

國立交通大學

生物科技學系

碩士論文

正常台灣族群心率變異性之性別與姿勢差異

Gender and posture dependent changes of
heart rate variability in an apparently healthy
Taiwanese population

研究生：陳 悅

指導教授：楊騰芳 博士

中華民國九十九年七月

正常台灣族群心率變異性之性別與姿勢差異

Gender and posture dependent changes of heart rate variability
in an apparently healthy Taiwanese population

研究生：陳悅

Student : Yueh Chen

指導教授：楊騰芳

Advisor : Ten-Fang Yang



國立交通大學
生物科技學系
碩士論文

A Thesis

Submitted to Department of Biological Science and Technology
College of Biological Science and Technology
National Chiao Tung University
in partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of
Master
in

Biological Science and Technology

July 2010

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十九年七月

正常台灣族群心率變異性之性別與姿勢差異

學生：陳 悅

指導教授：楊騰芳博士

國立交通大學生物科技學系碩士班

摘 要

心率變異性(heart rate variability, HRV)分析是一種測量連續心跳中，心搏與心搏之間變化程度的方法。事實上，正常的心跳會因為受到自主神經系統的調控，而產生波動，這種波動會因自主神經失調受到影響而消失。因此，當變異消失或明顯降低時，會產生沒有波動而完全規律的心率，這種心率被認為是心臟自主神經調節系統異常的表現。

HRV 目的在於測量心率快慢差異的規律，且可提供非侵襲性的方式來測量自主神經系統的平衡性。會造成其改變的因素有很多，除了年紀和性別，族群外，還會因為其他病理因素，如心肌梗塞，糖尿病，心臟衰竭等等而造成 HRV 的下降。使用 HRV 來評估心血管或精神病患之自主神經狀況非常符合經濟效應，也比其他侵入性的檢查安全，減少了許多不必要的危險性。為了提供臨床上更確切的數據，判斷該病患的 HRV 是由於年紀增長或男女差異所造成之自然下降抑或是因為病變的產生，需要建立正常數據的範圍。本研究之目的在於建立屬於台灣人正常族群的資料庫，並以性別分類，研究性別差異是否顯著，同時建立其正常範圍。同時亦增加姿勢差異的比較，研究不同姿勢時，心率變異性的改變以及其趨勢。

由年滿二十歲以上的大學學生志願參加本實驗。參與實驗之總人數包含 115 名，年紀範圍為 20-30 歲。男性占 57 名，平均年齡為 24 ± 1 歲，女性占 58 名，平均年齡為 23 ± 5 歲。本實驗所使用的機器為台灣達楷生醫科技所研發的 DailyCare BioMedical's ReadMyHeart®。實驗過程中，所有受測者需變化三種不同的姿勢測量 HRV，分別為仰臥，坐姿，以及站姿，各測量五分鐘，其間並休息五分鐘。

本研究之結果顯示，使用短程HRV測量時，性別與姿勢都對頻域分析有很大的影響。在仰臥時，HF的數值最大，代表著此時副交感神經的高活性。而站立時，LF，與LF/HF的數值最大，代表著此時交感神經有最高活性，且在此時交感神經活性大於副交感神經。由以上結果，本研究可歸納以下幾點結論：

1. 心率變異性之頻域分析中之 LF 及 LF/HF 呈現男高女低的顯著差異。男性在不同的姿勢中，都較女性高。這應該是因為男性之交感神經活性優於女性。
2. 心率變異性之頻域分析中之 HF 呈現男低女高的顯著差異。女性之 HF 在不同的姿勢中，都比男性高，推論其可能原因為女性受到賀爾蒙的影響使得迷走神經活性較高。
3. 心率總變異性在時域與頻域分析皆以仰臥時最大，站立時最小，且有統計上的顯著差異。
4. HF 在躺著的時候最大，而站立時有最大的 LF 與 LF/HF。因為在仰臥時，副交感神經活性最大而站立時交感神經活性增強之故。
5. HF 高時心率變異性大；而 LF 與 LF/HF 高時，心率變異性則會降低。

Gender and posture dependent changes of heart rate variability in an apparently healthy Taiwanese population

Student : Yueh Chen

Advisors : Dr. Ten-Fang Yang

Department of Biological Science and Technology
National Chiao Tung University

Abstract

Heart rate variability (HRV) analysis has been used for many years to measure ANS activities for its simplicity, accuracy, and noninvasiveness. Recent studies show that HRV may be a powerful technique to measure the modulation and balance between parasympathetic nervous system (PNS) and sympathetic nervous system (SNS) by time and frequency domain analysis. It's believed that decreased HRV is a sign of autonomic nerve system(ANS) imbalance, which may be caused by diseases, and with aging, the HRV decreases. Gender specific normal limits of HRV should be established to distinguish the normal decrease of HRV from pathological decreases in diseased conditions. The aim of the present study is to establish the gender dependent HRV normal limits in a healthy Taiwanese student population. Otherwise, posture differences of short term (5 minutes) time domain and frequency domain HRV parameters were analyzed to distinguish the different postures effect the ANS.

This study was performed at College of Biological Science and Technology, National Chao Tung University. A total of 115 healthy students from the university (57 males, aged 24

± 1 years, and 58 females, aged 23 ± 5 years) without evidence of any heart disease by history and routine medical checkup were recruited for this study. The short term HRV recording was derived from the Modified Lead II-ECG, by a locally developed and manufactured device, DailyCare BioMedical's ReadMyHeart®. All subjects were asked for lying, sitting, and standing each for 5-minute recording, and all of them must rest for at least 5 minutes before the measurement.

