

第一章 緒論

本章主要是說明本論文的研究動機，並介紹心率變異的特性及心率變異和生物回饋在臨床上之相關應用。

1.1 研究動機

本實驗室多年來從事生醫訊號相關研究，有感於現代人因為生活緊張、壓力大，常為失眠、焦慮、頭痛、胃痛、或輕度憂鬱症問題所苦，若是長時間下來，對患者的身心運作都是相當痛苦的折磨，所以想要針對如何減輕現代人壓力過大的問題作深入的研究。而目前臨床上許多病理方面的研究，包括憂鬱症、心臟病、自律神經失調、糖尿病等等，都發現它們與心率變異有著密切的相關性。而生物回饋學說的創始人美國心理學家米勒教授[8]在1967年研究發現到人們在儀器的輔助之下，經過特定的生物回饋訓練之後，就有可能學會經由意志控制其自律神經系統，可適度的減輕過度緊張、焦慮、失眠、情緒低落等問題。因此，生物回饋是否能夠有效的對於心率變異產生影響進而舒緩現代人因為壓力而產生的許多身心問題是我們想要探究的。

為了探討上述的問題，我們需要一具有生物回饋功能的即時心率偵測系統。本論文主要目的即為即時心率偵測和生物回饋系統之設計製作，並探討聲音和影

像生物回饋訊號對心率變異有何種影響。一般生物回饋系統大部分是以體溫、呼吸次數和心跳次數作為生物回饋的指標，而本論文則是以心率變異頻譜分析的高低頻功率比作為生物回饋的指標。因為一個心率偵測系統需要相當龐大的數學運算，所以本研究是採用廣為教育界所採用的數值分析及模擬的軟體MATLAB為架構基礎，希望藉由它強大的數學運算、視覺化及程式語言功能，以及它所提供的Simulink 及Real-Time Workshop 等模組化的應用及開發工具設計出一個完整的即時心率偵測和生物回饋系統。

1.2 研究背景



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系列數值，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，而這心跳間期的變異性，我們稱之為心率變異度。在 1975 年 Hyndman [2]等人首先將功率頻譜分析用於心率變異度的研究上。他們發現心率變異頻譜分析的功率頻譜圖上有三個頻峰，其中低頻部份(0.04Hz)來自末梢血管舒縮張力的律動，與熱調節有關；中頻部份(0.10 – 0.12Hz)來自壓力接受器的反射調控，與體內恆定性有關；高頻部份(0.3Hz)與呼吸有關，其主峰頻率即為呼吸頻率。接著在 1981 年 Akserlrod[3]等人發現心率變異頻譜特性可以分辨出交

感神經及副交感神經的作用，最大的特點是藉由非侵入式的方法就可以了解到交感和副交感神經在生理機制上的作用區域。而 Pomeranz[5]等人於 1985 年研究發現到，心率變異之頻譜分析結果會隨著人體姿勢的改變而變化，在不同的姿勢下，自律神經作用的方式亦不同。更多的研究[4]也指出，心率變異可以對自律神經系統的作用提供一個量化的指標。而在臨牀上許多病理方面的研究，包括心臟病、自律神經失調和糖尿病等等，也都發現它們與心率變異之相關性，例如在 1987 年 Kleiger[33]等學者的研究，發現心率變異可以預測患有急性心肌梗塞病患死亡的可能性，該實驗對患有急性心肌梗塞的病患進行了 24 小時的分析，發現低心率變異病患的死亡率是高心率變異病患的 5.3 倍，並且得知降低心率變異與增加交感神經活性或減低副交感神經活性有關。而文獻[34]對 1284 位患有心肌梗塞的人進行分析的研究報告亦指出，其過低的心率變異和壓感反射值顯示了較高的心血管疾病死亡率。在文獻[35]的研究指出在心率變異的頻譜分析中，低頻區域的功率對心肌梗塞病患的死亡率有較好的敏感性。而心率變異除了可以用來診斷心肌梗塞，文獻[38]對患有充血性心臟衰竭病人進行分析希望了解心率變異性是否能夠預測心血管疾病引發的猝死。該實驗以高危險群的患者為研究對象，統計結果發現心率變異性的時域參數 $SDNN < 65.3\text{ms}$ 的病人擁有較高的猝死率。在文獻[36]的研究報告則說明了心率變異性可以用來做為高血壓的預測指標。而在許多學術和臨床的研究上，有關心率變異特性的分析也可以被應用到監控麻醉及測謊[6]等等。

生物回饋是在 60 年代開始由美國心理學家米勒教授[8]根據操作式條件反射學習理論，首先在動物身上進行五臟回應訓練的實驗研究，於 1967 年首次獲得成功，用科學事實證明，透過特殊的學習和訓練，人也可以學會知道和隨意地控制自己的心臟、血管、胃腸、腎臟和各種腺體等五臟器官的活動，就像隨意控制骨骼肌群那樣。在 1968 年的腦電波實驗中[27]，人們將 α 波與一個聲音訊號做連結。當 α 波出現時就回饋一個聲音訊號給受測者知道， α 波消失時聲音也消失，發現 15 分鐘的訓練足夠使某些受試者完成控制他們自己的 α 波。之後在生物回饋領域上的大量研究和臨床資料證實了它是治療許多特定疾病的重要輔助手段，例如在 1992 年 Flor[25]等學者指出長期的慢性疼痛會使肌肉張力增加，生物回饋訓練可以協助特定的肌肉群學習放鬆，使肌肉張力下降，配合運用視覺或聽覺訊號回饋，讓病患能學習觀察及維持自己目前的生理狀態，使病患在運用放鬆時，更能達到深度放鬆。在 2004 年 Gevirtz[7]等學者針對患有冠狀動脈疾病的患者做生物回饋的訓練，他們研究發現到患者經過生物回饋的訓練後，他們的心率變異度都會有增加的情形，因為較高的心率變異度代表心臟的功能較為良好，所以證明患者經過心率變異生物回饋訓練後，可以有效降低心血管疾病的發生。在 2003 年 Gatchel[23]等學者證明生物回饋訓練可幫助病人透過自我訓練學習控制非意識反應，進而降低病患對疼痛的感受程度和情緒方面的焦慮，此為非侵入性的疼痛控制方法，非侵入式的控制方法可以增加病患的舒適度，減少病患服藥的次數。接著在 2004 年 Waknine[22]發現到

心率變異生物回饋的訓練在氣喘病的治療上，根據初期實驗結果顯示，生物回饋可以使患者呼吸阻力降低並改善肺活量，相對也會使患者減少類固醇的使用機會。而文獻[26]利用肌電圖生物回饋的方式來幫助癌症末期的患者放鬆心情，減少不必要的病痛折磨，協助病患能得到更好的疼痛控制。人們也可利用生物回饋訓練來減輕生理及心理等各層面的壓力，例如在 2004 年 Leang[24]等學者，利用多媒體電腦遊戲的生物回饋訓練來幫助大學生適度的減輕壓力和提升學校的成績。臨床實驗證明，生物回饋確實是一種行之有效的行為治療技術。

1.3 章節安排



本論文的章節安排如下：

第一章 緒論

第二章 研究原理

第三章 系統設計

第四章 探討生物回饋對心率變異之影響

第五章 結論與未來方向

第一章主要是本論文的研究動機與研究背景。第二章介紹心電圖原理，並說明心電訊號和自律神經系統的關係。其次是目前心率變異常用的分析方法。最後說明生物回饋對目前社會人們的實質幫助。第三章將詳細說明本生物回饋

系統所使用到的軟硬體，程式設計原理和流程，最後並驗證本系統在 R 波偵測上的準確度。第四章將利用自行設計的即時心率偵測和生物回饋系統，來探討聲音和影像生物回饋訊號對人體心率變異的影響。第五章則為本論文的結論和未來方向。



第二章 研究原理

本章主要是介紹心電圖原理，並說明心率變異特性和自律神經系統的相關性，其次是介紹目前心率變異常用的分析方法有哪些。最後說明生物回饋對目前社會人們的實質幫助

2.1 心電圖原理

心電圖為心臟組織電壓變化所記錄下來的圖形。而醫師可以根據心電圖，告訴病人各類心率不整、心肌梗塞、心房或心室之肥大、電軸偏轉、電解質不平衡、心肌病、心肌炎、心包炎、特殊心臟藥物所造成之變化以及其他心臟疾病。

心跳起源於一個特化的心傳導系統，經由此系統傳佈到所有部份的心肌。構成傳導系統的結構如圖2-1所示，分別為竇房結(sinoatrial node)、節間心房路徑(internodal atrial)、房室節(atrio-ventricular node)、希氏束(bundle of His)、左右束節(right and left branch)和浦金氏纖維(Purkinje system)。正常心臟的整個傳導路徑如下：由竇房結接受中樞神經的節律訊號後，經節間路徑(internodal pathways)傳入房室結，並引發心房收縮；在正常情況下，節律訊號在房室結約延遲0.07秒 – 0.12秒後，即迅速經希氏束，再傳到左、右束枝，最後經浦金氏纖維傳入心室各處肌肉，造成心室收縮，如此即完成一個心跳週期[9 – 10]。

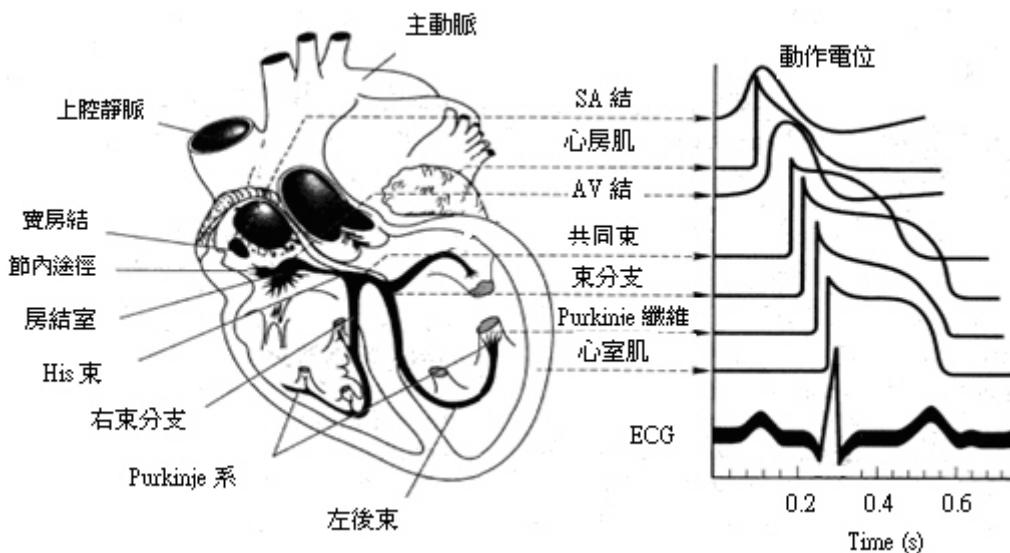


圖 2-1 心臟之傳導系統(摘錄自《甘龍醫用生理學下冊》第28章572頁)

心臟的收縮是由右心房上的竇房結，產生每分鐘約60次的微小電脈衝訊號所控制，一般靜止狀況下的心臟細胞是屬於負電性，或可稱為極化(polarization)，一旦受電刺激便屬於帶正電性，或可稱為去極化(depolarization)，並產生心臟收縮反應。心臟特有的傳導系統產生的搏動，這種搏動能引起心肌內肌纖維的興奮收縮。搏動的產生及傳導可產生遍及全身的微弱電流。如果我們把電極置於身體的各種位置，並且和心電計正確連接，如此便可記錄得心電圖。一般心電圖有三個較顯著的波形，即P波、QRS波以及T波，心電圖便是由這三個波連續出現所構成的訊號。P波代表心房的去極化，QRS波代表心室的去極化，T波則代表心室的復極化(repolarization)。

而心電圖中的P波、QRS波及T波常會有異常的現象。例如P波肥大且有缺陷表示左心房肥大，可能造成的原因是高血壓及血管硬化性的心臟病。P波尖而高

則表示右心房肥大，可能造成原因是肺部疾病和先天性心臟病。Q波若是寬而深則可能是陳舊性心肌梗塞的象徵。若R波寬且高往往是因為心室肥厚或擴大所造成現象。

標準的心電圖波形如下圖2-2所示，各波形的生理意義簡述如下：

P 波：竇房節放電，使左右心房開始同時收縮，心房去極化所產生的偏折，此即為P波。一般P波振幅小於0.25mV。

Q 波：左右心房開始舒張，房室節藉由傳導纖維傳導訊號，心室去極化所產生的起始負向偏折，後面跟著第一個正向偏折R波。

R 波：左右心房逐漸舒張，左右心室開始同時收縮，心室去極化所產生的第一個正向偏折。一般R波振幅小於2.5mV。

S 波：左右心房完全舒張，左右心室完全收縮，心室去極化過程中，跟在第一個正向偏折R波後面的第一個負向偏折。

T 波：左右心室逐漸舒張，在QRS波群後第一個出現的波型，表示心室之恢復期。一般T波振幅介於0.2mV – 0.6mV。

U 波：跟在T波後面，且在下一個P波前面的偏折(一般為正向波)。形成此波的原因目前尚未了解。現在有人認為是由於心室間的傳導系統再極化較慢的因素造成。

RR 間期：表示一次心跳所需的時間，為瞬間心率(Heart Rate)的倒數。計算方式為兩相鄰R波之間的距離。

PR 間期：一般是指從P波的起始到QRS波的起點，其實是指PQ間期。表示心房受電氣脈衝所激動至心室受同一電氣脈衝所激動之時間。這期間主要代表房室的傳導時間。其所包括的有下列過程所需之時間：(1)心房的去極化。(2)在房室結正常的傳導延遲時間及(3)激動通過希斯氏束(bundle of His)及希斯氏束的分支至開始心室去極化所需的時間。而PR間期的數值因年紀不同及體液的多少有很大差異性，正常是0.12秒到0.20秒。

QRS 間期：通常是心電圖上最明顯之波型，其代表心室去極化所需的時間。正常QRS波群通常為0.04 – 0.11秒，其中QRS波之綜合命名如下：

(a)第一個向上偏折在基線上之波稱為R波。

(b) R波之前向下偏折的波稱為Q波。

(c) R波之後向下偏折波稱S波。



QT 間期：從Q波的起始算起，一直到T波的終止之間的時間。代表心臟電力收縮的期間。QT間期一般和心跳次數有關。

RT 間期：表示電氣脈衝到達心室之後，心房內復極化到心室復極化的時間。

ST 間期：ST間段是由QRS波群之結束至T波之開始，其與QRS波群交接處稱作J點。

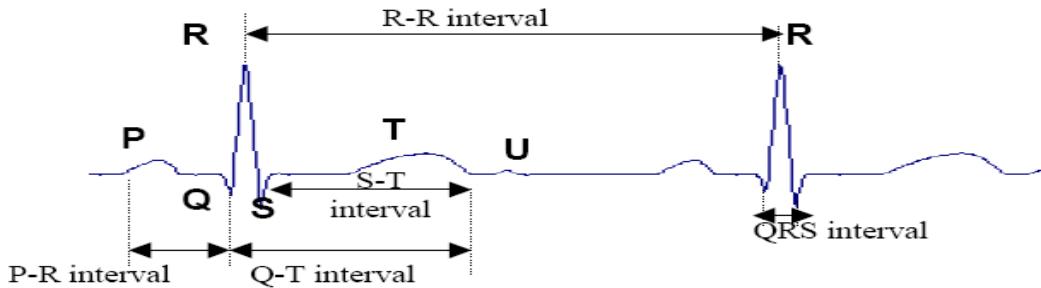


圖 2-2 標準的心電圖波形

2.2 自律神經系統(autonomic nervous system)

自律神經系統即是中樞神經中的交感(sympathetic nervous system)與副交感神經(parasympathetic nervous system)，它是受到人的感情、情緒、感官所左右，這兩者主要操控人的心跳、呼吸、腸胃蠕動、排汗、睡眠等，這些動作都是不需要經過你的提醒，身體自然而然就能感受你的需要而做出適當的反應的。與內分泌系統相較，神經系統迅速敏捷，控制動物體的肌肉系統，牽引骨骼系統而得以運動。神經系統是由許多神經細胞(神經元)組成，負責思考、規劃身心活動，接收內外環境刺激，啓動隨意動作，執行反射動作，調控身體內部環境，以及累積學習經驗、型成記憶，運用智慧等功能。

自律神經系統主要分成兩大部分：交感神經系統(sympathetic nervous system)及副交感神經系統(para-sympathetic nervous system)。自律神經系統控制內臟(體內器官如心肺腸胃等)的平滑肌及腺體(內分泌腺(endocrine)及外分泌腺(exocrine))。

