

科技部補助

大專學生研究計畫研究成果報告

* *****
* 計 畫
* : 心電圖特徵擷取與波形分析
* 名 稱
* *****

執行計畫學生： 莊琲麟
學生計畫編號： MOST 105-2815-C-040-053-E
研究期間： 105年07月01日至106年02月28日止，計8個月
指導教授： 張炎清

處理方式： 本計畫可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學醫學資訊學系

中華民國 106年05月26日

心電圖特徵擷取與波形分析

壹、摘要

現在醫療系統在全球不斷被開發使用，而心電圖為判斷身體是否健康的一大重要數據，心臟病不但是全球排名第一，死亡年齡分佈更呈現年輕化的趨勢。心電圖(Electrocardiogram, ECG)是心臟搏動相關的電位變化圖，由於心電圖各波形之形狀及其間隔皆與心臟之電氣特性有直接的關係，所以醫師可以藉著認出心臟電氣活動中的異常，而診斷出許多不同的心臟疾病。本計畫是利用 MIT-BIH 心律不整(arrhythmia)的 ECG 資料庫中的資料做心電圖擷取資料，利用 Pan-Tompkins 演算法與小波轉換作為擷取資料點之方法，接著使用使用最大相似估測器(maximum likelihood estimator, MLE)計算三種波形的碎形維度(fractal dimension, FD)，透過三種碎形維度來分析每個心電圖的可能現象。希望能讓醫生透過這些分析掌握病患的生理狀況，給予適時的診斷，應用在臨床醫學中。

貳、研究動機與研究問題

● 研究動機

心臟是維持人體各器官正常運作之中樞，測量心臟的心電圖已是不可或缺的工具之一，心臟病是現代人類文明病之一，在心臟方面的保養及照護相對來說非常重要。台灣地區民眾十大主要死亡原因中，名列三、四位的腦血管疾病及心臟疾病，佔據死亡原因的高比例，而其中高血脂症及血脂異常又為腦血管疾病及心臟病致病的主要風險因素。一個人是否健康有很多的觀測來源是源自於生理訊號，而其中心臟的週期性跳動扮演非常重要的角色，心臟毛病有不同的癥狀，如冠心病、心律不整、心力衰竭等等。心臟並非在體內單獨地運作，它與身體各部份協調運作。心臟主要的作用像發電機，供應身體各組織及器官運作所需的能量。我們可以瞭解許多疾病的變化情形及我們的生理訊號是否正常，而與心臟跳動最有關連且直接的方法莫過於量測心電圖 (Electrocardiogram, ECG)，透過它來協助病理的了解及判斷。ECG 訊號為一種心電圖之訊號，心電圖之資料量龐大且容錯率極低、即時性之要求卻又極高，如何準確的判斷心電圖中的內容，讓醫師或是病患隨時可以觀察，便是一門重要的課題。

心電圖是記錄心臟組織電壓變化的一種圖形，心臟肌肉是人體肌肉中，唯一具有自發性跳動及節律性收縮的肌肉。心臟傳導系統發出電波，興奮整個肌

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，就可描繪出心電圖。心電圖是量測心臟跳動時產生的電位變化，透過儀器顯示出變化的圖形，心電圖各波形以及間隔皆與心臟電位反應有直接的關聯，因此是心臟刺激發生、傳導及恢復的客觀指標，也可以藉由心電圖診斷各種心臟病症，如心律不整、心室心房肥大、心肌梗塞...等。

心電圖中一個完整的心跳週期波形，以 QRS 複合波最為顯著，因此由 QRS 波可以得出心跳週期的資訊，大部分心電圖分析的醫學研究，也皆需要先偵測出 QRS 波位置，才能進行更進一步的分析。如何偵測心電圖中 QRS 波 (QRS complex) 位置已被當成醫學研究論題超過了 30 年之久。QRS 波位置除了能提供心跳週期的資訊，還能使用在 ECG 訊號壓縮，且絕大部分 ECG 訊號應用在醫學研究上都要先能自動化偵測出 QRS 波位置，方能繼續更進一步的分析。本研究及希望透過自動化的方式，精準的求出 R-R 區間，以及利用 R-R 區間之位置進而觀測 P 波、Q 波、S 波、T 波之位置，因此求出連續的 R-R 波、Q-Q 波、S-S 波之間的間隔，因此，在心電圖的擷取方面即成為了一個非常重要的課題。

● 研究問題

我們可以藉由判讀心電圖中的 R-R 波、Q-Q 波、S-S 波之間的間隔，可即時且有效地找出心臟是否有異常的問題，因此我們希望藉由實際的心電圖訊號配合自動搜尋 QRS 波程式，使醫生能快速地知道病患的心臟是否問題，並提供臨床上的參考。經由分析心電圖訊號可辨別出許多疾病的徵兆，因此我們將以一個簡單且快速的 R 波峰檢測方式，以確保分析結果的高準確度。本研究 R 波偵測主要參考 Pan-Tompkins 之方法，特徵擷取則使用小波分解後的心電圖訊號，抓取 R-R 區間之位置，利用間隔時間計算出心率，即可得到心率變異訊號，接著分析時域和頻域特性，最後利用最大相似估測器(maximum likelihood estimator, MLE)計算三種波形的碎形維度(fractal dimension, FD)，透過三種碎形維度來分析每個心電圖的可能現象。作為醫師在臨床診斷上的參考，提早發現心臟方面病變，可達到提早預防的功效。