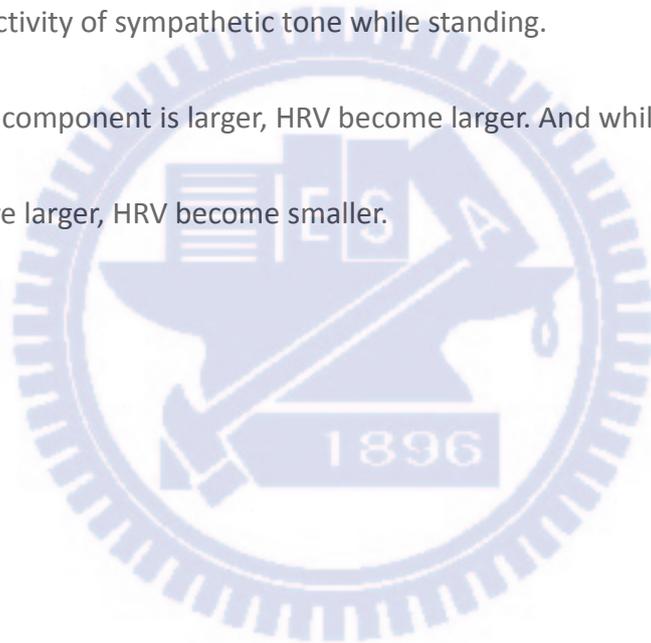
The statistically significant results differences from lying to sitting, lying to standing, and sitting to standing and the difference between genders on different postures were demonstrated. SDNN and RMSSD also decreased from lying to standing ($P \leq 0.01$, table 1), except lying to sitting of SDNN ($P > 0.05$). Total power, representing the autonomic tone, also declined from lying to standing ($P \leq 0.01$, table 2 and 3), except lying to sitting. Both the HF and HF norm decreased from lying to standing ($P \leq 0.05$). The LF norm and LF/HF ratio increased from lying to standing ($P \leq 0.01$).

From the results, we concluded that:

1. There was a statistically significant sex difference in frequency domain HRV parameters in all postures. The LF and LF/HF of male is greater than female in all postures. This might imply that sympathetic tone of male is higher than that of female.
2. The high HF of female is greater than male in all postures. This might imply that

parasympathetic tone of female is higher than that of male.

3. There was a statistically significant posture difference in both time and frequency domain HRV parameters. The HRV of lying is greatest, and the HRV of standing is smallest.
4. HF component is the largest while lying, and LF and LF/HF are the largest while standing. This means that highest activity of parasympathetic tone while lying, and highest activity of sympathetic tone while standing.
5. While HF component is larger, HRV become larger. And while LF component and LF/HF are larger, HRV become smaller.



誌謝

在這短短的碩士班求學期間，承蒙楊騰芳老師的細心教導與嚴謹的要求，讓學生於研究學術上得以注意各個環節，並且不辭辛苦的給予學生論文、生活與觀念上諸多的指導與啟發，在此皆致上最衷心的感謝。

感謝口試委員，王雲銘老師，曲在雯老師願意在百忙之中抽空參加學生的口試，並給予指導，使論文更趨於完備，在此深表謝意。

在交大生科所求學期間，感謝生科院所有老師的教導。感謝實驗室景勳學長，嘉均學長，明儒，以及玉珊給予的協助，每當遇到問題時總是熱心給予幫助，並且在這兩年裡的陪伴。在實驗期間，感謝黃憲達老師以及其實驗室自願參加實驗測試，曲在雯老師實驗室，黃鎮剛老師實驗室，毛仁淡老師實驗室，何信螢老師實驗室，楊進木老師實驗室，楊裕雄老師實驗室，彭慧玲老師實驗室，廖光文老師實驗室，因為各位的自願測試，才使得受測人數倍增。感謝華堡自願參與實驗並介紹更多人參與實驗。感謝人維從大學部找來許多受測者進行 HRV 之測量。

感謝小豬幫我校稿，並給予建議以及幫忙。感謝家人爺爺、奶奶、爸爸、媽媽、姊姊及弟弟所給予的精神和經濟上的支持與供給，讓我能無後顧之憂的全心完成學業。僅將此論文獻給我親愛的家人。

目錄

	頁次	
中文摘要	i	
英文摘要	iii	
致謝	vi	
目錄	vii	
表目錄	ix	
圖目錄	x	
一、	緒論	1
1.1	前言	1
1.2	研究動機與目的	3
1.2.1	性別差異	4
1.2.2	姿勢差異	4
1.3	論文架構	5
二、	Electrocardiology	6
2.1	Electrocardiology 的簡介	6
2.2	心電圖的歷史	6
2.2.1	電的時代(Era of Electricity)	7
2.2.2	生物電氣時代(Era of Bioelectricity)	7
2.2.3	心電圖時代(Era of Cardiac Electric Sequence)	11
2.3	心臟的基本功能	16
2.4	心臟的傳到系統	17
2.5	心電圖波形的定義	19
三、	心率變異性(Heart rate variability, HRV)分析	22
3.1	心率變異性簡介	22
3.2	HRV 之發展與歷史	23
3.3	HRV 之背景知識與生理基礎	25
3.3.1	神經系統	25
3.3.2	心跳速率與自主神經的關係	26
四、	HRV 分析方法	28
4.1	時域分析法(Time domain methods)	28
4.1.1	Statistical methods	30
4.1.2	Geometrical methods	30
4.2	頻域分析法(Frequency domain methods)	34
4.3	長程紀錄與短程紀錄	36
五、	實驗對象與實驗方法	37
5.1	實驗對象	37

5.2	實驗機器	38
5.3	實驗過程	39
5.4	HRV 分析	42
5.4.1	時域分析	42
5.4.2	頻域分析	42
5.4.3	資料分析	42
六、	實驗結果分析與討論	44
6.1	性別差異	47
6.2	姿勢差異	58
6.3	結果討論	67
七、	結論及未來展望	70
7.1	結論	70
7.2	研究限制與未來展望	71
參考文獻		73
附錄一		81
附錄二		82
附錄三		85



