

東 海 大 學  
數 學 系  
碩 士 論 文

運用EKG訊號進行心跳分類探討  
Analysis of Human Heartbeat  
with EKG Signals

研 究 生：王 雲 慶  
指 導 教 授：黃 皇 男

中華民國九十九年七月



# 運用EKG訊號進行心跳分類探討

## Analysis of Human Heartbeat with EKG Signals

研究生：王雲慶

Student：Yun-Ching Wang

指導教授：黃皇男

Advisor：Huang-Nan Huang

東 海 大 學  
數 學 系  
碩 士 論 文

A Thesis

Submitted to Department of Mathematics

College of Science

Tunghai University

in Partial Fulfillment of the Requirements

for the degree of

Master of Science in Applied Mathematics

June 2010

中華民國九十九年七月

## 致謝

光陰似箭、歲月如梭，三年的時間過去了。這三年的求學生涯，體會很多，也學習到很多。感謝我的指導教授黃皇男老師這些日子的教導與照顧，對於論文的研究方向及疑問，老師常常給於我適時的建議，讓我能順利完成此論文。除了課業上的問題外，老師也常常會幫助我們解決生活上的疑惑、困難，記得有陣子我手斷了，老師還特別關心，老師也教導我們一些做人的道理，並給予我們畢業以後未來的方向的建議等等，讓我獲益良多。另外也要感謝系上其他老師的教誨，葉芳栢老師、陳淑珍老師、李天佑老師、胡馨云老師等等，謝謝老師們教導我很多道理及給予我論文的幫助。還有系上淑媛姐、涂學姐，即使有時你們很忙，但當我們有行政上的問題時，你們總是微笑的幫忙我們解決。

在研究所求學的路上，除了老師們外，很感謝一路上一直互相鼓勵加油的同學們，旭昱、國峰、駿銘、柏諺、宏銘、范姜等及學長姐、學弟妹對我的鼓勵與支持，當我在遭遇瓶頸時，你們像小叮噠一樣，都會適時的對我伸出援手，你們的陪伴與支持是我的原動力之一，也因為有你們，讓我的研究所生活有很美好的回憶。亦祝福你們有美好的未來。

最後要感謝我的家人們在我從小到大的求學路上，總是無怨尤的一直支持著，讓我能夠全心全力的朝我的目標前進，謝謝你們！

- 目錄 -

圖目錄	II
表目錄	IV
摘要	V
Abstract	VI
第一章 緒論	1
1.1 論文目的	1
1.2 論文架構	2
第二章 預備知識	3
2.1 心電圖	3
2.2 訊號間之測度	7
2.3 演化樹建立	10
第三章 心電圖訊號分類	14
3.1 心電圖訊號濾波	14
3.2 訊號與隨機數間的距離	20
3.3 資料大小對測度影響	30
3.4 多尺度分析	32
3.5 各項資料	40
3.6 心電圖訊號分類	42
3.7 演化樹	43
第四章 結論與建議	45
4.1 結論	45
4.2 建議	45
參考文獻	46
附錄 A. 附加資料	47
A.1 MIT-BIH 之 Data 符號涵義	47
A.2 附加表格	51

## 圖目錄

圖 1.1	MSE與AF、CHF、Healthy	2
圖 2.1	心電圖	4
圖 2.2	心電圖標準導程圖	5
圖 2.3	心電圖四肢導程圖	5
圖 2.4	胸部導程示意圖	6
圖 2.5	位元轉換例圖	8
圖 2.6	隨機數之 word index 與 rank index 圖	9
圖 2.7	演化樹架構一	11
圖 2.8	演化樹架構二	12
圖 2.9	演化樹架構三	13
圖 2.10	演化樹完成圖，靠右對齊，定 F 長度為 2	13
圖 3.1	EKG 圖。	14
圖 3.2	心電圖訊號之移動測度	15
圖 3.3	內部測度超出加減一個標準差之原始心電圖	16
圖 3.4	典型的 EKG 圖	17
圖 3.5	經 FFT 後之頻譜分佈	18
圖 3.6	移雜訊後之 EKG 圖	18
圖 3.7	基線飄移 EKG 圖	19
圖 3.8	過濾掉基線飄移後的 EKG 圖	19
圖 3.9	data100 心電圖訊號之 word & rank index	20
圖 3.10	data100 心電圖與隨機數之 rank index 圖	21
圖 3.11	AR 心律不整群組內之 rank index 相關圖	22
圖 3.12	data100 之 EKG	24
圖 3.13	data205 之 EKG	24
圖 3.14	某一心律不整之測度平均圖	30
圖 3.15	測度平均圖二	31

圖 3.16	Scale	32
圖 3.17	AR的MSA圖之一	33
圖 3.18	CHF的MSA圖之一	33
圖 3.19	AF的MSA圖之一	34
圖 3.20	AR、CHF、AF 的所有 MSA圖	35
圖 3.21	MSA 之盒形圖	36
圖 3.22	AR盒形圖	37
圖 3.23	CHF盒形圖	37
圖 3.24	AF盒形圖	38
圖 3.25	盒形圖	39
圖 3.26	MSA後之距離圖	42
圖 3.27	演化樹圖	43
圖 3.28	演化樹。	44
圖 A.1	正常心搏圖。	47
圖 A.2	LBBBB心電圖。	47
圖 A.3	RBBBB心電圖	48
圖 A.4	APB心電圖	48
圖 A.5	AAPB心電圖	48
圖 A.6	VPC心電圖	49
圖 A.7	VFB心電圖	49
圖 A.8	JEB心電圖	49
圖 A.9	VEB心電圖	50
圖 A.10	Paced Beat 心電圖	50
圖 A.11	Fusion of paced and normal beat 心電圖	50

## 表目錄

表 2.1	演化樹建構之例子	10
表 2.2	矩陣數值標準化	11
表 2.3	新矩陣	11
表 2.4	最後矩陣。	13
表 3.1	AR心律不整之資料間 rank index 相關係數	23
表 3.2	AR心律不整資料測度比較表	25
表 3.3	CHF(充血性心臟衰竭)資料之相關係數	26
表 3.4	CHF充血性心臟衰竭資料測度比較表	27
表 3.5	AF心房顫動資料之相關係數	28
表 3.6	AF心房顫動資料之測度比較圖	29
表 3.7	資料統合表	40
表 3.8	信賴區間表	41
表 3.9	心電圖訊號量測值	42
表 3.10	資料測度表	43
表 3.11	資料測度表	43
表 A.1	心律不整之相關係數	51

## 摘要

本論文利用MIT-BIH資料庫中心律不整、充血性心臟衰竭、心房顫動等資料，以訊號間位元轉換所定義的測度以及多尺度分析的方式，將資料做分割比較資料間及隨機數位元轉換後rank index間之相關性及測度。而多尺度分析則觀察不同疾病間心電訊號在不同尺度下之走向。以及嘗試使用演化樹的方法對心電圖訊號分析，以進行對心律不整、充血性心臟衰竭、心房顫動等心臟疾病之分類。

## Abstract

We use the data of arrhythmia , congestive heart failure, and atrial fibrillation in MIT-BIH. Based on the measure defined on the EKG signals and the multiscale entropy analysis, we divid the data and random number to compare the rank index and the measure, and observe the trend of the different EKG signals by MSA. We present a technique to classify heartbeats diseases such as arrhythmia, congestive heart failure, and atrial fibrillation.

# 第一章

## 緒論

### 1.1 論文目的

時代愈來愈進步，醫學、科技等愈來愈發達，相對而言，人類的壽命延長了不少，醫學上可以輔助來觀察人類疾病的方法也相對變多了，而以醫學結合，是目前各科技方面，及學術方面所努力追求的目標之一。

心電圖 (electrocardiogram, ECG)<sup>1</sup> 訊號也就是心臟電氣活動的紀錄，可藉著心臟電氣活動中的異常，而診斷出許多不同的心臟疾病。如心律不整、心室顫動等。心電圖中以QRS波最為明顯，大部份的心電圖訊號應用，皆要先偵測出QRS波位置，才能進一步分析。

由於目前的大部份關於心電圖訊號的研究，大都將先偵測QRS波，並分析 RR-Interval 或 QR-Interval，而本論文的動機和目的在於使用原本心臟電氣活動的紀錄值來探討不同的心臟疾病分類研究。

Thuraisingham and Gottwald [4]於2005提到多尺度熵 (multiscale entropy)<sup>2</sup> 對心電圖之判定，文中提到 scale factor 變大時 AF 的 sample entropy 下降，CHF 之 sample entropy 緩慢上升，而健康的人除了 sample entropy 上升外 scale factor 變大時還會趨於穩定。如圖 1.1 所示。

Yang et al.[1]等人於2003年在Physical Review Letters所發表的一篇論文裡提到他們採用測度的方法來觀察心電圖並分析，而分析的數據為心搏，也就是RR-interval，所以必需先知道RR-interval的值，本論文以MIT-BIH資料庫[3]中心律不整、充血性心臟衰竭、心房顫動等疾病的心電圖原始數據並不使用RR-interval或其他先判斷之心電波形為基礎，比較 rank-index 的相關性，結合測度和多尺度分析，來探討不同疾病的心電訊號群彼此間之差異性，進行分類界定研究。

<sup>1</sup>ECG，又稱EKG，台灣臨床大部份都稱EKG，因為cardio=心臟，拉丁文-解剖學詞，希臘語-病理學：Kardia。本文以下採用EKG簡寫來代表。

<sup>2</sup>設 $\{x_i\}$ 為時間序列，則定義 $-\ln \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\tau}{2\pi}} [\text{erf}(\frac{x+r}{\sqrt{2/\tau}}) - \text{erf}(\frac{x-r}{\sqrt{2/\tau}})] e^{-\frac{1}{2}x^2\tau} dx$ ，其中 $\tau$ 及 erf 分別表示尺度因子與誤差函數。

Sample entropy :  $S_E(scale, m, r, N) = \ln \left( \frac{\sum_{i=1}^{N-m} n_i^m}{\sum_{i=1}^{N-m-1} n_i^{m+1}} \right)$ ， $n_i^m$  滿足  $d[f_m(i), f_m(j)] \leq r$ ， $d[f_m(i), f_m(j)] = \max\{|f(i+k) - f(j+k)|, 0 \leq k \leq m-1\}$ ，且  $f_j(x) = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)x+1}^{jx} f_i, 1 \leq j \leq \frac{N}{\tau}$ 。

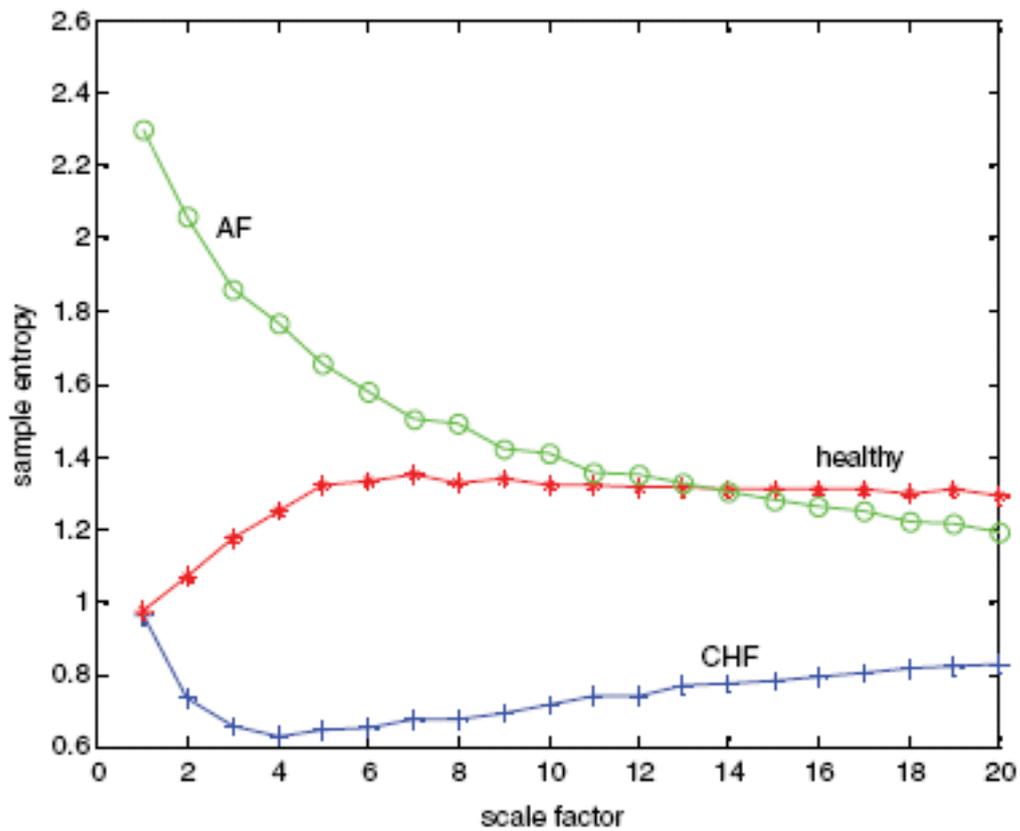


圖 1.1. MSE與AF、CHF、Healthy

## 1.2 論文架構

本論文內容安排如下：第二章介紹基本心電圖觀念，並定義測度和如何架構演化樹。第三章是介紹對心電圖所做之前提步驟並以訂定之測度方法來觀察各種心臟疾病之間的差異性。第四章為說明本論文提出方法之優缺點以及結論。

## 第二章

### 預備知識

本章節介紹心電圖原理及本文中所使用的方法。

#### 2.1 心電圖

2.1.1 生理訊號簡介. 在人體中有許多生理訊號可經由儀器或感測器來感測並轉換成訊號，透過醫用電子儀表等來做記錄、分析。生理訊號是醫院常實施的檢驗，如心電圖、腦波圖、肌電圖、血氧飽和度...等等，這些訊號經過醫生的判讀後，可協助診斷病因，因此生理訊號在臨床上非常具有參考價值。由於本研究是以分類心電圖訊號為主，所以著重在心電訊號方面的分析與處理。

2.1.2 心電圖原理. 人體全身細胞依賴人體血液循環接收養份，心臟跳動又是維持人體血液循環的極重要的一項，然而，心肌不斷地去極化 (polarized) 與再極化 (depolarized) 是心臟能維持跳動的原因，欲分析心跳與心臟的健康程度，要先了解心臟如何跳動，且知道心臟在每次跳動時的電訊號如何傳遞。心臟除了大部份的普通心肌外，還有稱為「特殊心肌」的肌肉。特殊心肌具有自發性興奮並產生動作電位的能力，這種動作電位傳達到普通心肌可造成心臟收縮，而造成心臟收縮原因的心肌電力性興奮，能藉由電極從體表取得紀錄，這種紀錄稱為「心電圖」。

2.1.3 心電圖波形. 一個完整的心電圖波形，包含P波、QRS波、T波和U波。如圖2.1所示。

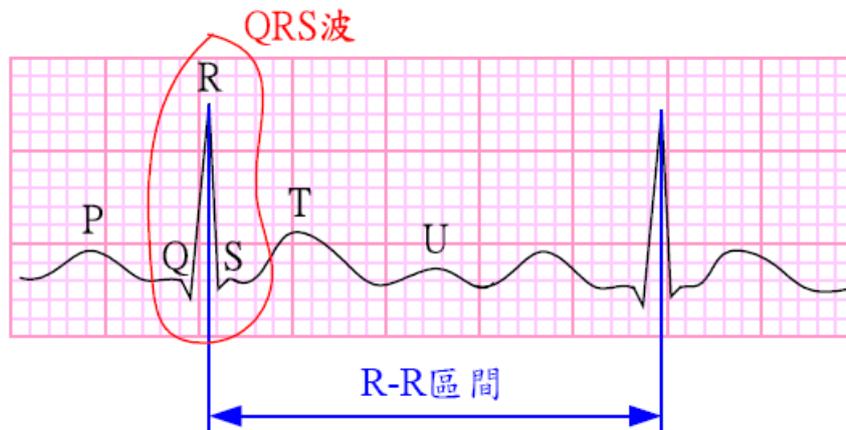


圖 2.1. 心電圖

P波：心房的去極化所形成，P波第一部份代表右心房的活動，而第二部份則代表左心房的活動，其收縮是一個緩慢的擠壓過程。P wave 是個緩慢且低振幅的波，振幅大約 0.1-0.2 mV，時間約 60-80 ms。

QRS波：是由心室去極化波所形成，會形成一個高聳尖銳的高頻波形，振幅大約 1 mV，時間約 80 ms。

T波：代表心室再極化，振幅約 0.1-0.3 mV，時間約120-160 ms。

U波：代表心室肌肉的緩慢收縮。

所謂心搏的一個週期，便是由竇房結 (SA node) 脈衝引起的心房肌肉細胞收縮，電脈衝傳達至房室結 (AV node) 後約停滯1/10秒 (PQ interval)，讓血液充分流至心室，接著電脈衝便藉由傳遞纖維將電脈衝傳至心室，造成心室收縮，在一連串的电活動之後，心室等待再極化以恢復帶負電狀態完成一次心搏。