自律神經系統的作用不是自願的，而是反射性(reflexic)的。自律神經系統的中樞位於大腦的下視丘(hypothalamus)，它的神經纖維是沿著脊椎而下分出許多分枝至身體各個器官。當外界的刺激由眼、耳、鼻、口腔、皮膚等感覺器官感受到後，會將此訊息傳遞至大腦的皮質，再由大腦的皮質傳至下視丘，由於下視丘與人類的情緒、內分泌、自律神經系統有關，所以下視丘受到影響，內分泌系統也跟著會受到影響。接著下視丘會影響腦下垂體，腦下垂體是人體很重要的荷爾蒙，會分泌數種荷爾蒙，其分泌物質會影響體內的甲狀腺、副甲狀腺、性腺、胰島素、腎上腺等，並使體內的荷爾蒙發生改變，並且也會使得人體的淋巴球活性降低，進而使得人體的免疫機能下降，以下將簡介交感神經系統和副交感神經系統的作用。



(1) 交感神經系統 (Sympathetic Nervous System) :

交感神經的作用是使心跳加快、呼吸加速、胃腸蠕動變慢、體溫上升、流汗、血壓升高等，使身體的主要系統的活動力增加，以便應付外來的緊急狀況如壓力、焦慮、緊張、恐懼等。當人面臨緊張、恐懼、戰鬥、或逃離之情境時，交感神經系統會被喚醒並且開始作用，體內使用能量迅速增加，造成血壓上升、心跳加快、血管收縮；另一方面尿液減少，消化變慢，以便全力對付眼前的危機。

(2) 副交感神經系統 (Para-sympathetic Nervous System) :

副交感神經的作用則是與交感神經相反，使心跳變慢、呼吸平穩緩慢、腸胃蠕動變快、血壓下降、使主要的系統活動力降低，並且達到身體的休息與睡眠的

狀態。當人處於輕鬆、休息、復原、睡覺或緊張過後之情境時，體內的生理活動改由副交感神經系統主宰。此時身體的工作目標是儲備能量，也因此血壓降低，心跳變慢，消化吸收過程開始。

交感神經和副交感神經之交互作用影響是相互擯抗的，例如白天為了應付工作必須提起精神，交感神經為主導，到了晚上需要休息的時候，副交感神經又變成主導，兩者交互作用的目的是為了維持身心狀況的平衡。但若是長期處於高壓力的狀況下，即使到了晚上交感神經還是一直在活化，就會造成失衡的情形。相對如果長期處於精神不振的狀況下，就算到了白天還是副交感神經在主導，就會使人變的懶散，長期下來也會情緒低落而了無生趣，進而造成各種系統之異常症狀發生，便形成自律神經功能失調。



2.3 心率變異分析

2.3.1 心率變異的分析方法

心率變異度特性是用來評估自律神經指標方便且可靠的方法。而人體的心跳率主要會受到竇房節律細胞的放電頻率影響和自律神經系統的調控。所以透過心跳率的測量，不僅可以評估人體的身體狀態，還可以判定心肺功能優劣和其他心血管方面的疾病，同時對心臟病發的預測、評估心臟病的癒後也具有指標性的意

義。

心率變異的訊號可以經過特殊的分析方法，進而用來評估自律神經系統的活性，這種分析心率變異度的主要方法有兩種，一種是時域（time domain）分析，一種是頻域（frequency domain）分析。時域分析法是將所有的心跳間期做各種統計學上計算，以求得各種心率變異度的指標，常用的方法有：常R-R間隔的標準差法(SDRR)、連續均方根差值法(r-MSSD)、每五分鐘分段平均正常R-R間隔的標準差法(SDARR)、相鄰R-R間隔大於50 ms百分比差異法(pRR50)。頻域分析法主要透過快速傅利葉轉換，把心跳間期隨時間而變動的訊號轉換成隨頻率而變動的訊號，其做法是將心跳間期的波動分解成許多不同頻率和振幅的正弦波，由之而得心跳間期頻譜。一般頻域的分析法比時域的分析法在臨牀上較常被使用。



2.3.2 心率變異的頻譜特性

在1975年Hyndman[2]等人首先將功率頻譜分析用於心率變異度的研究上。他們發現心率的功率頻譜圖上有三個頻峰，如圖2-3所示。其中低頻部份(0.04Hz)來自末梢血管舒縮張力的律動，與熱調節有關；中頻部份(0.10 – 0.12Hz)來自壓力接受器的反射調控，與體內恆定性有關；高頻部份(0.3Hz)與呼吸有關，其主峰頻率即為呼吸頻率。

在1981年Akselrod [3]等人的研究發現，經由非侵入性量測所獲得的心電訊

號，再透過快速傅立葉轉換後之心率變異特性功率頻譜，發現低頻部份與交感、副交感神經及腎素-血管收縮素的活性有關，而高頻部份則與副交感神經活性有關，從此建立心率變異可以反映自律神經活性的基礎。

歐洲心臟病協會與北美節律及電流生理學協會專門小組（Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996）所發表的心率變異度測量標準中，所訂定之頻帶範圍，0.04 Hz 以下為VLF (very low frequency)，0.04 – 0.15 Hz為LF (low frequency)，0.15 – 0.4 Hz 為HF (high frequency)，Total power 為0 – 0.4 Hz。

表 2-1 心率變異分析各頻域參數之頻帶範圍

variable	unit	frequency range
VLF	msec^2/Hz	0 – 0.04Hz
LF	msec^2/Hz	0.04 – 0.15Hz
HF	msec^2/Hz	0.15 – 0.4Hz
Total power	msec^2/Hz	0 – 0.4Hz

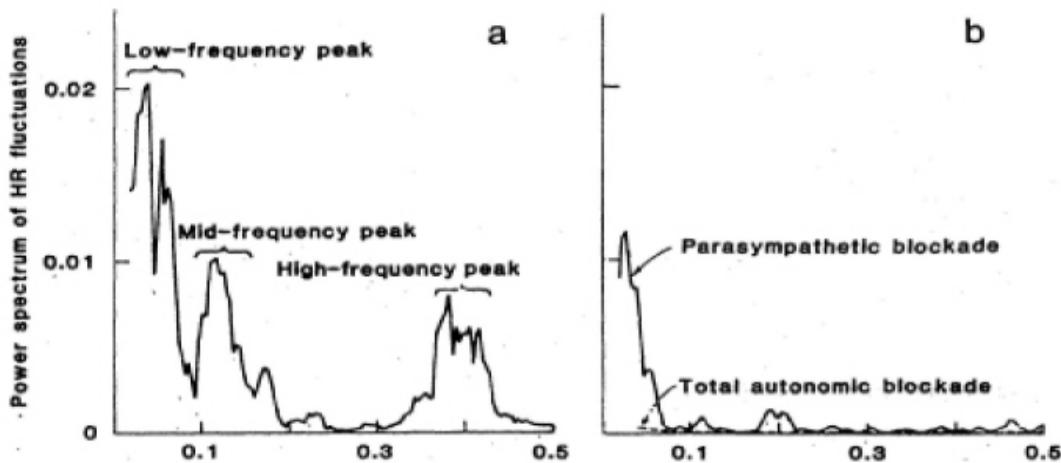


圖 2-3 (a)心率變異之三個主要的頻峰圖 (b)副交感神經抑制使中高頻衰減，合併抑制交感與副交感神經使心率變動消失[3]

2.3.3 心率變異的非線性分析



一般觀察心率變異的非線性方法為Poincare plots，它是應用在天文學上的一個名詞，繪圖方法為R波和R波間期所組合而成的二維散佈圖形。它主要是反映相鄰RR間期的變化，是在直角座標上標記全部相鄰RR間期的資料。

Poincare plots的繪圖原理，首先要量測到相當數量連續心跳的RR間期。先以第一個RR間期為橫座標，第二個RR間期為縱座標，然後在座標上標出第一個心跳，再以第二個RR間期為橫座標，第三個RR間期為縱座標定出第二個心跳。然後依次類推，X軸為RR[n]，Y軸為RR[n+1]，標出一定時間內的所有心跳，便可完成描繪Poincare plots。

Poincare plots的大小和形狀可以用來評估心率變異的大小和心率變化的規律，而且能夠有效的揭示心率變異性的非線性特徵[11 – 12]。一般來說Poincare plots可繪製下列四種圖形：

1) 蕈星狀(comet shape)：

如圖2-4(a)所示，沿45度角從狹窄的底部呈對稱性擴散開來，其尾端逐漸擴散，形成頭大尾小的蕈星狀圖形，可以發現到散點圖的上部，心率逐漸緩慢，RR間期逐漸變長，說明竇性心率不整程度大。而在散點圖的下端逐漸變窄，表現出心率加快時，竇性心率不整的程度減小。散點圖在45°角方向的長短，代表了分析時間內平均心率有較大的差異，若散點圖較短，說明其分析時間內平均心率變化不大。散點在垂直於45°線方向散開的大小，代表了RR間期快速變化成份的大小。一般認為散點圖的濃密核心，表示相鄰RR間期一致，反映了交感神經活性。而其分散稀疏部分代表相鄰RR間期差異較大，反映副交感神經活性。

2) 魚雷狀(torpedo shape)：

如圖2-4(b)所示，可以發現它有點類似蕈星狀，但在45°角方向的長度較短，散點圖的上部並不增寬。魚雷狀表示交感神經活動較強而副交感神經活動所占的比例較少。

3) 扇狀(fan shape)：

如圖2-4(c)所示，表現了散點圖分佈範圍較寬，尖端對向座標零點，形如扇形。代表心率緩慢時，快速變化仍增大。相鄰RR間期一致，反映了交感神經活

性。其分散稀疏部分代表相鄰RR間期差異較大，反映副交感神經活性。

4) 複雜形(complex shape)：

如圖2-4(d)所示，表現了散點圖呈多簇分散，形態互異的點區構成了複雜狀的圖形，幾種群組RR間期序列所組成的散佈圖形。

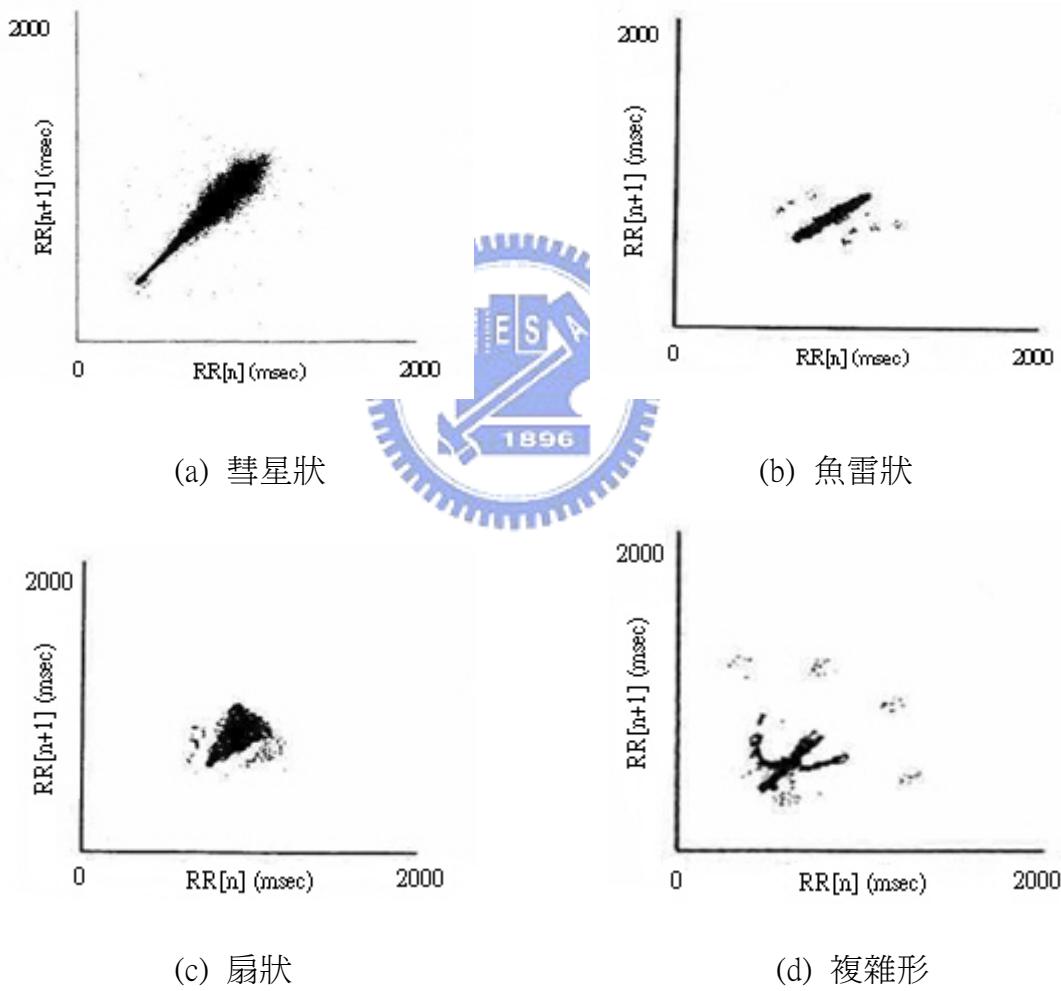


圖 2-4 Poincare plots

2.4 生物回饋簡介

生物回饋是利用儀器的幫助去反映一個人的心理和生理過程，進而幫助受測者將身心狀態調整至理想目標。主要分為三個過程：(1)將生理訊號量化，(2)將量化的結果轉換成一般人可以了解的形式，(3)根據回饋訊息學習如何控制自己的身體。因為現代人生活緊張、壓力大，所以不少人常為失眠、焦慮、頭痛、胃痛、或輕度憂鬱症問題所苦，若是長時間下來，對患者的身心運作都是相當痛苦的折磨。而這些心理和生理的過程是人們平時不易察覺及未去控制的，所以生物回饋是一個過程，教人去感受自己的生理訊息，然後學習去控制它們。而人體身上可以回饋的生理參數如圖2-5所示。



生物回饋只是我們學習自我掌控過程中的一項工具，過程中仍須配合放鬆技巧的練習和壓力管理的課程才能達到良好的功效。生物回饋和鬆弛回應訓練相結合，可以使人更快、更有效地透過訓練學會使用鬆弛回應來對抗並消除一般的心理、情緒緊張症狀；同時在臨床上，已被廣泛地應用於治療各科身心疾病、神經症和某些精神病。所以生物回饋最大的益處便是幫助病患怎樣去控制自己的心理過程，從而去控制壓力源，可減輕過度緊張、焦慮，可學習到利用自我能力去處理病症，不再依賴醫生或藥物，減少不必要的醫藥浪費。而且在生物回饋中，病人的角色是主動的，醫生只是扮演從旁指導的角色。所以使用者經過特定的生物回饋訓練後，便可利用意志來控制自律神經系統。如果能訓練一個人學會控制他

的血壓、心跳、血管的縮張、皮膚溫度、腦波等，則高血壓、心率不整、癲癇、偏頭痛、手足冰冷、腸胃潰瘍等由心理壓力所引發的毛病就可能不藥而癒或在治療上事半功倍[7,22,23,24,25,26]。

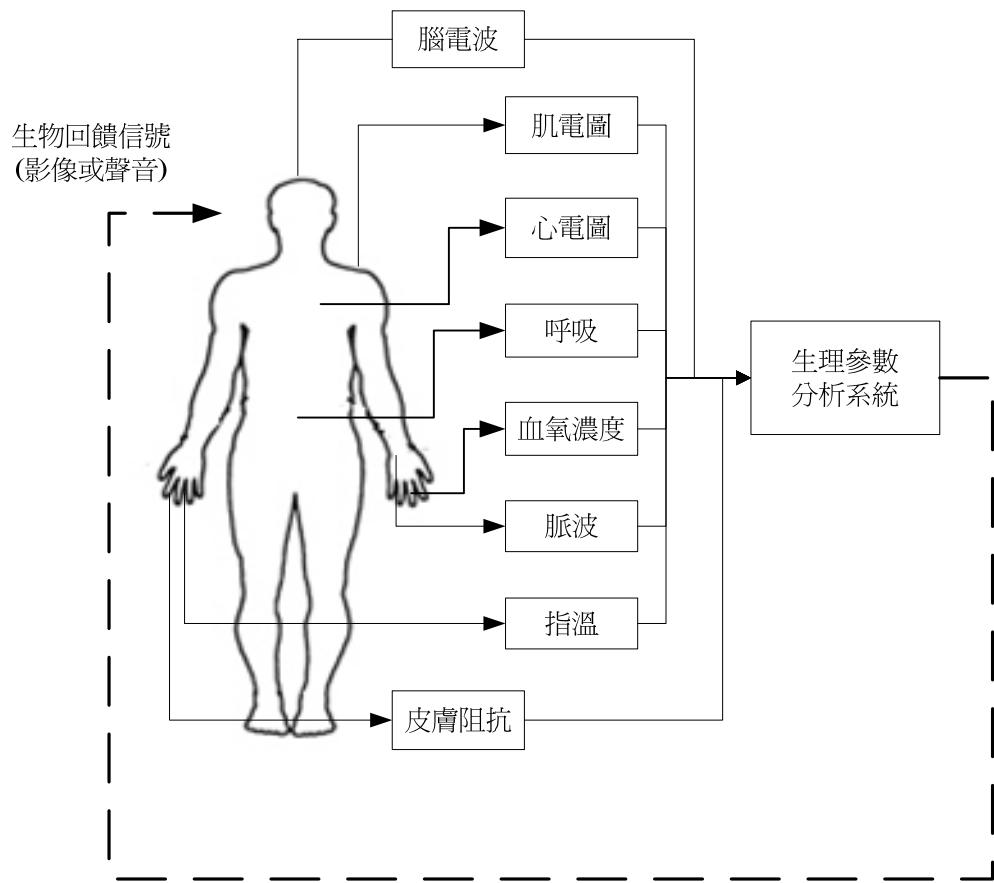


圖 2-5 可應用於生物回饋之人體生理參數

第三章 系統設計

本章主要是說明整個即時 HRV 分析系統和生物回饋系統的系統架構，並針對系統的硬體、軟體以及所使用的訊號處理方法加以說明。

3.1 系統架構

本論文之即時心率偵測和生物回饋系統的建構，是以MATLAB作為主要的開發工具。其中包含有硬體和軟體兩大部分，其中硬體方面包含有生理訊號放大器和資料擷取卡(Data Acquisition Card)，軟體方面主要是使用由MathWorks公司所研發之Matlab應用程式，以MATLAB作為主要的開發平台，負責資料擷取、訊號處理及參數輸出。系統架構如圖3-1所示，我們使用MATLAB/Simulink中提供的Real-Time Workshop (簡稱RTW)工具軟體，RTW的相關說明請參照附錄一，在RTW的開放架構下，使用者將可以針對不同的硬體設備進行平台的開發，允許使用者依實際需求，加入自己的元件或修改相關的檔案。最後利用Matlab M-file撰寫參數和生物回饋信號顯示介面，其中生物回饋信號包含有聲音與影像的信號，並利用UDP網路傳輸的功能將資料傳輸到遠端電腦，方便使用者作遠端監控。