表目錄

	頁次
表 1.1 正常長程時域分析參考值.....	3
表 1.2 正常短程頻域分析參考值.....	3
表 5.1 實驗對象之基本資料.....	37
表 5.2 HRV 的時域分析定義.....	43
表 5.3 HRV 的頻域分析定義.....	43
表 6.1 受測者仰臥時，性別與 HRV 的時域分析的關係.....	47
表 6.2 受測者坐姿時，性別與 HRV 的時域分析的關係.....	47
表 6.3 受測者站立時，性別與 HRV 的時域分析的關係.....	48
表 6.4 受測者仰臥時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係.....	50
表 6.5 受測者仰臥時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係.....	51
表 6.6 受測者坐姿時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係.....	52
表 6.7 受測者坐姿時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係.....	53
表 6.8 受測者站立時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係.....	54
表 6.9 受測者站立時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係.....	55
表 6.10 測量姿勢與 HRV 時域分析的關係.....	61
表 6.11 測量姿勢與 HRV 頻域分析 FFT 的關係.....	62
表 6.12 測量姿勢與 HRV 頻域分析 AR 的關係.....	63

圖目錄

	頁次
圖 2.1 心電圖的發展時期	7
圖 2.2 Galvani 使用兩個金屬測量青蛙肌肉的實驗示意圖	8
圖 2.3 1887 年由 Waller 所記錄的第一個人類的心電圖	10
圖 2.4 Einthoven 所定義的 ECG 片段	10
圖 2.5 Wilson central terminal	12
圖 2.6 Wilson central terminal 位置	12
圖 2.7 心臟的橫切面示意圖	13
圖 2.8 心臟傳導系統	18
圖 2.9 標準心電圖之規格	20
圖 2.10 心電圖之波形	21
圖 3.1 交感神經與副交感神經在心臟肌肉上的分布	27
圖 4.1 正常心電圖個波形的定義	29
圖 4.2 單峰形 RR interval 直方圖及其相對應的心率趨勢圖	31
圖 4.3 雙峰形 RR interval 直方圖及其相對應的心率趨勢圖	33
圖 4.4 短程 HRV 頻域分析圖示	34
圖 5.1 實驗使用之器材	38
圖 5.2 HRV 資料分析之簡易流程圖	38
圖 5.3 本實驗之簡易流程圖	41
圖 6.1 測量 HRV 時，所截取到的 ECG 訊號	44
圖 6.2 測量 HRV 時，Time-domain 分析之範列圖	45
圖 6.3 測量 HRV 時，Frequency-domain 分析之範列圖	46
圖 6.4 Mean RR interval 在各種姿勢變化上的男女差異	48
圖 6.5 SDNN 在各種姿勢變化上的男女差異	49
圖 6.6 TP 在各種姿勢變化上的男女差異	56
圖 6.7 HF norm 在各種姿勢變化上的男女差異	57
圖 6.8 LF norm 在各種姿勢變化上的男女差異	57
圖 6.9 LF 與 HF 之比值在各種姿勢變化上的男女差異	58
圖 6.10 同一人之三種不同姿勢 frequency-domain 分析圖示比較	59
圖 6.11 同一人之三種不同姿勢 time-domain 分析圖示比較	60
圖 6.12 姿勢變化與 mean RR 的變化關係圖	64
圖 6.13 姿勢變化與 SDNN 及 RMSSD 的變化關係圖	65
圖 6.14 姿勢變化與 total power 的變化關係圖	65
圖 6.15 姿勢變化與 FFT 之 frequency-domain 變化關係圖	66
圖 6.16 姿勢變化與 AR 之 frequency-domain 變化關係圖	66

第一章 緒論

1.1 前言

隨著科技的進步，臨床上發展出許多用以偵測人體生理機能的機器。心臟電器學方面也蓬勃發展出許多非侵襲性的儀器及技術，用以監測評估病人的心臟狀況。心率變異性(Heart rate variability)提供非侵襲性的方式測量自主神經系統的平衡性。會造成 HRV 的改變的因素有很多，除了年紀和性別[1-4]，族群[5-6]外，還會因為其他病理因素，如心肌梗塞，糖尿病，心臟衰竭等等而造成 HRV 的下降[7]。急性梗塞後的病人，其 HRV 的參數會有所改變[8]，心肌梗塞後的病人 HRV 的改變，可能與迷走神經活性下降有所關係。Lombardi 等人曾發表過相關的研究表示，使用 24 小時 Holter 測量心肌梗塞後的病人之 24 小時 HRV 時，分析標準化後的 low frequency (LF) 與 high frequency (HF) 時，可發現頻域分析中的 LF 會有所增加，而 HF 會明顯的降低或甚至消失不見的情況[9-10]。急性心肌梗塞後的病人其自主神經病變也可經由 LF 與 HF 的比值明顯上升而診斷其梗塞的情況。患有神經病變之糖尿病患者，也可發現 HRV 的時域分析數據的明顯下降[11-13]。而患有糖尿病卻沒有臨床症狀證明這些病患有神經病變(Asymptomatic Diabetes Mellitus)的病患，可觀察到頻域分析中的 LF 與 HF 數值與正常人比較時，有明顯下降[12]。但是在分析 LF 與 HF 的比值時，發現其數據與正常人之比較並無明顯的差異[12,14]，其可能原因為 LF 與 HF 同時下降，而造成其比值無明顯改變。HRV 分