2.1.4 心電圖導程. 傳統的心電圖記錄裡，包括十二個導程，說明如下：

(1) 標準導程有三個，如圖2.2所示：

3個導程。

I 代表左手與右手的電位差(左手減右手電位)。

II 代表左腳與右手的電位差(左腳減右手電位)。

III 代表左腳與左手的電位差(左腳減左手電位)。

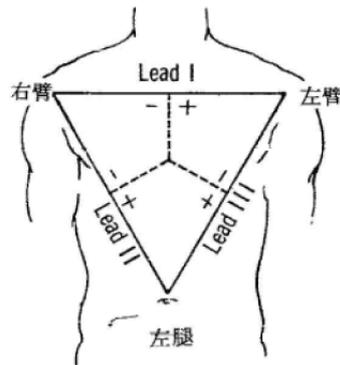


圖 2.2. 心電圖標準導程圖

(2) 2.1.4.2 四肢導程

3個導程。

aVR：代表右臂電位。

aVL：代表左臂電位。

aVF：代表左腿電位。

(因VR、VL、VF是在右臂、左臂及左腿做紀錄，與心臟測度較遠，所得波幅小。所以，心電圖機器設計時加入額外的電阻，以加強其波幅，便成為aVR、aVL及aVF。

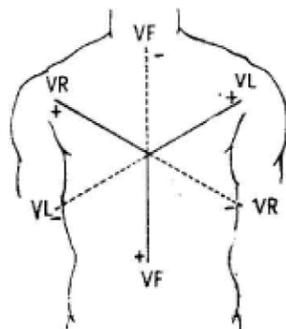


圖 2.3. 心電圖四肢導程圖

### (3) 2.1.4.3 胸部導程

6個導程。

$V_1$ ：位置在第四肋間右側胸骨邊緣。

$V_2$ ：位置在第四肋間左側胸骨邊緣。

$V_3$ ：位置在  $V_2$  與  $V_4$  的中點。

$V_4$ ：位置在第五肋間與鎖骨正中線交點上。

$V_5$ ：位置在  $V_4$  水平線與前腋線交點上。

$V_6$ ：位置在  $V_4$  水平線與中腋窩線交點上。

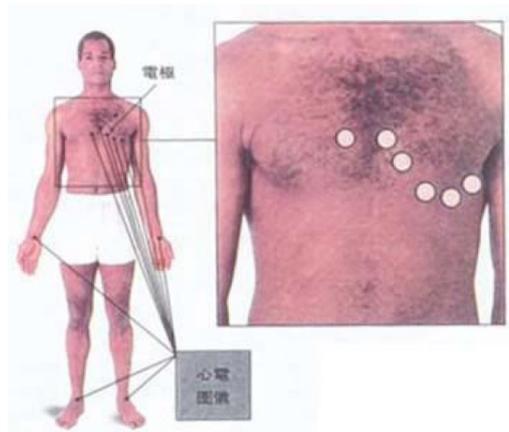


圖 2.4. 胸部導程示意圖

## 2.2 訊號間之測度

2.2.1 目的. 心電圖訊號會產生複雜的訊號波動，爲了分析及找出隱藏的心電圖下的訊號動態結構，我們使用簡單的位元轉化來進行分析。

2.2.2 位元轉化. 考慮一段時間數列， $\{x_1, x_2, x_3, \dots, x_N\}$  在此  $x_i$  所代表的爲心電圖中第  $i$  個訊號強度，考慮訊號遞增遞減性，定義：

$$I_n = \begin{cases} 0 & , \text{if } x_n \leq x_{n-1}, \\ 1 & , \text{if } x_n > x_{n-1}. \end{cases}$$

如此一來，會形成一個只有1和0的二位元系統，並把長度爲  $m$  之二位元轉化爲十進位，稱做  $m$ -bit word (m位元字組)，如長度爲8之二位元，轉化爲十進位其值大小範圍爲0-255，稱做8-bit word，且假設  $k$  值爲轉化爲十進位後之值，那  $w_k$  代表是  $k$  值出現之次數。[1]

圖 2.5 中，此二段 8-bit word 爲157 (=128+16+8+4+1)，59 (=32+16+8+2+1)。以8-bit word 爲例，形成一個0-255的 word index，圖 2.6 中上圖的 y 軸爲位元轉化後代表數字 0-255 之出現次數，x 軸則爲轉成十進位後之值。而圖2.6中下圖則是每個字組出現機率以降階排序。

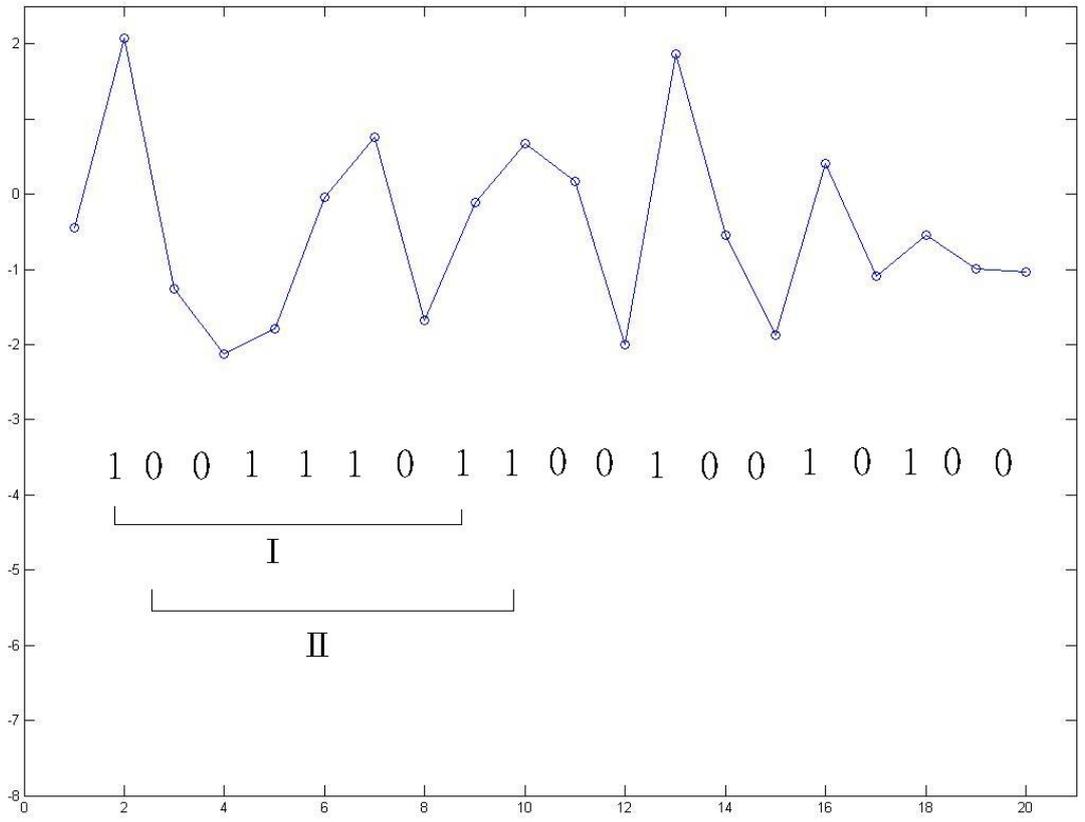


圖 2.5. 位元轉換例圖

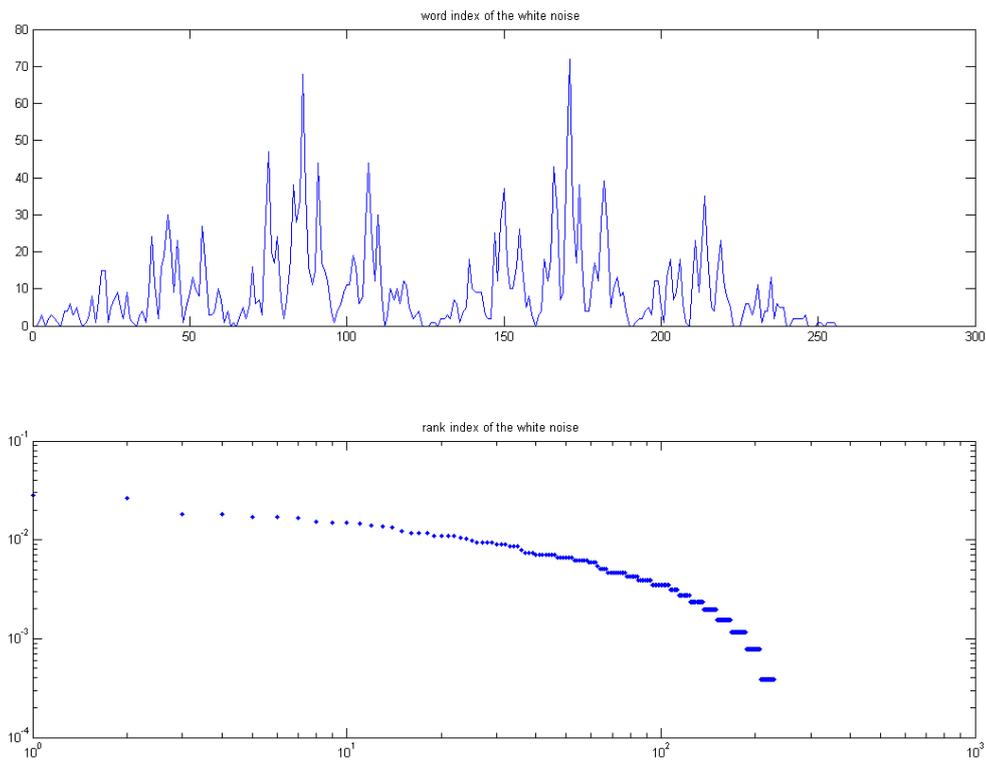


圖 2.6. 隨機數之 word index 與 rank index 圖

2.2.3 定義測度. 為了量測兩個訊號間的相似度，我們以位元轉化來定義測度。

定義 1. [1] 給定兩個數列  $S_1$  和  $S_2$ , 定義其測度為

$$D_m(S_1, S_2) = \frac{\sum_{k=0}^{2^m-1} |R_1(w_k) - R_2(w_k)| p_1(w_k) p_2(w_k)}{(2^m - 1) \sum_{k=0}^{2^m-1} p_1(w_k) p_2(w_k)},$$

其中  $p_i(w_k)$ 、 $R_i(w_k)$  分別表示數列  $i$ 、 $S_i$  裡  $w_k$  的出現機率和名次(rank)， $i = 1, 2$ 。

## 2.3 演化樹建立

2.3.1 演化樹簡介. 由於物種的演化造就今日之各種生物，想知道物種間演化關係，於是有些生物學者利用化學方法的輔助開始找出去氧核糖核酸 (簡稱 DNA (Deoxyribonucleic Acid)) 序列，利用這些序列之間的差異去判斷物種的關係，然後依此去推導演化關係，物種的演化關係可以以樹的型式表示。

演化樹是一以圖示的方式去代表生物體 (organisms) 或運算分類單元 (Operational Taxonomic units (OTUs))，其中 OTUs 可以為物種 (species)、族群 (population)、個體 (individuals) 或基因 (genes)，樹是由節點組成由分支連接，一個單一的群體稱為一演化分支 (clade)。真正的演化樹只有一棵，而利用各種資料分析方法所重新建立的演化推導的樹則可能有很多棵。

2.3.2 建構演化樹. 在此研究 EKG 問題中，所採用的分類 EKG 方法為演化樹 (phylogenetic trees)。延續之前 EKG 訊號間的測度，以此測度為基準，構建演化樹。

目的：以測度為分支標準，建構演化樹。

資料總數： $n$

矩陣形式：第 2 至  $n$  個資料為 row，第 1 至  $n - 1$  個資料為 column，形成一個  $n - 1$  乘  $n - 1$  的矩陣。

步驟 1：

資料標準化：每一筆資料為一族群，並以每一族群間彼此之測度形成一表格，以最短測度為單位數值，所有值除此單位數值。

例子：

表 2.1. 演化樹建構之例子

	A	B	C	D	E
B	0.0024				
C	0.0048	0.0048			
D	0.0072	0.0072	0.0072		
E	0.0072	0.0072	0.0072	0.0048	
F	0.0096	0.0096	0.0096	0.0096	0.0096

此例子之 A、B、C、D、E、F 僅供參考，不在矩陣考慮內，其中 0.0024 為 A、B 間之測度，0.0048 為 A、C 間之測度，依此類推。

(設此矩陣為  $H_{5 \times 5}$ )

表 2.2. 矩陣數值標準化

	A	B	C	D	E
B	1				
C	2	2			
D	3	3	3		
E	3	3	3	2	
F	4	4	4	4	4

步驟 2 :

比較所有元素之大小，值最小即為彼此間測度最小，以測度最小之資料為新的族群，並去掉最小元素所在之行列，計算新測度。

例： $d((A, B), C) = d_{(i,j),k} = \left(\frac{n_i}{n_i + n_j}\right)d_{i,k} + \left(\frac{n_j}{n_i + n_j}\right)d_{j,k}$ ，形成新的距陣。 $(d$  表示測度， $i$ 、 $j$ 、 $k$  表示 A、B、C 群所在之行列， $n_i$ 、 $n_j$  分別表示  $i$  列、 $j$  行資料個數。)

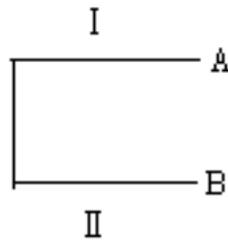
表 2.3. 新矩陣

	A,B	C	D	E
C	2			
D	3	3		
E	3	3	2	
F	4	4	4	4

$$d((A, B), C) = (d(A, C) + d(B, C))/2 = 2$$

依此類推。

並形成下圖，其中 I 加 II 表示 A、B 之間測度，即  $I + II = 1$



A、B 為同一族群

圖 2.7. 演化樹架構一

步驟 3 :

以測度最小為一族(cluster)，分別架構新的族群，並重覆上面步驟，形成新的矩陣。

由表 2.3 得知(A、B)與C的測度及D、E間測度為最小，以(A、B)、C為一新的族群，D、E為另一新的族群，建立新演化樹連結。

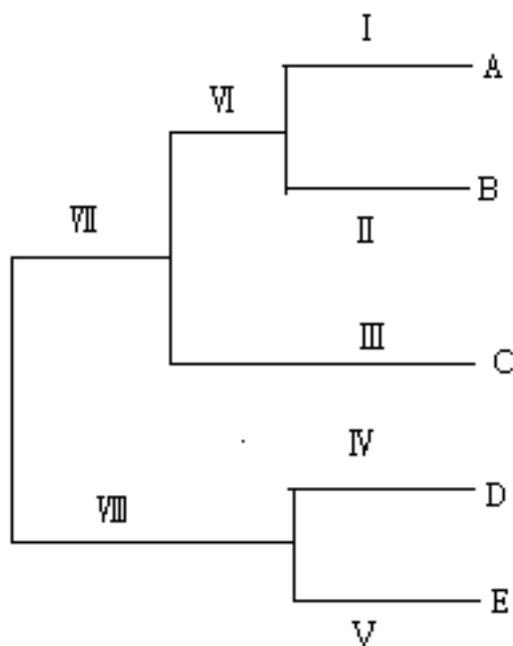


圖 2.8. 演化樹架構二

步驟 4：

計算各族群之間測度，重新架構演化樹，並重繪每一族群間之距離，其中長度1之長為步驟1之單位數值。

圖 2.8 中各個測度關係為：

$$\left\{ \begin{array}{ll}
 \text{I} + \text{II} & = 1 \quad (d(A, B)) \\
 \text{I} + \text{IV} + \text{III} & = 2 \quad (d(A, C)) \\
 \text{II} + \text{IV} + \text{III} & = 2 \quad (d(B, C)) \\
 \text{I} + \text{VI} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{IV} & = 3 \quad (d(A, D)) \\
 \text{I} + \text{VI} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{V} & = 3 \quad (d(A, E)) \\
 \text{II} + \text{VI} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{IV} & = 3 \quad (d(B, D)) \\
 \text{II} + \text{VI} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{V} & = 3 \quad (d(B, E)) \\
 \text{III} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{IV} & = 3 \quad (d(C, D)) \\
 \text{III} + \text{VII} + \text{VIII} + \text{V} & = 3 \quad (d(C, E)) \\
 \text{IV} + \text{V} & = 2 \quad (d(D, E))
 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{ll}
 \text{I} & = 0.5 \\
 \text{II} & = 0.5 \\
 \text{III} & = 1 \\
 \text{IV} & = 1 \\
 \text{V} & = 1 \\
 \text{VI} & = 0.5 \\
 \text{VII} + \text{VIII} & = 1
 \end{array} \right.$$