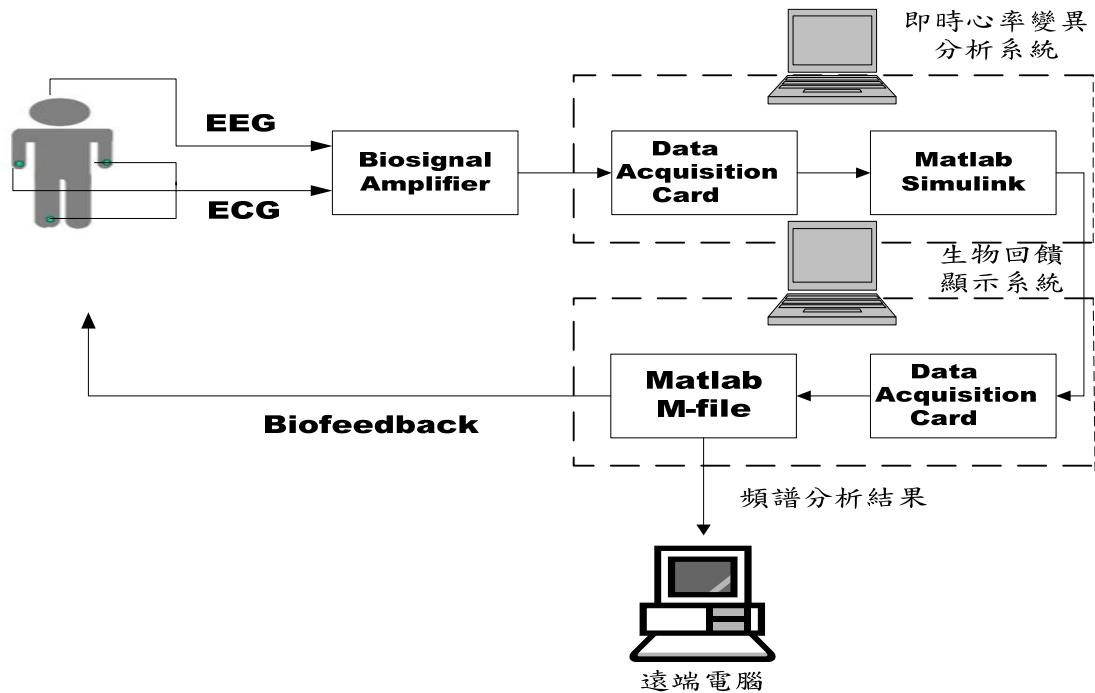


圖 3-1 即時心率偵測和生物回饋顯示系統架構



3.2 硬體

硬體方面包含有生理訊號放大器和資料擷取卡。本論文中生理訊號放大器是由奧地利的 Guger Technologies OEG 公司所生產的高品質放大器，包含有腦電波、肌電圖及心電圖放大器。由於人體原始的心電訊號振幅極小，必須藉由心電圖放大器將心電訊號放大至適當的電壓位準，本生理訊號放大器放大倍率設定為 1000 倍，又因為原始心電訊號極易受到外界雜訊干擾，而造成原始波形失真，相對增加峰值偵測的難度和誤判的情形發生，所以心電圖放大器必須包含有類比電路濾波器。其中類比電路濾波器有高通濾波器、低通濾波器和帶拒

濾波器。高通濾波器的截止頻率設定為 0.5Hz，低通濾波器的截止頻率設定為 100HZ。由於 60HZ 電源的雜訊對振幅極小的心電訊號有極大的影響，所以使用 60Hz 帶拒濾波器來消除電源雜訊的干擾。而資料擷取卡主要負責的工作就是把前級心電圖放大器所輸出的訊號轉換成電腦可以接受的數位訊號。本系統資料擷取卡是選用 National Instrument 公司所生產的 DAQCard-6024E，其各項規格參數如表 3-1 所示，而本系統的取樣頻率設定為 128Hz。

表 3-1 DAQCard-6024E 之各項規格參數

Bus	Analog Inputs	Input Resolution	Sampling Rate	Input Range	Analog Outputs	Output Resolution	Output Rate	Output Range	Digital I/O	Triggers
PCMIC A	16SE/8DI	12bits	200kS/s	$\pm 10\text{ V}$	2	12bits	1 kS/s	$\pm 10\text{ V}$	8	Digital

3.3 軟體

3.3.1 心電圖 QRS 波偵測法

在心電圖中我們可以觀察到最明顯的波峰一般是R波，如圖3-2所示。但並不是所有人的R波振幅最大最明顯，有些人的T波會比R波振幅更大更明顯，所以一般在偵測R波之前，都必須將心電圖做特徵化處理的程序。心率分析首先必須偵

測到QRS波的位置，再透過閥值之設定將R波峰值之位置找出。利用R波和R波的間隔時間計算出心率，即可得到心率變異訊號，最後再分析時域和頻域特性。

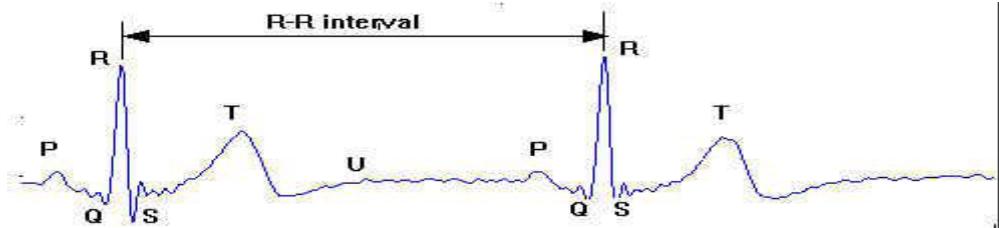


圖 3-2 心電圖波形

本研究心電圖訊號擷取是利用肢體導程原理中的單極肢體導程原理，在人的肢體上找取量測點。之後將線路接上生理訊號放大器放大心電訊號，如圖 3-3 所示。信號線連接方式為左手肢末(正極)、右手肢末(負極)跟左腿(接地參考點)。放大器有三個不同的輸入端點，分別是兩個差動輸入端和一參考電位端，而兩個差動輸入端點的正負極分別擺設在左右手手腕內側的部份。

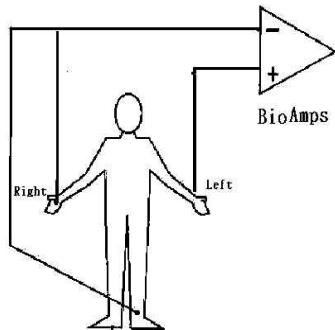
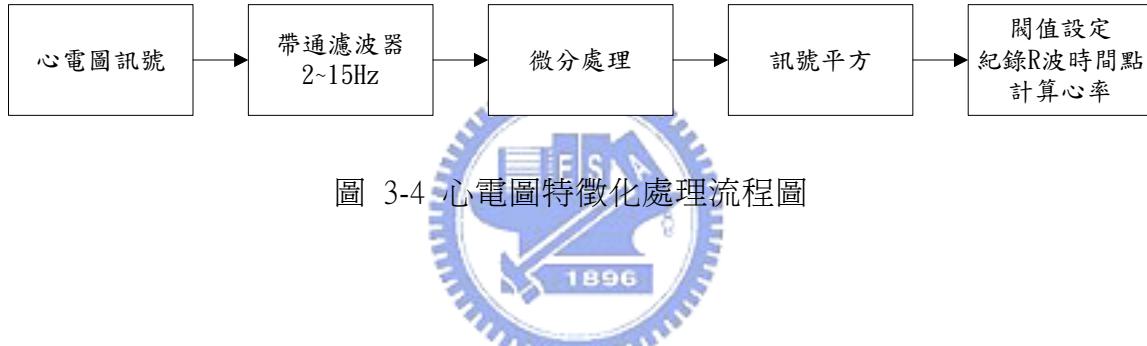


圖 3-3 單極肢體導程

本研究之 QRS 波偵測是採用 Tompkins[13]所提出的 R 波偵測法則，如圖 3-4

所示。其原理主要是利用 QRS 波的波形特性(主要是振幅和斜率的特性)。首先將心電圖訊號經過 2 – 15Hz 帶通濾波器，它是由一個低通濾波器和高通濾波器串接而成，低通和高通濾波器轉移函數的數學式分別如式(3.1)和式(3.2)所示。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。經過帶通濾波後，P 波和 T 波因頻率較低，所以其振幅被抑制，並可減少高頻雜訊和基準線漂移的問題。



$$H(z)=0.1639+0.3943z^{-1}+0.3943z^{-2}+0.1639z^{-3} \quad (3.1)$$

$$H(z)=\frac{(1-3z^{-1}+3z^{-2}-z^{-3})}{(1-2.8036z^{-1}+2.626z^{-2}-0.8216z^{-3})} \quad (3.2)$$

濾波之後再將心電圖波型作微分處理，目的是要將 R 波的部份特別突顯出來，更進一步加強 QRS 波的相對強度。微分之後將訊號每一個點的值作平方處理，相當於將微分之後的訊號做非線性的放大，微分和平方的數學式分別如式(3.3)和式(3.4)所示，處理後訊號如圖 3-5 所示，再根據適當閥值的設定，即可找

出 R 波正確出現的時間並記錄每個 R 波出現的時間點。最後利用 R 波間隔的時間點，即可換算出心跳週期。

$$H(z) = (1/8)(-1 - 2z^{-1} + 2z^{-3} + z^{-4}) \quad (3.3)$$

$$Y(n) = [x(n)]^2 \quad (3.4)$$

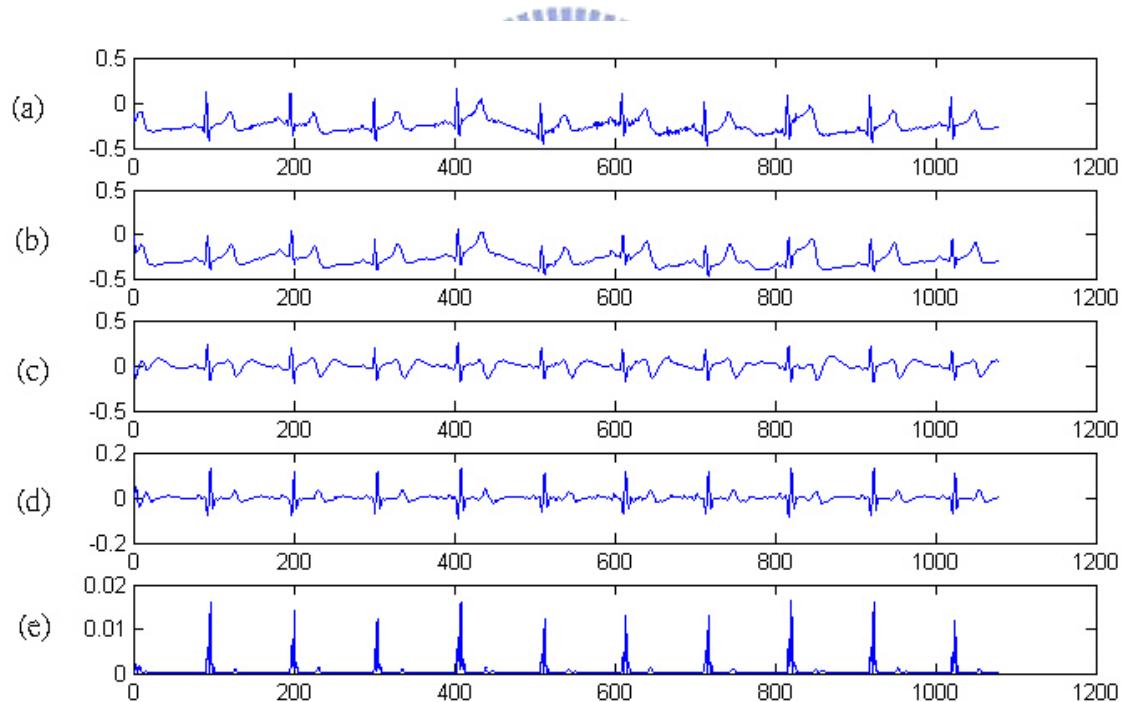


圖 3-5 (a)原始心電圖訊號(b)低通濾波後訊號(c)高通濾波後訊號(d)微分後訊號
(e)平方處理後訊號

3.3.2 Matlab/Simulink 即時訊號處理程式設計

軟體部分程式設計主要是先利用 Matlab/Simulink 做心電圖 R 波偵測的動作，我們先透過資料擷取卡將心電圖訊號擷取進來，再使用 Real-Time Windows Target 工具箱模庫塊裡面的 Analog input 方塊並設定取樣頻率和輸入通道編號，而本系統取樣頻率設定為 128Hz。訊號處理程式部分主要是包含有數位濾波、閥值(threshold)設定、R 波偵測、心率計算和頻譜分析等幾部分。程式設計流程圖如下圖 3-6 所示。

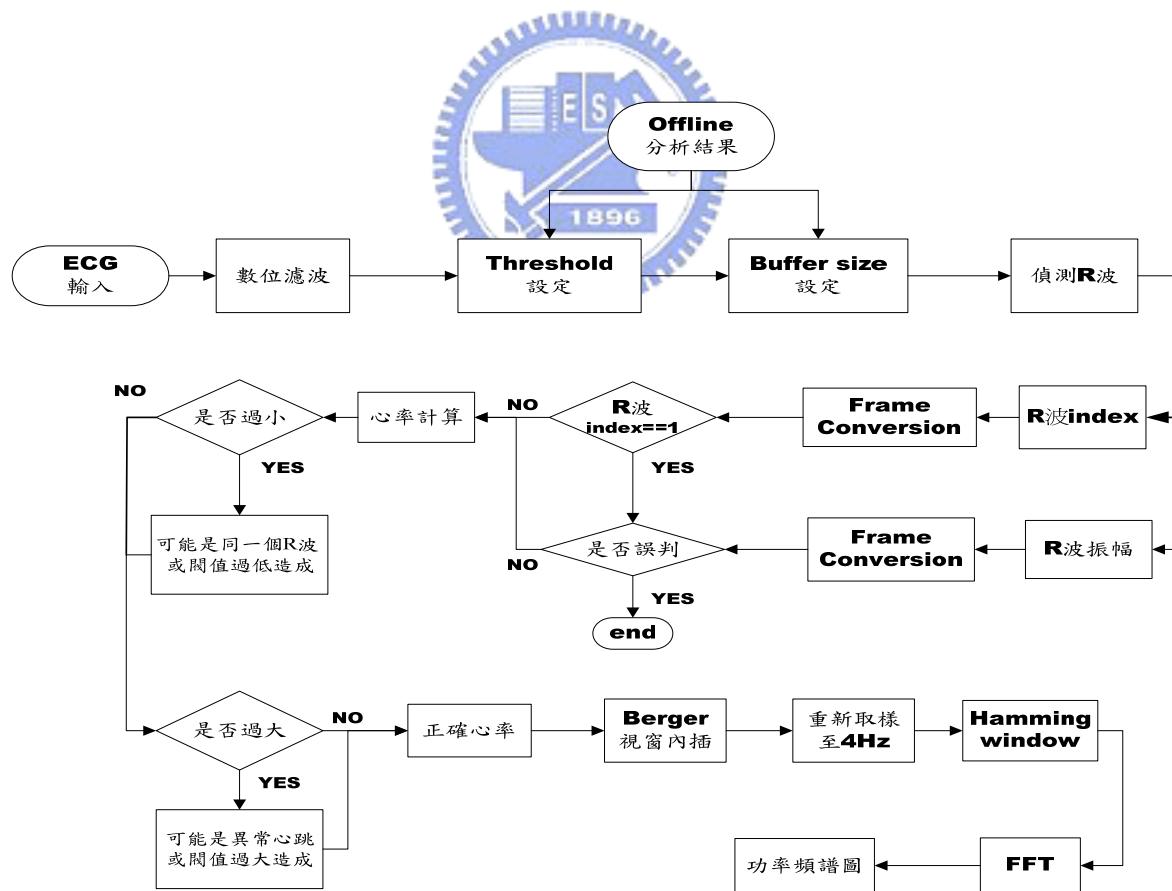


圖 3-6 Simulink 程式設計流程圖

(a) 數位濾波部分：

其中數位濾波主要包含三個部份：高通濾波器、低通濾波器和微分電路，皆是使用 Simulink/Signal Processing Blockset 數位濾波的方塊來設計。為了有效濾除直流漂移成分和 T 波的干擾，我們設計一 3 階的無限脈衝響應高通濾波器，其截止頻率為 2Hz，高通濾波器轉移函數的數學式如下：

$$H(z) = \frac{(1-3z^{-1} + 3z^{-2} - z^{-3})}{(1-2.8036z^{-1} + 2.626z^{-2} - 0.8216z^{-3})} \quad (3.5)$$