析數據的下降與糖尿病病程的嚴重性有關，病程越在早期，HRV 的下降越不明顯，病情越嚴重，HRV 的降低就越大。

HRV 的另一項功用是可作為心臟移植手術後的癒後情況。有文獻報告指出有做過心臟移植手術的病患其 HRV 會降得非常低[15-16]。一般認為，在動完移植手術後一年至兩年內，移植後的心臟會重建心臟周圍與自主神經的分布，因此在剛移植完，神經幾乎很少作用，因此 HRV 也會相對的比較低[17]。在經過一段時間的適應與重建後，HRV 因為交感神經與心臟間已經產生作用而上升。雖然 HRV 的上升不會高到一般正常人的數值，但是也會比剛移植完好很多。另外，心臟衰竭的病人其 HRV 與正常人比較，可觀察到其分析數值會有明顯的降低[18-22]。

另外也有研究指出，待洗腎病人之 HRV 偏低，在經過洗腎，以及服藥後，HRV 的分析數據都會有明顯的增加[23-24]。另外，二尖瓣脫垂病患的 HRV 也與正常人明顯不同[25]。

由這些文獻可以知道，HRV 的下降與心血管疾病，神經病變有很大的關係。使用非侵襲性的心臟電器學方式評估這些心血管疾病以及精神病變之疾病的自主神經狀況非常符合經濟效應，也比其他侵入性的檢查安全，減少了許多不必要的危險性。為了提供臨床上更確切的數據，判斷該病患的 HRV 是由於年紀增長或男女差異所造成之自然下降抑或是因為病變的產生，需要建立正常數據的範圍。因此，本實驗的目的就是建立正常健康的台灣學生族群的心率變異數值，提供作為臨床上的評估，病人是否有心血管疾病的存在或是自主神經的病變發生。

1.2 研究動機與目的

1996 年歐美 HRV 專家委員會公布一組正常參考值(表 1.1, 表 1.2), 但是其受測人數並不是很多, 也無男女性別, 年紀, 人種族群等之分類, 因此在臨床診斷上, 對於 HRV 的降低為自然發生或因為生病而導致有所爭議。而本研究之目的在於建立屬於台灣的正常族群的 Database, 並以性別分類, 研究性別差異是否顯著, 同時建立男女的正常範圍。同時增加姿勢差異的比較, 研究不同姿勢時, 心率變異性的改變以及其趨勢。

表 1.1 正常長程時域分析參考值

參數	單位	正常範圍
SDNN	ms	141±39
SDANN	ms	127±35
RMSSD	ms	27±12
三角指數	ms	37±15

表 1.2 正常短程頻域分析參考值

參數	單位	正常範圍
TP	ms ²	3466±1018
LF	ms ²	1170±416
HF	ms ²	975±203
LF norm	nu	54±4
HF norm	nu	29±3
LF/HF		1.5~2.0

資料來源：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, 17, pp. 354– 381, 1996.

1.2.1 性別差異

HRV 的評估會受到很多因素的影響，除了病變造成了 HRV 的下降外，在自然情況下，HRV 也會受到其他因素影響而產生變化，如年紀[1]，性別[1-3]，種族[5]或是運動，以及其他生理情況而影響。目前台灣並沒有建立屬於本國專屬的 HRV 數據，而使用國外建立的正常人數據的範圍。然而，在種族上，白人，黃種人與黑人等也會有不同的差異[5]。另外，因為生活環境的不同，飲食習慣的不同，這些因素都會造成台灣人與國外人的 HRV 的差異。因此，若是診斷台灣人的 HRV 使用國外的數據，並不是很恰當。有鑑於此，本實驗致力於建立屬於台灣人專屬的 HRV 正常範圍，不會因為與國外差異而誤判病人的病情。

男女天生性別的差異也使得 HRV 在男女診斷上有很大的不同。例如，男生交感神經活性較女生強，女性副交感神經則優於男性[1-3]，這些先天上的不同，都會造成了男女 HRV 的顯著差異。

因此，本實驗主要以男女分類，檢測其 HRV 在是否具有顯著差異，同時設立標準 HRV 的範圍時，使男女皆有各自專屬的診斷標準。

1.2.2 姿勢差異

自主神經系統的調控對 HRV 有很大的影響。因此在測量 HRV 時，本實驗給予受測者三種不同的姿勢，分別代表了交感神經系統與副交感神經系統的活性高低，藉由此活性的高低，可知受測者自主神經調控的狀況。

以一般的狀況而言，躺著受測時，以副交感神經較旺盛，站著因為有受到壓力，而以交感神經較旺盛。本實驗希望經由姿勢的變換，可以更深入的探知受測者其自主神經調控的狀況。

1.3 論文架構說明

本論文共分為六個部分。第一章為緒論，介紹本研究目的與架構。第二章介紹心電圖的歷史與基本原理。第三章介紹心率變異性的歷史與基本原理。第四章介紹心率變異性之分析方法。第五章將介紹整個實驗步驟流程與方法。第六章為整個實驗之結果分析與討論。第七章為本研究之結論以及未來的展望。



第二章 Electrocardiology

2.1 Electrocardiology 的簡介

Electrocardiology 是一門學習心臟電氣相關知識，原理的學科，其中包含了電生理學與生物物理學，較廣為人知的為心電圖(electrocardiogram，ECG)。

近年來，心電圖藉由電極片黏貼在皮膚上記錄心臟肌肉上的電位(electrical activity)，因為心電圖的非侵襲性，簡易性，以及其準確性，在臨床上逐漸成為診斷心臟是否異常的必要工具。藉由心電圖的紀錄，臨床醫生可藉此判斷病患心臟電氣活動是否良好。雖然心電圖的診斷標準會隨著病患的種族，性別，心跳速率，以及其他的生理狀況而有所改變，但是臨床上可藉由不同的 criteria 來作為參考以診斷該病人的心臟狀況。

