參數 θ ，利用最小平方誤差(minimum mean square error; MMSE)所估測出的結果通常不是全域最佳值(Global Optimal)，故我們也同時提出基因法則(Generic Algorithm; GA)來比較，可以使整個自動迴歸與外部輸入數學模型達到更佳的效果。基因法則是仿造生物學脫氧核糖核酸(deoxyribonucleic acid; DNA)，生物為了要適應環境及適者生存，利用基因交配或突變，來建立的下一代之方法。因此，GA 估測的參數是將參數轉換為二進制類似 DNA 序列，接下來我們將確認人口數量，結合或交叉的作用配合指定突變機率，選擇最佳生存個數的訓練方式。

肆、結果和討論

在測量心電圖中通常包含雜訊，它可能起因於皮膚和12誘導之間不良的接觸，或者從其它電器干擾的來源。沒有經過平滑技術去除雜訊下的初始數據，也可以利用本專題所提出的方法近似。為了除去雜訊，將利用漢彌視窗平滑那些雜訊，本專題同時彰顯使用漢彌視窗能得到更佳近似的好處。

在前5個心臟節奏循環訓練期間，使用最小平方誤差估測法則所估出的參數為 $[1.4242 \ -0.7542 \ 0.1595 \ -0.1695 \ 0.1097 \ 0.0978 \ 0.2746 \ -0.4046 \ -0.0002 \ 0.003]$ ，其估出的結果與原始資料之比較，其中第一個完整心臟節奏循環波所找出的相關PQRSTU的點，及利用簡單的最小平方方法所估出的係數及相對應軌跡呈現於圖22。此方法可以將重要J點明確突顯出，是本專題重要發現之一。

利用相同參數來預估下89個心臟節奏循環，最後3個心臟節奏循環呈現於圖23，根據訓練期間利用最小平方方法所估的參數來預估的軌跡，除了J點被明確突顯出所造成的差距，其餘皆與原始資料相當接近。

為了避免非全域最佳化估測的最小誤差平方法，利用較接近全域最佳化的GA估測法來估計的ARMAX模型的參數，其所估計參數為 $[0.7404 \ -0.1977 \ 0.6518 \ -0.628 \ 0.3634 \ -0.0613 \ -0.2176 \ 0.0062 \ 1.0001 \ 0.3944]$ 。利用相同參數來預估下89個心臟節奏循環，最後3個心臟節奏循環呈現於圖24，圖中能看見GA優於最小誤差平方法。最後，依據漢彌視窗 $N=3$ 及 $N=5$ 平滑資料利用GA與最小平方誤差估測的結果比較，分別呈現於圖25及圖26，兩張圖都彰顯使用漢彌視窗能得到平滑及更佳近似估測結果的好處。