低通濾波器設計部分，為了濾除高頻雜訊的干擾，我們設計一 3 階的有限脈衝響應濾波器，其截止頻率為 15Hz，低通濾波器轉移函數的數學式如下：


$$H(z) = 0.1639 + 0.3943z^{-1} + 0.3943z^{-2} + 0.1639z^{-3} \quad (3.6)$$

在做完濾波之後，必須將訊號微分以獲得 QRS-complex 的斜率資訊，其數學式如下：

$$H(z) = (1/8)(-1-2z^{-1}+2z^{-3}+z^{-4}) \quad (3.7)$$

(b) 離線分析部份：

在 R 波偵測程式設計上，只要設定適當的閥值便可將 R 波位置檢測出來。

由於每個受測者心電圖訊號之振幅不盡相同，且即使是同一個受測者其振幅亦

有所差異，所以每位受測者在測量之前，先錄製一段大概一分鐘的心電圖訊號，

再根據此資料作離線分析找出受測者每分鐘平均心跳數和 R 波平均振幅。如下

圖 3-7 所示，右邊由上而下分別顯示受測者的平均心率、即時分析所需的緩衝

器大小、R 波平均振幅、峰值偵測的閥值大小，其中緩衝器大小是根據系統取

樣頻率 128Hz 計算出來的，主要目的是為了讓每個緩衝器都能檢測到 R 波，閥

值設定是將受測者 R 波平均振幅乘上 0.4。左邊則分別顯示原始心電圖、數位

濾波後的心電圖和心率變異訊號。將離線的分析結果，做為即時系統的參數設

定，經過這個步驟之後，便可以提高 R 波偵測的準確度。



圖 3-7 離線分析人機介面

(c)即時心率變異分析所遭遇到的問題：

利用前面所設定的緩衝器大小，按照取樣頻率輸入固定長度的心電圖訊號點數進入緩衝器，再從緩衝器中找出最大值出現的時間點。不過在即時實際運算中，卻會出現下列問題：

(1)因為程式會偵測最大值的出現時間點，且緩衝器中所有取樣點的值經過閥值設定後，只有大於閥值的值才會通過，小於閥值的值均設為零。如下圖 3-8 所示，紅色框代表即時分析的緩衝器大小，藍色部分代表心電圖特徵化後的資料，綠色線代表閥值大小。Buffer3 中無存在 R 波，偵測出最大值的出現時間點是第一個取樣點，此時會與 Buffer2 中 R 波出現在第一個取樣點時產生相同的結果，而造成混淆。所以一旦偵測到 R 波為第一個取樣點時，必須再確認是否為真正的 R 波。

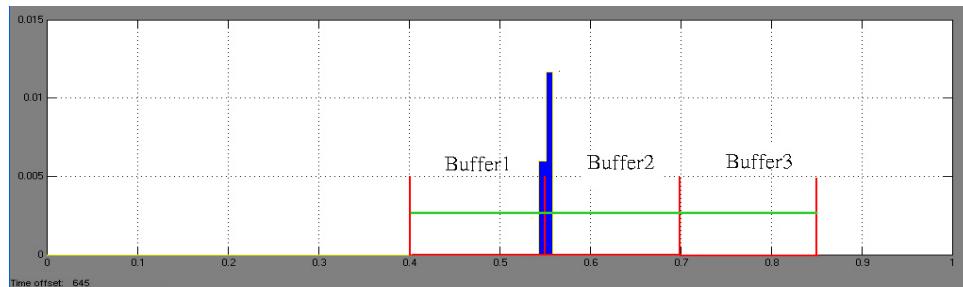


圖 3-8 R 波遭緩衝器切割示意圖

(2)當發現偵測到的心率過小時可能是兩種原因造成的。第一種原因就是閥值過低所造成的，必須將不合理的 R 波剔除掉。第二個原因就是，如上圖 3-8

所示，我們發現有時候 R 波會正好被緩衝器一分為二，而造成不合理過小的 RR interval，在 Buffer1 和 Buffer2 分別各出現一個 R 波，不過 Buffer2 的 R 波才為真正的 R 波。所以一旦偵測到過小的 RR interval 時，必須比較兩個相鄰 R 波的振幅，振幅較大者才為真正的 R 波。

(3)當程式偵測到過大不合理的 RR interval 時(RR interval 前後變化超過 30%)，可能是異常心跳或閾值過大所造成的問題，此時將過大的 RR interval 刪除掉，用前一個時間點和後一個時間點輸出的 RR interval 之合的一半來取代。

(4)本系統取樣頻率為 128Hz，取樣時間即為 0.0078 sec，所以當受測者離線分析平均心跳為 110Beat/min，根據系統的取樣頻率，最適當的 Buffer 大小為 64 個 sample，所以心電圖訊號每輸入 64 個 sample 就紀錄最大值所在時間點位置，如下圖 3-9(a)所示，假設在第一次輸入最大值出現在第 30 個 sample 位置，第二次出現在第 83 個 sample 位置，第三次出現在 154 個 sample 位置，第四次出現在第 213 個 sample 位置，可以得到相對 RR interval 分別為 53、71、59 個 sample，此時 RR interval online 頻率為 2Hz，如下圖 3-9(b)所示。

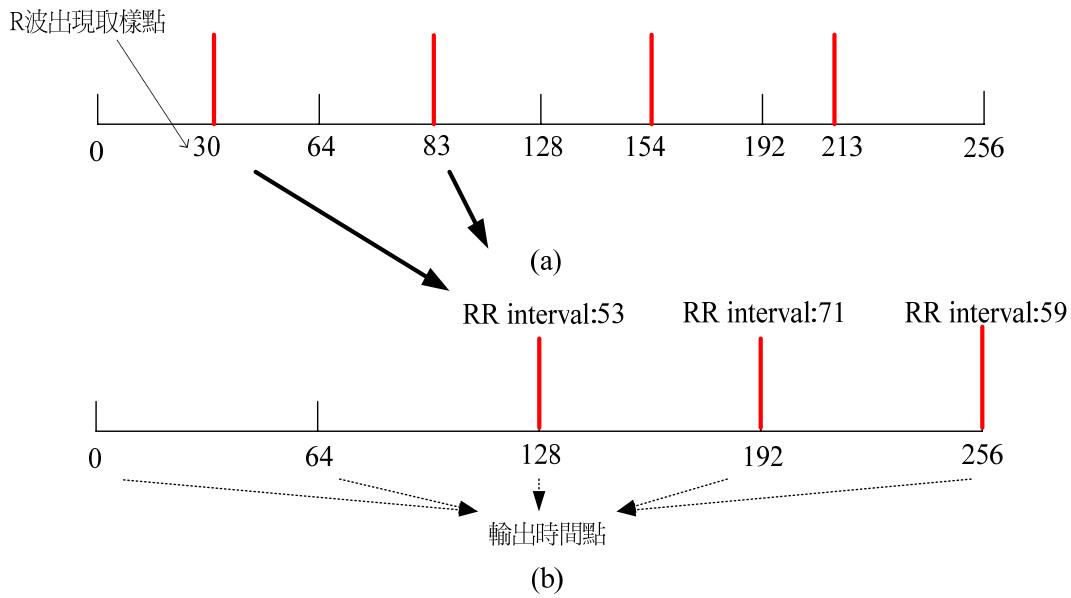
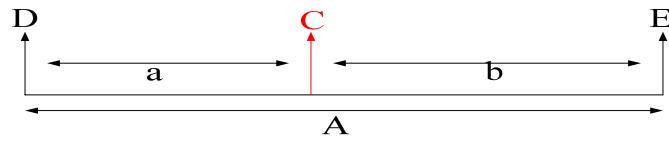


圖 3-9 (a) 實際 R 波出現位置 (b) 即時心率分析系統原始 RR interval 輸出時間點示意圖



由圖 3-9(b)可以發現實際第一個 RR interval : 53 正確應該是在第 83 個 sample 出現，然而 online 實際運作時卻延遲到第 127 個 sample 才出現，第二個和第三個 RR interval 也都有相同問題出現，所以我們採用 Berger[14]等人於 1986 年提出的視窗內插法來解決 RR interval 延遲出現的問題，視窗內插法如下圖 3-10 所示。圖 3-11(a)所示為實際 RR interval 出現的位置，圖 3-11(b)為視窗內插後的結果。



$$\frac{b}{A} \times D + \frac{a}{A} \times E = C$$

圖 3-10 視窗內插法

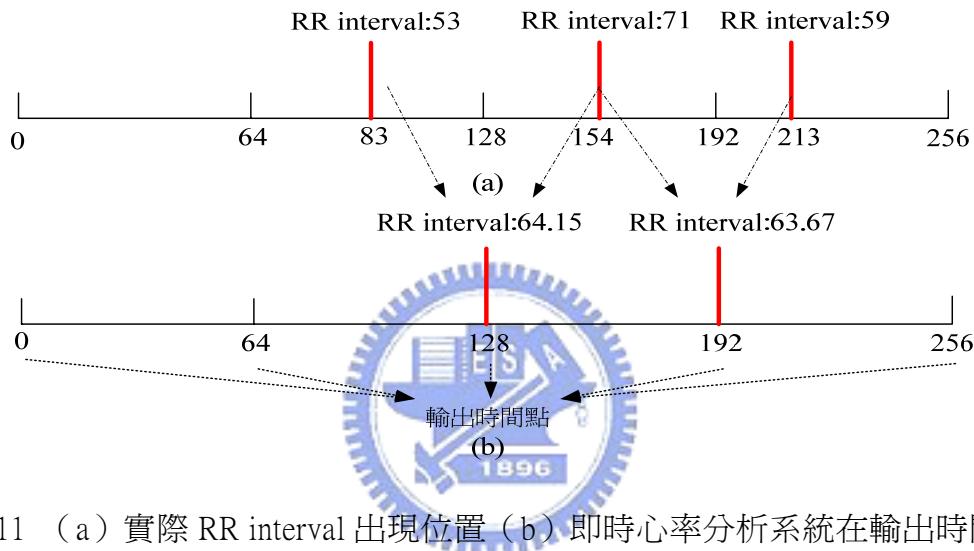


圖 3-11 (a) 實際 RR interval 出現位置 (b) 即時心率分析系統在輸出時間點上視窗內差後之 RR interval

頻域分析則是將心跳間期對單位時間的變動訊號作快速傅利葉展開。為了能反應出心率即時變化的影響，與避免因心率瞬變造成頻譜失真的問題，心率訊號送進做快速傅利葉之前須先乘上窗口函數(windows function)。功率頻譜曲線下的面積即可代表該信號在信號頻譜下之功率頻譜密度。個別頻帶區域下的面積可代表該頻帶頻率的功率。低頻區的反應功率稱之為低頻功率(Low frequency power,LFP)，高頻區的稱之為高頻功率(High frequency power,HFP)，低頻

功率的大小可視為交感神經功能的指標，高頻功率的大小可視為副交感神經功能的指標，而低高頻功率比(LFP/HFP)則可以用評估交感-副交感神經的調控狀況。依據前一章定義的頻段，TP(總功率)值為計算頻率在 0–0.4Hz(0Hz : DC gain 不計算)之間的面積，LF(低頻功率)值為計算頻率在 0.04–0.15Hz 之間的面積，HF(高頻功率)值為計算頻率在 0.15–0.4Hz 之間的面積。

3.4 即時顯示介面設計

在即時心率變異分析系統上完成心電圖訊號的即時處理（心電訊號擷取、R 波偵測、心率變異訊號以及頻域訊號分析）之後，我們可以得到即時功率頻譜圖，接下來便是將相關運算結果作即時顯示，讓使用者透過數據與圖示獲得重要的資訊。我們利用 Matlab M-file 作為設計圖形化即時顯示介面程式的工具，主要考量其具有強大處理人機介面控制的能力，透過網路即可與其它個人電腦做溝通，加上 Matlab 強大而快速的運算能力，可協助我們實現即時顯示之目的。顯示介面架構如下圖 3-12 所示。

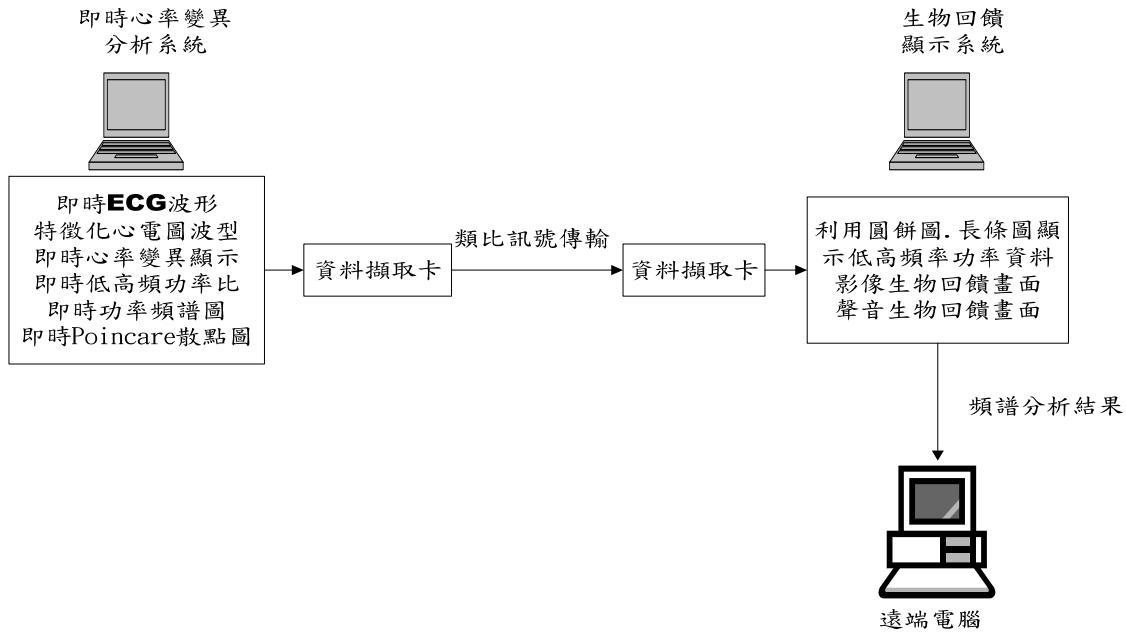


圖 3-12 即時心率偵測和生物回饋顯示系統顯示介面架構

我們在即時心率變異分析系統上即時顯示出心電圖波形、特徵化後的心電圖波型、即時心率變異顯示、即時高低頻功率比顯示、即時功率頻譜圖顯示（圖 3-13）和即時 Poincare plots 顯示（圖 3-14）。接著利用 Simulink 中 Analog output 的模塊輸出資料，透過資料擷取卡將即時心率變異分析系統上功率頻譜圖的高頻區總功率和低頻區總功率的資料，利用類比訊號傳輸的方式將資料傳輸到生物回饋顯示系統上。如圖 3-13 所示，為頻譜分析後的即時功率頻譜圖，可以用來評估交感-副交感神經的調控狀況，快速傅利葉轉換的分析視窗大小為 1024 點，移動視窗大小為 1 點，因為我們將 RR interval 的重新取樣頻率設為 4Hz，所以 Simulink 即時功率頻譜圖顯示為 0.25 sec 更新一次。圖 3-15 則為 Simulink 顯示介面，由上而下分別顯示原始心電圖、特徵化後的心電圖、心率變異顯示