參、文獻回顧和探討

心臟的肌肉是人體肌肉中，唯一具有自發性跳動及節律性收縮的肌肉。心臟肌肉收縮是由於一連串的心肌去極化、再極化的過程所促成，此一過程產生的電流傳遍全身，可藉由貼於表皮的電極感應出來，經機器的描繪波形顯示，即為心電圖。心電圖描繪了此一心肌收縮電流的起源、順序、方向、大小及相距的長短，提供了解心肌電生理活動的參考。心電圖(Electrocardiograph, ECG)是醫學上用來判斷心臟血管方面疾病的工具，我們將每一心跳間距轉換成一序列數值，再將這些數值以圖形的方式表示，可以發現心跳間期並非一成不變，而是每一心跳均有波動變異，這是心率變異最簡單之概念。

在 1895 年，Pan-Tompkins 提出心電圖及時偵測，及 QRS 偵測法則，使用濾波器對波行先做前處理，再使用反覆疊代去尋找峰值，該演算法為最常用且許多演算法皆為此延伸。在國內也有幾位學者曾對心電圖之擷取分析做過研究，楊正榮(2004)也曾說明小波轉換如何應用在偵測心電圖中的 QRS 波位置，希望對從事 QRS 波偵測應用相關的醫療工程研究人員有所幫助。黃立安(2006)則完成了 12 導程 PC-Based 心電圖擷取系統，並成功的將心電圖類比處理系統和數位處理系統整合在一起。莊芳甄、張瓊仁(2006)之研究主要是利用心電圖機，擷取受測者六個肢導的心電信號，提出平均心電軸之自動檢測系統研製之方法。

一、心電圖

心電圖為記錄心臟活動時所產生電位變化的圖形。心臟的心肌一般靜止情況下細胞膜外帶有正電，細胞膜內則有負電，其電位差異大約為-90mV，負電比正電高，此時的狀態稱為極化，造成此電位差的主因為鈉離子與鉀離子在細胞內外濃度的差異。當心肌細胞受到刺激時，改變了細胞膜的滲透性，使得離子可自由進出細胞，電位差瞬間變為零，再到+20mV~30mV，此過程稱為去極化。而隨後細胞內逐漸恢復其負電位，稱為再極化，由去極化至再極化，心肌細胞膜內由負電變為正再變回負極，造成心臟收縮以及舒張，也造成心電圖的上下起伏。而對心肌細胞產生的刺激始於右心房上部的竇房結，通過傳導系統依次傳導至心房、心室各部位。心臟本身的電位變化會經過心臟周圍的導電組織與體液反映到身體表面，如圖 1。因此要量測心電圖的方法為在心臟周圍任意放置兩個電極板，即可記錄到兩個電極間電壓的變化，並在心電圖紙或是監視螢幕上顯示出來。

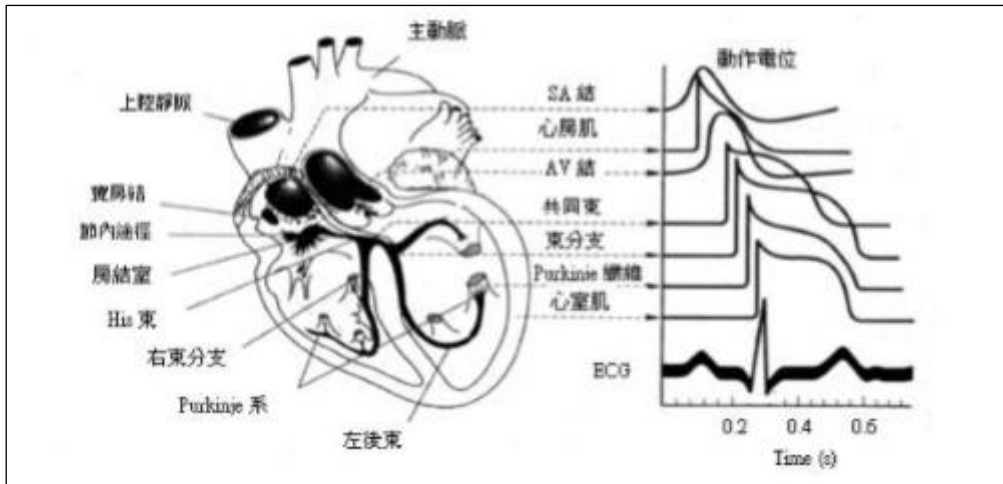


圖 1，心臟傳導與心電圖關係[黃進忠, 2005]

二、波形探討

心電圖的波形主要可以分為五部分：P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波，如圖 2 所示。在正常的心房去極過程中，心電向量從竇房結指向房室結。除極由右心房至左心房。這個過程在心電圖上形成了 P 波。P 波一般時間不會超過 0.11 秒，大小不會超過 0.25mV；接著刺激傳送至心室使之產生去極化，導致產生 QRS 複合波，QRS 波群反映了左右心室的快速去極化的過程。由於左右心室的肌肉組織比心房發達，所以 QRS 波群比 P 波的振幅高出很多。第一個向下的波為 Q 波，接著 Q 波後面急遽上升的為 R 波，S 波為接在 R 波之後向下的波，QRS 自 Q 波的起始自 S 波的結束，主要代表著心室的去極化，其範圍通常介於 0.08 秒-0.12 秒，如圖 2、圖 3 所示。