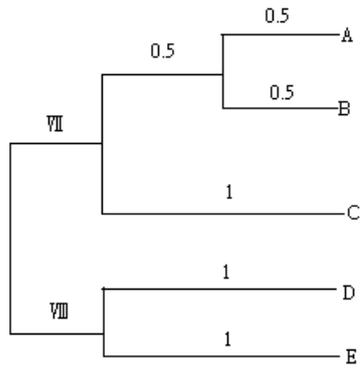
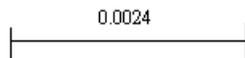
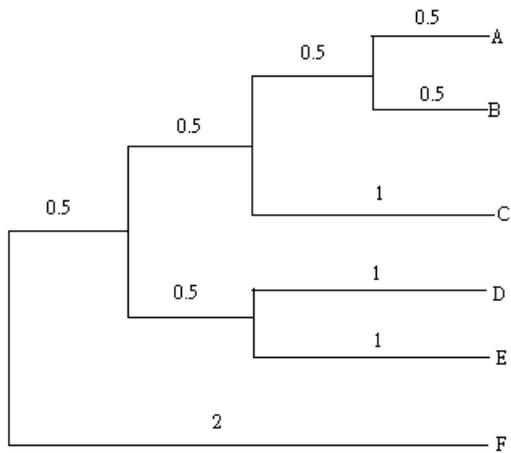


圖 2.9. 演化樹架構三

表 2.4. 最後矩陣。

	(A,B),C	D,E
D,E	3	
F	4	4



長度1即為長0.0024，如圖2.10左下角所繪。

圖 2.10. 演化樹完成圖，靠右對齊，定 F 長度為2

# 第三章

## 心電圖訊號分類

本章節的目的主要為以測度為分類準則，討論不同的心電圖之間分類依據。

### 3.1 心電圖訊號濾波

有些心電訊號動輒上百萬個資料點數，然而這些訊號，並非全是我們所需要的心電圖訊號。有些會有電訊號、呼吸波、或人為以及非人為所形成的雜訊。在此先將所得到的心電圖訊號做處理。

步驟 1：  
不正常訊號之過濾。

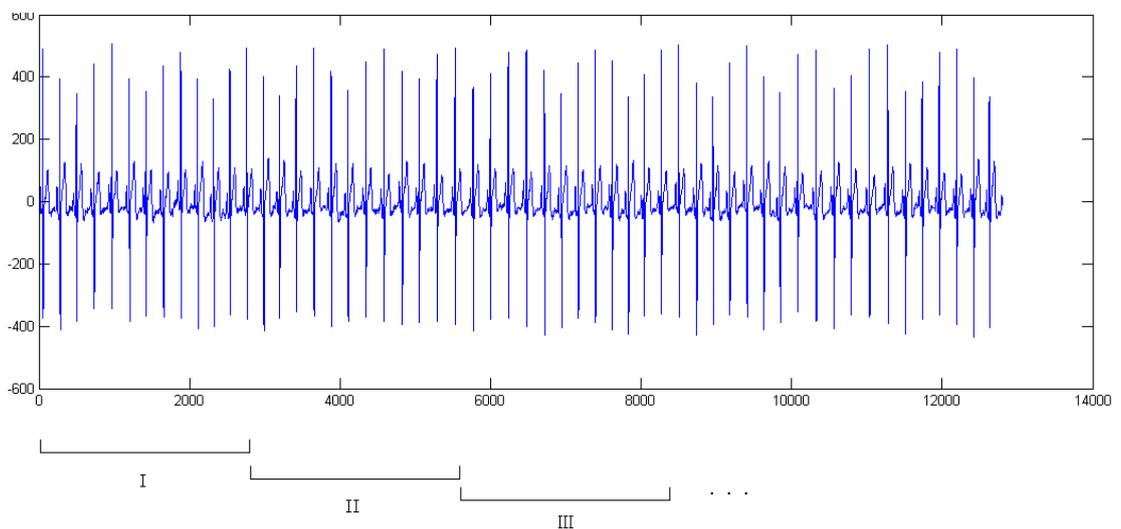


圖 3.1. EKG圖。

在此，以每十秒為一區段，此十秒共有2560個資料點數(當做  $R_1$ )，並與下一組十秒(當做  $R_2$ )做測度比較，所繪的點為圖3.2中第一個點，再以  $R_2$  和第三組十秒( $R_3$ )做測度，繪出第二個點，依此類推。

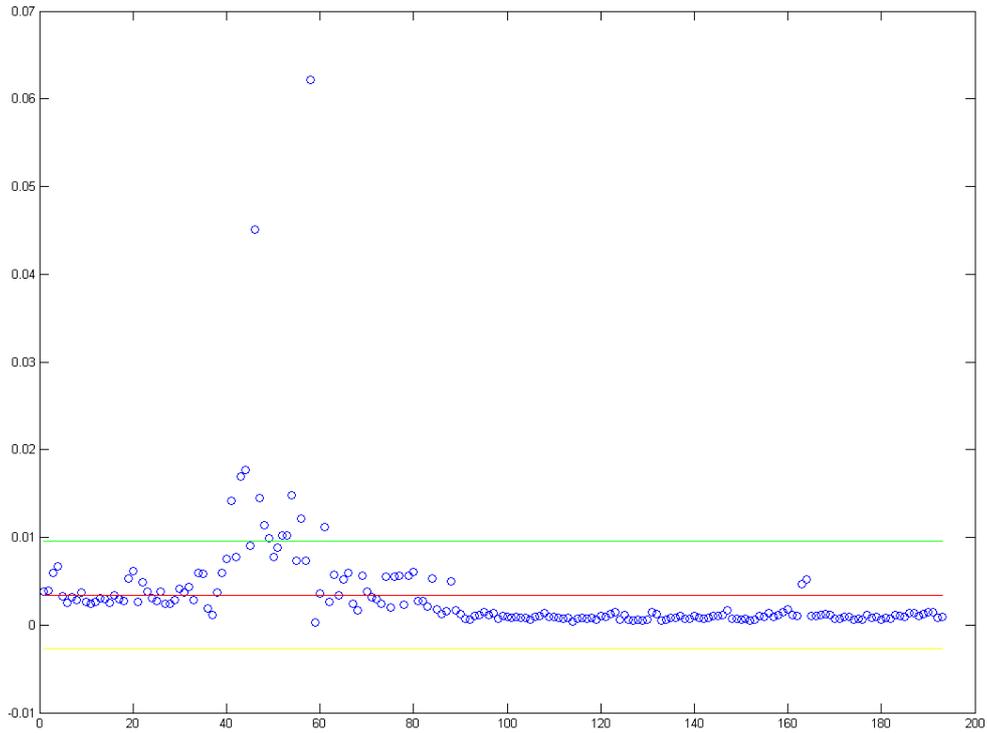


圖 3.2. 心電圖訊號之移動測度

圖 3.2 是一心電圖訊號移動測度圖，其中每一點所代表的涵意為一個測度，紅色的線代表平均，綠色的線為平均加一個標準差，黃色的線為平均減一個標準差。x軸是表示第幾個段資料，(如圖3.1所示) y軸表示其測度值。

接著我們以此為標準，回到原本心電圖訊號，尋找超過平均加減一個標準差之區段可得圖 3.3。

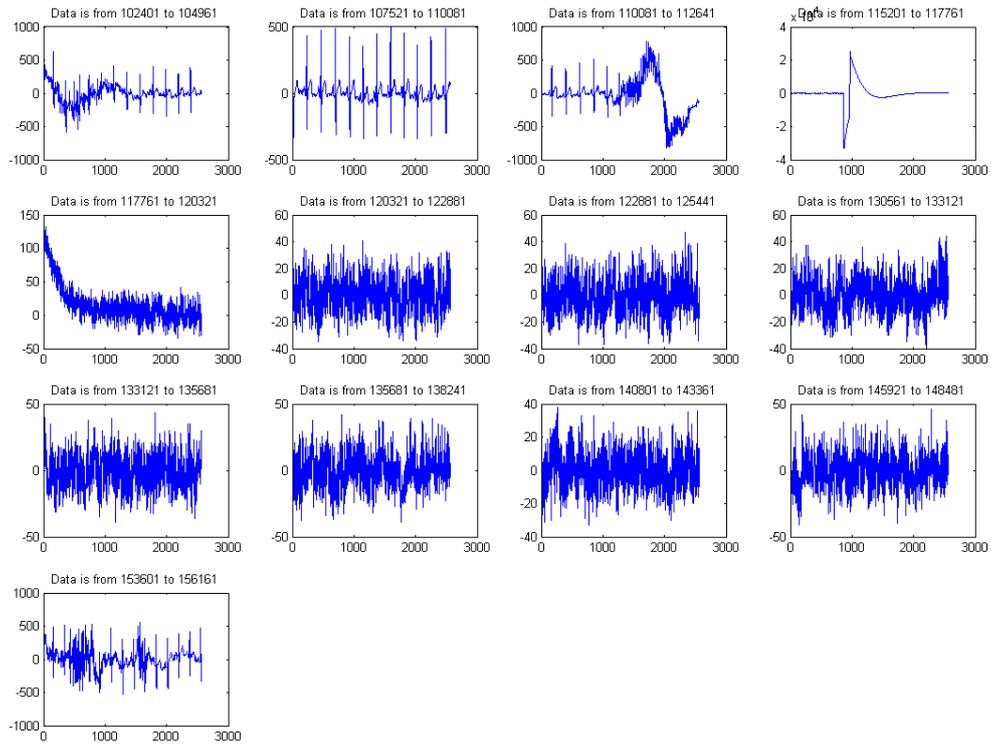


圖 3.3. 內部測度超出加減一個標準差之原始心電圖

在做心電圖訊號之比較時，先濾掉使用移動測度後超過加減一個標準差之區段，如此一來，我們就可以避免在分析心電圖時，因人為或機器測量時，所產生不正常的心電訊號。

步驟 2 :

市電訊號之過濾。

我們觀察一段心電圖訊號，典型的心電圖訊號如圖 3.4 所示。

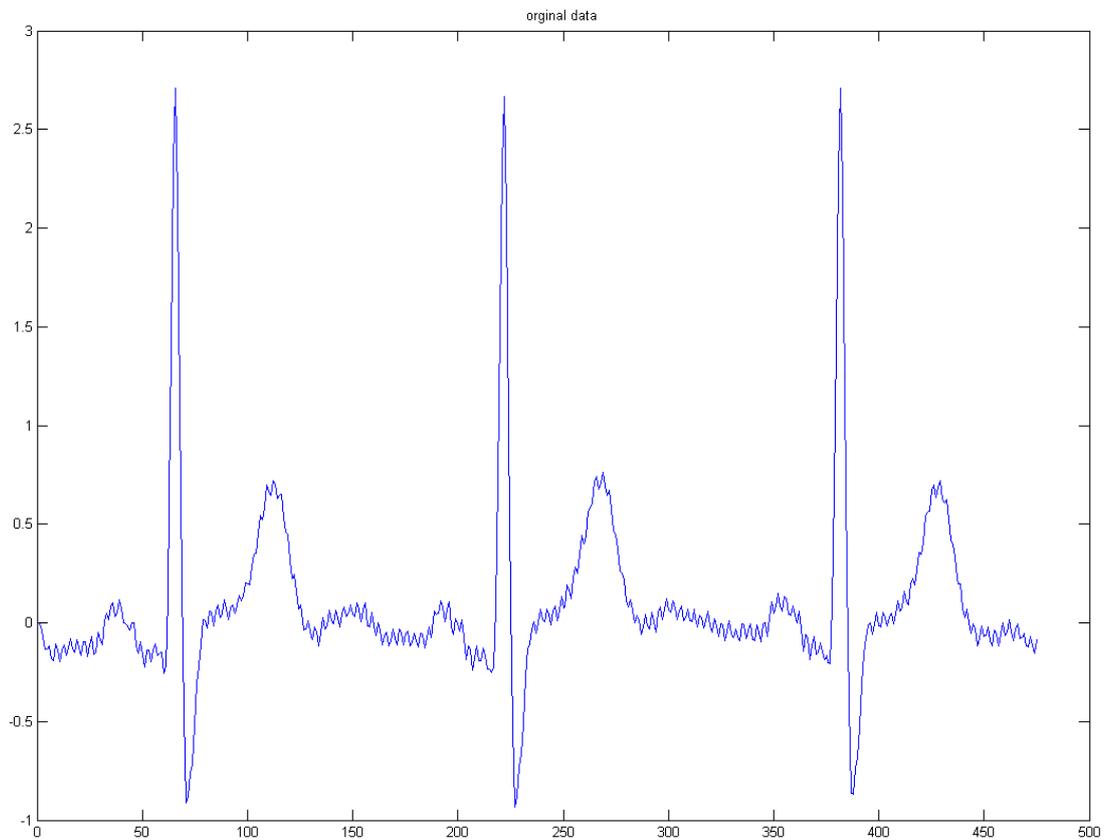


圖 3.4. 典型的EKG圖

而經由快速傅立葉轉換(Fast Fourier Transform, FFT)轉換後的頻譜圖如圖3.5 所示。

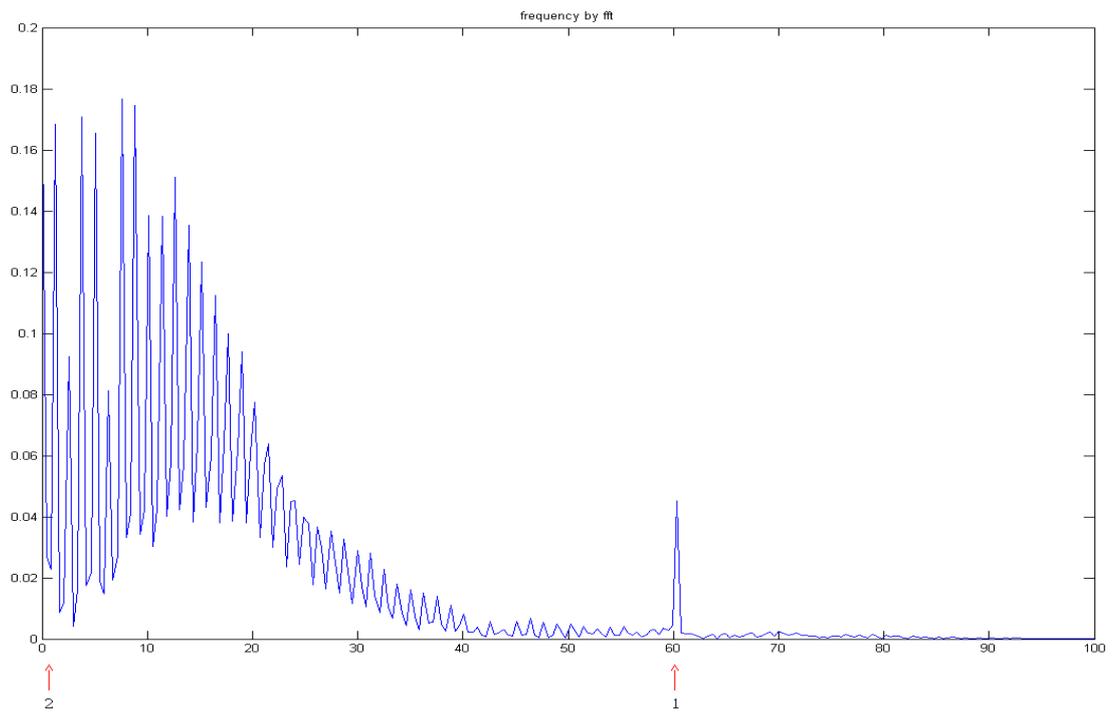


圖 3.5. 經 FFT 後之頻譜分佈

在此發現會有電子儀器造成的 60 Hz 的電訊號。因此首先移除 60 Hz 對心電圖的影響，如此會形成圖 3.6。

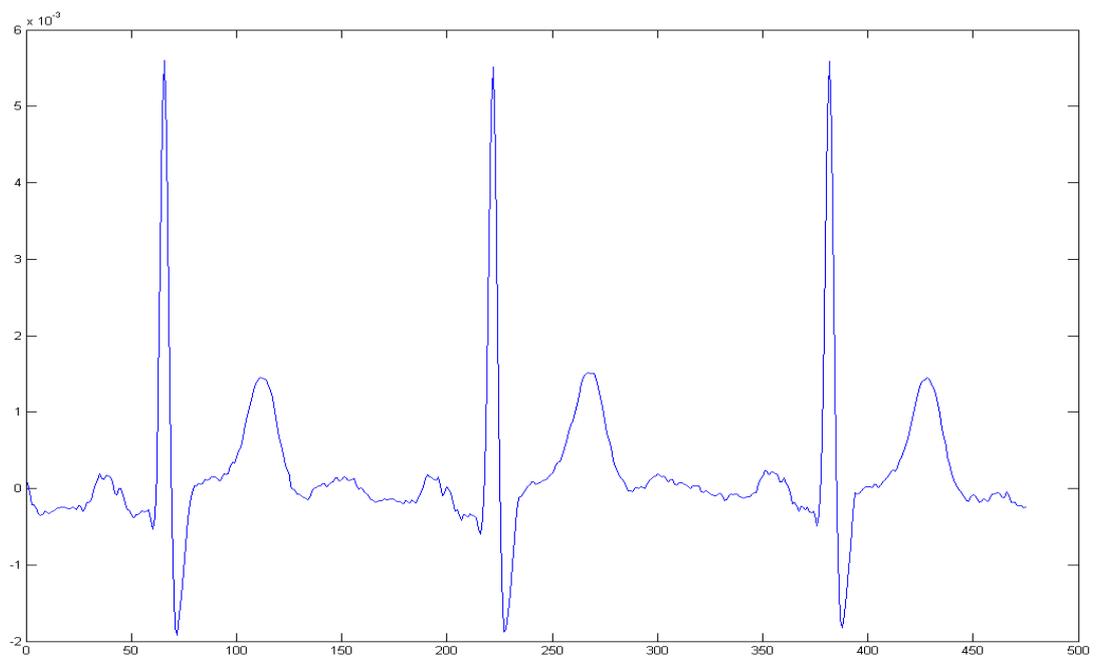


圖 3.6. 移雜訊後之EKG圖

步驟 3 :