和高低頻功率比。

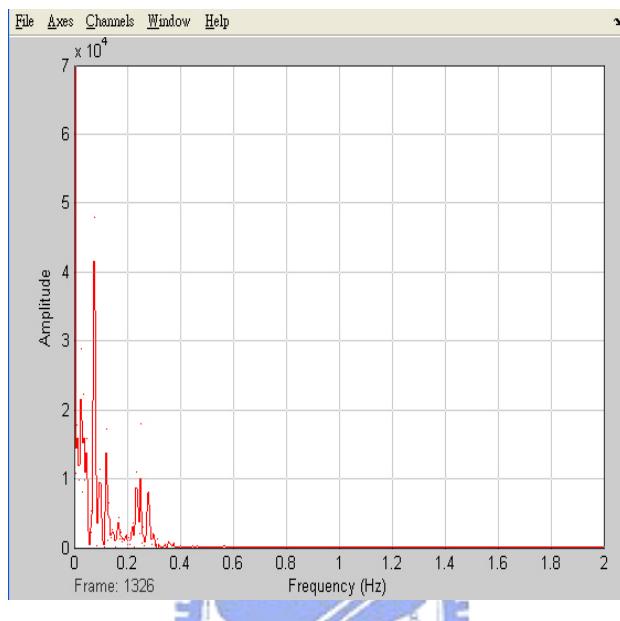


圖 3-13 即時功率頻譜圖顯示

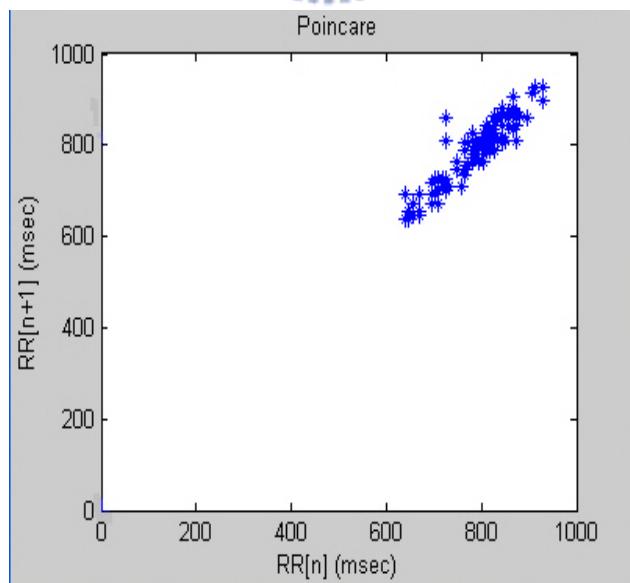


圖 3-14 即時 Poincare plots 顯示



圖 3-15 Simulink 顯示介面



生物回饋顯示系統上主要有兩種顯示介面可以做更換。第一種顯示介面是生物回饋顯示介面，可以做影像和聲音的生物回饋顯示。第二種顯示介面是利用圓餅圖、長條圖和曲線圖來顯示頻譜分析後長時間和短時間的高低頻功率資料。如果生物回饋顯示系統做生物回饋介面顯示時，我們可以將長時間和短時間的高低頻功率資料利用 UDP 網路傳輸將資料傳輸到遠端電腦，方便其他的使用者在遠端作監控用並可以隨時監看目前受測者交感神經和副交感神經的作用情形。而生物回饋顯示系統設定其畫面的更新速率為 4Hz。圖 3-16 所示為遠端電腦的顯示畫面。

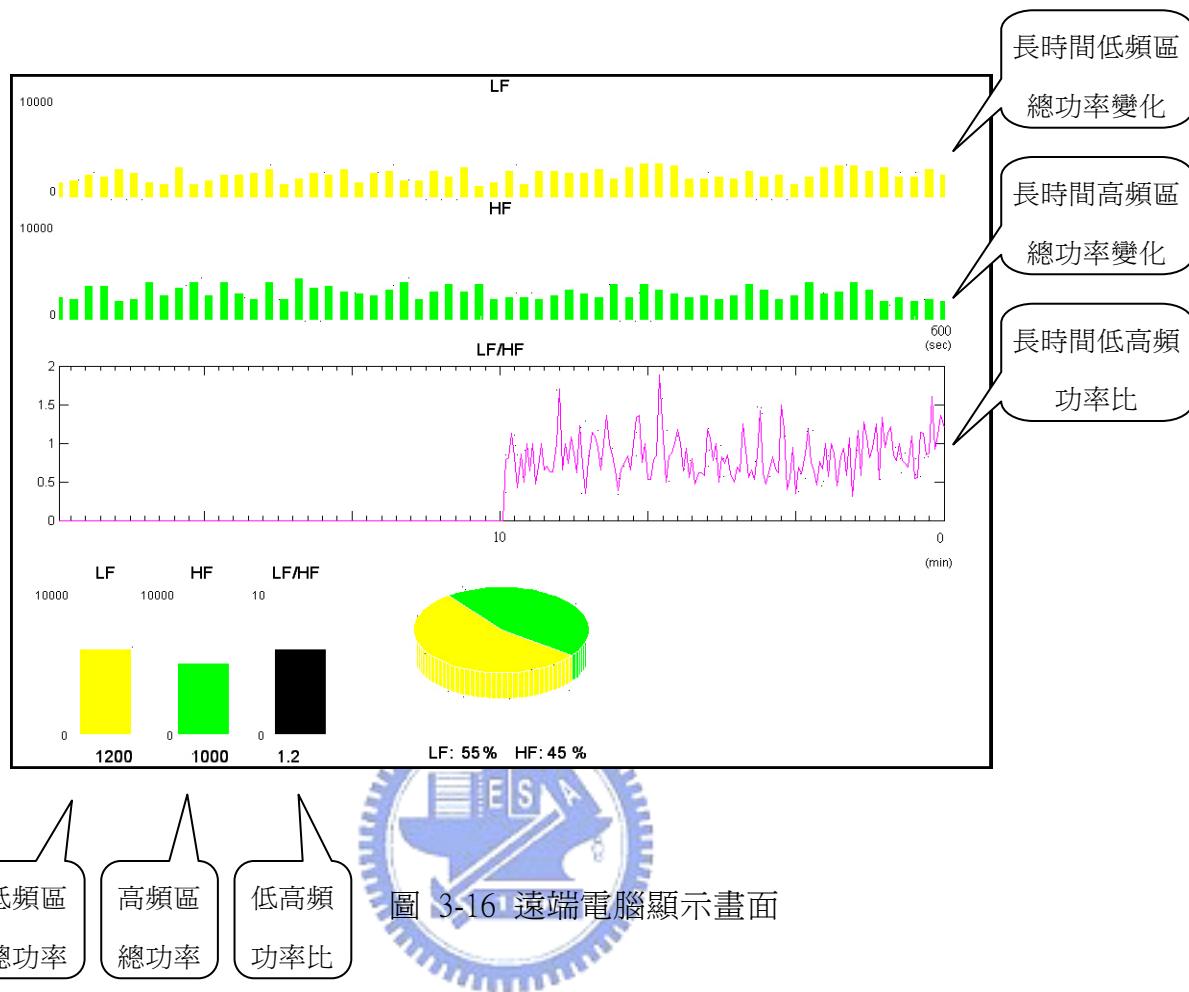


圖 3-16 遠端電腦顯示畫面

3.5 MIT/BIH 不整脈資料庫驗證

為了驗證本系統在即時 R 波偵測的可靠度，我們採用 MIT/BIH 不整脈資料庫來做系統驗證。我們主要是選取了資料庫中編號 100、101 和 103 的資料來測試系統的效能，以式(3.8)來計算測試的結果。我們總共測試前 5 分鐘的資料，其中編號 100 在前 5 分鐘之內總共會出現 371 個心跳，系統會正確偵測到 370 個心跳。而編號 101 在前 5 分鐘之內共會出現 347 個心跳，系統會正確偵測到

341 個心跳。而編號 103 在前 5 分鐘之內共會出現 355 個心跳，系統會正確偵測到 354 個心跳。系統驗證結果整理如表(3-2)所示。

$$\text{System Performance} = \frac{\text{Total numbers of correctly detected R waves}}{\text{Total numbers of QRS complexes}} \times 100\% \quad (3.8)$$

表 3-2 MIT/BIH 不整脈資料庫驗證結果

Tape (#)	Total (Beats)	Correct Detection (Beats)	System Performance (%)
id-100	371	370	99.73
id-101	347	341	98.27
id-103	355	354	99.72
3 patients	1073	1065	99.25

第四章 探討生物回饋對心率變異之影響

本章主要是利用自行設計的即時心率偵測和生物回饋系統，來探討聲音和影像生物回饋訊號對人體心率變異的影響，以下將詳細說明實驗的流程和實驗的分析方法和結果。

4.1 實驗流程和實驗設計

實驗的流程共分三個階段，總共選取六位24 – 31歲的受測者(平均年齡為28歲)，受測者均為男性並且沒有服用任何影響心率之藥物，且沒有罹患任何影響心率之疾病。每位受測者總共必須接受三次實驗，每次實驗的過程大約35分鐘。同一位受測者同一天只能做一次實驗，因為實驗流程的第二個階段為踏車運動。如果同一天做兩次實驗以上，可能會影響到實驗的準確度。做實驗之前首先將電極黏貼至受測者身上適當的位置，如第三章圖3-3所示。當電極均黏貼妥當且系統電源均連接正確後，即可開始執行心電圖訊號量測。

第一階段的實驗是先請受測者坐在一個被隔離的空間內，目的是為了不受外界的干擾，這樣才能正確量測出受測者在踏車運動前心率變異頻譜分析高低功率比的基準線。第二階段為踏車（圖 4-2）運動。運動時間為三分鐘，運動期間受測者須維持踏車上所顯示的行車速度在時速二十公里。踏車上共有八段

阻力調整，段數越高，踏車阻力越大，本實驗是將踏車阻力固定在第七段。踏車運動的主要目的是利用人體在運動之時喚醒其交感神經系統，使得體內使用能量迅速增加，造成血壓上升、心跳加快、血管收縮和呼吸急促。第三階段則是受測者在踏車運動後進行休息。第一次實驗休息時採閉眼放鬆的方式，第二次和第三次實驗休息時將給予聲音生物回饋刺激和影像生物回饋刺激，主要目的是想比較出受測者在三次休息期間心率變異頻譜分析的高低頻功率比是否會受到生物回饋的影響而有任何的差異性。實驗流程圖如下圖 4-1 所示。

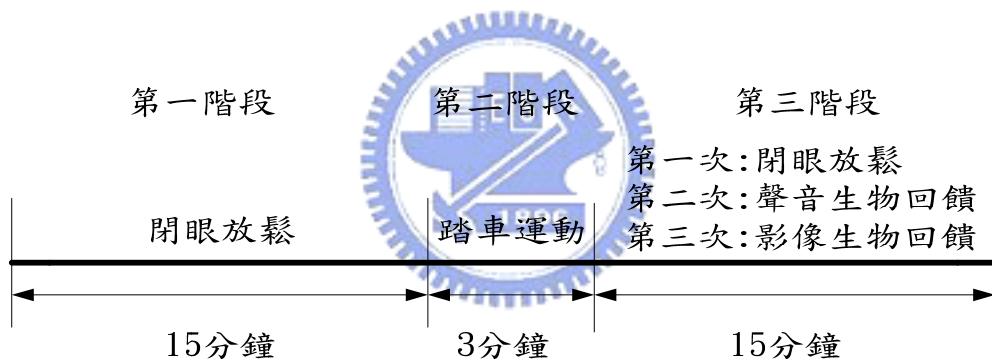


圖 4-1 實驗流程圖

在影像生物回饋方面，生物回饋顯示系統的畫面背景為黑色，螢幕的中間有一條綠色的柱形圖形（圖 4-3），柱形圖形的長度會隨著高低頻功率比的值做改變。當高低頻功率比的值逐漸變大時，相對的綠色柱形圖形也會逐漸變長。當高低頻功率比的值逐漸變小時，相對的綠色柱形圖形也會逐漸變短。而聲音生物回饋的設計方式，是由生物回饋顯示系統發出單一頻率的聲音，單音的頻

率高低是由高低頻功率比的值來控制，當高低頻功率比的值逐漸變大時，單音的頻率也會逐漸變高。而當高低頻功率比的值逐漸變小時，單音的頻率也會逐漸變低。而在每次實驗前皆會清楚的向受測者說明以上兩種生物回饋顯示方式所代表的生理意義。

表 4-1 生物回饋系統的顯示和控制方法

生物回饋方式	顯示方法	控制方式
影像生物回饋	綠色柱形圖形	綠色柱形圖形的長短會隨著 LF/HF 做相對應的長短變化
聲音生物回饋	單一頻率的聲音	聲音頻率的高低會隨著 LF/HF 做相對應的高低變化



圖 4-2 實驗用踏車外觀

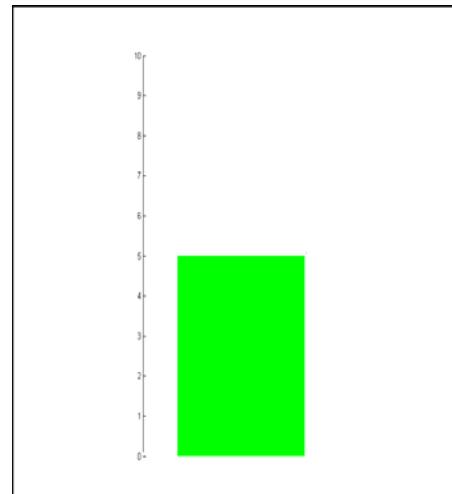


圖 4-3 影像生物回饋顯示畫面

4.2 實驗結果

爲了觀察同一位受測者在踏車運動後休息時，聲音和影像的生物回饋刺激是否會對人體的自律神經系造成影響，我們主要將受測者每次實驗的第三階段的心電圖進行頻域分析，分析方式是利用快速傅利葉轉換將資料轉至頻域，並計算頻譜分析後的高低頻功率比。功率頻譜曲線下的面積可視爲頻率反應的功率，根據第二章定義的頻段，LF(低頻功率)值爲計算頻率在 0.04 – 0.15Hz 之間的面積，HF(高頻功率)值爲計算頻率在 0.15 – 0.4Hz 之間的面積。頻域分析流程如圖 4-4 所示。

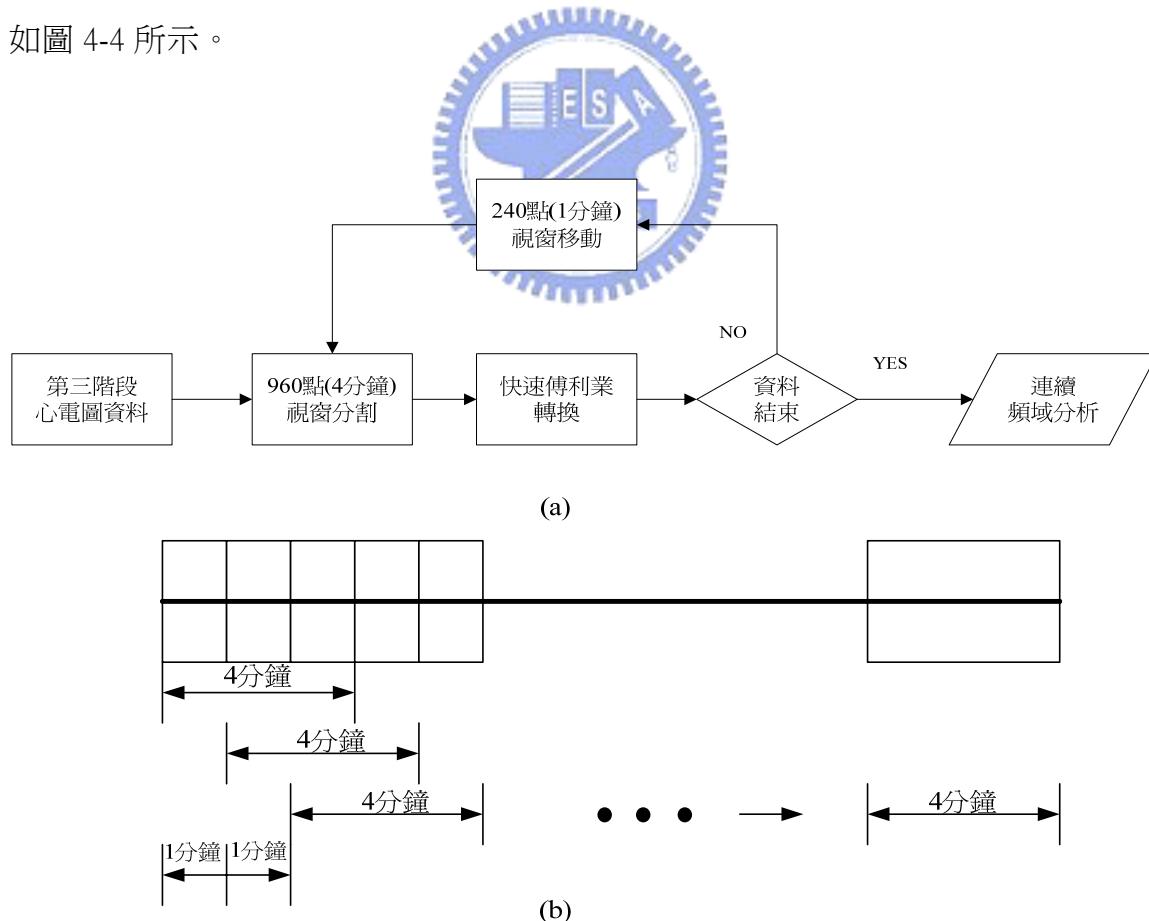


圖 4-4 (a) 頻譜分析流程圖 (b) 心電圖視窗移動示意圖

圖 4-5(a)至(f)為六位受測者在踏車運動後休息時的 LF/HF 曲線的變化情形。一般來說人體心臟跳動的變動情形，主要受到心臟交感神經與副交感神經系統的調節，造成週期性的變化。人體在運動時，心臟副交感神經的活性會逐漸減弱，形成心率上升的現象，而心臟交感神經的活性則會逐漸增強，以提升循環系統所需的血液量。而在運動後休息時的初期，副交感神經會逐漸活化，以使心率恢復到運動前的心率，之後等到人體的心率恢復到運動前的心率時，交感神經又會開始逐漸活化，因為在正常情況下交感神經和副交感神經是互相協調支配身體的活動。我們可以觀察圖 4-5(a)至(f)無生物回饋的曲線時，在運動後休息時的前期，LF/HF 都會有偏低的情形，這是因為副交感神經活化的原因，等到心率恢復正常時，交感神經又回逐漸活化，LF/HF 曲線就會有比較明顯的上下震盪情發生。接著我們觀察圖 4-5(a)至(f)聲音生物回饋和影像生物回饋的曲線時，可以觀察發現到六位受測者經過生物回饋後的曲線，跟無生物回饋的曲線比較時，生物回饋後的曲線上下震盪的情形相對會變的比較平緩。為了更清楚的顯示有生物回饋與無生物回饋 LF/HF 曲線之間的差別，我們計算其 LF/HF 曲線的改變率。我們取 LF/HF 曲線前四點值的平均當做描繪 LF/HF 變化率曲線的初始值，藉由 LF/HF 變化率曲線更可以觀察出生物回饋對自律神經系統的影響。