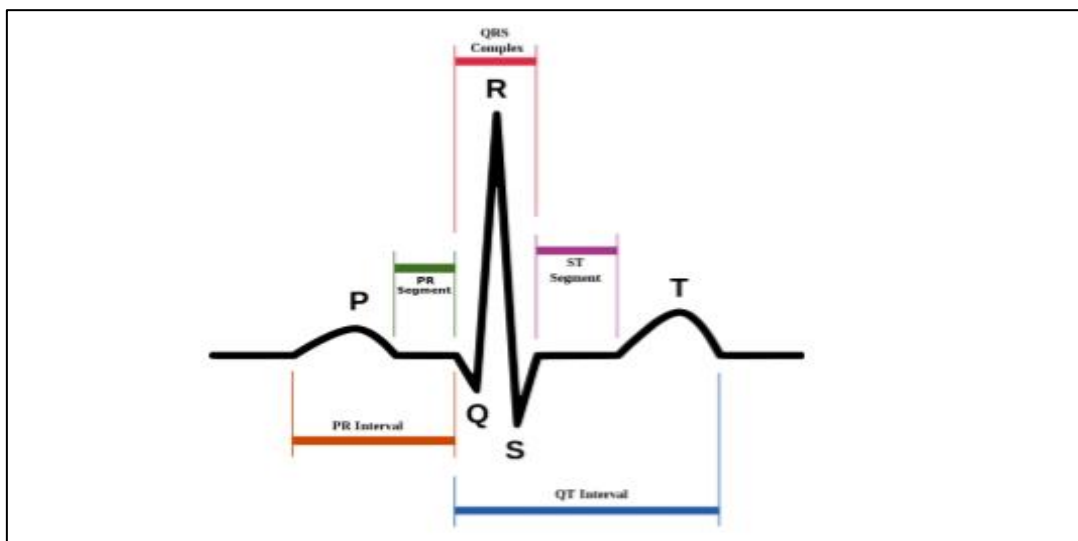


圖 2，心電圖訊號波形

(來源: Wikipedia, Electrocardiography)

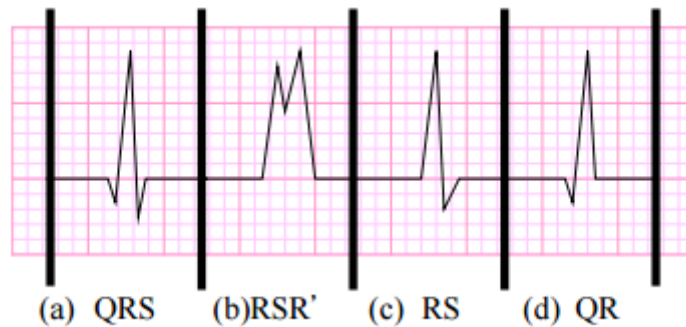


圖 3，幾個常見的 QRS 波的型態[楊正榮, 2004]

QRS 波由數個獨立的波所組成，每個波都有自己的名字，因為 QRS 波組的型態差異相當大，所以心電圖專家們制定了一套標準的命名法。如果第一個偏折往下，就稱之為 Q 波；第一個向上的偏折則稱之為 R 波；如果有第二個向上的偏折，則稱之為 R' 波；在向上的偏折之後第一個向下的偏折稱之為 S 波。因此，如果 QRS 波的一個波是 R 波，隨後的向下偏折就稱為 S 波而非 Q 波。向下的偏折只有出現在 QRS 波最開頭的時候才叫做 Q 波，任何其他向下的偏折都叫做 S 波[呂嘉陞, 2002]。

三、小波轉換

小波轉換在生醫訊號領域一直受到重視，小波轉換是來自小波分析之後的結果，在語音處理、電腦視覺、影像處理研究領域中，皆有相當多的運用。小波分析方法的提出可追溯到 1910 年 Haar 提出的小波 Wavelet Orthogonal Basis。然而在 1984 年，法國地球物理學 Morlet 在分析地震波的局部性質時，發現傳統的傅利葉轉換，難以達到其要求，因此引進小波概念於信號分析中，對信號進行分解。

離散小波轉換在訊號處理中有重要的功能，他在時間頻率分析方面具有良好的特性。對於離散時間信號，離散小波變換原理可以藉由通過低通濾波器，及高通濾波器實現。

四、碎形維度

在 1919 年時，Hausdorff and Besicovitch 研究了幾何學中的病態構造，將維度定義從整數推廣到分數，建立了分數維度的基礎數學原理。1975 年，Andelbort 在分數維度的基礎下，創立了碎形幾何理論。由於不規則現象在自然界普遍存在，因此，碎形幾何又稱為描述大自然的幾何學。碎形幾何建立以

後，很快就引起了許多學者的關注。碎形不僅在理論上，而且在實用上都具有重要價值。與傳統的幾何物體相比，稱為碎形的結構一般都有內在的幾何規律性，即比例自相似性。大多數碎形在一定尺度範圍內是不變，在這個範圍內不斷的顯微放大任何部分，其不規則程度都是一樣。依照統計的觀點，幾乎所有的碎形是置換不變，即每一部分移位、旋轉、縮放等，而且在不規則性中存在著一定的規則性。碎形同時顯示了自然界中一切形狀及現象，都能以較小或部分的細節反映出整體的不規則性。

五、MIT-BIH 心律不整資料庫

自 1980 年以來，MIT(Massachusetts Institute of Technology，麻省理工學院)-BIH(Beth Israel Hospital，現在為 Beth Israel Deaconess Medical Center)心律不整資料庫已經被全世界大約 500 個研究心臟病的機構使用，在 MIT-BIH 心律不整資料庫中已經整理了 48 筆資料，一筆資料內有兩組不同導程的心電圖，取樣頻率為 360Hz 它是第一個能普遍獲得的標準測試資料庫，可用來評估心律不整偵測器的效能。