移除基線飄移。

有的心電圖訊號會有基線飄移存在，基線飄移大部份為病人們呼吸所造成，如圖3.7。

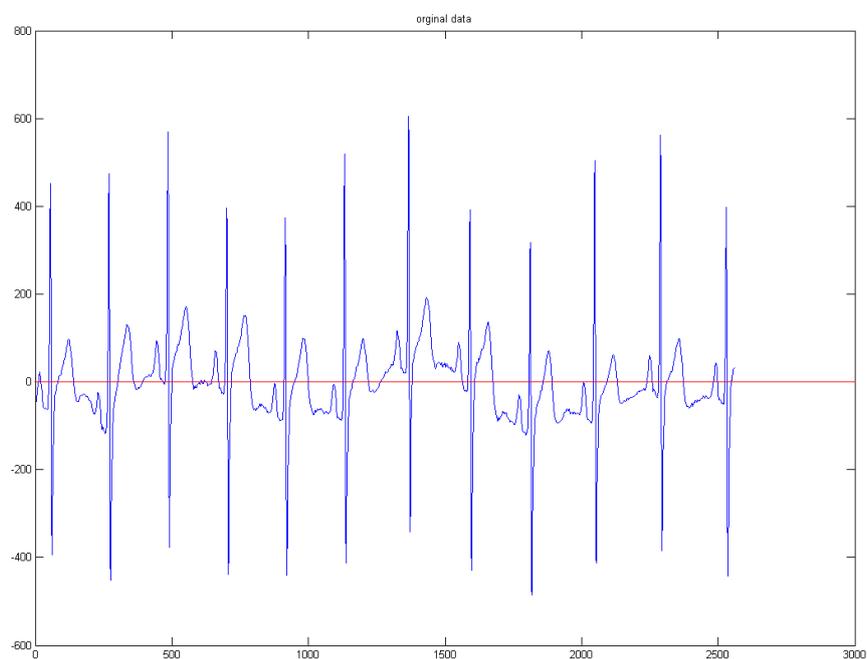


圖 3.7. 基線飄移EKG圖

利用FFT將心電訊號之資料移除圖3.5所標示的2也就是移除呼吸波所造成的基線飄移，形成圖3.8。

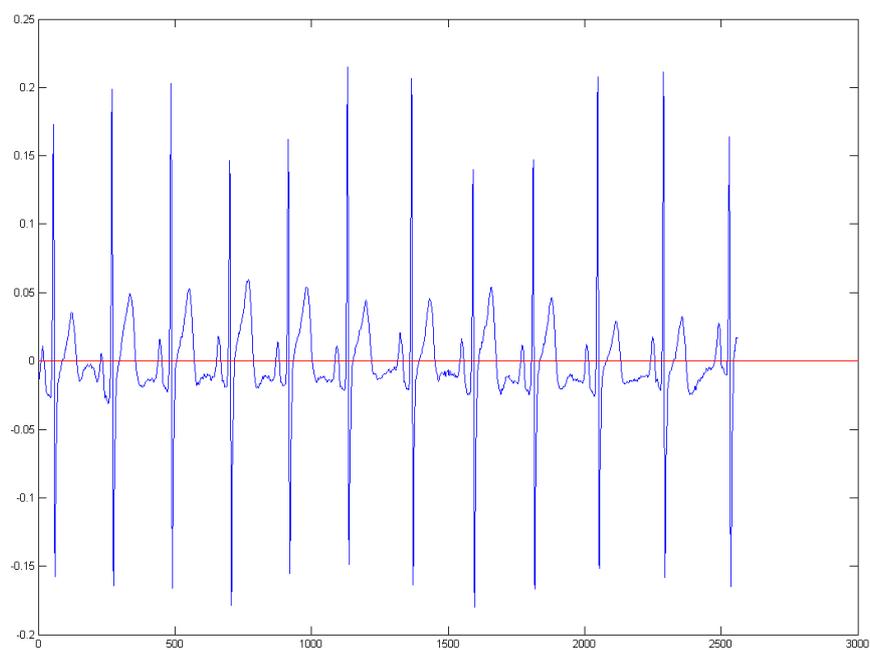


圖 3.8. 過濾掉基線飄移後的EKG圖

### 3.2 訊號與隨機數間的距離

爲了客觀量測心電訊號之不同，我們採用一組固定的隨機數序列，以此爲基準來量度各種不同的心電圖訊號之差異性。此一隨機數由MATLAB產生，長度爲648000點，平均值爲 -0.0001，變異數爲 1.0006，此數所形成的 word index 圖如圖 2.6所示，下文中所提的「隨機數」則是專指此一序列。圖 3.9 顯示 MIT-BIH[3] 數據 data 100 的心電圖訊號之 word index 與 rank index 圖。

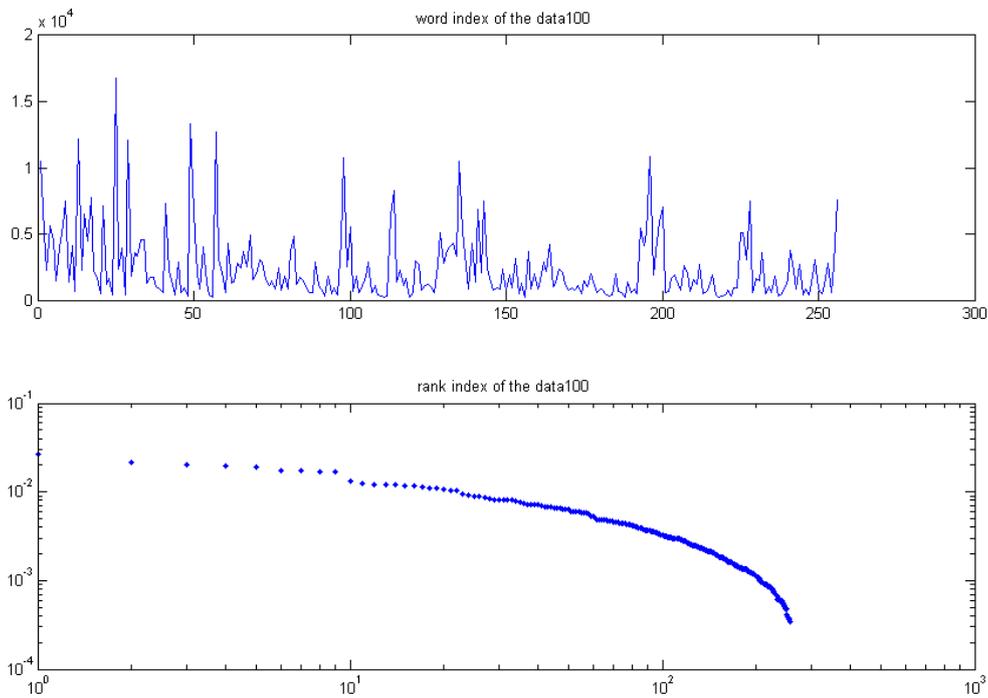


圖 3.9. data100心電圖訊號之word & rank index

而圖3.10則爲此組心電訊號與隨機數之rank index圖，其中  $x$  軸爲data 100之rank， $y$  軸爲隨機數之rank，且相關係數爲 $-0.37566$ ，如  $(9,256)$  爲data100及隨機數的 $w_1$ -rank (名次) 分別爲9與256，所繪之點爲  $(9,256)$ ， $(200,64)$  則爲data100與隨機數中 $w_{101}$ -rank，如此共繪出256個點。

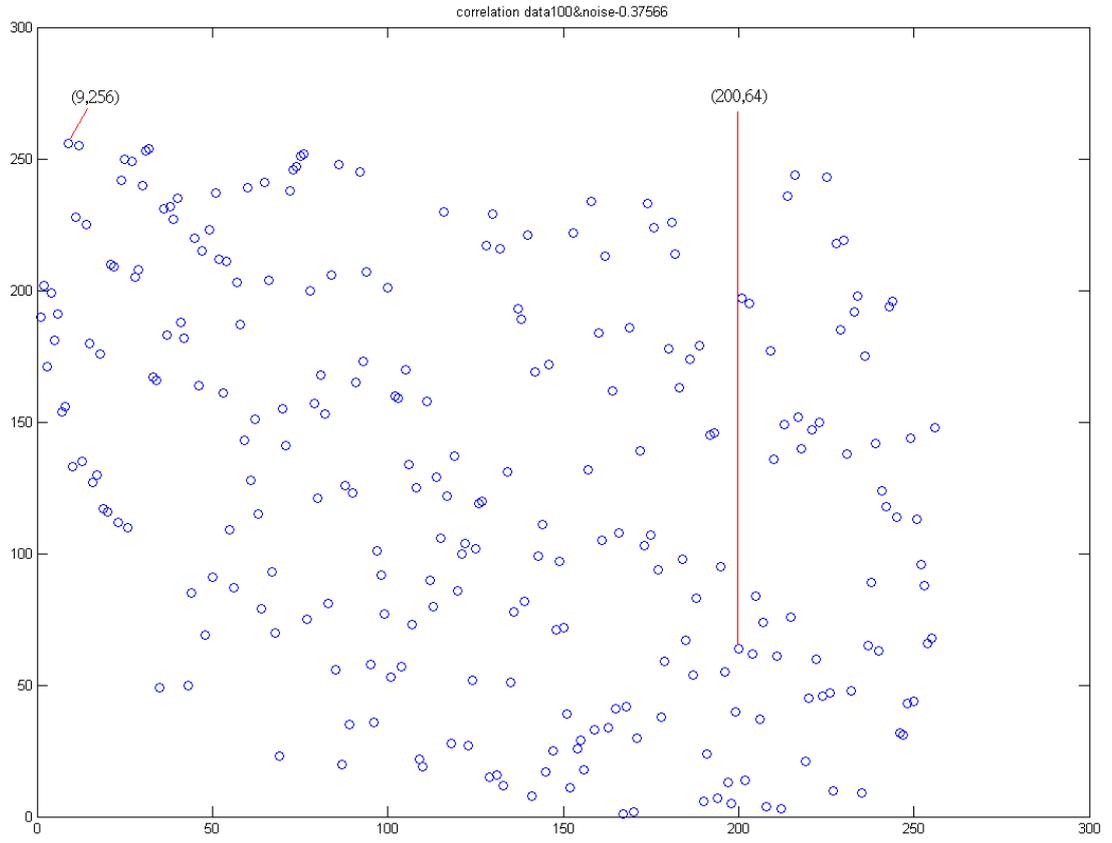


圖 3.10. data100心電圖與隨機數之rank index圖

圖3.11為以 rank index 之相關係數為基礎，比較data100與其他心律不整間的心電訊號之群內相關性。

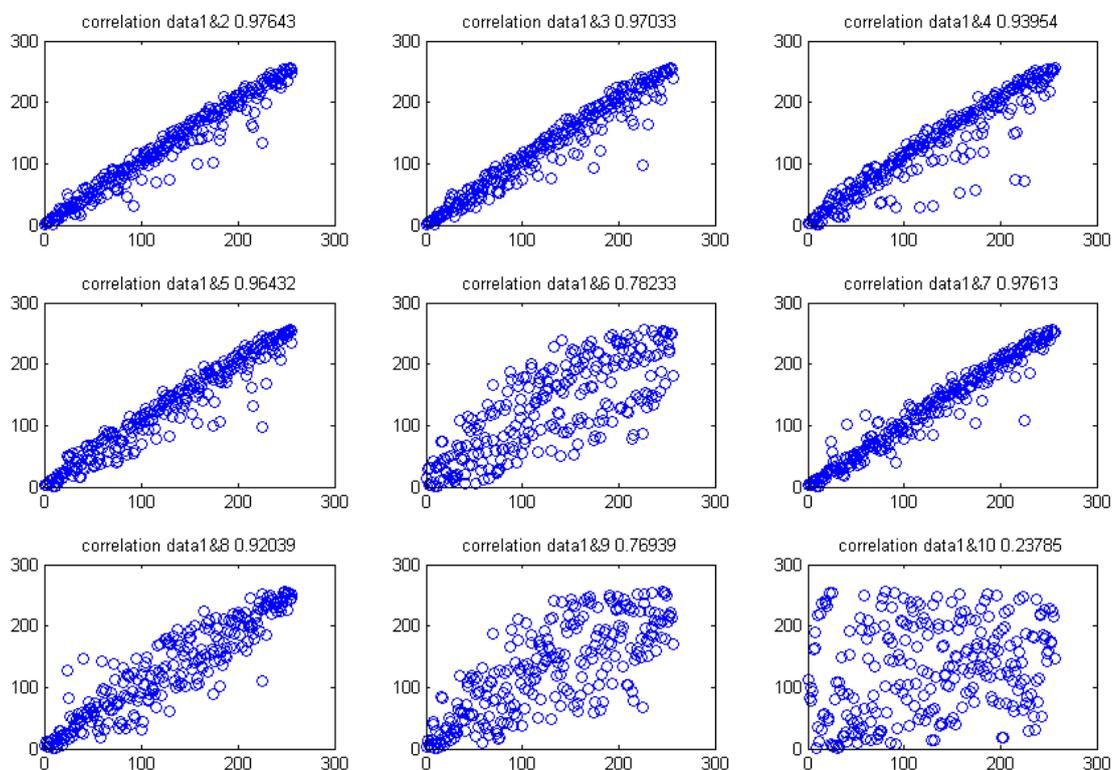


圖 3.11. AR心律不整群組內之rank index 相關圖

由圖3.11可以得知，心律不整 (Arrhythmia, AR) 間的心電圖訊號，彼此的相關性很高，那是因為心律不整的心電圖，有絕大部份是屬於正常的情况。

表 3.1. AR心律不整之資料間 rank index 相關係數

	data100	data101	data102	data103	data104	data200	data201	data202	data203	data205	datanoise	mean
data100		0.976	0.97	0.94	0.964	0.782	0.976	0.92	0.769	0.238	-0.376	0.716
data101	0.976		0.989	0.98	0.99	0.846	0.984	0.945	0.845	0.236	-0.493	0.73
data102	0.97	0.989		0.975	0.992	0.857	0.98	0.94	0.836	0.273	-0.52	0.729
data103	0.94	0.98	0.975		0.977	0.836	0.964	0.92	0.831	0.246	-0.537	0.713
data104	0.964	0.99	0.975	0.977		0.859	0.981	0.952	0.856	0.229	-0.517	0.728
data200	0.782	0.846	0.857	0.836	0.859		0.782	0.814	0.955	0.329	-0.808	0.625
data201	0.976	0.984	0.98	0.964	0.981	0.782		0.951	0.785	0.198	-0.406	0.719
data202	0.92	0.945	0.94	0.92	0.952	0.814	0.951		0.857	0.587	-0.438	0.745
data203	0.769	0.845	0.836	0.831	0.856	0.955	0.785	0.857		0.137	-0.735	0.614
data205	0.238	0.236	0.273	0.246	0.229	0.329	0.198	0.587	0.137		-0.458	0.202
noise	-0.376	-0.493	-0.52	-0.537	-0.517	-0.808	-0.406	-0.438	-0.735	-0.458		-0.529
mean	0.716	0.73	0.729	0.713	0.728	0.625	0.719	0.745	0.614	0.202	-0.529	