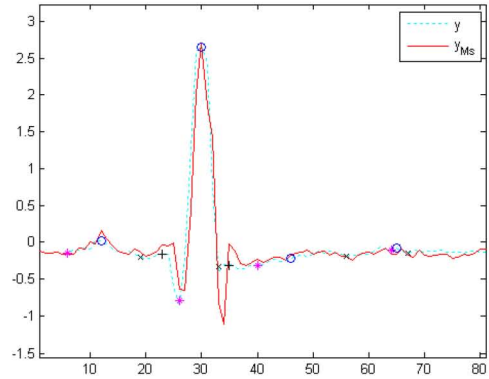


圖 22：在訓練期間利用最小平方誤差估測法則突顯J點

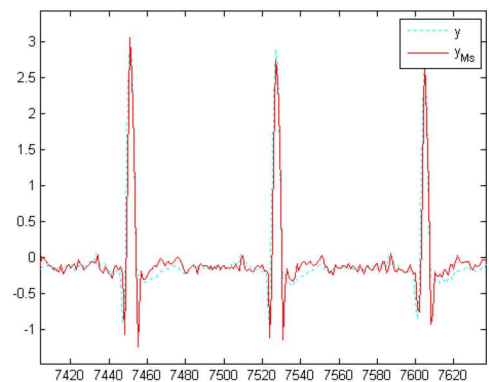


圖 23：根據訓練期間利用最小平方方法所估的參數來預估最後3個心臟節奏循環

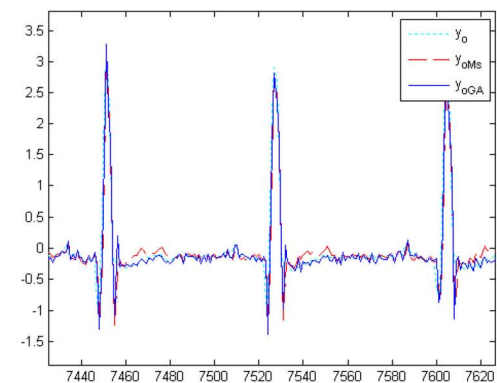


圖24：依據原始資料利用GA與最小平方誤差估測的結果比較

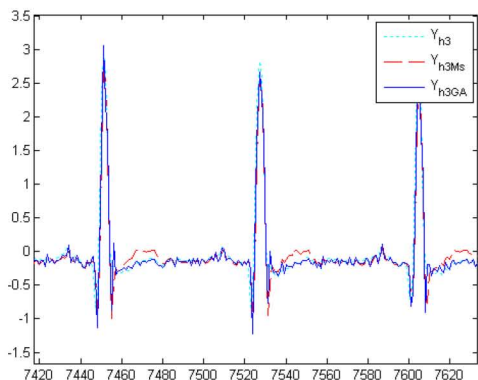


圖 25：依據漢彌視窗 $N=3$ 平滑資料利用 GA 與最小平方誤差估測的結果比較

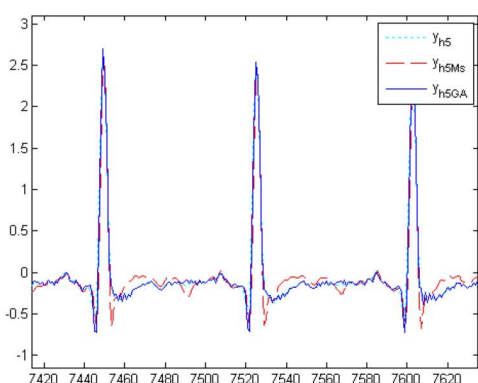


圖 26：依據漢彌視窗 $N=5$ 平滑資料利用 GA 與最小平方誤差估測的結果比較

伍、結論

本專題主要是從心臟節奏循環，先找出其PQRST波形的17張圖片相對應於電傳導情形，並量出右三尖瓣膜與主動脈瓣膜開合以及心室間隔厚度變化狀況，在將三者分別作正規化，並定義為系統重要輸入。換言之，從心臟節奏循環心電圖的PQRST取樣點，可以得知此三種重要輸入的變化情形。依據PQRST取樣點統計資料的變異性顯示，三種重要輸入為時變。再利用三階多項式近似出所有取樣點的三種重要輸入值。

因為此具非週期外部輸入可以克服具有時變的心電圖，所以非時變自動迴歸移動平均的數學模型可以準確的模擬心電圖。利用前5個心臟節奏循環來訓練，再預估下89個心臟節奏循環。估測數學模型的係數是採用最小平方誤差及基因法則，其中最小平方誤差所估測的參數為區域最佳解，而基因法則所估測的參數較接近全域最佳解，是兩者間最主要的差異。本專題發現利用最小平方誤差產生的數學模型的係數，可將心電圖其中重要的J點突顯出，而基因法則可以準確的預估心電圖。希望這些根據數學模型所估測的係數可以提供新的方向，在未來能夠預測可能的心臟缺陷。