MIT-BIH 心律不整資料庫在心電圖的擷取測量上有著莫大的幫助，楊銘耀(1997)等人使用 MIT/BIH 資料庫評估小波轉換擷取特徵，結合類神經網路分類辨識的整合性心電圖自動診斷系統，即使心電圖訊號受高頻或低頻準線漂移的干擾，自動偵測分類的正確率達 99.04 % 以上。黃振維(2005)提出的即時偵測演算法可分析雙頻道心電圖訊號，並測試於 MIT-BIH 等其他資料庫中，得到相較於其它已發表方法更好的準確率及更低的錯誤率。

肆、研究方法與步驟

■ 擷取心電圖訊號

心電圖中以最明顯的訊號為 R 波，因此特性，需先偵測 R 波的位置，藉此位置點再往前後搜尋，找尋其他波相對的位置點。本研究 R 波偵測演算法是基於 Tompkins 峰值演算法，利用 QRS 複合波之波形的斜率、振幅、寬度資訊，將 QRS 複合波與其他波和雜訊分離出來，再利用閾值設定，得到 R 波的位置，演算流程如圖 4 所示。



圖 4，演算法流程圖

(1)帶通濾波器：帶通濾波器將由一個低通濾波器和高通濾波器串接而成，帶通

濾波的主要目的是減少肌肉的雜訊干擾、直流漂移的問題和 T 波的干擾。離散小波轉換主要可由低通濾波器與高通濾波器實現。ECG 讀取完後，原始 ECG 信號含有高頻雜訊和基線漂移，利用小波方法可以去除相應雜訊。將一維的 ECG 信號進行 8 層的小波分解後得到相應的細節係數與近似係數。根據小波原理我們可以知道，1,2 層的細節係數包含了大部分高頻雜訊，8 層的近似係數包含了基線漂移。以 MIT-BIH 心律不整資料庫檔案 100 號為例，重構後我們可以明顯得到去噪信號，信號無基線漂移，如圖 5、圖 6。

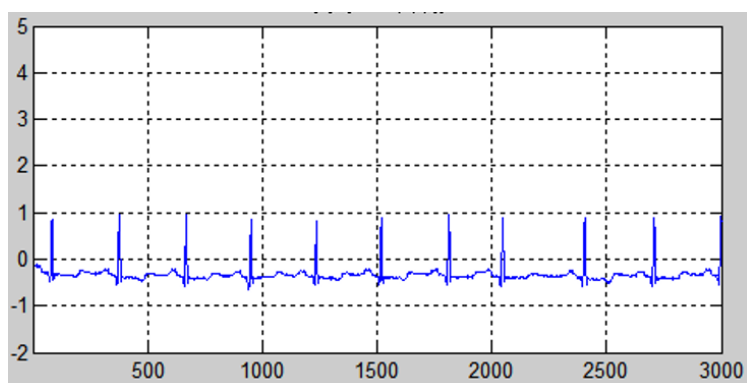


圖 5，去除雜訊前之心電圖

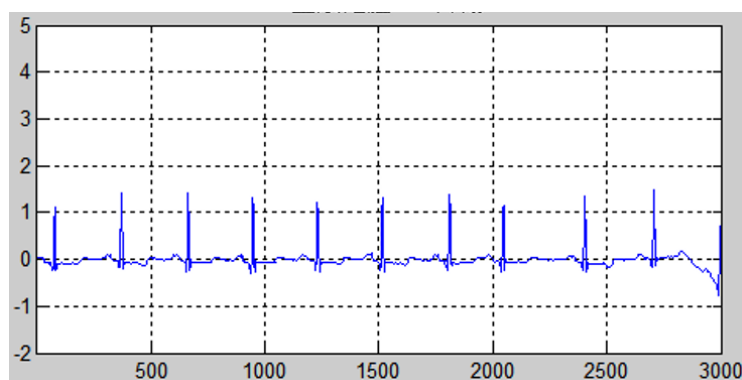


圖 6，去除雜訊後之心電圖

(2)微分：目的是要將心電圖中波形變化中 R 波的部份特別突顯出來，更進一步加強 QRS 波的相對強度。微分亦即是計算波形的斜率變化，在心電圖裡面 QRS 複合波波形的斜率變化是最明顯且劇烈的，所以能藉由此運算將 QRS 複合波與其他波形區隔出來。

(3)平方：相當於將微分之後的訊號做非線性的放大，使得資料皆能為正，利於後續處理。

(4)閾值設定：設定適當的閾值便可將 R 波位置檢測出來。這樣我們就可以設置一個可靠的閾值（將所有點分為 4 部分，求出每部分最大值的平均值 T ，閾值為 $T/3$ ）來提取一組相鄰的最大最小值對。這樣最大最小值間的過 0 點就是對應於原始信號的 R 波點。