而由表3.1知，data205比起其他資料而言，相關性較低，因此我們重新檢視原始心電圖訊號。

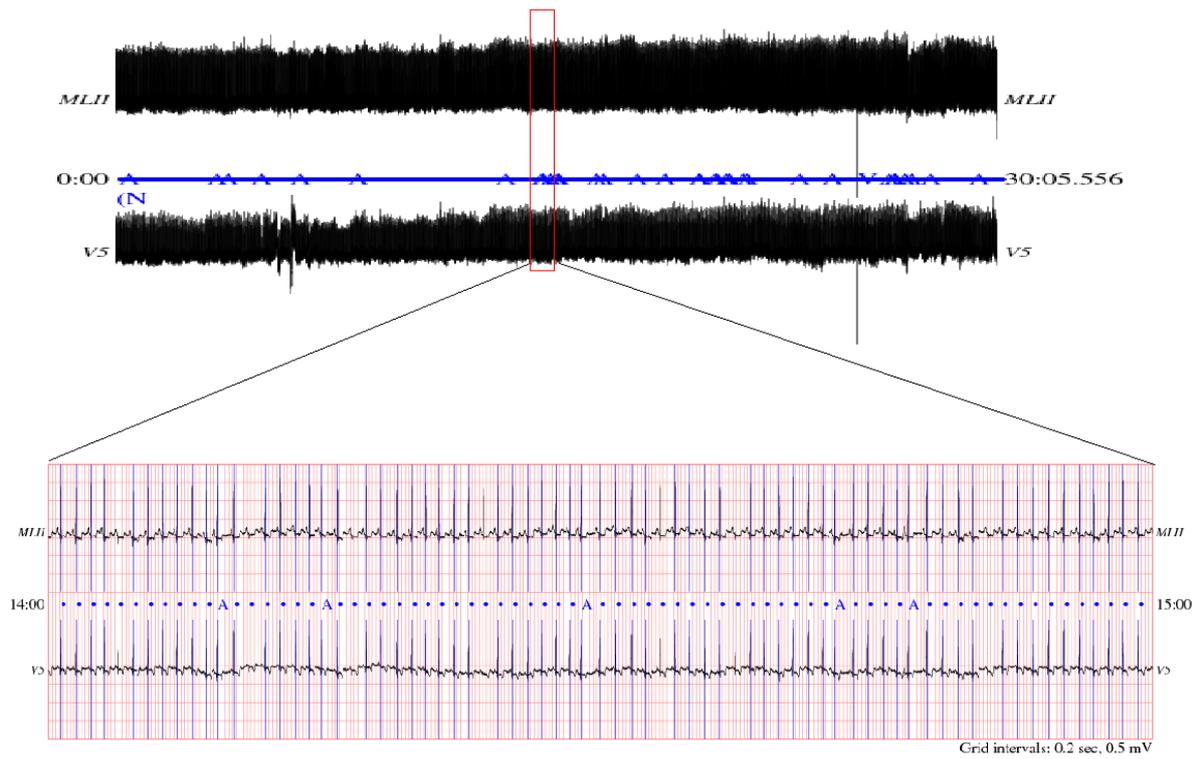


圖 3.12. data100之EKG

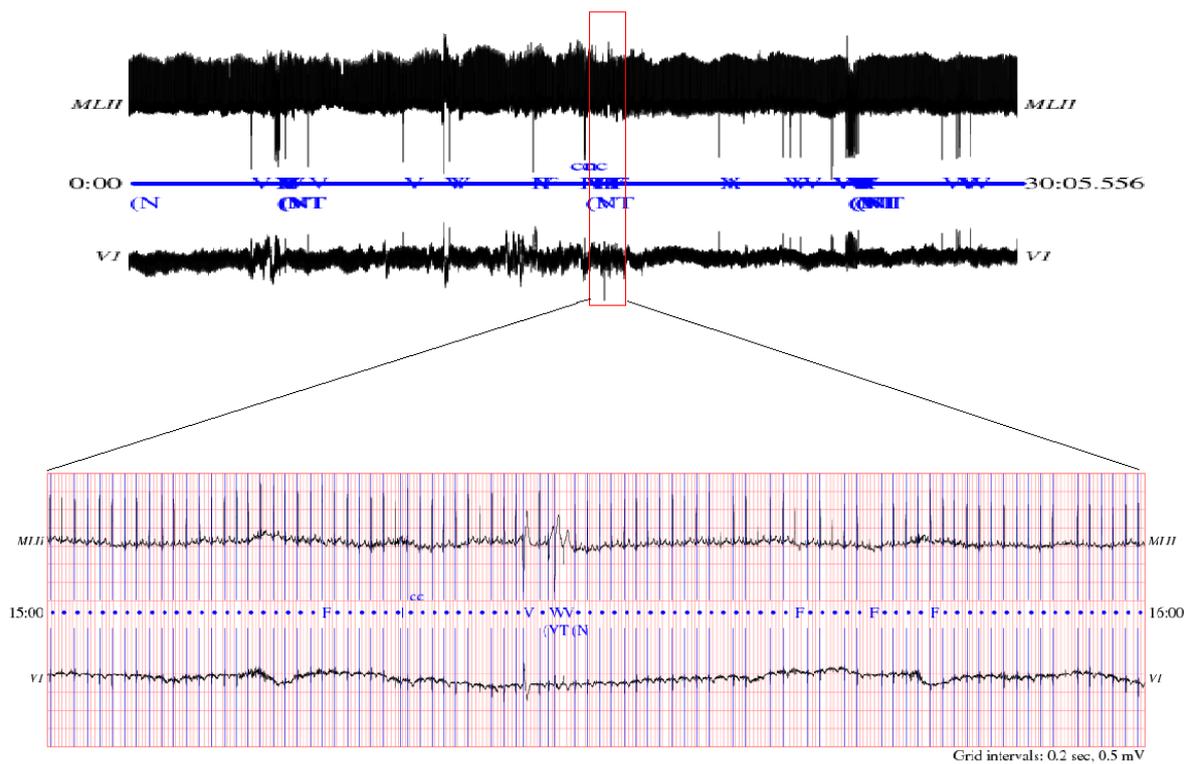


圖 3.13. data205之EKG

由圖 3.12、圖 3.13 可以看出，雖然兩組 data 同為心律不整，但data205 之不正常心搏較 data100 多，也因此， data205 之rank index，與其他資料相比，相關係數較低。

再則，我們以測度來比較這些心律不整資料之彼此間的關係。

表 3.2. AR 心律不整資料測度比較表

	data100	data101	data102	data103	data104	data200	data201	data202	data203	data205	隨機亂數	mean
data100		0.023	0.022	0.037	0.031	0.076	0.023	0.037	0.061	0.161	0.38	0.0851
data101	0.023		0.015	0.019	0.012	0.056	0.015	0.029	0.042	0.107	0.403	0.0721
data102	0.022	0.015		0.027	0.014	0.06	0.02	0.033	0.051	0.137	0.407	0.0786
data103	0.037	0.019	0.027		0.016	0.045	0.021	0.036	0.038	0.091	0.402	0.0732
data104	0.031	0.012	0.014	0.016		0.043	0.014	0.025	0.033	0.109	0.407	0.0704
data200	0.076	0.056	0.06	0.045	0.043		0.054	0.044	0.024	0.075	0.468	0.0945
data201	0.023	0.015	0.02	0.021	0.014	0.054		0.025	0.041	0.127	0.387	0.0727
data202	0.037	0.029	0.033	0.036	0.025	0.044	0.025		0.026	0.147	0.396	0.0798
data203	0.061	0.042	0.051	0.038	0.033	0.024	0.041	0.026		0.095	0.431	0.0842
data205	0.161	0.107	0.137	0.091	0.109	0.075	0.127	0.147	0.095		0.373	0.1422
隨機亂數	0.38	0.403	0.407	0.402	0.407	0.468	0.387	0.396	0.431	0.373		0.4054
mean	0.0851	0.0721	0.0786	0.0732	0.0704	0.0945	0.0727	0.0798	0.0842	0.1422	0.4054	

除了data205外，其餘心律不整資料之彼此間的測度最大為0.076，表示這些心律不整的資料彼此的差異並不大。

同理，表 3.2 也可看出，data205 相對其他心律不整資料而言，差異較大。

而這些資料與隨機數的平均測度為：0.4054，表示與隨機數差別大。

表 3.3. CHF(充血性心臟衰竭)資料之相關係數

	CHF01	CHF02	CHF03	CHF04	CHF05	CHF06	CHF07	CHF08	CHF09	CHF10	隨機數	mean
CHF01		0.48	0.76	0.627	0.246	0.861	0.669	0.723	0.38	0.742	-0.276	0.61
CHF02	0.48		0.399	0.63	0.689	0.511	0.634	0.585	0.103	0.511	-0.035	0.505
CHF03	0.76	0.399		0.765	0.235	0.807	0.713	0.824	0.306	0.669	-0.155	0.612
CHF04	0.627	0.63	0.765		0.21	0.737	0.883	0.931	-0.091	0.666	0.251	0.595
CHF05	0.246	0.689	0.235	0.21		0.429	0.275	0.168	0.589	0.513	-0.504	0.372
CHF06	0.861	0.511	0.807	0.737	0.429		0.768	0.758	0.418	0.936	-0.228	0.692
CHF07	0.669	0.634	0.713	0.883	0.275	0.768		0.844	0.003	0.67	0.181	0.607
CHF08	0.723	0.585	0.824	0.931	0.168	0.758	0.844		-0.038	0.635	0.168	0.603
CHF09	0.38	0.103	0.306	-0.091	0.589	0.418	0.003	-0.038		0.442	-0.916	0.235
CHF10	0.742	0.511	0.699	0.666	0.513	0.936	0.67	0.635	0.442		-0.235	0.646
隨機亂數	-0.276	-0.035	-0.155	0.251	-0.501	-0.228	0.181	0.168	-0.916	-0.235		-0.174
mean	0.521	0.451	0.535	0.561	0.285	0.6	0.564	0.56	0.12	0.558	-0.174	

表 3.4. CHF 充血性心臟衰竭資料測度比較表

	CHF01	CHF02	CHF03	CHF04	CHF05	CHF06	CHF07	CHF08	CHF09	CHF10	隨機亂數	mean
CHF01		0.092	0.06	0.133	0.058	0.049	0.1	0.086	0.053	0.056	0.32	0.1007
CHF02	0.092		0.078	0.103	0.031	0.08	0.078	0.082	0.047	0.08	0.241	0.0912
CHF03	0.06	0.078		0.09	0.056	0.046	0.081	0.06	0.057	0.057	0.317	0.0902
CHF04	0.133	0.103	0.09		0.098	0.105	0.058	0.053	0.104	0.114	0.174	0.1032
CHF05	0.058	0.031	0.056	0.098		0.06	0.065	0.084	0.011	0.039	0.409	0.0911
CHF06	0.049	0.08	0.046	0.105	0.06		0.081	0.072	0.059	0.031	0.31	0.0893
CHF07	0.1	0.078	0.081	0.058	0.065	0.081		0.065	0.064	0.095	0.171	0.0858
CHF08	0.086	0.082	0.06	0.053	0.084	0.072	0.065		0.089	0.084	0.187	0.0862
CHF09	0.053	0.047	0.057	0.104	0.011	0.059	0.064	0.089		0.045	0.496	0.1025
CHF10	0.056	0.08	0.057	0.114	0.039	0.031	0.095	0.084	0.045		0.331	0.0932
隨機亂數	0.32	0.241	0.317	0.174	0.409	0.31	0.171	0.187	0.496	0.331		0.2956
mean	0.1007	0.0912	0.0902	0.1032	0.0911	0.0893	0.0858	0.0862	0.1025	0.0932	0.2956	

充血性心臟衰竭 (Congestive Heart Failure, CHF) 比起心律不整彼此間的相關性變化較大，最大值為 0.931，最小值-0.091為低度負相關，而其平均為中度正相關。

若以測度來看，充血性心臟衰竭彼此間的測度較心律不整彼此間的測度為大，而和隨機數的測度則較心律不整為小，表示同為充血性心臟衰竭，彼此間差異較大，而和隨機數相比，其差異性比心律不整小。

心房顫動 (Atrial Fibrillation, AF) 之間的相關性變化最大，其資料間的標準差更高達 0.427，而心房顫動與隨機數相比而言，標準差也有 0.403 表示 AF 訊號間的變異性大。同樣地，以測度來看時，AF 資料間差異性也大，與隨機數相比標準差為：0.102。

表 3.5、表3.6為 AF 心房顫動資料之相關係數圖與測度圖。

表 3.5. AF 心房顫動資料之相關係數

	AF01	AF02	AF03	AF04	AF05	AF06	AF07	AF08	隨機亂數	mean
AF01		-0.204	0.644	0.233	0.176	-0.019	-0.073	-0.075	-0.386	0.037
AF02	-0.204		0.113	-0.064	0.592	0.729	0.721	0.829	0.517	0.404
AF03	0.644	0.113		0.014	0.202	-0.028	0.161	0.221	-0.067	0.158
AF04	0.233	-0.064	0.014		0.29	0.063	0.367	-0.042	-0.615	0.031
AF05	0.176	0.592	0.202	0.29		0.702	0.812	0.703	-0.12	0.42
AF06	-0.019	0.729	-0.028	0.063	0.702		0.629	0.666	0.259	0.375
AF07	-0.073	0.721	0.161	0.367	0.812	0.629		0.819	0.06	0.437
AF08	-0.075	0.829	0.221	-0.042	0.703	0.666	0.819		0.504	0.453
隨機亂數	-0.386	0.517	-0.067	-0.615	-0.12	0.259	0.06	0.504		0.019
mean	0.037	0.404	0.158	0.031	0.42	0.375	0.437	0.453	0.019	

表 3.6. AF心房顫動資料之測度比較圖

	AF01	AF02	AF03	AF04	AF05	AF06	AF07	AF08	隨機亂數	mean
AF01		0.342	0.001	0.344	0.292	0.327	0.392	0.234	0.265	0.275
AF02	0.342		0.372	0.254	0.159	0.097	0.136	0.103	0.118	0.198
AF03	0.001	0.372		0.499	0.331	0.406	0.514	0.223	0.255	0.325
AF04	0.344	0.254	0.499		0.143	0.115	0.202	0.384	0.451	0.299
AF05	0.292	0.159	0.331	0.143		0.103	0.137	0.183	0.273	0.203
AF06	0.327	0.097	0.406	0.115	0.103		0.134	0.15	0.166	0.187
AF07	0.392	0.136	0.514	0.202	0.137	0.134		0.134	0.242	0.236
AF08	0.234	0.103	0.223	0.384	0.183	0.15	0.134		0.158	0.196
隨機亂數	0.265	0.118	0.255	0.451	0.273	0.166	0.242	0.158		0.241
mean	0.275	0.198	0.325	0.299	0.203	0.187	0.236	0.196	0.241	

### 3.3 資料大小對測度影響

改變測度量測之資料大小對量測測度間的影響。

此節探討不同的取樣大小對測度之影響。

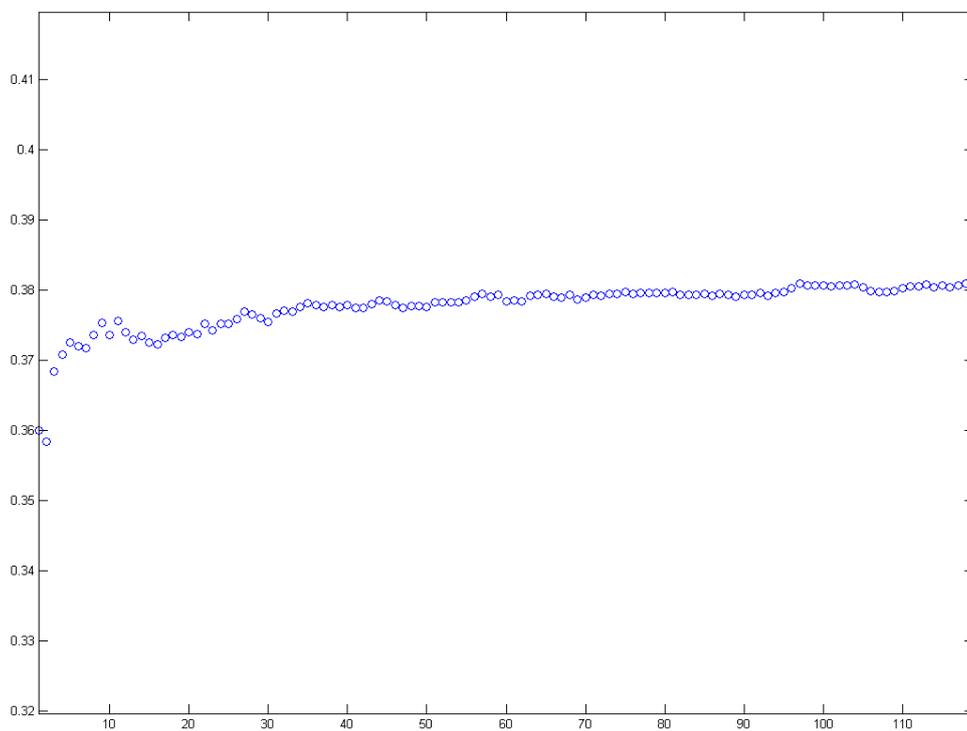


圖 3.14. 某一心律不整之測度平均圖

圖3.14為某一心律不整之測度圖，其中 x 軸單位為5秒，y 軸為測度大小；即每增加五秒為取樣大小（此資料之頻率為360Hz），第一個點所代表的意義為將此資料每1800點與隨機數比較彼此間的測度並取平均值，第二個點為將此資料每3600點與隨機數比較彼此間的測度並取平均值，依此類推，如此可得一組數列如圖3.14所示，每一元素為測度長度，其總平均測度為0.3776，並且由圖可知測度誤差不大。