隨著電腦科技的發展，心電圖也發展出自動分析的心電圖機器。使用自動判讀心電圖數據，臨床醫生在診斷病人心臟狀況時，更有效益。而心電圖也因此成為臨床診斷不可或缺的一項檢查。

2.2 心電圖的歷史

L.G. Horan [25] 將心電圖的發展分成三個主要的階段，“電的時代(Era of Electricity)”，從以前到 1750 年；“生物電氣時代(Era of Bioelectricity)”，1750 年到 1900 年；以及“心臟電氣時代(Era of Cardiac Electric Sequence)”，1900 年至今。這段時期的分類如圖 2.1 所示。

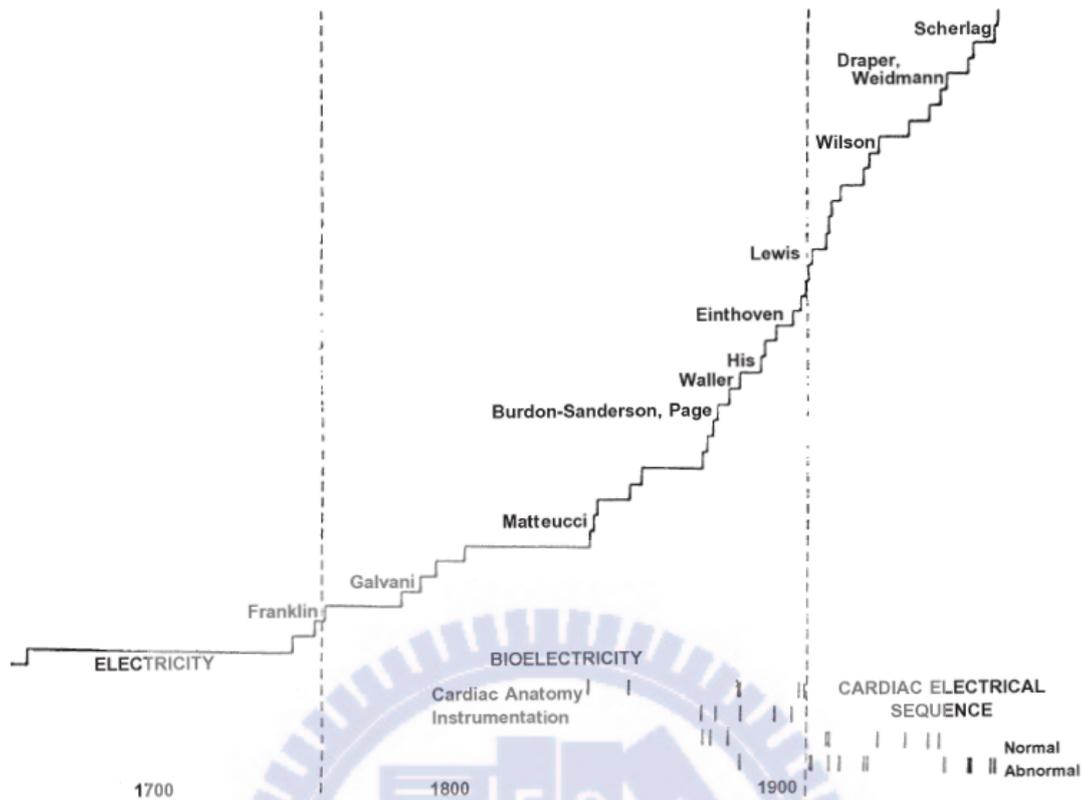


圖 2.1 心電圖的發展時期[25]。

2.2.1 電的時代(Era of Electricity)

在十七世紀，歐洲科學家開始了解電的使用，同時他們也對於人們的肌肉是如何運動感到興趣。Jan Swammerdam 首先發現即使沒有大腦的連結，青蛙的大腿肌肉的也可以運動[27]。

2.2.2 生物電氣的時代(Era of Bioelectricity)

十八世紀中葉，科學家與生理學家已經廣泛的接受“電”這個概念，也致力於電與生理之間的關係研究。因此，此時期被稱為“生物電氣期”。在這時期中，科學家們發現一個有趣的現象，有些魚類天生就帶有電，雖然不知為何會帶有電，但是還

是被作為醫療用途。

第一個使用電治療猝死的成功案例發生在 1774 年，倫敦的一個三歲小雨還不幸由窗戶墜落，在做過所有急救措施都無效後，Mr. Squire 建議使用電極，在電極後的三十分鐘，小女孩奇蹟似的恢復意識[28]。隔年，Abildgaard 等人發現電可以讓生物失去生命，同時也可以讓生命回復[29]。在此時期的科學家開始熱中於電流造成肌肉運動的研究。