(5)R 波偵測：找出 R 波正確出現的時間並記錄每個 R 波出現的時間點，如圖 7。最後利用 R 波間隔的時間點，即可換算出心跳週期。

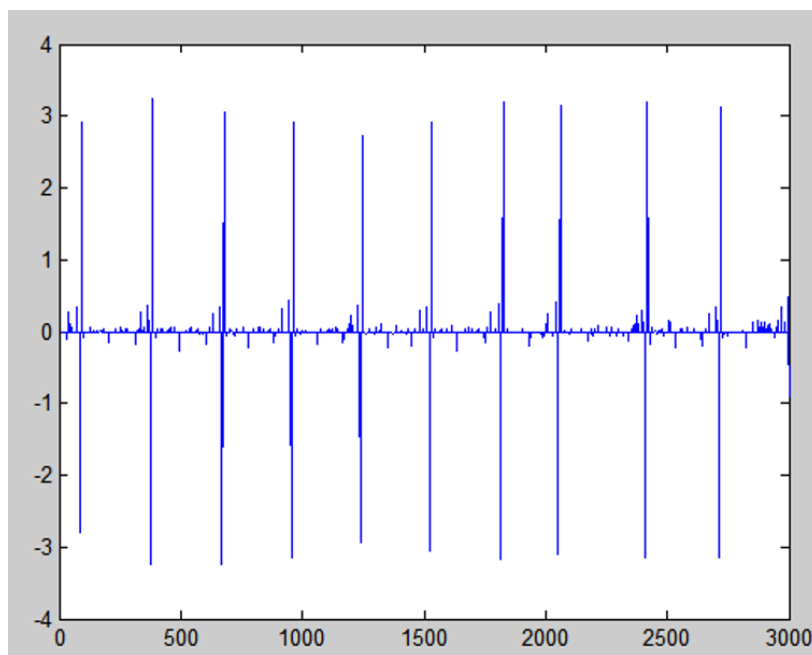


圖 7，對應 R 波之位置

(6)Q、S 波檢測：基於 R 波的位置，在 R 波位置（在 1 層細節係數下）的前 3 個極點為 Q 波，在 R 波位置（1 細節係數下）的後 3 個極點為 S 波。這樣我們就將 QRS 波定位出來。

■ Fractal Dimension 碎形維度

我們得到以上各點後，將計算 R-R 區間、Q-Q 區間、S-S 區間，接著以 300 點為一窗格作一次紀錄，平移 15 點之距離後，再抓取另一窗格，重複以上動作後，將會得到 R-R 區間、Q-Q 區間、S-S 區間的變化以及下列圖表，我們將去比對下列圖表之相關性，進而去探討有無心率異常或是從中去發現及尋找與疾病之關聯。

伍、實驗結果

我們可以經由上述之方法得到以下數據，我們將可完整抓取 Q、R、S 區間資料之紀錄進行 Fractal Dimension 分析，其結果呈現在圖 8 至圖 14，包括 No. 112、No. 115、No. 117、No. 119、No. 122、No. 212、No. 220，共有七種資料。接著，我們將比較 Q、R、S 區間之關係，因為 Q、R、S 區間來自同一病人，我們可以看到 R-R 區間、Q-Q 區間、S-S 區間有一定相似關係，相似波型以及高低起伏位置。

表 1 呈現 7 個編號病歷的 QRS 波的平均碎形維度；表 2 列出 7 個編號病歷

的中碎形維度大於 1.5 的比率；表 3 列出 7 個編號病歷的固定時間總共心跳次數。通常碎形維度值低於 1.5 時表示系統有協同作用能力；且越低越表示協同作用能力越好；反之，大於 1.5 時表示系統會有互相抗協的作用，且越大越明顯。從表 1 中發現病例編號 119 的平均碎形維度大於 1.5 表示此病人的協同作用不好，且其值高達 1.83。表 2 說明所有的碎形維度皆大於 1.5，由此可之整體的運作能力不好。另一方面，從表 3 可發現，該病例中有 444 個具有心室早期收縮的不正常心臟跳動次數，難怪會有這樣異常的現象出現。

從表 2 中發現編號 115、122 和 212 發生碎形維度大於 1.5 的比率為 0，表示沒有協同異常出現；從表 3 可知，編號 115 和 122 確實沒有任何不正常的心跳出現。儘管編號 212 有 1825 次的右分枝束阻斷，但並未妨礙心臟的協同作用。反倒是編號 112、117 和 220，儘管它們整體上具有協同運作能力，但從表 3 中可知，編號 112 曾出現 2 次的心房早期收縮，編號 117 有 1 次，編號 220 有 94 次