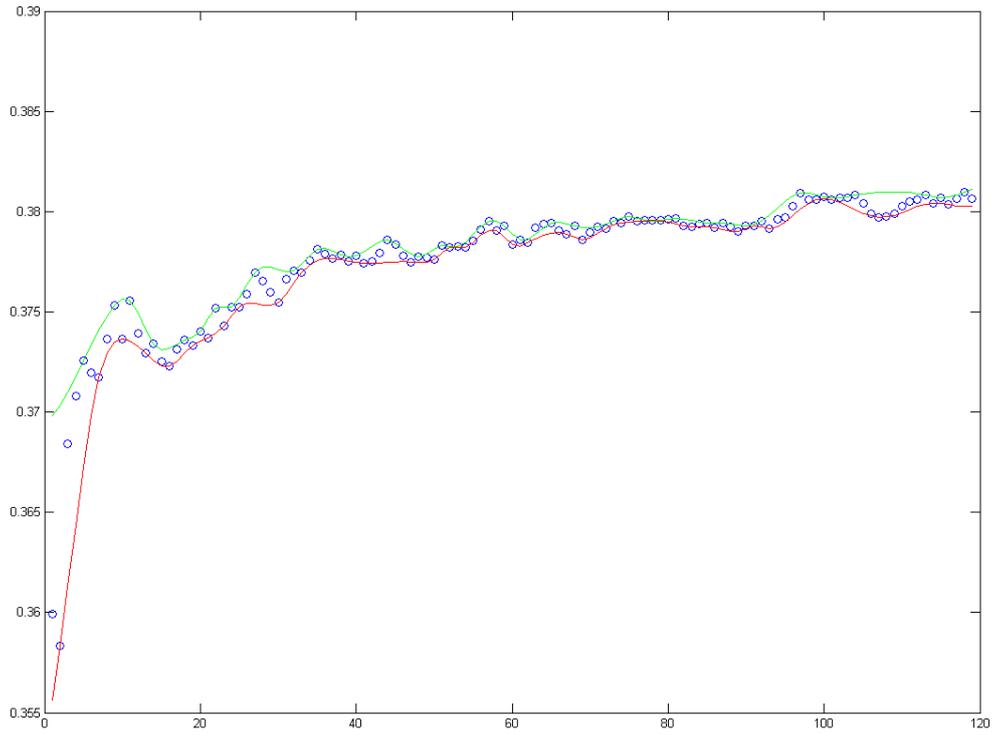


圖 3.15. 測度平均圖二

同上圖，放大y軸間距，並加上下包絡線。上下包絡線間之差值最大為：0.0142。

### 3.4 多尺度分析

給定一個時間序列  $\{x_1, x_2, x_3, \dots, x_n\}$ ，依據參考文獻[2]的作法，創建一個新的序列  $\{y_1, y_2, \dots, y_m\}$ ，其中  $y_1 = \frac{x_1 + x_2}{2}$ 、 $y_2 = \frac{x_3 + x_4}{2}$ 、 $\dots$ ；依此類推，稱為scale 2 序列。此外可另定序列  $\{z_1, z_2, \dots, z_k\}$  其中  $z_1 = \frac{x_1 + x_2 + x_3}{3}$ 、 $z_2 = \frac{x_4 + x_5 + x_6}{3}$ 、 $\dots$ ；依此類推，稱為scale 3 。

如圖3.16所示。

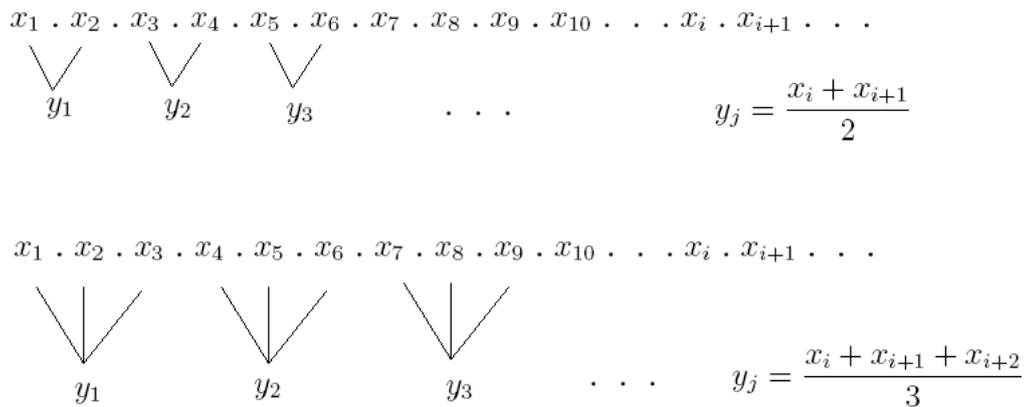


圖 3.16. Scale

以下說明以英文 scale 表示尺度，方便表達不同尺度下之序列 scale 1、scale 2 等，對於此種多尺度分析也採用英文 MSA ( Multi-Scale Analysis ) 代表。某一組心律不整的心電訊號之 scale 1 至 scale 20 序列和隨機數間，計算的測度隨 scale 之變化情形如圖3.17。

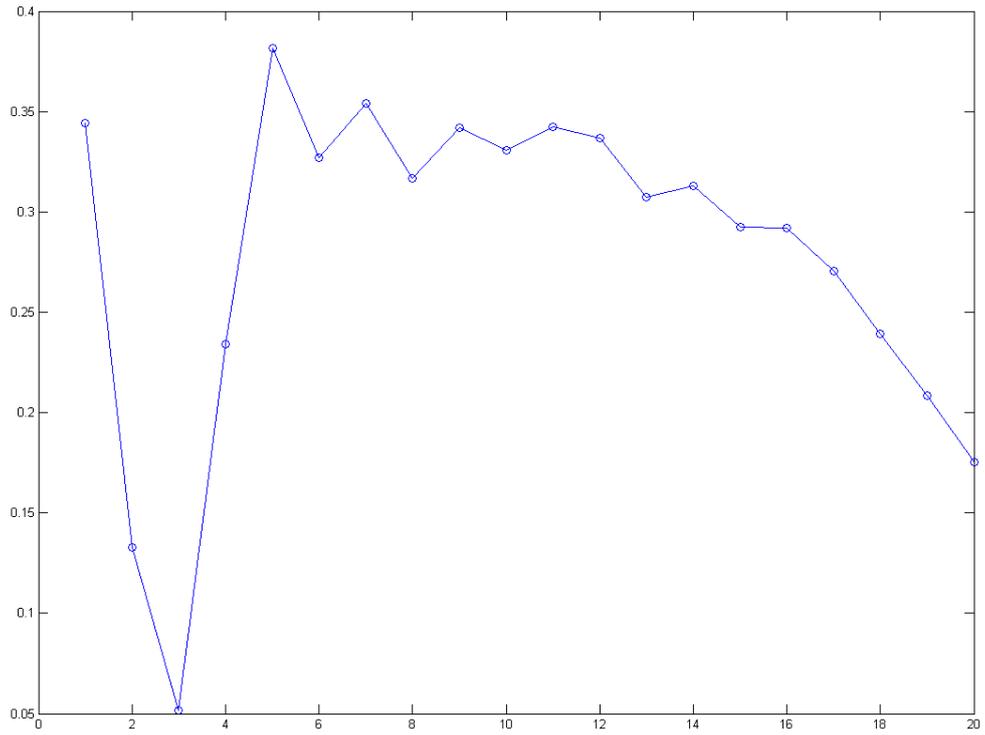


圖 3.17. AR的MSA圖之一

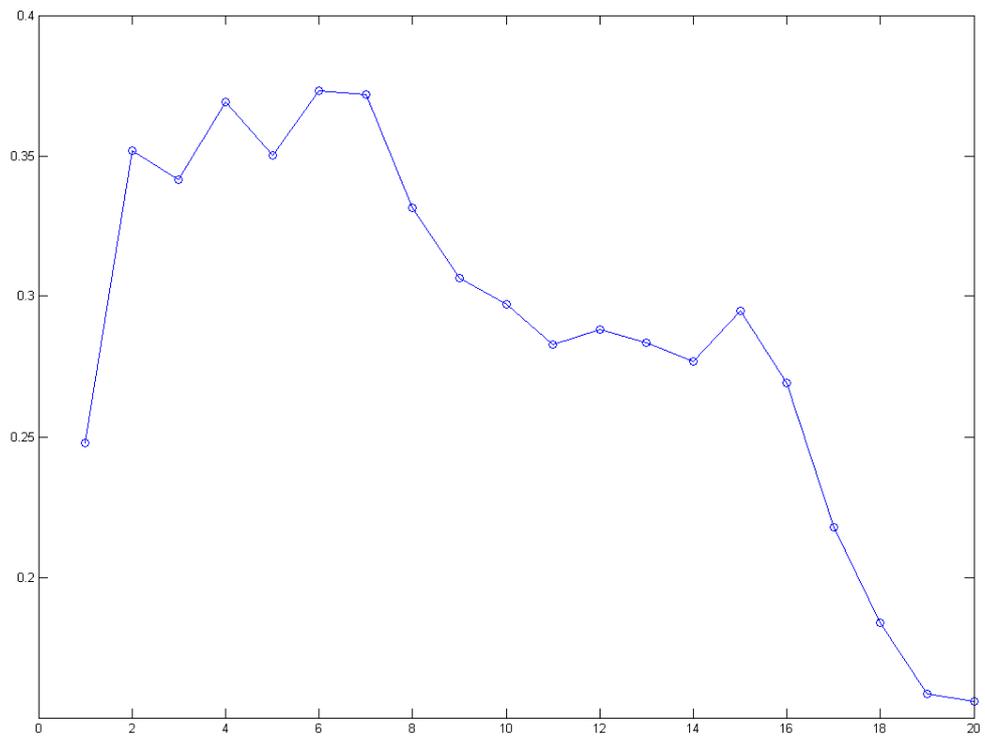


圖 3.18. CHF的MSA圖之一

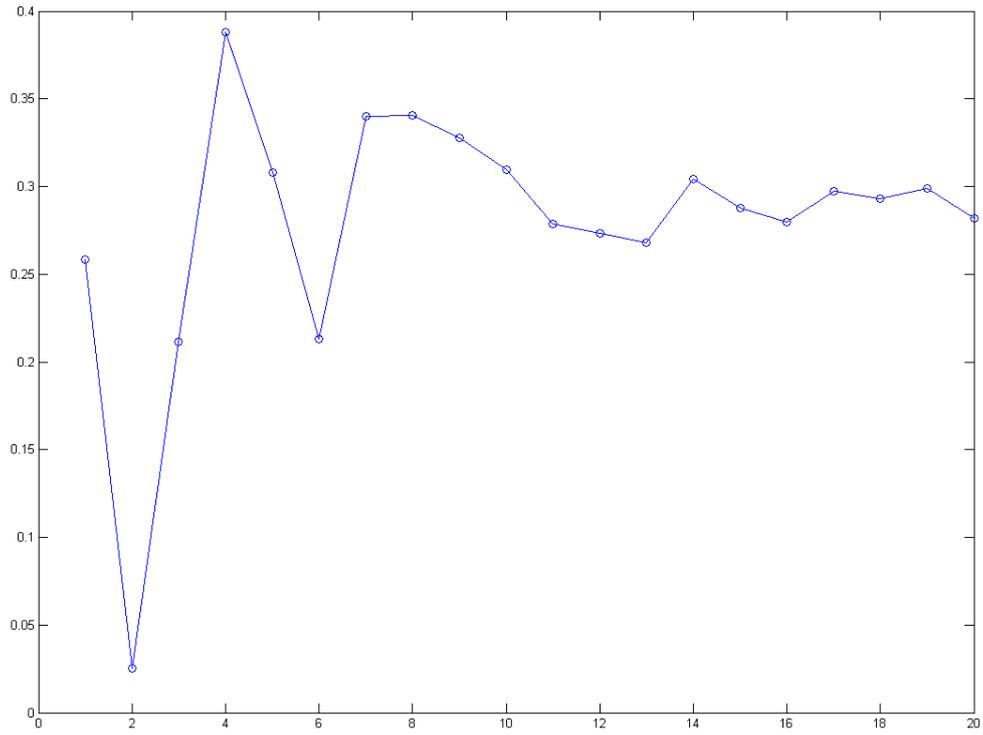


圖 3.19. AF的MSA圖之一

圖3.17、3.19、3.19分別為AR心律不整、CHF充血性心臟衰竭、AF心房顫動之 MSA 圖。

現將各個心電圖做MSA並形成圖3.20。

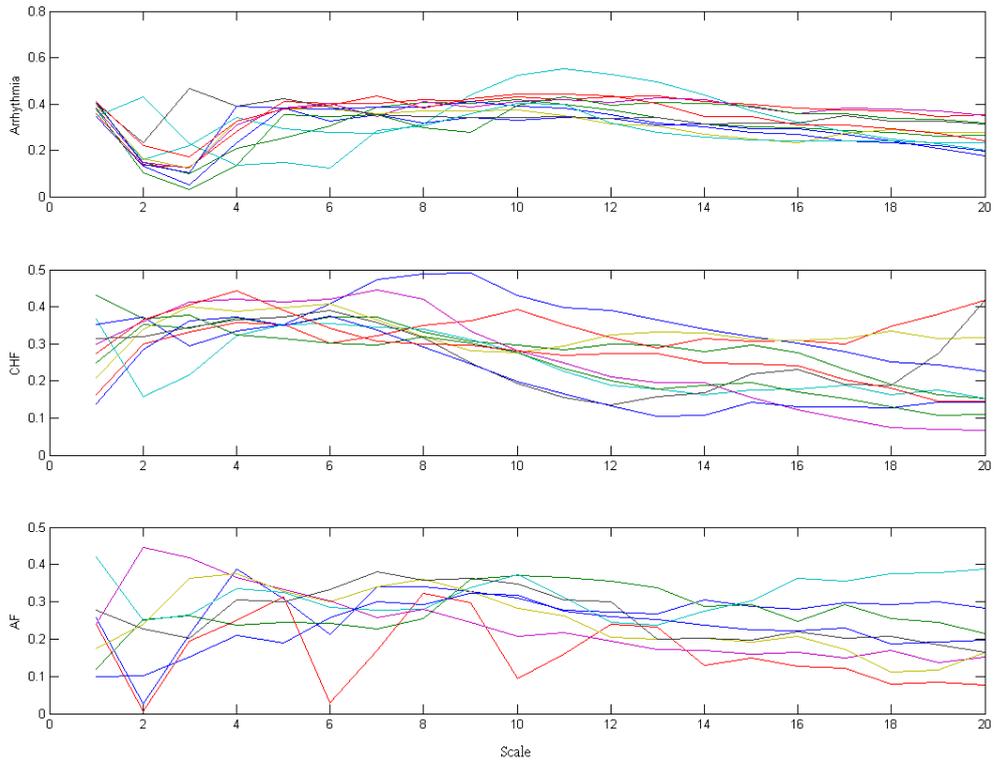


圖 3.20. AR、CHF、AF 的所有 MSA圖

以圖 3.20 中，每條線代表著不同人的心電訊號，而三種疾病中，以AR心律不整曲線最為平滑，並且 scale 大時趨向集中，而 AF 心房顫動的圖最為凌亂且分散。

現在換以盒形圖來看。

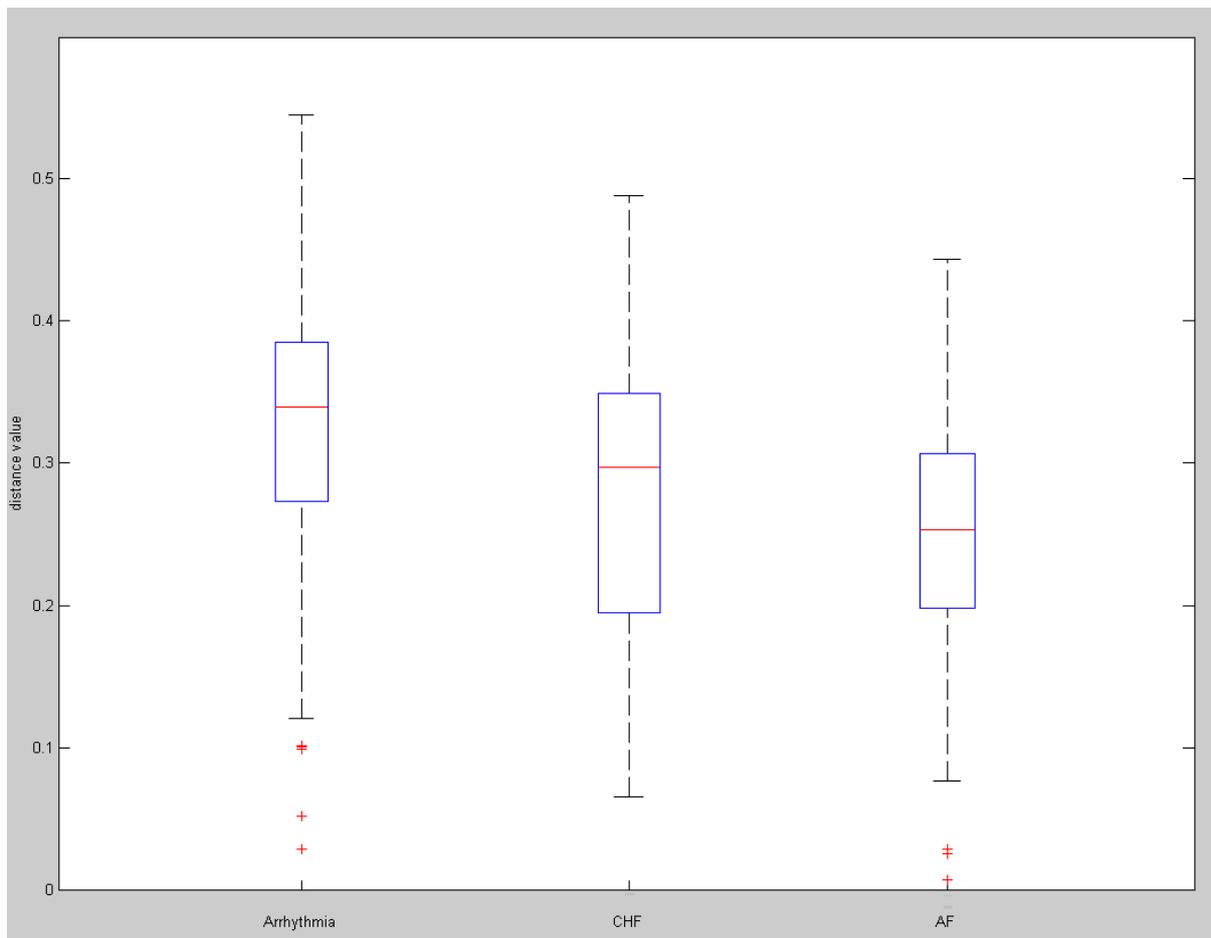


圖 3.21. MSA 之盒形圖

圖3.21為心律不整、充血性心臟衰竭、心房顫動等所有人所有scale之資料所繪成的盒形圖，盒形圖所代表的為中位數、第一四分差、第三四分差、及最大最小值和 outliers。