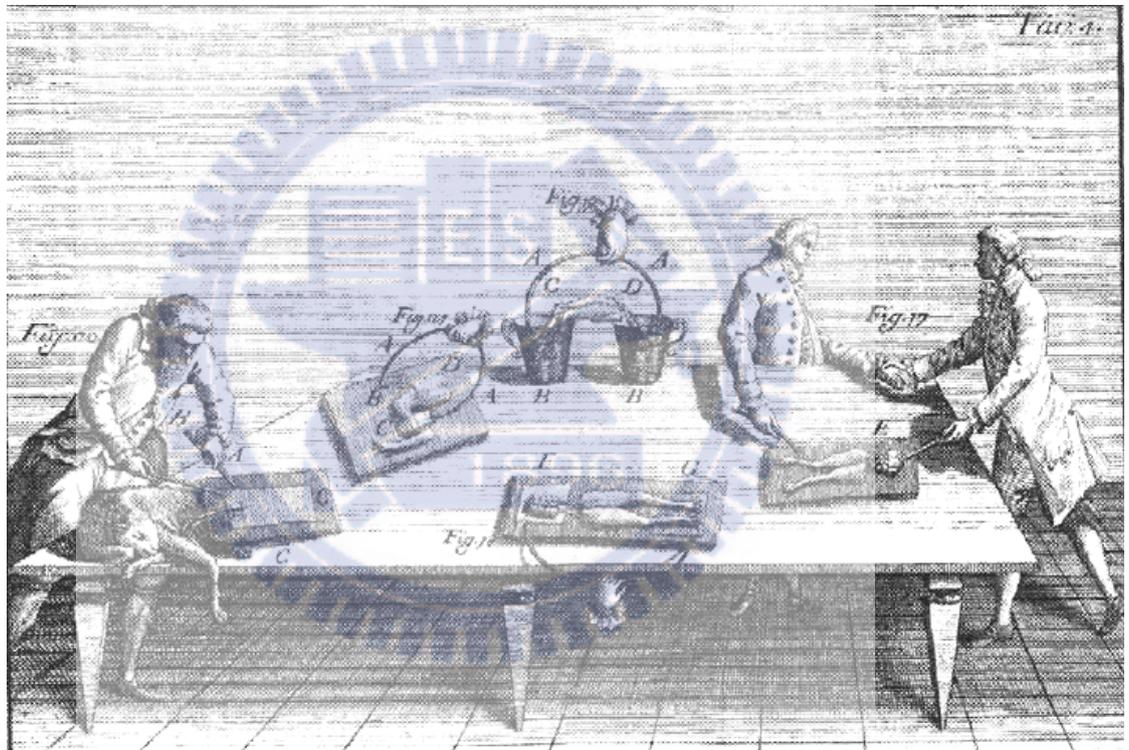


圖 2.2 Galvani 使用兩個金屬測量青蛙肌肉的實驗示意圖[30]。

Luigi Galvani 最早從實驗中證實可藉由生物方式產生的電流(圖 2.2)[30]，因此此機器被命名為 galvanometer。然而，同時期的 Alessandro Volta 認為，兩個不同的金屬相接觸會產生電流，因此主張此電流的產生並非為生物組織，而是由於兩

個金屬接觸所造成的。以現在的科學知識，知道其實兩者言論都是對的。而 Volta 的研究，使得電池因而開始發展。

在十九世紀初，Carlo Matteucci 發現每一次的心跳都伴隨著電流的產生[31]。德國生理學家 Emil Du Bois-Reymond 發展出在這個時期中最敏感的 galvanometer，更使用此敏感的 galvanometer 發現了生物電位，即是現在所稱的動作電位(action potential)[32]。在 1856 年，Rudolph von Koelliker 及 Heinrich Muller 在青蛙心臟上記錄了第一個心臟動作電位(cardiac action potential)[33]。法國科學家 Gabriel Lippmann 發展出 capillary electrometer，Marey 使用此機器記錄青蛙心臟的電力活動並展現在相片上[34]。

1878 年，英國科學家 John Burden Sanderson 認為心臟的電流是由兩個片段所組成的，也就是現在的 QRS 以及 T 波[35]。隨著一連串的研究以及 electrometer 的發展，在 1887 年，Augustus D. Waller 成功的紀錄了第一個人類的心電圖，如圖 2.3 所示[36]。Einthoven 在 1912 年敘述表示，因為 Waller 致力於心電圖的研究並引進心電圖這個名詞，使其成為心臟科臨床檢查中最重要的一個項目。