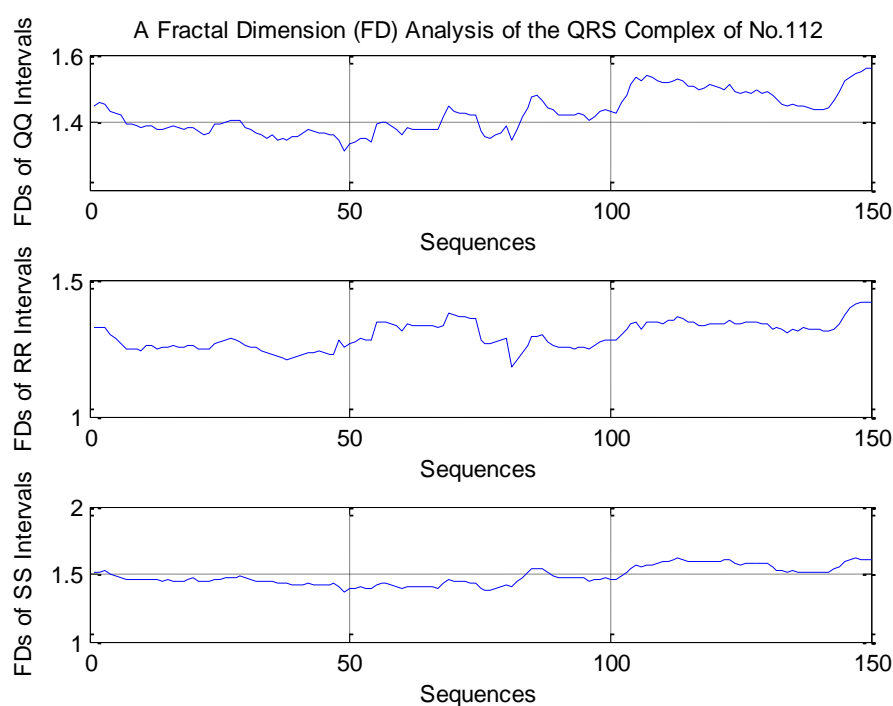


圖 8：A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 112

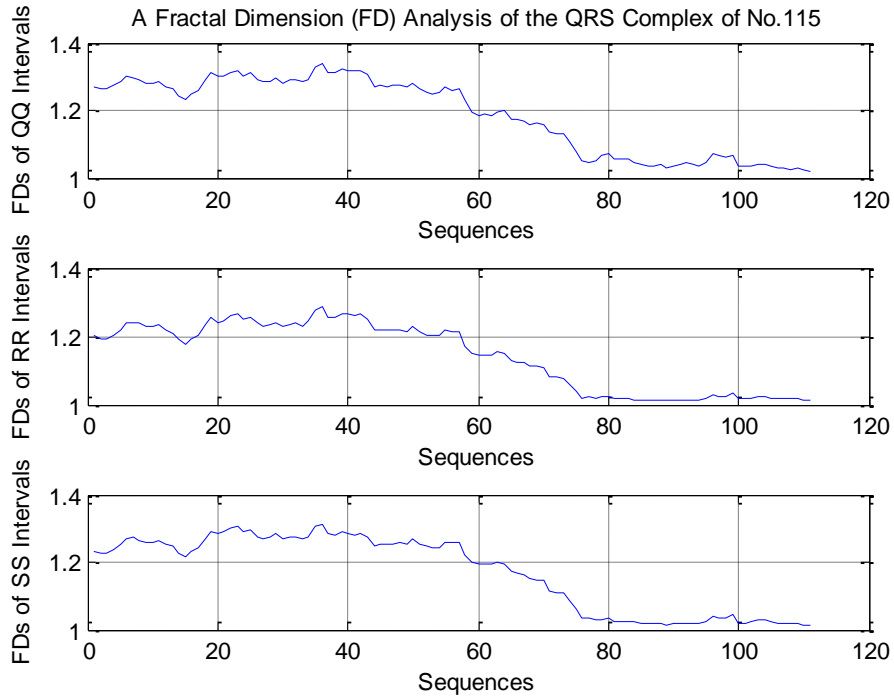


圖 9 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 115

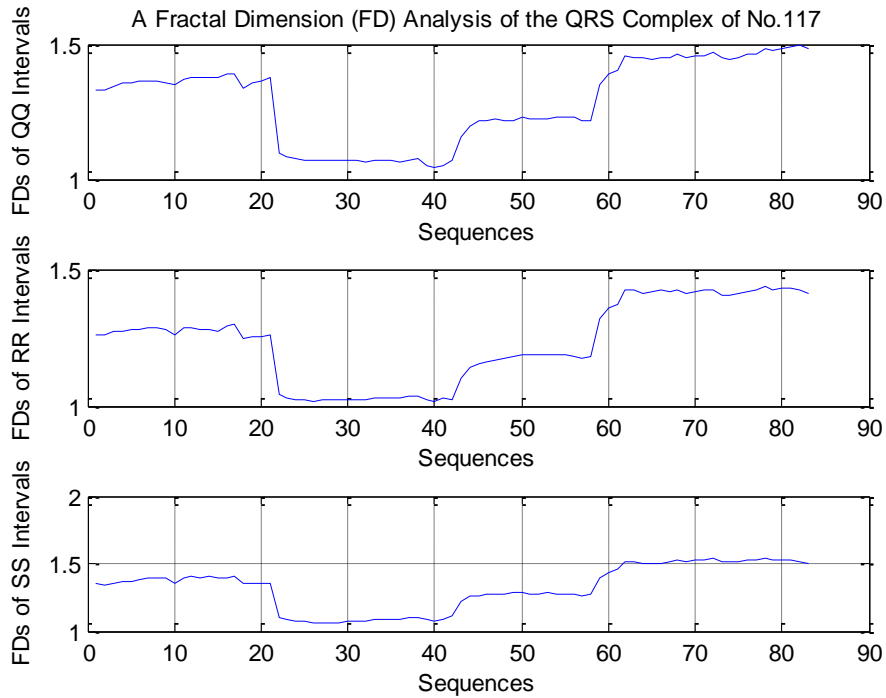


圖 10 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 117

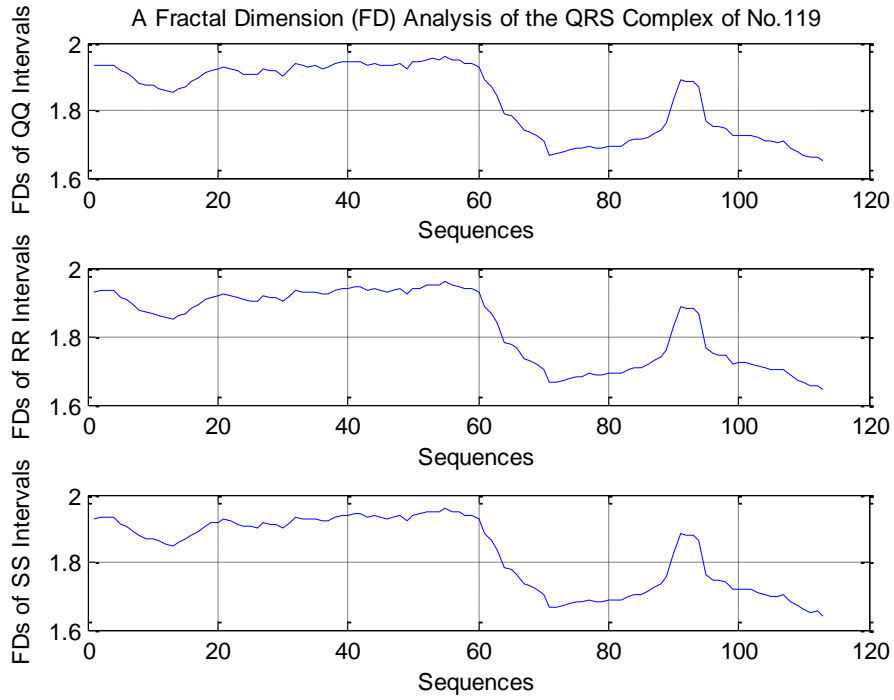


圖 11 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 119

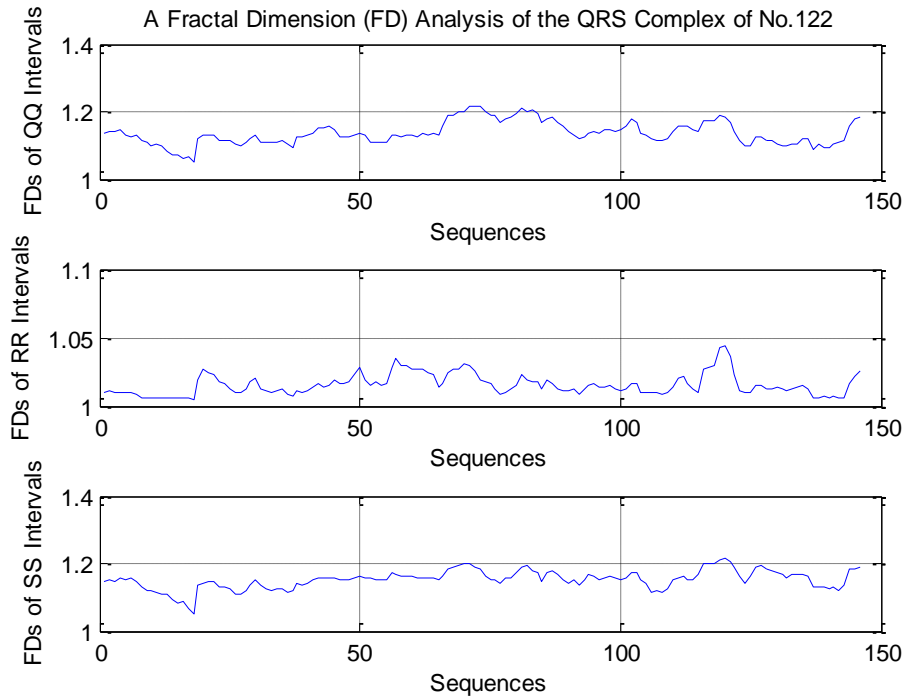


圖 12 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 122

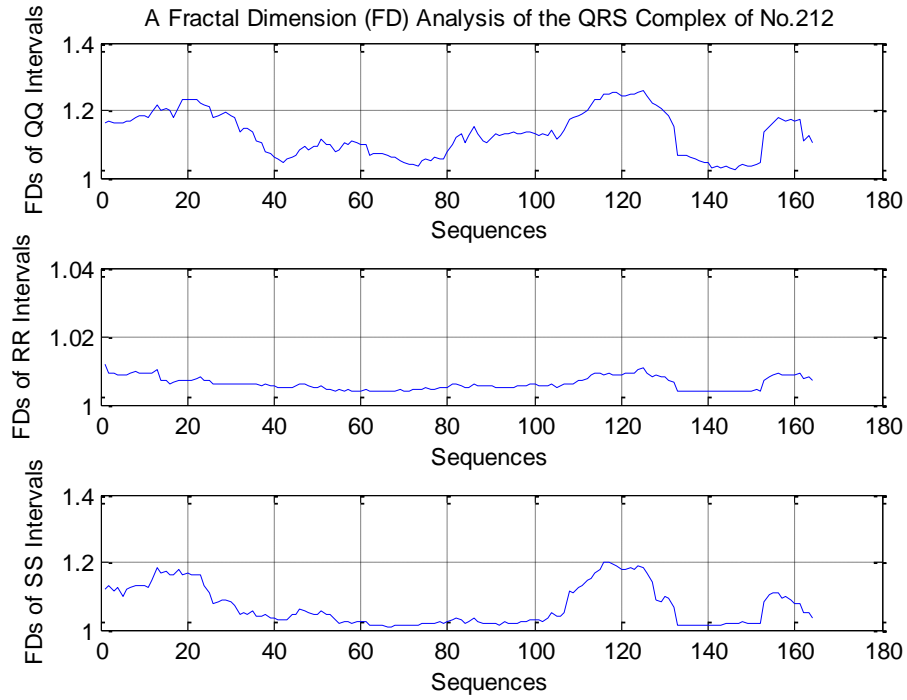


圖 13 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 212

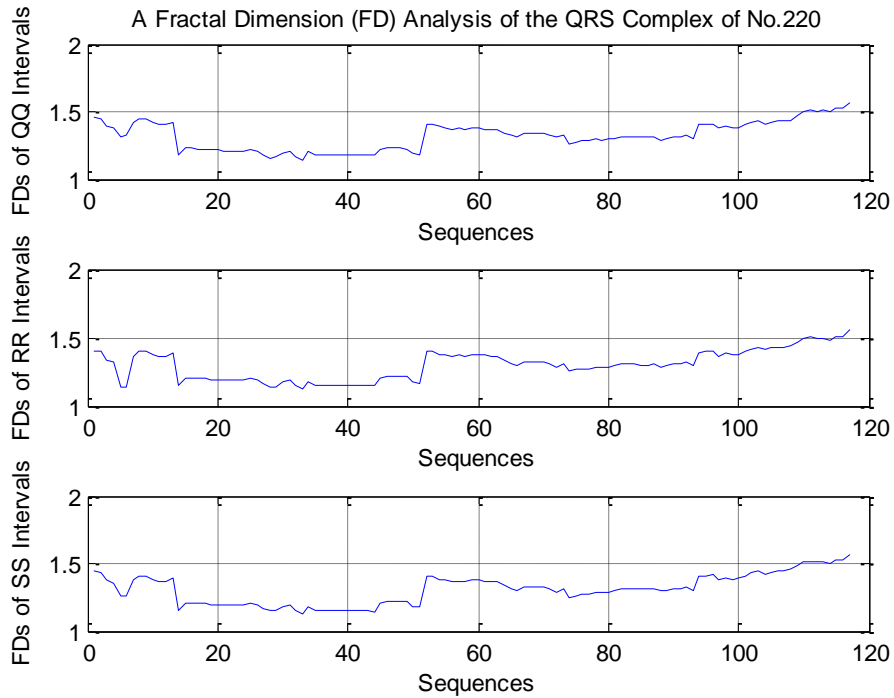


圖 14 : A Fractal Dimension (FD) Analysis of the QRS Complex of No. 220

表 1 : The mean of Fractal Dimensions of Q-Q, R-R and S-S Intervals

No.	QQ	RR	SS
112	1.43	1.30	1.49
115	1.19	1.14	1.17
117	1.29	1.23	1.32
119	1.83	1.83	1.83
122	1.14	1.02	1.15
212	1.13	1.01	1.07
220	1.32	1.30	1.31

表 2：The rate of Fractal Dimensions larger than 1.5 of Q-Q, R-R and S-S Intervals