盒形圖的outlier判定方法為值大於  $Q_3 + 1.5IQR$  或  $Q_1 - 1.5IQR$ 。（ $IQR = Q_3 - Q_1$ ）

以此盒形圖來觀察三種疾病之msa後之差異。首先我們可以看到心律不整的心電訊號其中位數較高，且測度值小時，被分類為outliers，而心房顫動其測度值的中位數較小，最大最小值也偏低。至於充血性心臟衰竭則介於兩者之間，且充血性心臟衰竭之平均值小於中位數而心房顫動則是平均值約等於中位數。

接下來我們看看 scale 的不同對疾病的關係。圖 3.22、3.23、3.24 中，上圖代表的是每個 EKG 資料對不同 scale 的關係，下圖則是 scale 對測度的關係。

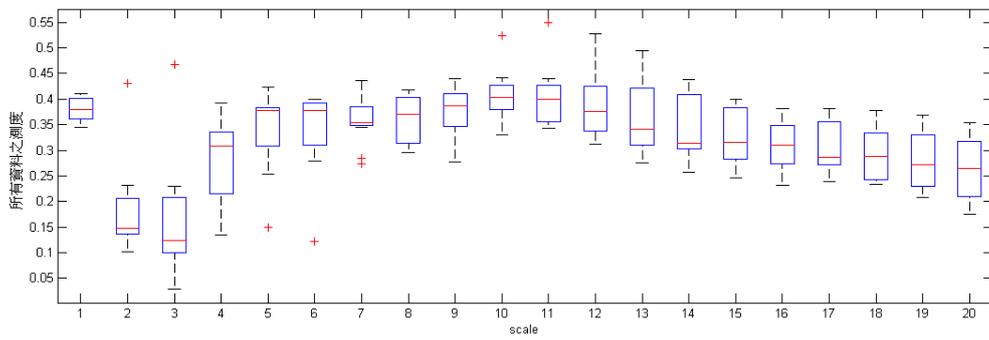
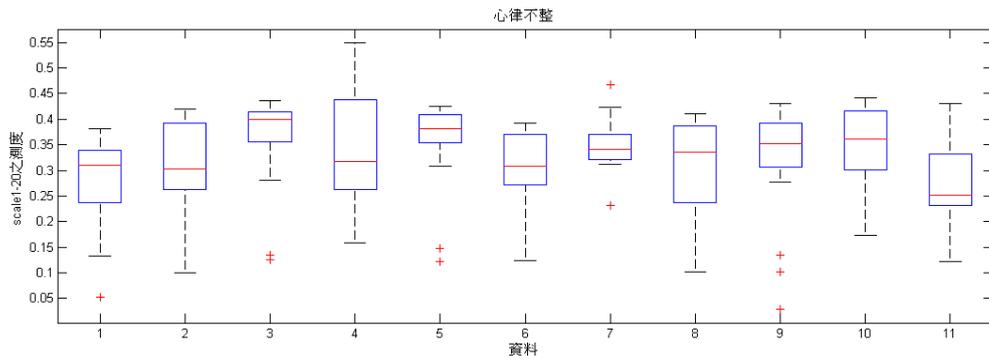


圖 3.22. AR盒形圖

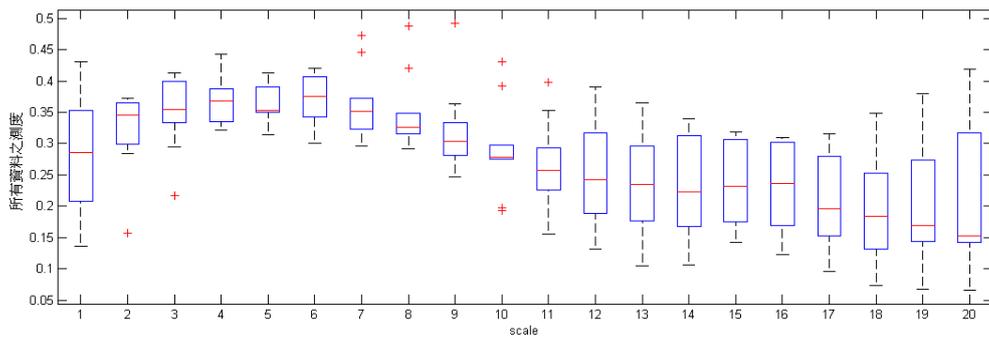
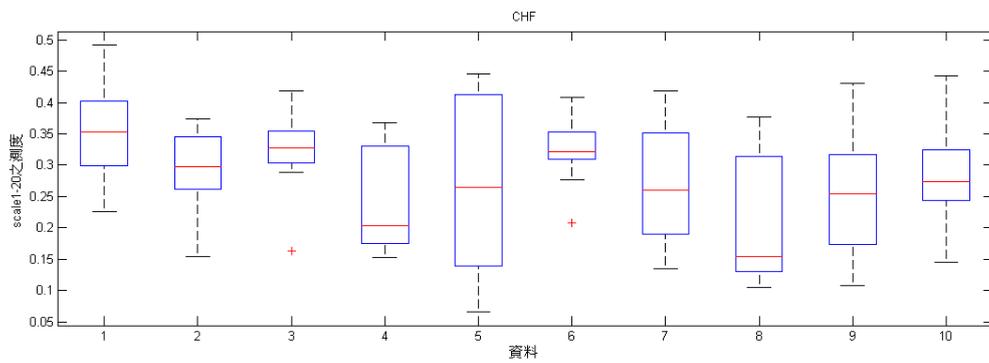


圖 3.23. CHF盒形圖

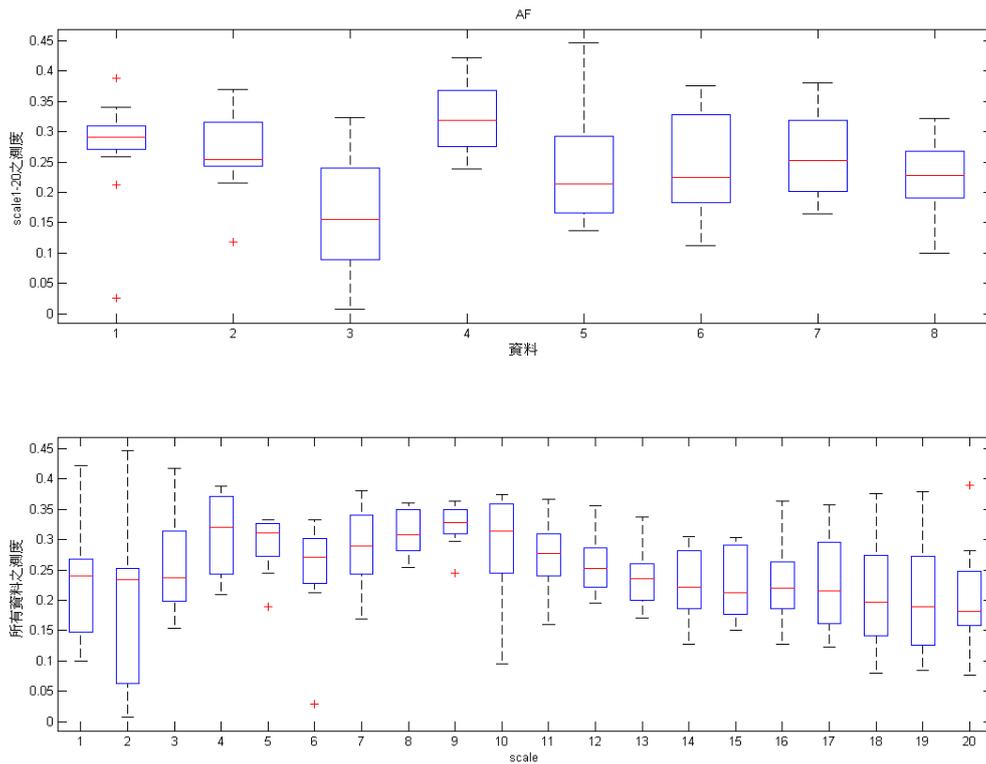


圖 3.24. AF盒形圖

接下來把 scale 對測度的關係另繪一張圖，如圖 3.25 所示，圖中綠色的線是連結 $Q_3$ 、黃色的線則是連結 $Q_1$ 、紅色的線則為平均值的連線，觀察圖 3.25 可以發現，AR 心律不整的資料在 scale 大於 10 之後，趨向平穩，IQR 趨向穩定，而 AF 心房顫動則是 IQR 隨著 scale 變化，CHF 充血性心臟衰竭比較 AF 而言，IQR 變化較小，但比起心律不整 IQR 有變大的傾向。

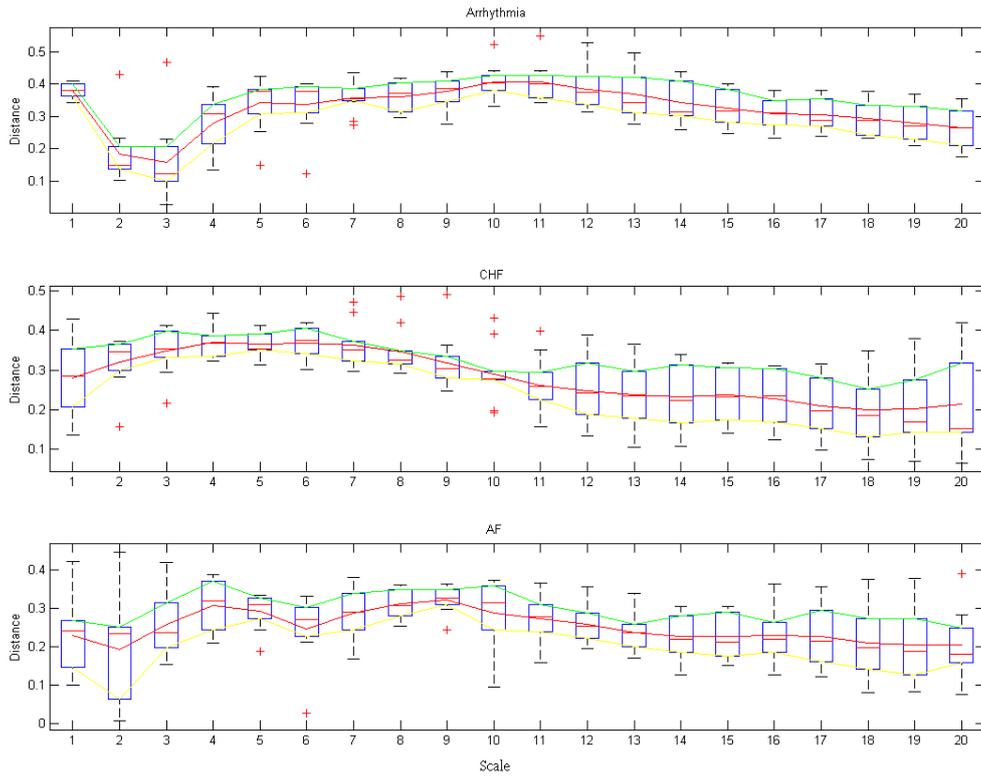


圖 3.25. 盒形圖

### 3.5 各項資料

表 3.7 為上述各項資料所形成。

表 3.7. 資料統合表

data	Arrhythmia	CHF	AF
mean of inside distance	0.0131	0.0362	0.0441
standard deviation of inside distance	0.0024	0.0184	0.0324
mean of distance with 隨機數	0.4055	0.2954	0.2411
standard deviation of distance with 隨機數	0.0272	0.1058	0.1024
mean of correlation between data and 隨機數	-0.5288	-0.175	0.0191
standard deviation of correlation between data and 隨機數	0.1391	0.3518	0.4025
mean of changing window size	0.4088	0.2944	0.2506
standard deviation of changing window size	0.0294	0.0992	0.0963
mean of max value of cubic spline of changing window size	0.0168	0.027	0.0844
standard deviation of max value of cubic spline of changing window size	0.0044	0.0145	0.1059

利用此資料，可以形成一個統計上的信賴區間 (confidence interval) 表。

表 3.8. 信賴區間表

CI	90% down	90% up	95% down	95% up	99% down	99% up
Arrhythmia						
inside distance	0.012	0.014	0.012	0.015	0.011	0.015
distance with noise	0.391	0.42	0.389	0.422	0.383	0.428
correlation	-0.601	-0.456	-0.615	-0.443	-0.642	-0.415
changing widow size	0.394	0.424	0.391	0.427	0.385	0.433
max value of cubic spline	0.015	0.019	0.014	0.02	0.013	0.02
CHF						
inside distance	0.027	0.046	0.025	0.048	0.021	0.051
distance with noise	0.24	0.35	0.23	0.361	0.209	0.382
correlation	-0.358	0.008	-0.393	0.043	-0.462	0.112
changing widow size	0.243	0.346	0.233	0.356	0.214	0.375
max value of cubic spline	0.019	0.035	0.018	0.036	0.015	0.039
AF						
inside distance	0.027	0.061	0.024	0.064	0.018	0.07
distance with noise	0.188	0.294	0.178	0.305	0.158	0.325
correlation	-0.19	0.228	-0.23	0.269	-0.309	0.347
changing widow size	0.201	0.301	0.191	0.31	0.172	0.329

### 3.6 心電圖訊號分類

爲了要分類心電圖，我們將以前面介紹的方法，來分辨當一組心電圖訊號出現後，所做的分類。以一心電圖訊號爲例，以前面章節的方法，所量測出來的值如表3.9。

data	unknown
mean of inside distance	0.0305
mean of distance with 隨機數	0.3928
mean of correlation between data and 隨機數	-0.5371
mean of changing window size	0.4223
mean of max value of cubic spline of changing window size	0.0216

對照表3.8。此心電圖訊號以測度爲基準，落在心律不整之 90 % 的信賴區間。圖 3.26 爲此心電圖訊號之MSA測度圖，單就一個心電訊號之MSA圖而言，並不能表示此心電訊號爲適合分類爲哪一疾病，相對而言，和隨機亂數之測度，反而更能判別資料數少時的分類。然而msa過後之測度也有其優點，如圖3.20、3.21 所示，當資料數多時，MSA能觀測其走向，與集中度。