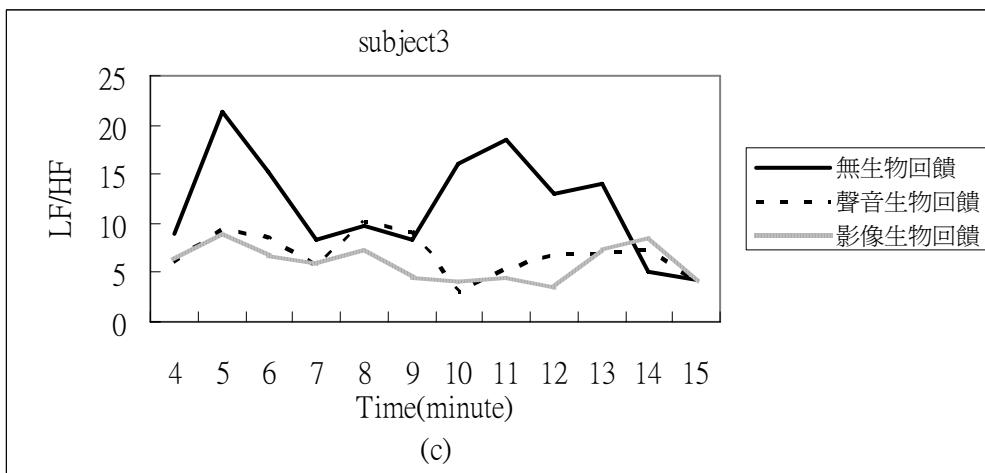
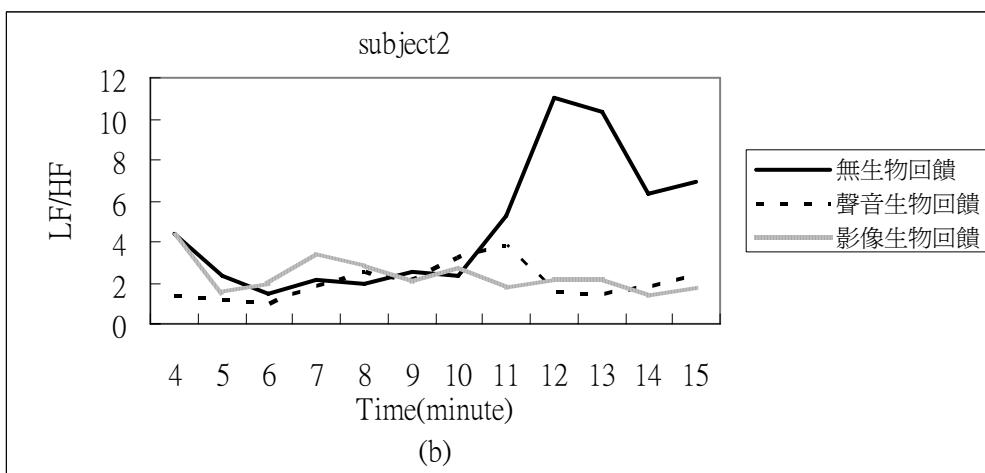
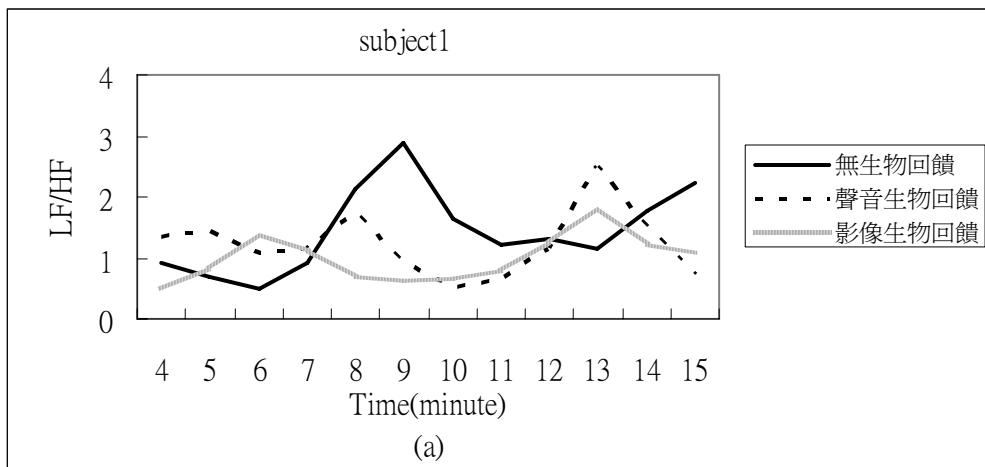


圖 4-5(a)至(c) 運動後 subject1 – 3 LF/HF 曲線

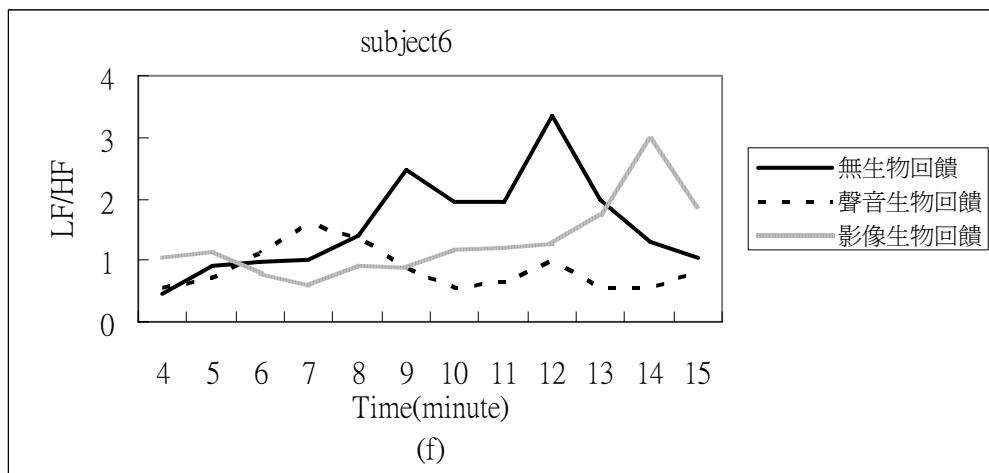
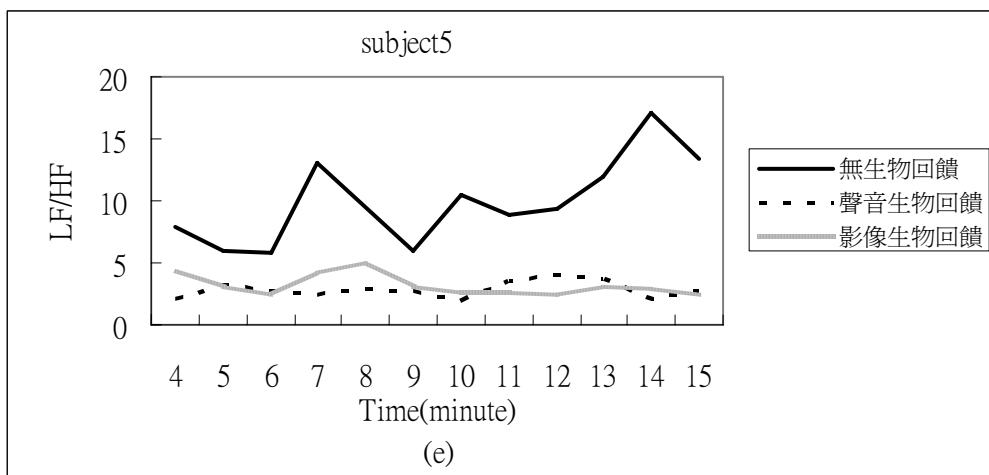
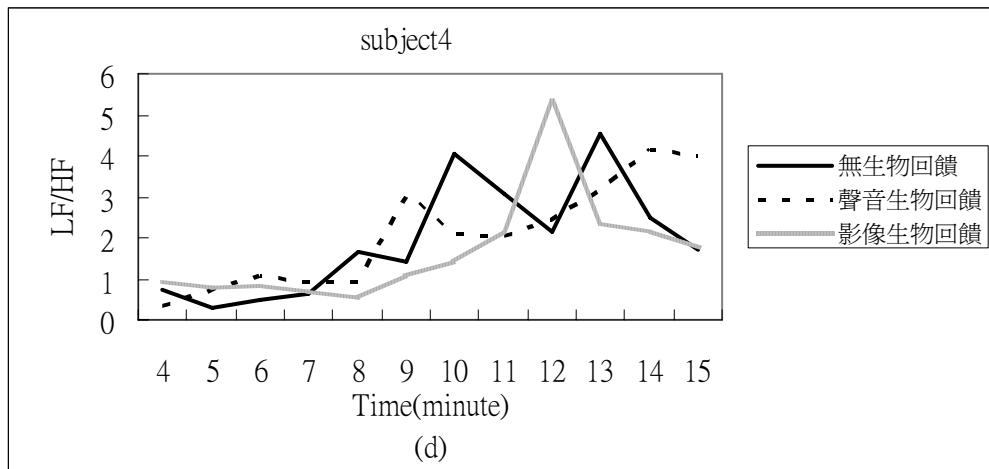


圖 4-5(d)至(f) 運動後 subject4 – 6 LF/HF 曲線

如圖 4-6(a)至(f)為六位受測者 LF/HF 變率曲線。我們可以發現在踏車運動後休息時的前期，無生物回饋和有生物回饋 LF/HF 變率曲線並沒有明顯的差異，不過在運動後休息時的中期和後期，無生物回饋 LF/HF 變率曲線會有比較劇烈的震盪。而觀察經過聲音生物回饋和影像生物回饋 LF/HF 變率曲線，在運動後休息時的中期和後期，曲線震盪的情形相對會和緩許多，所以我們計算六位受測者 LF/HF 變率曲線的標準差，來比較無生物回饋和有生物回饋對自律神經系統的影響。



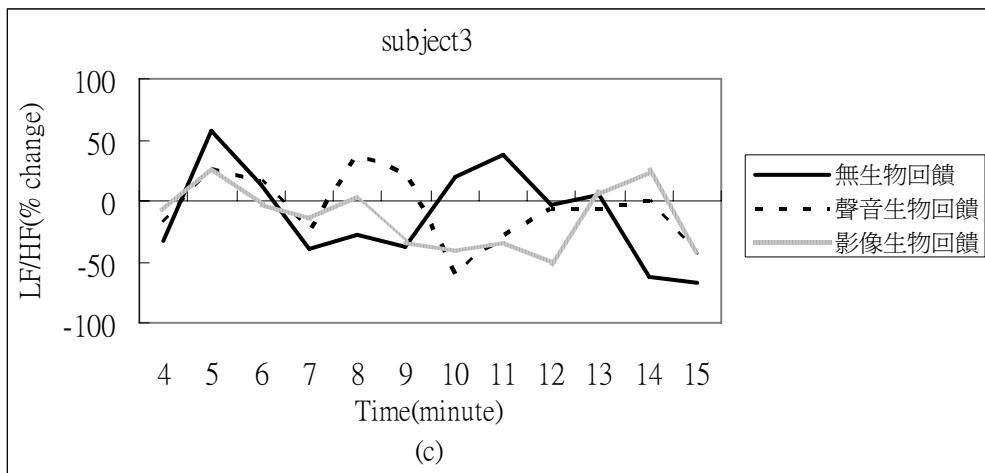
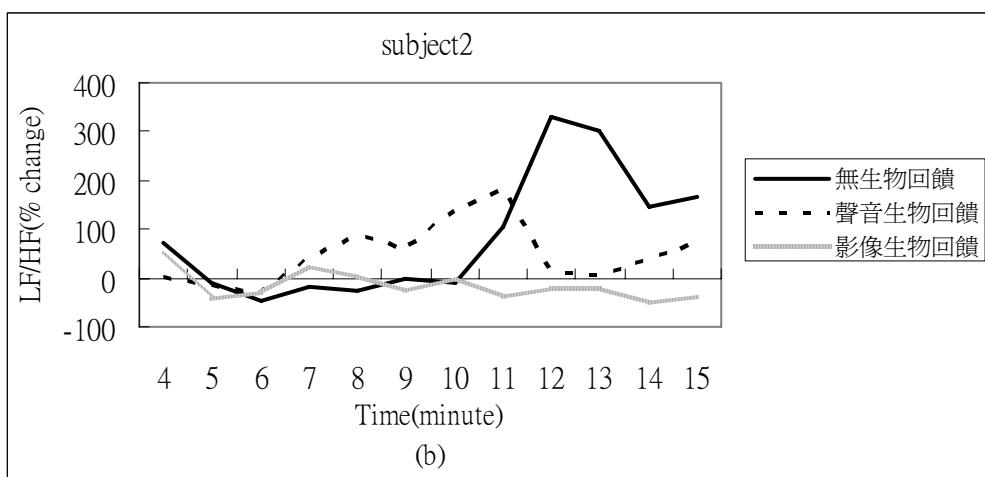
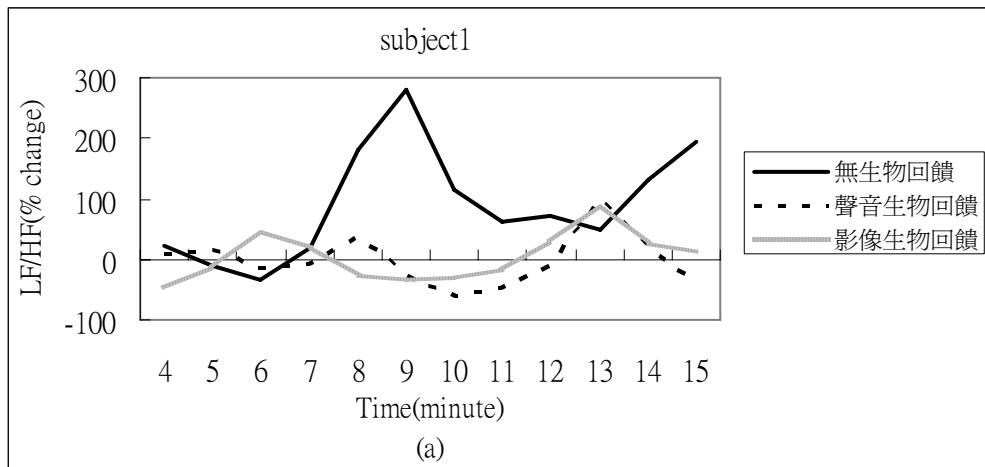


