

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

應用數位訊號處理於心雜音之分析

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC91-2213-E-038-002-

執行期間：91年08月01日至92年07月31日

執行單位：臺北醫學大學醫學資訊研究所

計畫主持人：楊騰芳

計畫參與人員：楊英芳 醫師

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 92 年 10 月 23 日

應用數位訊號處理於心雜音之分析

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫
計畫編號：NSC 92 - 2213 - E - 038 - 002 -
執行期間：91 年 08 月 01 日至 92 年 07 月 31 日

計畫主持人：楊騰芳 副教授
共同主持人：徐建業 副教授
計畫參與人員：楊英芳 醫師

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

本成果報告包括以下應繳交之附件：
赴國外出差或研習心得報告一份
赴大陸地區出差或研習心得報告一份
出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢
涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：臺北醫學大學醫學資訊研究所

中 華 民 國 92 年 10 月 31 日

摘要

過去二十年，生物醫學及工程上最重要的進展之一就是非侵襲式記錄 (non-invasive recording) 技術的突飛猛進。嶄新的技術讓我們能設計、從事各種複雜的實驗，記錄高精密度的腦電波、心電圖、肌電圖、磁振造影及功能性磁振造影。但是，當生醫技術繼續向時空精密度極限挑戰的同時，生醫訊號分析方法的進展卻沒能趕上技術開發的腳步。對科學家們而言，一個可信度高的分析方法與一項革命性的生物技術同等重要，我們需更好的分析方法來從龐大複雜的四維 (4-dimensional) 數據 (包括時間) 中，擷取有意義的資訊。

本計畫將結合電腦科學、醫學工程及醫學科學的專家，嘗試發展、設計、測試一個軟體工具，讓科學家可以用全新的角度去分析詮釋他們記錄的心音訊號 (Heart Sound)。我們將嘗試的方法包括時域 (time-domain) 及時頻域 (time-frequency domain) 的分析方法來分析心音訊號。預期將多管道 (concurrent multiple-channel) 生醫訊號分解成獨立的訊號 (independent component)，並進一步探討這些獨立訊號與實驗行為 (task behavior and performance) 的相關性。

本研究計劃的目的在於發展出一個利用音聲訊號處理的技巧來區分心臟雜音之存在與否，以利於新進醫師及醫學院學生的教學及臨床技巧之訓練。本計畫不僅要評估數位訊號處理應用於分析心音訊號的可行性及可靠性，並且還要嘗試分析臨床心音醫學訊號。如果我們能證明它不只能用於基礎醫學，更能用於臨床醫學訊號處理，這對生物醫學及工程將有極大的貢獻。

關鍵詞：心雜音、聽診、聲音信號處理

Abstract

In the past two decades, one of the most important developments in Biomedical Engineering is the technique of non-invasive recording. This brand-new technique can let us design & perform various complex experiments leading to the recording of highly precise electroencephalogram, electrocardiogram, electromyogram, magnetic resonance imaging (MRI) and functional MRI. The progress of biomedical signal analysis cannot keep up with the pass of novel technique pioneering. As a scientist, it is important to leave a highly reproducible analytic method as well as revolutionary biotechnological advances. Therefore, it is necessary to have a improved method to detect meaningful information from a complex 4-dimensional data (including time).

Cardiac murmurs are audible turbulent sound wave in the range of 20 to 2000Hz originating from the heart and vascular system. Auscultation of the heart is a critical and definite skill required to identify and diagnose these murmurs. Experience is needed for the evaluation and detection of heart murmurs.

The purpose of this research is to evaluate the feasibility of acoustic signal processing technique in cardiac murmur analysis. The detection and classification of cardiac murmurs is a technique required by the experience cardiologist skilled and well trained in stethoscope auscultation. Therefore, the study proposed by this project is valuable for the development of automated detection and classification of cardiac murmurs in the future.