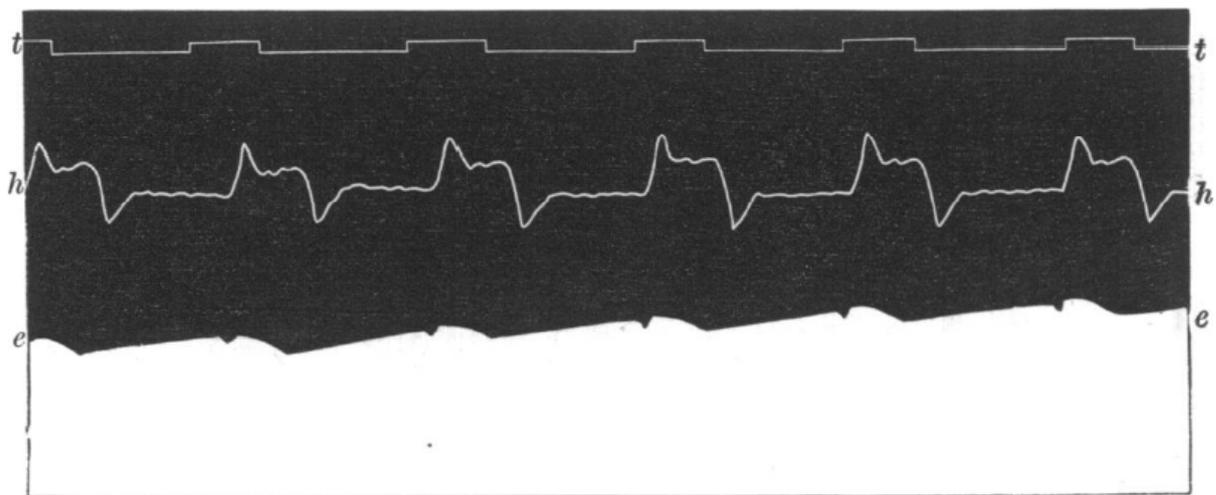


圖 2.3 1887 年由 Waller 所記錄的第一個人類的心電圖[36]。

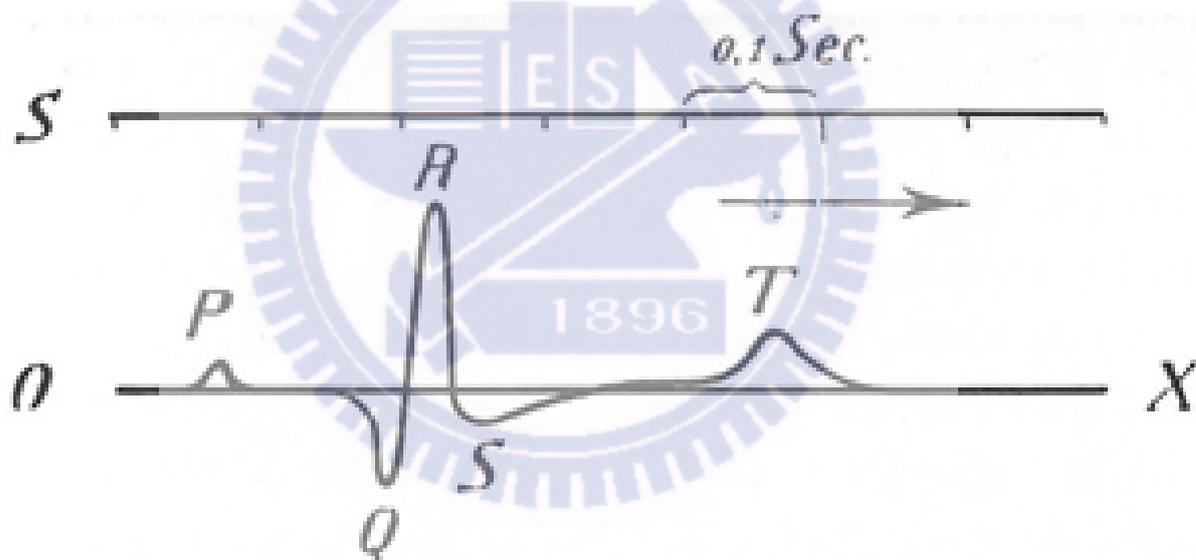


圖 2.4 Einthoven 所定義的 ECG 片段[37]。

2.2.3 心電圖時代(Era of Cardiac Electric Sequence)

Einthoven 利用弦取代線圈而使得 capillary electrometer 的敏感度更加上升。

經由此改良的 capillary electrometer 發現了心肌收縮的五個區域，Einthoven 將這些區段命名為 P，Q，R，S 以及 T，如圖 2.4 示[37]。

在 1905 年，Einthoven 發明了“telecardiogram”，利用電話線將 ECG 波形從醫院傳送到實驗室。1912 年，Einthoven 介紹了肢體誘導 Lead I，Lead II，以及 Lead III[38]。

三肢體誘導 Lead I，Lead II，以及 Lead III，可以由下列公式來表示：

$$\text{Lead I} = E_L - E_R \quad (1)$$

$$\text{Lead II} = E_F - E_R \quad (2)$$

$$\text{Lead III} = E_F - E_L \quad (3)$$

E_L ：左上臂電位

E_R ：右上臂電位

E_L ：右下肢電位

由上列式子中可導出：

$$\text{Lead II} = \text{Lead I} + \text{Lead III} \quad (4)$$

這就是 Einthoven's Law，又稱為 Einthoven triangle。

在 1907 年，Kraus 及 Nicolai 在德國柏林 Charite 醫院最早將心電圖使用在臨床診斷上診斷病患。Einthoven 在 1913 年提出了心臟電力軸的向量概念。Einthoven 致力於心電圖的研究，其貢獻使得心電圖不僅僅只是理論研究，更成為臨床醫學上的診斷參考依據。在 1924 年，Einthoven 因為對心電圖領域重大的貢獻而獲得諾貝爾獎。

1932 年，Wilson 增加了右手，左手，以及右腳的 5000Ω 電阻，發表了“Wilson Central Terminal”，用以紀錄單極前胸誘導(Unipolar Chest Leads)[39] 如圖 2.5 及圖 2.6 所示。

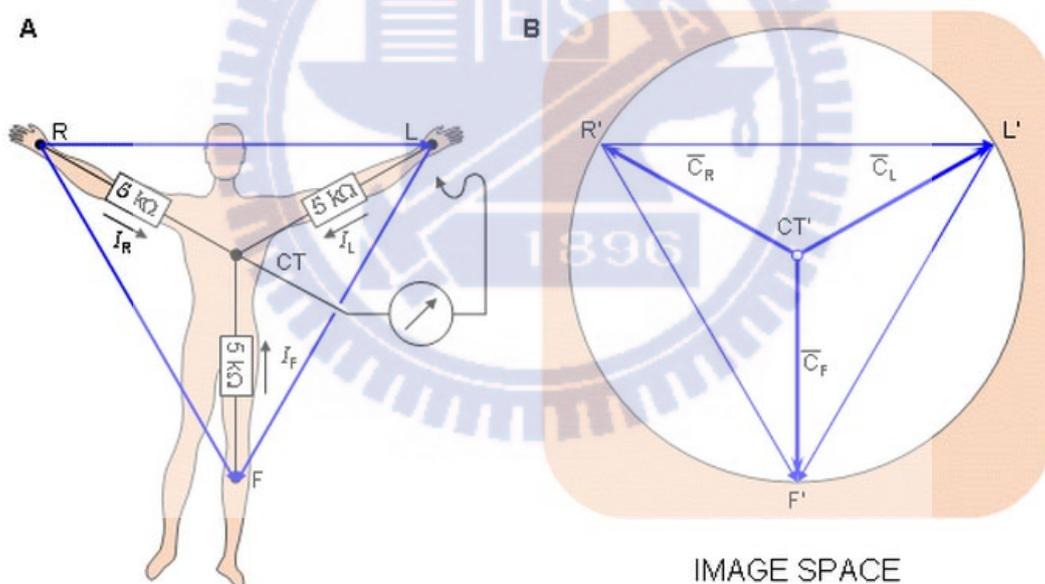


圖 2.5 (A) Wilson central terminal 的電路示意圖。

(B) Wilson central terminal 的位置。

資料來源：Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey, *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995.