圖 4-6(a)至(c) 運動後 subject1 – 3 LF/HF 改變率曲線

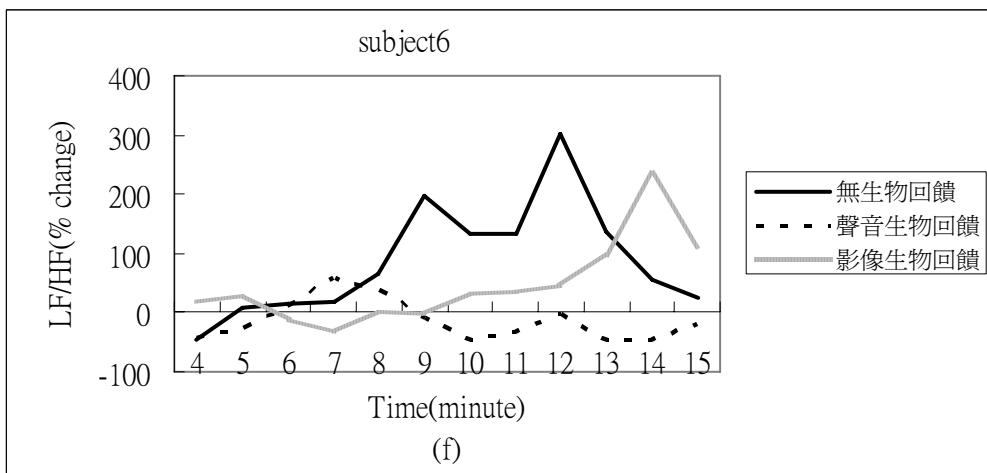
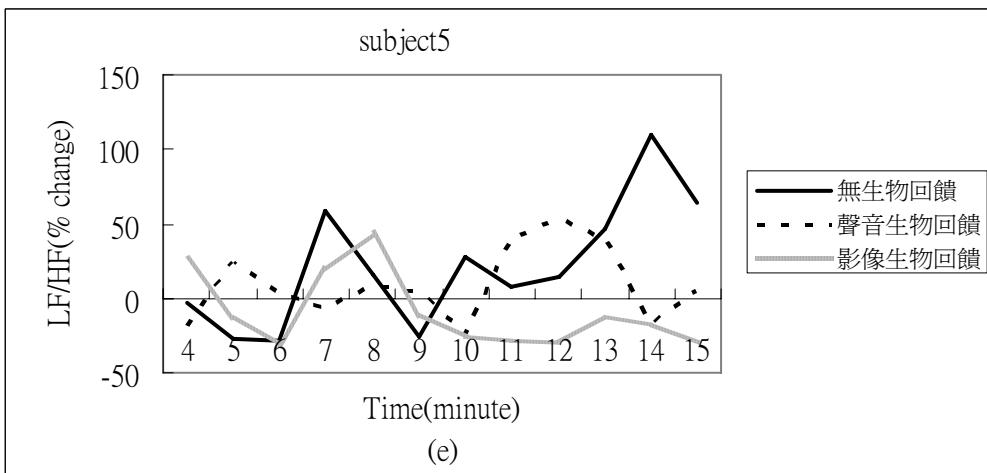
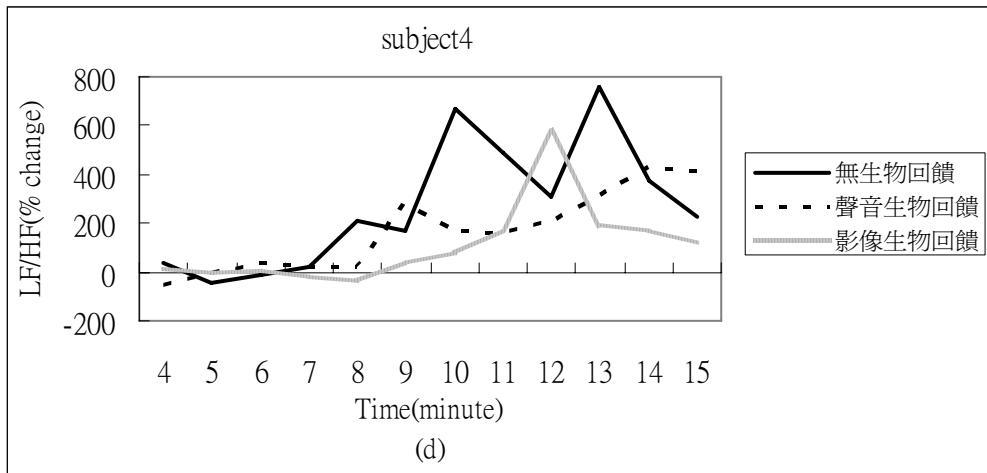


圖 4-6(d)至(f) 運動後 subject4 – 6 LF/HF 改變率曲線

表 4-2 為六位受測者 LF/HF 變率曲線的標準差，圖 4-7(a)至(f)為將結果用長條圖來表示。我們可以觀察到六位受測者無生物回饋 LF/HF 變率曲線的標準差均明顯大於聲音生物回饋和影像生物回饋 LF/HF 變率曲線的標準差。這說明了透過生物回饋確實可以使得受測者在某些程度上影響自己的自律神經系統。不過因為每個人先天交感神經和副交感神經的活性並不相同，所以生物回饋的效果也會有明顯的差異性。接著比較聲音生物回饋和影像生物回饋兩者的結果，我們可以發現到 subject1 – 5 影像生物回饋的標準差皆小於聲音生物回饋的標準差，這或許說明了受測者透過影像生物回饋的方式會比聲音生物回饋的方式更容易去調控自己的自律神經系統。

表 4-2 運動後休息時 LF/HF 變率曲線的標準差

	無生物回饋	聲音生物回饋	影像生物回饋
subject1	93.15	42.84	40.05
subject2	128.48	62.30	29.80
subject3	39.37	29.60	26.28
subject4	264.42	165.41	164.77
subject5	42.32	25.34	19.71
subject6	97.16	34.89	71.60

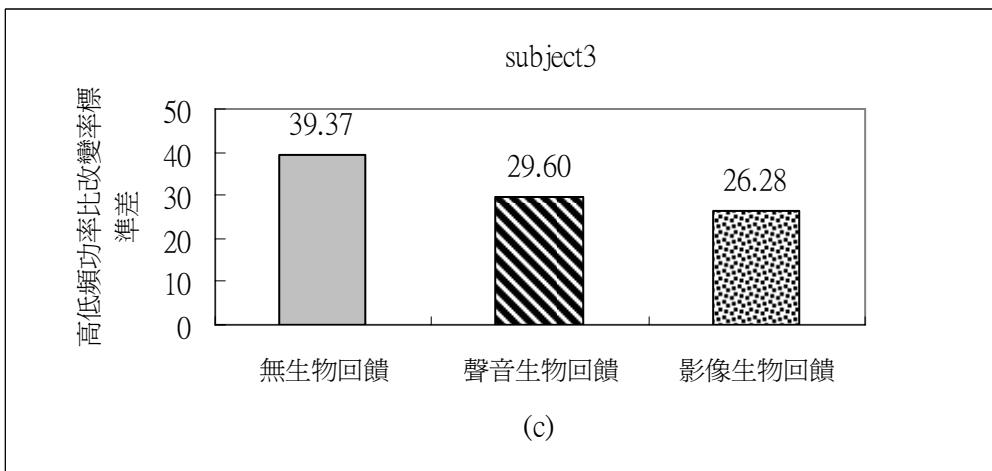
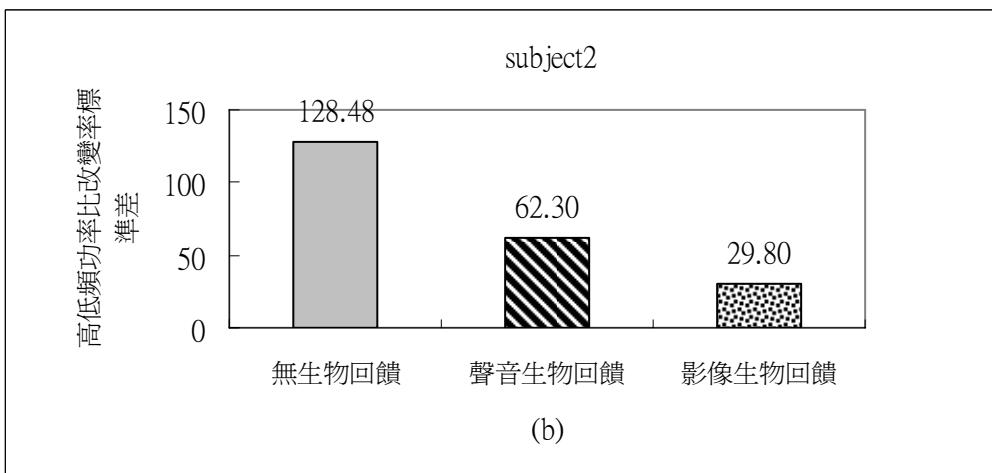
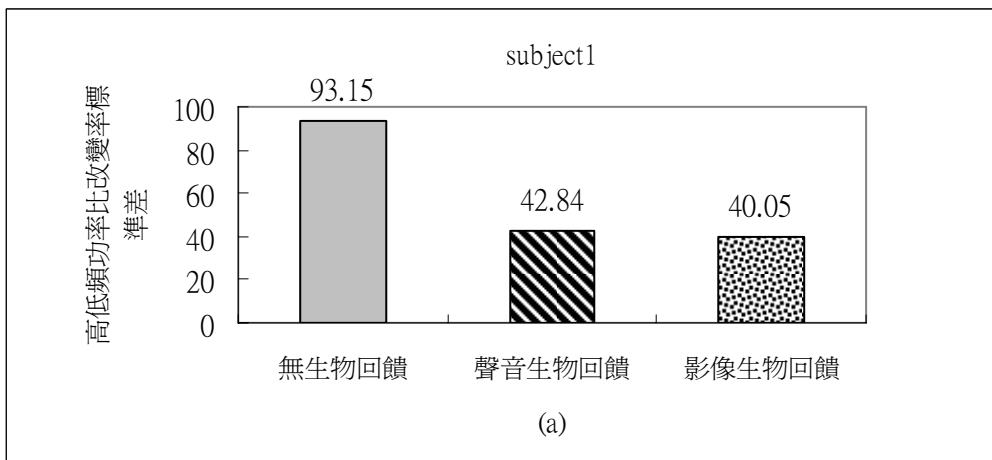


圖 4-7(a)至(c) 運動後 subject1 – 3 LF/HF 變化率曲線的標準差

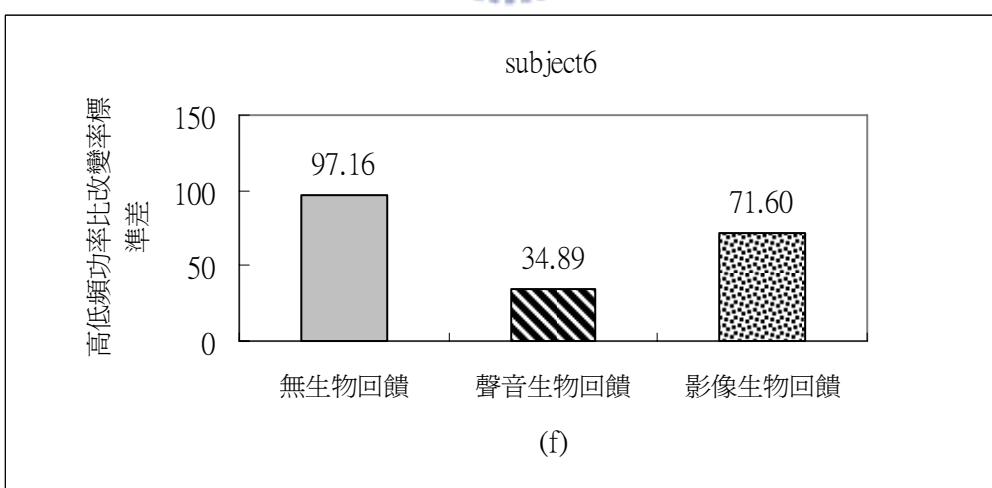
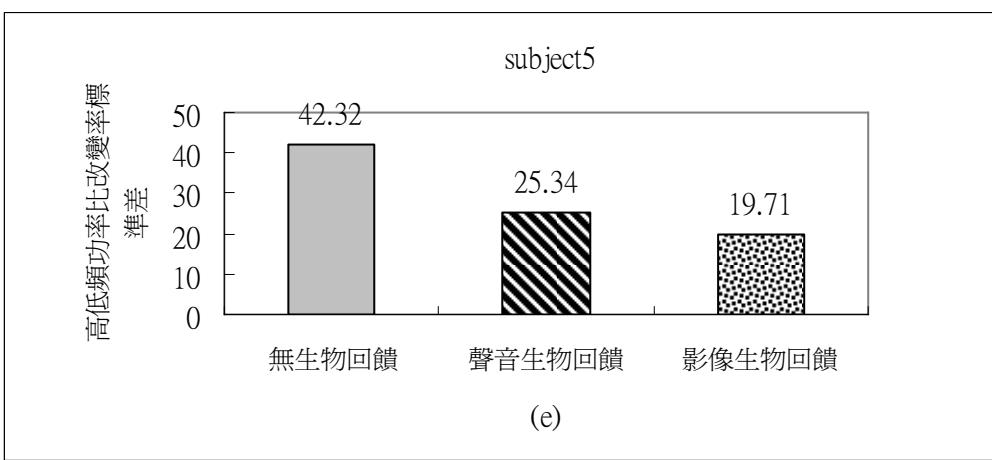
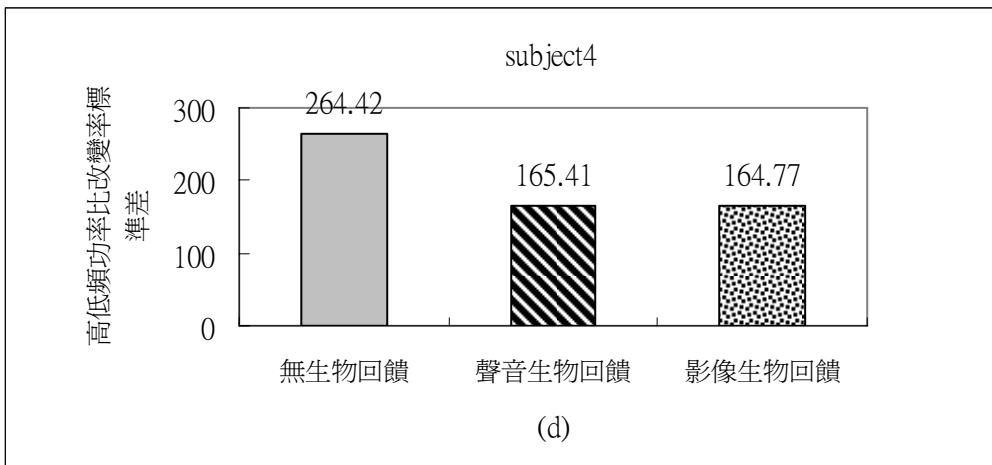


圖 4-7(d)至(f) 運動後 subjec4 – 6 LF/HF 變率曲線的標準差

第五章 結論與未來方向

5.1 結論

本論文的主要目的有兩個：一、發展一個即時心率偵測和生物回饋系統，二、利用自行設計的即時心率偵測和生物回饋系統來探討生物回饋對心率變異之影響，並比較聲音生物回饋和影像生物回饋對心率變異之影響。以下分別敘述這兩個論文主題的研究結果。

在即時心率偵測和生物回饋系統方面，本論文已成功的利用 MATLAB 提供的 Simulink 及 Real-Time Workshop 等模組化的應用及開發工具設計出一個完整的即時心率偵測和生物回饋系統。本系統經過驗證可以即時且精確的分析心率變異訊號的頻域特性，並且可以在即時的情況同時顯示出心率變異訊號的功率頻譜圖和 Poincare 散點圖。另外更可以將心率變異訊號頻譜分析後的結果，傳送到生物回饋系統，做為生物回饋系統的指標來源。

在生物回饋對心率變異之影響方面，根據第四章的實驗結果發現，在運動後休息時在無接受生物回饋的情況下，心率變異頻譜分析的 LF/HF 在休息期間的中期和後期時，會有比較劇烈的震盪情形。而在接受生物回饋的情況下，心率變異頻譜分析的 LF/HF 在休息期間的中期和後期時，相對的會和緩許多。我們藉由計算 LF/HF 變率曲線的標準差，可以發現到有生物回饋的標準差皆明

顯小於無生物回饋的標準差。我們根據參考文獻[7,37]的研究指出生物回饋的確可以影響人體的自律神經系統。而歐洲心臟協會和北美心率電生理協會在 1996 年公佈了一份報告[39]，該報告對心率變異分析在生理上的意義做了明確定義，心率變異分析是自律神經系統總活性指標，LF/HF 是交感和副交感神經平衡指標，再進而對照上述的實驗結果，證明我們所設計的即時 HRV 分析系統和生物回饋系統的確也可以讓受測者在某些程度上影響自己的自律神經系統，進而去調節交感神經和副交感神經的活性到達理想的目標。在聲音生物回饋和影像生物回饋的比較方面，我們可以觀察到六位受測者中有五位受測者影像生物回饋 LF/HF 變率曲線的標準差皆小於聲音生物回饋 LF/HF 變率曲線的標準差，這或許說明了受測者透過影像生物回饋的方式會比聲音生物回饋的方式更容易去調控自己的自律神經系統。所以如果在設計生物回饋儀器時，應該以影像生物回饋為主，聲音生物回饋為輔，這樣才能達到事半功倍的效果。綜合以上分析結果，如果能夠長期的利用生物回饋儀器去感受自己的生理訊息，學習去控制它們，便有可能利用意志來控制自律神經系統，最後達到消除或減緩身體的緊張和焦慮。

為了探討聲音回饋和影像回饋對於心率變異的影響，因此本研究中之生物回饋設計以簡單、單純為主。如要將本系統實際應用於生活當中，則前述之顯示介面就顯得不夠活潑生動，如果生物回饋顯示的方式太過單調的話，往往無

法讓患者持之以恆的去使用生物回饋儀器來放鬆自己，因此我們有設計一個影像生物回饋的遊戲介面(附錄二)。而在將來希望能夠設計出更多活潑生動的生物回饋遊戲來幫助患者減輕自律神經失調的症狀。如果能讓患者自動自發的去使用生物回饋儀器，讓他們能夠以一種平常心去使用它，而不是把它當成一種醫療行爲，在治療自律神經失調的功效上，必能達到更好的效果。另外我們也結合即時腦電波 α 波功率比例偵測的功能(附錄三)，希望將來能藉由這個即時系統來探討腦電波 α 波和心律變異之間的動態變化。

5.2 未來方向



本論文在未來的發展方向簡列如下：

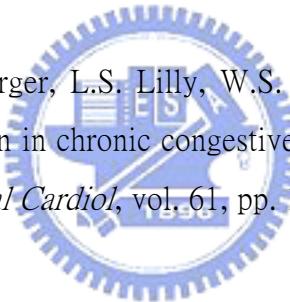
- (1)在心電圖R波偵測部份，本系統並無法偵測出異常心跳，希望將來能使用更好的演算法，不僅能夠判斷出異常心跳的存在，更能夠判斷出異常心跳的種類。
- (2)本實驗的受測者均是24 - 31的健康男性，將來如果能夠與醫院合作，由醫院提供患有自律神經失調的受測者，就能藉由生物回饋的實驗和研究，對患有自律神經失調的患者提供實質的幫助。

參考文獻

[1] R.J. Winchell and D.B. Hoyt , “Spectral analysis of heart rate variability in the ICU: a measure of autonomic function,” *Journal of Surgical Research*, vol. 63, no. 1, pp. 11-16 , 1996.