Keywords : Cardiac Murmur, Auscultation , Acoustic Signal Processing

一、前言

在過去的二十年多來，生物醫學及工程上最重要的進展之一就是在非侵入式記錄(non-invasive recording)技術的突飛猛進。這些嶄新的技術讓我們能夠設計、從事各種複雜的實驗，記錄高精密度的腦電波(EEG)、心電圖(ECG)、肌電圖(EMG)、磁振照影(MRI)及功能性磁振照影(fMRI)等等。當生醫技術繼續向時空精密度極限挑戰的同時，生醫訊號分析方法的進展與應用也應該能趕上技術開發的腳步。對科學家們而言，一個可信度高的分析方法及其應用與一項革命性的生物技術同等重要，我們需要更好的分析方法來從龐大複雜的四維(4-dimensional)數據(包括時間)中，擷取有意義的資訊。

心臟搏動造成血液的流動與循環，在搏動期間會有組織形態與流體力學上的改變，一般心臟科醫師可藉由聽診器聽到經由這些改變所發出的聲音，此即稱為心音。心音的組成中最容易被聽到的是第一心音(S1)與第二心音(S2)，此兩者皆為心臟瓣膜關閉所產生的聲音，第一心音是房室瓣關閉所產生的聲音，第二心音則是半月瓣關閉產生的聲音，另外第三心音(S3)是左心室快速充填所產生的聲音，而第四心音(S4)則是血液藉由左心房強行進入左心室所導致，一般而言，在正常人的聽診第三心音和第四心音通常不易聽到。除此四種心音以外的不正常聲音則視為心雜音(Cardiac Murmur)，雖然心雜音並非全然代表心臟有結構或生理上的問題，但由於其非侵入性(non-invasive)的特性，故可作為臨床診斷上的重要參考。

心雜音主要是由血液的紊流(trubulence)所造成，一般會根據其某些特性來加以分類，例如發生的時間(timing)、聲音的強度(intensity)、聽診的位置(location)等等。若根據其發生的時間來分類可分為收縮期雜音

(Systolic murmur)、舒張期雜音(Diastolic murmur)與持續雜音(Continuous murmur)，其中收縮期雜音又可細分為全收縮(holosystolic)雜音、射出(ejection)雜音、早發收縮(early systolic)雜音和遲發(late systolic)雜音，而舒張期雜音則又可再細分為早、中、晚三種類型。而若根據聽診的位置則可區分為主動脈區(aortic area)、肺動脈區(pulmonary area)、三尖瓣區(tricuspid area)和僧帽瓣區(mitral area)。

目前臨床上對正常心音與心雜音的區分與診斷仍舊以醫師主觀的聽覺判斷為主，醫師必須根據其經驗與一些定性的描述來判斷雜音的來源與形式，以達到診斷的目的，因此比較容易受到週遭環境及人為因素的干擾，例如醫師的年齡、聽覺的靈敏度及所受聽診技巧的訓練程度等等，甚至於受限於人耳的先天限制也可能導致對某些聲音訊息的流失，因此有必要建立一套自動化的程序及方法來給予輔助。

過去這些年來，相關的訊號處理技術相繼被發展並應用在心雜音的分析研究，例如時域(Time Domain)及頻域(Frequency Domain)分析等等。

本研究的目的即在於：

- (1)蒐集一般正常人與臨床心臟病患的心音錄音，除可作為建構初級心音資料庫的基礎外，並可提供後續心音訊號分析及研究使用。
- (2)評估聲音訊號處理及相關統計與決策技術應用於分析心音訊號及心雜音的可行性。
- (3)嘗試利用聲音訊號處理的相關技術來評估及發展可以鑑別心臟雜音存在與否的客觀方法。

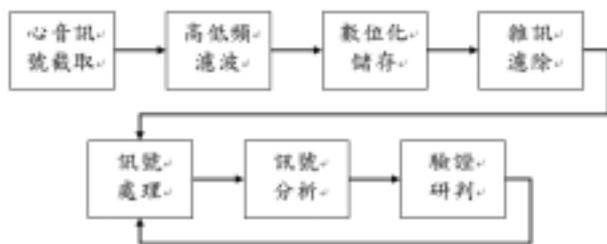


圖 1 心音訊號處理流程圖

二、研究材料與方法

本研究的訊號處理流程如圖 1 所示，依照我們所將採用的設備及方法可略分為訊號蒐集、訊號處理及訊號分析等三個階段。在訊號蒐集階段包括有訊號截取、高低頻濾波、訊號的數位儲存以及雜訊的初步濾除；在訊號處理階段則包含一些雜訊濾除、檔案轉換以及配合後續即將採用的分析方法對資料給予前置處理；在訊號分析階段則嘗試各種分析工具與方法，試圖區分出有雜音及無雜音的樣本，並評估其可行性。

2.1 研究材料

(1)研究樣本：分別蒐集有射出雜音的臨床病患及無心雜音的正常人的心音訊號各至少 30 人次以上，有射出雜音的樣本蒐集以心臟科臨床醫師門診病患為主，無心雜音的樣本則尋找一般人並先經心臟專科醫師聽診判別確定無心雜音後再予收錄，每個人次分別針對其主動脈區、肺動脈區、僧帽瓣區及三尖瓣區等四個聽診部位收取心音，每個部位錄製時間 2 分鐘。