No.	QQ	RR	SS
112	0.16	0.00	0.38
115	0.00	0.00	0.00
117	0.00	0.00	0.24
119	1.00	1.00	1.00
122	0.00	0.00	0.00
212	0.00	0.00	0.00
220	0.06	0.03	0.06

表 3：各編號病例固定時間總共心臟跳動次數

No.	Normal	Normal(R)	Normal(A)	Abnormal(V)	Total
112	2537		2		2539
115	1953		0		1953
117	1534		1		1535
119	1543		0	444	1987
122	2476		0		2476
212	923	1825	0		2748
220	1954		94		2048

Normal(R)：右分枝束阻斷；Normal(A)：心房早期收縮；Abnormal(V)：心室早期收縮

陸、結論

本論文是將碎形維度運用在可完整抓取所有 QRS 點的心電圖中，透過 Q-Q 區間、R-R 區間、S-S 區間的碎形維度、他們的碎形維度平均值，以及碎形維度大於 1.5 的比率，試圖找出心臟之跳動可能的潛在問題。實驗數據顯示，碎形維度確實可以提供病患的潛在病徵的線索，例如編號 119 的病患，其心跳中具有心室早期收縮的不正常現象，透過碎形維度確實發現它的碎形維度都大於

1.5；碎形維度大於 1.5 代表心臟的協同作用出現問題。然而其他編號的病患大都仍然具有協同作用的能力，只是若心跳中具有心房早期收縮時，該病患也會呈現數個區段具有碎形維度大於 1.5 的情況，也就是會出現數個區段較不具有協同運作能力。由此結果可知碎形維度在解釋心臟運作機制具有指標作用。

此次論文僅利用到 Q 波、R 波、S 波，之後希望能利用 P 波及 T 波，與此次研究做比對，進而去探討心臟疾病之潛在問題；未來也希望能利用不同資料庫去驗證此方法，以及觀察心電圖與其他心臟疾病之關係；另外，提升抓取 PQRST 的準確率也是我們可以去努力的另外一項議題。

柒、參考文獻

- [1] V.X. Afonso, W.J. Tompkins, Nguyen and S. Luo, "ECG Beat Detection Using Filter Banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 46, No. 2, pp. 192-202, 1999.