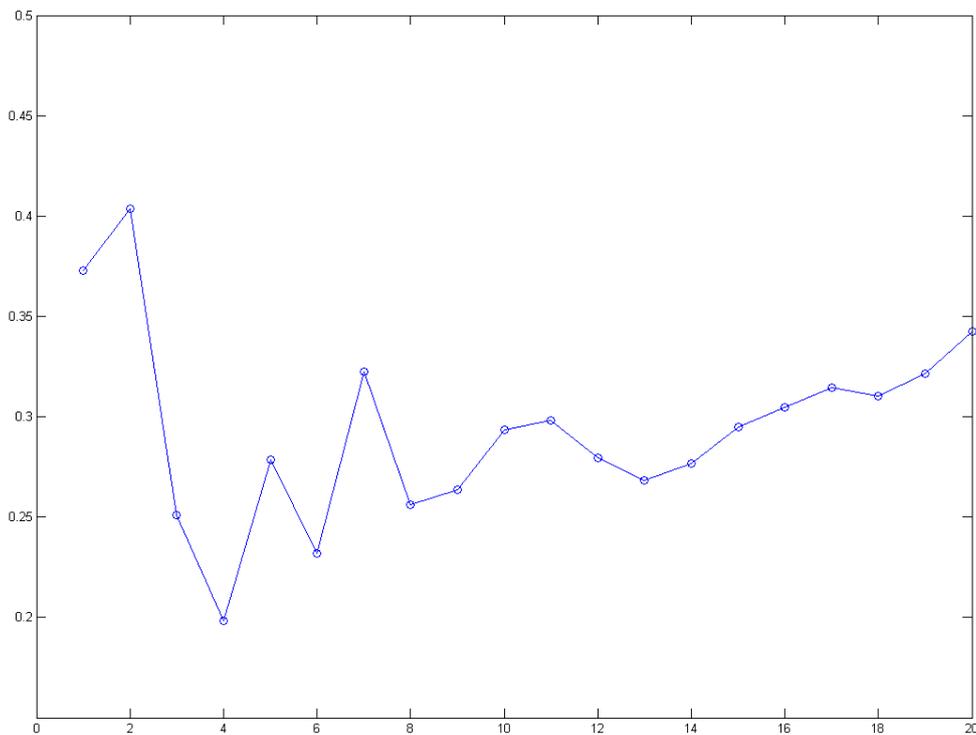


圖 3.26. MSA後之距離圖

### 3.7 演化樹

利用前一小節的測度為基礎，來架構各種不正常心電圖間形成一個彼此關係的演化樹。

表 3.10 為各種心電圖間彼此之平均測度。

表 3.10. 資料測度表

	隨機數	AF	CHF
unknown	0.2411		
CHF	0.2954	0.2093	
Arrhythmia	0.4055	0.2535	0.1454

利用表 3.10 及第二章所介紹之演化樹架構方法，則形成圖3.27。

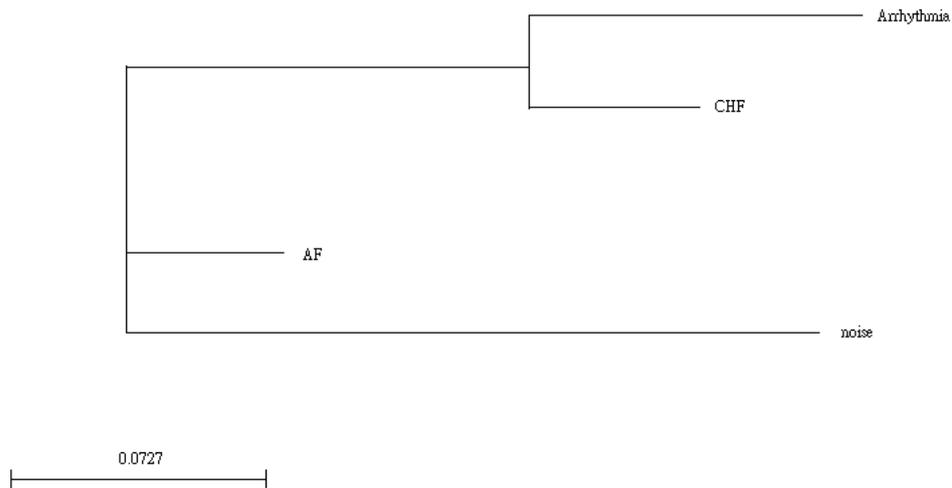


圖 3.27. 演化樹圖

演化樹的形成，能明顯的看出各種心電訊號和隨機亂數之間的關係，及心電訊號間彼此的關係。

表 3.11. 資料測度表

	隨機數	AR	AF	CHF
unknown	0.3928	0.0408	0.2236	0.1384

接下來我們把上章最後一節的未知心電訊號和其他資料做測度比較。得到表3.11。而以同樣方法嘗試加在演化樹圖上。則可在圖3.27上標示紅點，即如圖3.28所示。

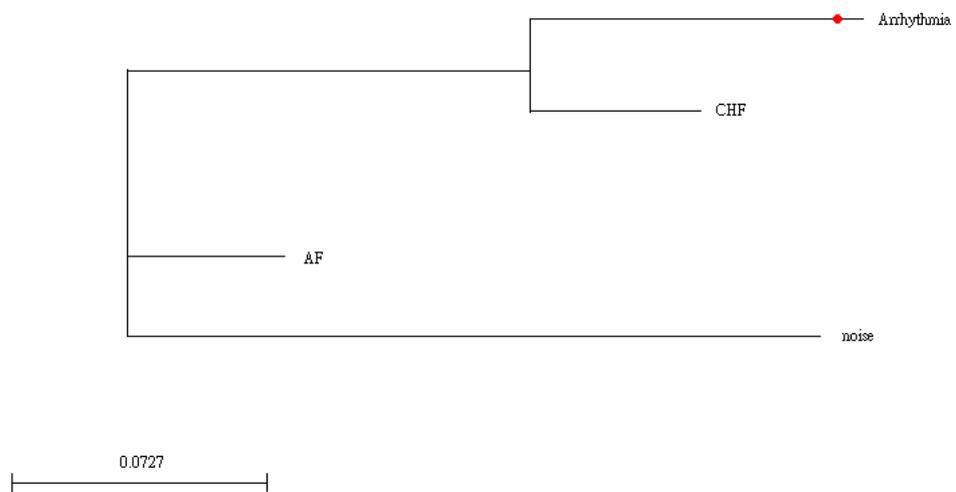


圖 3.28. 演化樹。

# 第四章

## 結論與建議

### 4.1 結論

心電圖正常與否，其波形的變動代表著不同的症狀，本論文嘗試定義分類標準，並採用簡易的統計方法，欲求能將複雜的心電圖訊號簡單化，而此方法的優點就在於簡單，且當資料庫使用數量愈多，判斷會愈容易進行分類，作為未來可以發展輔助醫療的協助工作。

在二位元的轉化過程中，我們可以發現，使用rank比較彼此間的相關係數，以及與隨機數比較相關係數，所得到的相關係數之值，用其來判斷心電訊號是可行的。

而同一段訊號做分割，比較其測度，可用來濾波、及判斷訊號異常之處。

Yang等人採用測度方法並架構演化樹，他們分析的數據為RR-interval，本論文採用心臟放電之原始心電圖資料直接結合rank、測度、MSA等，探討心律不整、充血性心臟衰竭、心房顫動間之差異，並固定一組隨機數進行比較，所得到之演化樹圖，與Yang等人研究之結果相符。

### 4.2 建議

以測度來分析辨別心電訊號是簡單而方便的，在心搏不正常的放電之下，會形成不正常的心電訊號，及不正常的心電圖形，這些不正常下的規律性，是本論文所探討的目的，而觀察至目前為止所做的各項工作，可以看出，以測度為分類標準，優點是簡單且快速，缺點是精確度尚嫌不足。

不過，此方法尚有改進之處，多尺度分析結合測度在單人情況下所形成的資料圖形，並沒有辦法分析，但資料愈多，各類別的心電訊號間的判別會愈明顯。

## 參考文獻

- [1] A. C.-C. Yang, S.-S. Hseu , H.-W. Yien, A. L. Goldberger, and C.-K. Peng, ``Linguistic Analysis of the Human Heartbeat Using Frequency and Rank Order Statistics ,'' *Physical Review Letters*, Vol. 90, No. 10, id 18103, pp. 1-4 , 2003.
- [2] M. Costa, A. L. Goldberger, and C.-K. Peng, ``Multiscale Entropy to Distinguish Physiologic and Synthetic RR Time Series,'' *Computers in Cardiology*, Vol. 29, pp 137-140, 2002.
- [3] <http://www.physionet.org/physiobank/>
- [4] R. A. Thirumangalakudi and G. A. Gottwald. ``On multiscale entropy analysis for physiological data,'' *Physica A*, Vol. 36, pp. 323-332, 2005.

# 附錄 A

## 附加資料

### A.1 MIT-BIH 之 Data 符號涵義

N : 正常心搏。(或表示為 . )

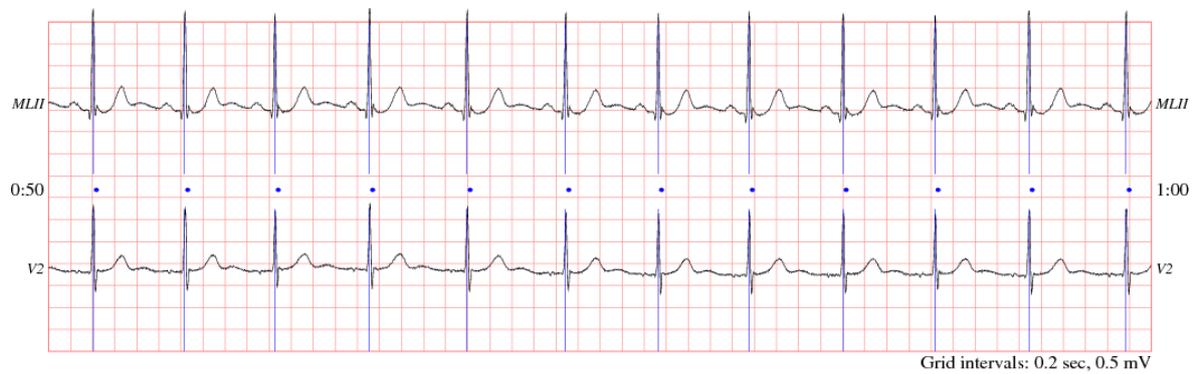


圖 A.1. 正常心搏圖。

L : 左分枝束阻斷。(Left Bundle Branch Block Beat)

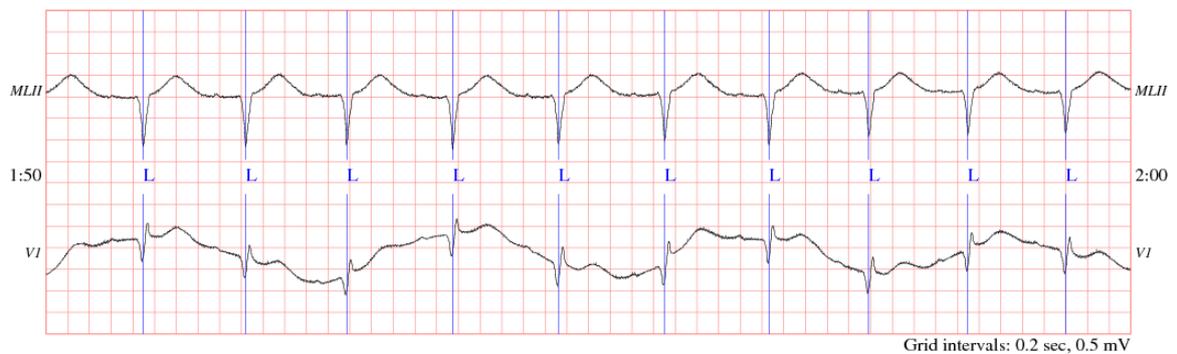


圖 A.2. LBBBB心電圖。

R : 右分枝束阻斷。( Right Bundle Branch Block Beat )



圖 A.3. RBBBB心電圖

A : 心房期外收縮。(Atrial Premature Beat )



圖 A.4. APB心電圖

a : 變形的心房期外收縮。(Aberrated Atrial Premature Beat )

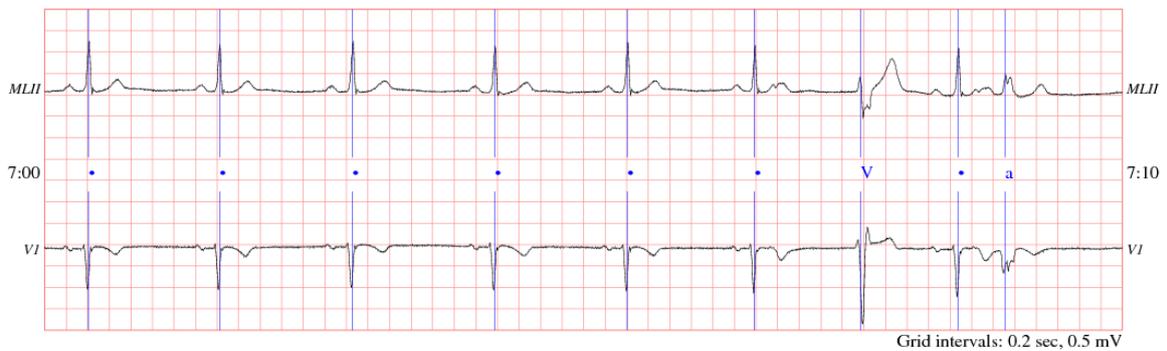


圖 A.5. AAPB心電圖

V : 心室期外收縮。(Ventricular Premature Contraction )



圖 A.6. VPC心電圖

F : 心室融合心搏。(Ventricular Fusion Beat)



圖 A.7. VF心電圖

j : 房室交界跳脫心搏。(Junctional Escape Beat)

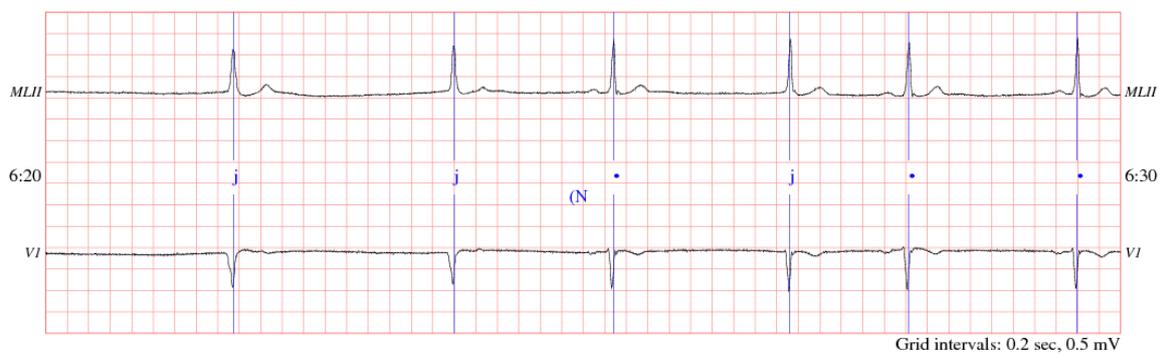


圖 A.8. JEB心電圖

E : 心室跳脫心搏。(Ventricular Escape Beat)

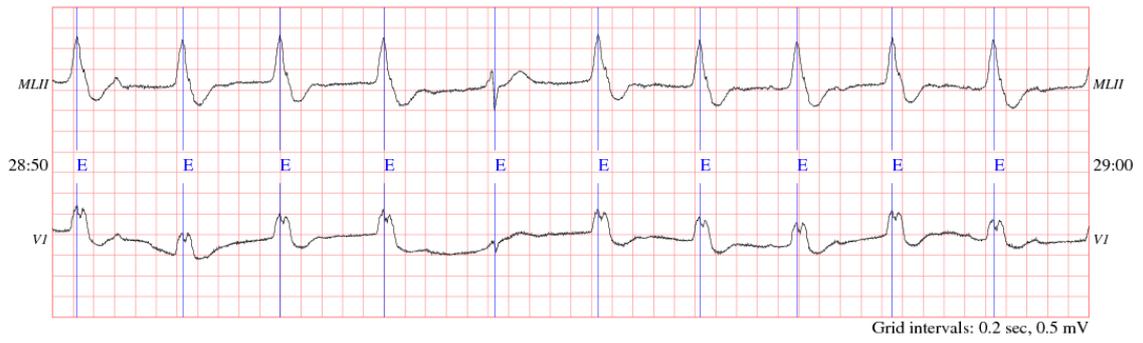


圖 A.9. VEB心電圖

/ : Paced Beat ◦



圖 A.10. Paced Beat 心電圖

f : Fusion of Paced and Normal Beat ◦

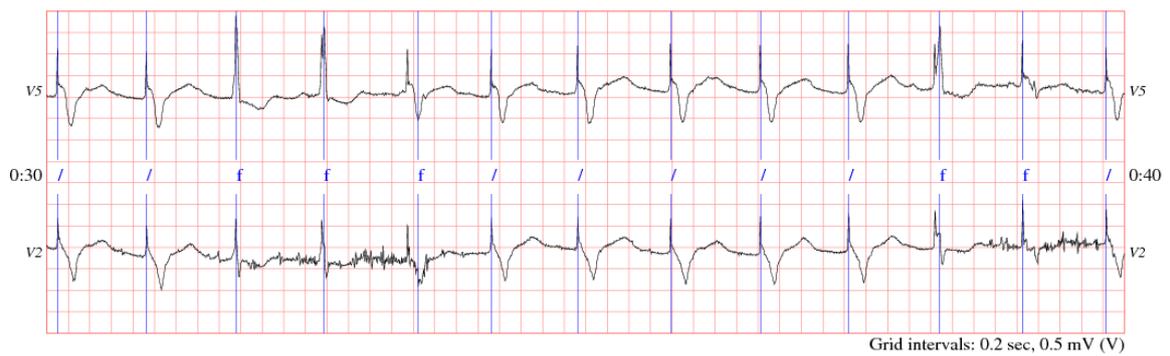


圖 A.11. Fusion of paced and normal beat 心電圖

## A.2 附加表格

表 A.1. 心律不整之相關係數

	mean
data100	0.912
data101	0.944
data102	0.942
data103	0.928
data104	0.946
data200	0.842
data201	0.925
data202	0.912
data203	0.842
隨機亂數	-0.537

表A.1 為表3.1 之相關係數扣掉data205之平均，由表A.1 可發現其相關性極高。