(2)硬體：

1. BIOPAC 數位生理監測儀器(如圖 2)內含：

- MP100A
- STM100
- Serial Interface card (for PC, PCMCIA)

- UIM100A + OUT100 (Monaural headphone)
- DA100B + TSD108(Contact Microphone)，其中儀器設定為 ch16，GAIN=1000，LP=5000hz，HP=0.05hz。
- ECG100B + LEAD100S + LEAD100 + EL500，其中儀器設定為 ch1，GAIN=500，LP=35hz，HP=0.05hz，而 ECG 量測的接法如圖 3 所示。

2.聽診器：

3M Littmann Cardiology III Stethoscope

3.運算主機：

IBM ThinkPad X22，P 733 MHz，640 MB RAM

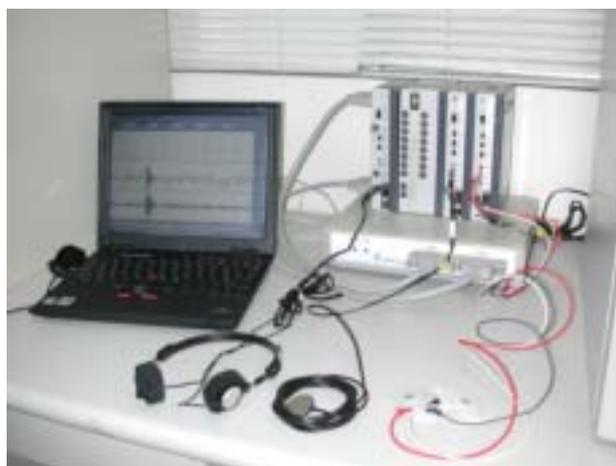


圖 2 BIOPAC 數位生理監測儀器

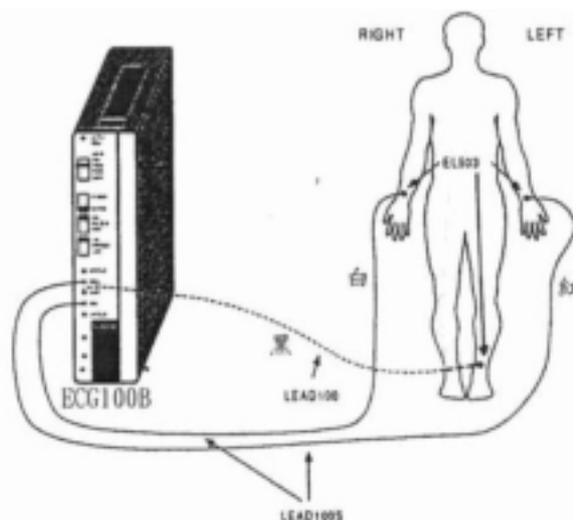


圖 3 ECG 量測的方式

(2)軟體：

1. AcqKnowledge V3.5.7

為趨動與操作 BIOPAC 的應用程式，除了可以即時顯示收錄訊號圖示外，如圖 3-4，亦可將訊號做初步的高低頻濾波，以及將訊號的數位檔案格式轉換為可被其它軟體接受的文字格式檔案。

2. MATLAB V6.1

藉由撰寫 Matlab 應用程式，我們對心音訊號的文字檔案進行分割、增益、濾波以及 Fourier transform，以取得心音訊號的頻譜及其能量；另外當必須使用到心音訊號的音檔格式時，亦用之以轉換心音訊號為所需的 wav 音檔。

3. CoolEdit 2000 及 GoldWave V4.25

用以處理心音音檔，以便對心音訊號較直覺的認知。

4. Microsoft Excel 2000

使用試算表功能以方便計算，並使用其資料分析工具進行統計分析。

2.2 心音訊號蒐集

我們採用 BIOPAC 數位生理監測儀器，利用一個與胸部接觸的麥克風 TSD108 來截取心音，對每一位受測者，我們分別對其主動脈區、肺動脈區、三尖瓣區及僧帽瓣區等四個聽診區做心音量測，由於對每一個人而言，最佳的聽診相對位置(心音最大處)並不完全相同，因此我們先用聽診器確認每一區的最佳聽診位置再貼附麥克風，然後對每一個聽診區分別量測二分鐘。由圖 2-5 得知心音的頻率範圍介於 20~1000 HZ 之間，為同時顧及儀器的取樣極限以及最佳之訊號截取效，我們將取樣頻率設定在 5000 Hz，另外為輔助第一心音及第二心音的位置判讀，我們同時量測及收錄其 ECG 訊號，畫面樣本如圖 4，