- [2] L. Cuiwei, Z. Chongxun, T. Changfeng, "Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 42, No. 1, pp 21-28, 1995.
- [3] 林自勇等譯, "解剖生理學"全威圖書有限公司, 民 92
- [4] S.T. Malcolm 原著, 呂嘉陞 編譯, 1999, 心電圖學必備, 合記圖書出版社
- [5] 楊正榮, 2004, "以小波轉換為基礎的 QRS 波偵測方法", 碩士論文, 中山大學機電工程研究所.
- [6] 王元宏, 2004, "以心電圖訊號檢測睡眠呼吸中止症的類神經網路", 碩士論文, 中山大學機電工程研究所.
- [7] J. Pan, W.J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [8] P.S. Hamilton, W.J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmia database." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 33, No. 12, pp. 1157-65, 1986.
- [9] 黃立安, 2006, "PC-Based 心電圖系統開發與影像心電圖特徵擷取", 碩士論文, 國立陽明大學醫學工程研究所
- [10] 陳貴美, 2012, "國小級任老師工作負荷的心率變異性分析", 碩士論文, 朝陽科技大學資訊工程系
- [11] 黃進忠, 2005, "即時 HRV 分析系統發展及其應用於生物回饋系統", 碩士論文, 交通大學電控工程研究所
- [12] 心電圖說明-維基百科,

<https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%BF%83%E7%94%B5%E5%9B%BE>

[13]The research resource for complex physiologic signals, <http://www.physionet.org/>