[2] B.W. Hyndman and J. R. Gregory , “Spectral Analysis of Sinus Arrhythmia During Mental Loading,” *Ergonomics*, vol. 18, pp. 255-270, 1975.

[3] S. Akselrod, D. Gordon, F.A. Ubel, 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, pp. 220-222, 1981.



[4] J.P. Saul, Y. Arai, R.D. Berger, L.S. Lilly, W.S. Colucci and R.J. Cohen, “Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis,” *American Journal Cardiol*, vol. 61, pp. 1292-1299, 1988.

[5] B. Pomeranz, R.J. Macaulay, M.A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, K.M. Kilborn, A.C. Barger, D.C. Shannon, R.J. Cohen and H. Benson, “Assessment of Autonomic Function in Humans by Heart Rate Spectral Analysis,” *American Journal of Physiology*, vol. 248, pp. 151-153, 1985.

[6] 張承瑞, “生理訊號分析技術於刑案測謊之應用評估,” 中央警察大學鑑識科學研究所碩士論文,民國 89 年

[7] M. Jessica and N. Richard , “Biofeedback treatment increases heart rate variability in patients with known coronary artery disease,” *American Heart Journal*, vol, 147, pp. 545, 2004.

[8] N.E. Miller and A.J. Carmona, “Modification of a visceral response, salivation in thirsty dogs, by instrumental training with water reward,” *Journal of Comparative and Physiological Psychology*, vol.63, pp.1-5, 1967.

[9] 原著 C. Robert, P. H. John and R. N. Charles,譯者 李玉菁, 何杏棻, 黃玉琪, 陳秋媛, 李莉珍, 阮大盛, 徐玉華, “人體解剖學,” 文京圖書有限公司,民國 85 年

[10] 原著 F.G. William,校閱 房同經, 譯者 白禮源等 , “醫用生理學下冊,” 藝軒圖書出版社,民國 85 年

[11] M. Brennan, M. Palaniswami and P.W. Kamen, “A new cardiac nervous system model for heart rate variability analysis,” *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceeding of IEEE* , vol.1, pp.349-352, 1998.

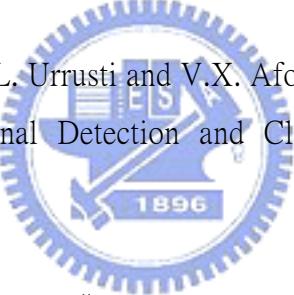
[12] D. Addio, G.D. Pinna, R. Maestri, D. Acanfora, C. Picone, G. Furgi, and F. Rengo, “Correlation between Power-Law Behavior and Poincare Plots of Heart Rate Variability in Congestive Heart Failure Patients,” *IEEE Computers in Cardiology*, vol.26, pp.611-614, 1999.

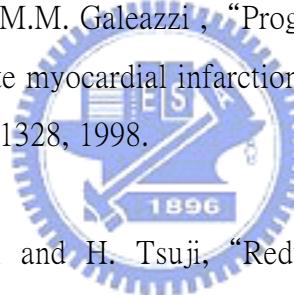
[13] J. Pan and W.J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol.32, no.3, pp.230-236, 1985.

[14] D.B. Ronald, A. Solange, G. David and J.C. Richard, “An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability,” *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol.33, pp.900-904, 1986.

[15] A. Ruha, S. Sallinen and S. Nissil, “A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV,” *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol.44, no.3, pp.900-904, 1997.

- [16] M.L. Appel, L.S. Lilly, F.J. Schoen, G.H. Mudge and R.J. Cohen, “Assessment of heart rate variability in human cardiac transplant recipients using power spectrum analysis,” *Circulation*, vol. 79, pp. 76-82, 1989.
- [17] D.J. Sieminski, L.L. Cowell, P.S. Montgomery, S.B. Pillai and A.W. Gardner, “Physical Activity Monitoring in Patients with Peripheral Arterial Occlusive Disease,” *Journal of Cardiopulmonary Rehabil*, vol.17, pp. 43-47, 1997.
- [18] H.L. Chan, H.H. Huang and J.L. Lin, “Time-Frequency analysis of heart rate variability during transient segments,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol.29, pp. 983-996, 2001.
- [19] T. Ritz, B. Dahme and W.T. Roth, “Behavioral interventions in asthma: biofeedback techniques,” *Journal of Psychosomatic Research*, vol.56, pp.711-720, 2004.
- 
- [20] R.P. Nolan, M.V. Kamath, J.S. Floras, J. Stanley and C. Pang, “Heart rate variability biofeedback as a behavioral neurocardiac intervention to enhance vagal heart rate control,” *American Heart Journal*, vol.149, pp.1137, 2005.
- [21] C.F. Weems and J. Behav, “The evaluation of heart rate biofeedback using a multi-element design,” *Journal of Behavior Therapy and Experimental Psychiatry*, vol.29, pp.157-162, 1998.
- [22] Y. Waknines, “Biofeedback May Reduce Steroid Use in Asthmatics,” *Chest Journal*, vol.126, pp.352-361, 2004.
- [23] R.J. Gatchel, R.C. Robinson, C. Pulliam and A.M. Maddrey, “Biofeedback With Pain Patients: Evidence for Its Effectiveness,” *Seminars in Pain Medicine*, vol.1, no. 2, 2003.

- [24] A. Maricic and H.P. Leang, “Biofeedback Computer Game-Based Training,” ELMAR-2005, Zadar, *Croatia*, pp.185-188, 2005.
- [25] H. Flor and M.M. Scheguns, “Discrimination of muscle tension in chronic pain patients and healthy control,” *Biofeedback and Self-Regulation*, vol.17, pp.165-177, 1992.
- [26] 陳佩鈴, “肌電圖生物回饋協助放鬆訓練於癌症末期疼痛控制之成效,”
臺北醫學大學護理學研究所碩士論文,民國 93 年
- [27] J. Kamiya, “Conscious control of brain waves” ,*Psychology today*, vol.1, pp.56-61, 1968.
- [28] Y.H. Hu, W.J. Tompkins, J.L. Urrusti and V.X. Afonso, “Applications of Artificial Neural Networks for ECG Signal Detection and Classification,” *Electrocardiology Journal*, vol. 26, pp.66-73, 1993.
- 
- [29] R. Poli, S. Cagnoni and G. Valli, “Genetic Design of Optimum Linear and Nonlinear QRS Detection,” *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 11, pp. 1137-1141, 1995.
- [30] L. Cuiwei, Z. Chongxun and T. Changfeng, “Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms,” *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 1, pp.21-28, 1995.
- [31] S.E. Dobbs, N.M. Schmitt and H.S. Ozemek, “QRS detection. by template matching using real-time correlation on a microcomputer,” *Journal of Clinical Engineering*, vol. 9, pp.197-212, 1984.

- [32] H.L. Chan, W.S. Chou , S.W. Chen, S.C. Fang, C.S. Liou and Y.S. Hwang, “Continuous and online analysis of heart rate variability,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol.29, no.5, pp.227-234, 2005.
- [33] R.E. Kleiger, J.P. Miller, J.T. Bigger and A.J. Moss, “Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction,” *The American journal of cardiology*, vol.59, no.4, pp.256-262, 1987.
- [34] F.I. Marcus, A. Mortara and P.J. Schwartz, “ Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction,” *Lancet*, vol.351, pp.478-484, 1998.
- [35] G.A. Lanza, V. Guido and M.M. Galeazzi , “Prognostic role of heart rate variability in patients with a recent acute myocardial infarction,” *The American journal of cardiology*, vol.82, no.11, pp.1323-1328, 1998.
- 
- [36] J.P. Singh, M.G. Larson and H. Tsuji, “Reduced heart rate variability and new-onset hypertension,” *Insight Into Pathogenesis of Hypertension: The Framingham Heart Study*, *Hypertension* , vol.32, pp.293-297, 1998.
- [37] R.P. Nolan, M.V. Kamath, J.S. Floras, J. Stanley, C. Pang, P. Picton and Q.R. Young, “Heart rate variability biofeedback as a behavioral neurocardiac intervention to enhance vagal heart rate control,” *American Heart Journal*, vol. 149, pp. 1137, 2005.
- [38] K.C. Bilchick, B. Fetis and R. Djoukeng, “Prognostic value of heart rate variability in chronic congestive heart failure (Veterans Affairs' Survival Trial of Antiarrhythmic Therapy in Congestive Heart Failure),” *American Heart Journal*, vol. 90, pp. 24-28, 2002.

[39] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability : Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use,” *European Heart Journal*, vol. 17, pp.354-381, 1996.

[40] 劉昌賢, “以數位訊號處理器為基礎的即時心率分析器設計,” 長庚大學電機工程研究所碩士論文,民國 91 年

[41] 林威助, “生理訊號之特徵分析與擷取系統架設,” 交通大學電機與控制工程研究所碩士論文,民國 90 年

[42] 蔡仁隆, “禪定心電圖研究,” 交通大學電機與控制工程研究所碩士論文,民國 92 年



[43] 原著 G. Nora and J.G. Mervin, 譯者 廖述朗 , “臨床心電圖學,” 藝軒圖書出版社,民國 85 年

[44] 林彥雄, “早產兒心率變異性之分析研究,” 台北醫學大學醫學資訊研究所論文,民國 93 年

[45] 李進桂, “以紅外線影像方法做精神狀態評估-初步探討,” 成功大學工程科學系研究所碩士論文,民國 92 年

附錄一

Simulink 是 MATLAB 的一個附件，它提供圖形化的操作介面，以圖形為主的動態系統模擬和分析。使用者可利用內建的圖像模塊，驅動與控制相對應的硬體，並與模型中的其它模塊整合，在同一個環境下運作，實現自己的演算法和系統架構，並撰寫硬體的驅動程式，建立系統的模型。更可從 Simulink 中轉換出 C 程式碼或 ANSI-C 碼，也可將產生的程式碼插入現有的程式中，執行即時模擬，並自動建立規劃。Simulink 可建立線性、非線性、連續時間、離散時間、混合信號等各種類型的模組。圖形化的除錯器功能，有助於錯誤的事前嚴密診斷與事後即時除錯。在模型開發完成之後，Simulink 模型便成為標準系統規格，以自動產生測試及硬體實現的程式碼。



而 S 函式則提供了有力的管道工具以延伸 Simulink 之功能。它可以讓使用者設計自己的控制模塊，可以利用 MATLAB、C、C++等程式語言來創造自己的控制模塊和控制邏輯。S 函式就是一種程式語言，並如同 C MEX-file 檔案一樣透過 MEX 指令來被編譯，必要時 S 函式也可在 MATLAB 環境中使用動態連結。S 函式採用一種特定的呼叫語法，此法可讓使用者呼叫 Simulink 的程式解題器。S 函式適用的範圍非常廣泛，包括可分別描述連續、離散及混合型系統的強大效能，而 S 函式更可與 Real-Time Workshop 一起使用。

在 Real-Time Workshop (RTW) 的開放架構下，使用者將可以針對不同的硬體設備進行平台的開發。從 Simulink 中產生最佳化、方便攜帶、客製化的

ANSI C 程式碼，且可執行即時或獨立非即時的模擬並自動地建立規劃。其產生的程式碼可在電腦硬體、微控制器、商業或專有即時操作系統下運作。而其最終的程式碼可加速模擬、提供靈敏的資訊保護、以及執行各種快速即時模型原型設計。RTW 具有下列幾項優點：

1. 自動地從 Simulink 模型中產生可自訂的 C 程式碼以實現快速原型化（rapid prototyping）與硬體迴路（hardware-in-the-loop）控制的模擬。
2. 藉由建立指定模型的最佳化執行來提昇模擬的速度。
3. 提供快速原型化目標與全功能一般目標的參考樣版。
4. 允許使用者能和由 Simulink 模型產生的程式碼遠端的互動，如調整參數，除錯與分析。
5. 提供可攜帶的程式碼，可使得程式碼置於嵌入式和獨立環境中能更容易重新取得使用目標。



在 RTW 的架構下共支援兩種發展平台的應用，分別是 Real-Time Windows Target 和 xPC Target。Real-Time Windows Target 是 Matlab 把 PC 作為 Host 和 Target 的即時擷取環境，它允許用戶在 normal 模式下使用 Simulink 建造模型，利用 Real-Time Workshop 和 C 編譯器編譯產生可執行碼，應用在 Simulink 的 External 模式下的工作平台。Real-Time Windows Target 使用 Matlab 的 Real-Time kernel 來保證應用在即時模式下，透過它可以用和 I/O 驅動卡連接的感測器和致動器代替物理系統模型。因此我們可以利用它對訊號進行即時擷取、即時控制。本

論文是利用 Matlab 中的 Real-Time Windows Target 工具箱和 National Instrument 公司的資料擷取卡來完成即時心率偵測和生物回饋系統的製作。



附錄二

下面兩個圖為影像生物回饋的拼圖遊戲，當 LF/HF 逐漸增高時，拼圖便會一塊塊逐漸減少，而當 LF/HF 逐漸降低時，拼圖便會一塊塊逐漸增加。每當拼圖完全拼湊完成時或拼圖完全消失時，又會出現一幅新的拼圖，讓受測者重新拼圖。

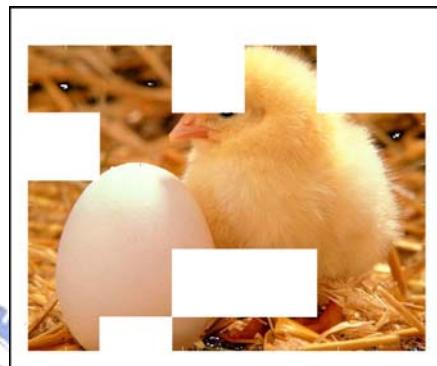
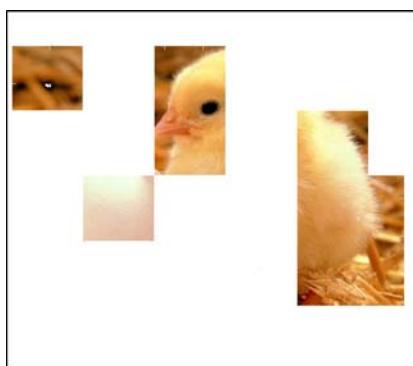


圖 一 LF/HF 逐漸降低

圖 二 LF/HF 逐漸增加



附錄三

即時心率偵測和 α 波功率比例偵測系統：如下圖所示，圖形橫軸為 α 波(7 - 14Hz) 功率佔1 - 14Hz 功率的比例，縱軸為心率變異頻譜分析後低頻總功率(0.04 - 0.15Hz)除以總功率(0 - 0.4Hz)。