其中最上層的訊號圖示為受測者的心電圖 (ECG)，中間圖示為機器原始收錄的心音錄音訊號，最下層則是使用 AcqKnowledge 軟體即時進行 40HZ~100HZ Band pass 的訊號圖示。

透過心臟專科醫師的協助，目前我們已先分別收集到經由臨床醫師判別有心雜音病患的心音 31 例以及一般正常人的心音 20 例，每個分別取主動脈區、肺動脈區、三尖瓣區及僧帽瓣區等四個部位做錄音，總計為 204 個檔案，其樣本屬性如表 1，其中對於有心雜音的病患是採臥姿量測，而一般正常人的心音是採坐姿量測，為了能再充實心音資料，後續將再持續心音資料的蒐集並增加對一般正常人的臥姿量測。

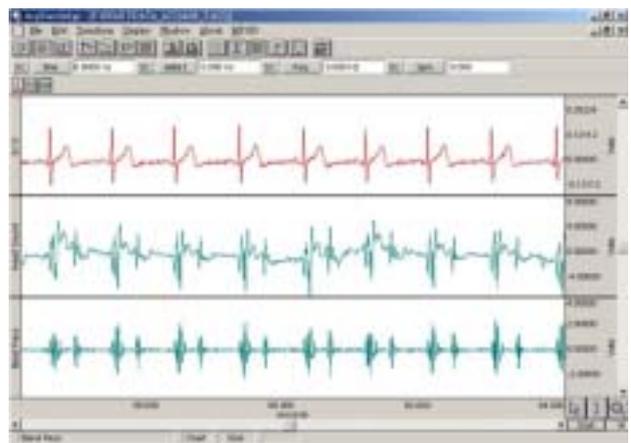


圖 4 AcqKnowledge 訊號量測畫面樣本

表 1 研究對象的基本屬性

	一般正常人	心雜音病人
年齡(年)	25.95±10.00	71.16±11.90
男(人次)	17	22
女(人次)	3	9

2.3 資料處理及分析

(1)將心音訊號轉成文字檔案格式(.txt)：由於 BIOPAC 將所收錄到的心音訊號直接以其

獨有的數位檔案格式(.acq)儲存,為了能被其它軟體接受以進行後續分析,因此應用 AcqKnowledge 將檔案轉換為文字格式檔案(.txt),其中每個檔案的內容為 60000x3 的數字,三個 columns 分別代表 ECG、原始心音、Band pass 後之心音,其值是屬於分散時間訊號(Discrete-Time Signal),時間間隔為 1/5000 秒(取樣頻率為 5000 HZ)。

- (2)檔案分割：將(1)之文字檔案依其 column 分開成三個檔案,以方便後續處理,取原始心音之檔案為後續主要處理及分析對象。
- (3)時頻訊號分析(Time-Frequency Signal Analysis)：由(2)所處理得到的原始心音訊號為時域訊號(Time Signal),為瞭解其頻譜及相關能量分佈,需要將其轉換至頻域來分析。我們將利用 MATLAB 中的函數 FFT 進行 Discrete Fourier transform(DFT),其轉換公式為：

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) * e^{-j2\pi(k-1)(n-1)/N}, \quad k=1,2,\dots,N$$

- (4)能量計算與能量比值：我們曾假設當有心雜音發生時,在該心雜音的頻率範圍內的能量相較於其它頻率範圍內的能量會相對增加,因此需比較一下兩者間能量和的差異。射出雜音的頻率範圍約為 150 至 500HZ,對於每一個樣本我們採取的處理如下：
- 計算出 150~500HZ 區間的能量和。
 - 以每 100HZ 為區隔,計算個別區間的能量和。
 - 求出 A.及 B.兩者的比值,稱之為能量比。
- (5) t 檢定：因一般正常人與有心雜音的病患為兩獨立母體,且經初期檢視其長方條圖(histogram)約略為常態分佈,因此我們嘗試使用 t 檢定來比較這兩組資料以確定兩

者間有無統計上的差異,若能證明為真,那麼便可以進一步據以嘗試找出區分的方法或鑑別值(threshold or cut-off value)。在此我們採用單尾(one-tailed) t 檢定,顯著水準(significant level) $P < 0.05$ 。經初步試算主動脈區 肺動脈區及僧帽瓣區的 $P < 0.05$ 即兩母體有顯著差異。