參考資料：

- [1] M.D. Aswini Kumar, "ECG – simplify," 2008.
- [2] E. Braunwald, "Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, 5th Edition." pp. 108, 1997.
- [3] C Van Mieghem, M Sabbe, D Knockaert, "The clinical value of the ECG in noncardiac conditions," pp. 1561-76. 2004.
- [4] J. H. Chesebro, U Rauch, V Fuster, J. J. Badimon, "Stabilization of the Patient with Acute Coronary Syndromes," American Heart Association. Nov 28, 2005.
- [5] P. Chazal, M O'Dwyer, RB Reilly. "Automatic classification of heartbeats using ECG morphology and heartbeat interval features," pp.1196-1206. IEEE 2004
- [6] I. Christov, G. Gómez-Herrero, V. Krasteva, I. Jekova, A. Gotchev, and K. Egiazarian, "Comparative study of morphological and time-frequency ECG descriptors for heartbeat classification,". pp. 876-887, 2006.
- [7] G Moody, R Mark. "QRS morphology representation and noise estimation using the Karhunen-Lo'eve transform," pp.269-272, 1989.
- [8] P. Laguna, R. Jane, S. Olmos, N.V. Thakor, H. Rix, P. Caminal. "Adaptive estimation of QRS complex wave features of ECG signal by the Hermite model," pp.58-68, 1996.
- [9] M. Lagerholm, G. Peterson, G. Braccini, L. Edenbrandt, L. S'ommo. "Clustering ECG complex using Hermite Functions and self-organizing maps," IEEE, pp. 838-848.2000.
- [10] C. W. Li, C. X. Zheng, and C.F. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transform," IEEE vol. 42, pp. 21-28, 1995.
- [11] H.G. Hosseini, D. Luo, and K.J. Reynolds, "The comparison of different feed forward neural network architectures for ECG signal diagnosis," pp. 372-378, vol. 28, 2006.
- [12] M. Shahram and K. Nayeibi, "ECG beat classification based on a Cross-Distance analysis," pp. 234-237, 2001.
- [13] R. D. Throne, J. M. Jenkins, and L. A. Dicarlo, "A comparison of four new time domain techniques for discriminating monomorphic ventricular tachycardia from sinus rhythm using ventricular waveform morphology," IEEE. pp. 561-570.vol. 38, 1991.
- [14] G. F. Tomasell, A. P. Nielson, W. L. Finke, L. Sengupta, J. C. Clark. and J. C. Griffin, "Morphologic differences of the endocardial electrogram in beats of sinus and ventricular origin," PACE. vol. 11. pp. 254-262. Mar. 1988.
- [15] L. Ljung, "System identification," 2nd edition, PTR: Prentice-Hall, 1999.
- [16] Chin-Teng Lin and C.S. George Lee, "Neural fuzzy systems", 2003.

國科會補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2011/10/25

國科會補助計畫	計畫名稱: 研製具自動迴歸移動平均具外部輸入數學模型分析能力之無線傳輸心電偵測裝置
	計畫主持人: 王志湖
	計畫編號: 99-2221-E-216-051- 學門領域: 生物資訊
無研發成果推廣資料	

99 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：王志湖		計畫編號：99-2221-E-216-051-				計畫名稱：研製具自動迴歸移動平均具外部輸入數學模型分析能力之無線傳輸心電偵測裝置	
成果項目		量化			單位	備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等）	
		實際已達成數（被接受或已發表）	預期總達成數（含實際已達成數）	本計畫實際貢獻百分比			
國內	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	0	100%		
		專書	0	0	100%		
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（本國籍）	碩士生	5	3	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		
國外	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	1	1	100%		
		專書	0	0	100%	章/本	
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（外國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		

<p>其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)</p>	<p>衍生之無線感測技術已應用在' ' ' ' A Turning Operation Detection Mechanism Using RFID Tags' ' ' ' 上於 2010 年 10 月於紐倫堡國際發明展獲銀牌獎</p>
--	--

	成果項目	量化	名稱或內容性質簡述
科 教 處 計 畫 加 填 項 目	測驗工具(含質性與量性)	0	
	課程/模組	0	
	電腦及網路系統或工具	0	
	教材	0	
	舉辦之活動/競賽	0	
	研討會/工作坊	0	
	電子報、網站	0	
	計畫成果推廣之參與(閱聽)人數	0	

國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以 100 字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文： 已發表 未發表之文稿 撰寫中 無

專利： 已獲得 申請中 無

技轉： 已技轉 洽談中 無

其他：（以 100 字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

本專題發現利用最小平方誤差產生的數學模型的係數，可將心電圖其中重要的 J 點突顯出，而基因法則可以準確的預估心電圖。希望這些根據數學模型所估測的係數可以提供新的方向，在未來能夠預測可能的心臟缺陷。