三、實驗結果

能量比的計算結果略表如表 2 所示,其中 A01~A20 為一般正常人的資料;C01~C31 為有射出雜音的病患資料。表 3 所示為正常群組與心雜音群組在各頻率區間的能量比之 t 檢定結果。實驗結果顯示兩個群組在各頻率區間顯示具有統計意義的差異。

表 2 150~500HZ 與每 100HZ 區間之能量比略表

編號	0-100HZ	100-200HZ	200-300HZ	300-400HZ
主 A01	2.4441E-03	2.6238E-01	2.9623E+00	9.6259E+00
A02	5.7612E-04	4.2911E-01	3.5290E+00	4.1483E+01
：	：	：	：	：
A20	4.8296E-04	4.7897E-01	3.0448E+00	3.3883E+01
動 C01	1.5918E-03	6.5049E-01	2.5054E+00	1.2883E+01
C02	7.5795E-04	2.6024E-01	2.8903E+00	1.7510E+01
：	：	：	：	：
C31	1.0339E-03	8.6838E-01	2.8989E+00	4.8894E+00

表 3 兩母體在主動脈區之能量比的 t 檢定

頻率區間	t 統計	P(T<=t)
0~100HZ	-3.7560084	2.2956E-04
100~200HZ	-4.44280289	3.0643E-05
200~300HZ	1.67035236	5.1234E-02
300~400HZ	5.86998008	3.9708E-06
400~500HZ	6.94059868	2.2410E-07
500~600HZ	5.35596972	6.5832E-06
600~700HZ	5.57214035	3.2890E-06
700~800HZ	5.95340294	1.9107E-06
800~900HZ	6.79640161	1.6301E-07
900~1000HZ	5.05318075	7.8856E-06

四、討論

目前心音與心雜音之分類與診斷仍以醫師主觀的聽覺判斷為原則，因此較容易受人為因素之干擾，而且超出人耳所能接受的聲音訊息也會因而流失。因此本研究計劃的結果在於發展出一個利用音聲訊號處理的客觀技巧來區分心臟雜音之存在與否，以利於新進醫師及醫學院學生的教學及臨床技巧之訓練。經由本研究的實驗與分析，可以促進心瓣音之偵測及與有經驗心臟科醫師之間診技巧來對照，以增進心臟臨床問診技巧，以利心臟病患之診斷及治療。

參考文獻

- [1] Bell, A.J., & Sejnowski, T.J.(1995). An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution. *Neural Computation* 7:1129-59.
- [2] Girolami, M.(1998). An alternative perspective on adaptive independent component analysis algorithms. *Neural Computation* 10(8):2103-14.
- [3] Jung, T.P. Makeig, S. Stensmo, M. & Sejnowski, T.J.(1997). Estimating alertness from the EEG power spectrum. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44(1):60-9.
- [4] Lee, T.W. Girolami, M. & Sejnowski, T.J.(1999). Independent component analysis using an extended infomax algorithm for mixed Sub-gaussian and Super-gaussian sources. *Neural Computation* 11(2):606-33.
- [5] McCrindle, B.W. Shaffer, K.M. Kan, J.S. et al.(1996). Cardinal clinical signs in the differentiation of heart murmurs in children. *Arch Pediatr Adolesc Med* 150:169-174.
- [6] McKeown, M. J.(2000). Detection of consistently task-related activations in fMRI data with HYbrid Independent Component Analysis(HYBICA). *NeuroImage* 11:24-35.
- [7] Sox, H. C. Blatt, M. A. Higgins, M. C. & Marton, K. I. (1988). *Medical Decision Making*. U.S.A.: Butterworth-Heinemann.
- [8] Tilkian, A.G. & Conover, M.B. (2001). *Understanding Heart Sounds and Murmurs*.(4th ed.). U.S.A.: W.B. Saunders Company
- [9] van Bemmelen, J.H. & Musen, M.A. (1997). *Handbook of Medical Informatics*. Germany: Springer-Verlag
- [10] Thompson, W.R. Hayek, C.S. Tuchinda, C. Telford, J.K. & Lombardo, J.S.(2001 Sep-Oct). Automated cardiac auscultation for detection of pathologic heart murmurs. *Pediatric Cardiology*. 22(5):373-9.
- [11] 戴久永(民 87)。統計概念與方法。台北市：三民書局。
- [12] 羅建仲，羅琳(2000)。心臟聽診(五版)。北京市：人民衛生出版社。