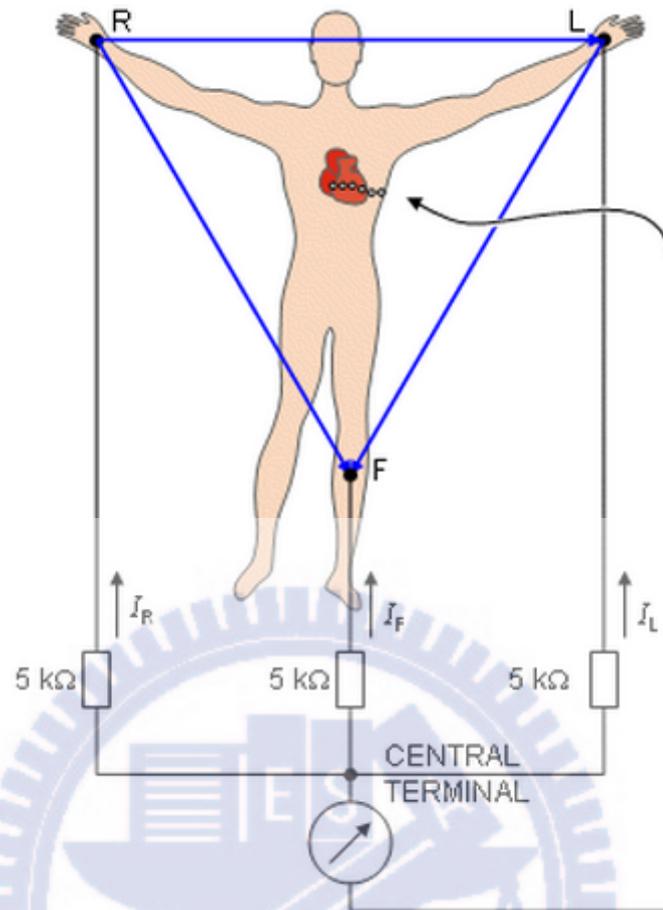


圖 2.6 Wilson central terminal 藉由右手左手及左腳加上 $5\text{ k}\Omega$ 的電阻衍伸而來。

資料來源：Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey, *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995.

藉由平均右手，左手及左腳的電位平均數，計算此平均數與胸前單一點的差異，此差異即稱為電位差異(Potential Variation)。Central Terminal 的作用即是用來紀錄胸前單一點的電位差異。此種方式稱為單極誘導(Unipolar Lead) [39]，

Central Terminal Potential 為右手，左手及左腳的電位平均數，因此可用以下

數學算式表示：

$$E_{WCT} = 1/3 (E_R + E_L + E_F) \quad (5)$$

E_{WCT} : Wilson Central Terminal 電位

E_R : 右手上臂電位

E_L : 左手上臂電位

E_F : 左腳下肢電位

在 1942 年,Goldberger 介紹 augmented unipolar limb lead 到心電圖領域[40]。

其方法是捨棄了 Wilson Central Terminal 中連結到單肢的誘導，而直接放上電極紀錄。藉由此方法訊號可放大 50%，因此被稱為 augmented unipolar limb lead。修正後的 VR，VL，VF 使用 aVR，aVL，以及 aVF 來表示。

其數學式可寫為：

$$V_R = E_R - E_{WCT} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} aV_R &= E_R - E_{GC} \\ &= E_R - 1/2 (E_L + E_F) \end{aligned}$$

$$= 3/2 E_R - 1/2 (E_L + E_F + E_R)$$

$$= 3/2 [E_R - 1/3 (E_L + E_F + E_R)]$$

$$= 3/2 [E_R - E_{WCT}]$$

$$= 3/2 V_R \quad (7)$$

aV_R ：修正後的右肢電極。

E_{GC} ：修正後的終極電位。

E_{WCT} ：Wilson's 中央終極電位。

E_R ：右上臂電位。

E_L ：左上臂電位。

E_F ：左腳電位。

利用相同的運算方法，可以推論出 aV_L ，及 aV_F 。修正後的單極誘導因而建立。

1944 年，為了測量電位時能夠更靠近心臟，Wilson 團隊發展出六個胸前紀錄電極的部位，稱為胸前誘導(precordial leads)，V1-V6。V1 與 V2 分別位於胸骨左右兩邊的第四肋間。V4 位於鎖骨中線的第五肋間。V3 位於 V2 與 V4 中間。V6 位於腋中線的第五肋間。V5 位於 V4 與 V6 中間[41]。

現今臨床上最普遍使用的 ECG 系統，為標準十二誘導心電圖(Conventional 12-lead ECG)。包含了，Einthoven 所引進的三個肢體誘導(Limb Leads) I，II，III；三個 augmented unipolar limb leads： aV_R ， aV_L ，及 aV_F ；另外還有胸前誘導(Precordial Leads) V1-V6。

在 1993 年，Robert Zalensk 甚至增加 V4R, V8 以及 V9 至心電圖系統，發展出 15-lead ECG，用以評估診斷急性冠狀動脈的病症[42]。

心電圖的發展，是經由許多的學者及臨床醫生共同努力才有了現在的結果。由

於飲食以及生活習慣的改變，患有心血管疾病的病患也越來越多，造成了每日大量的心電圖記錄的產生，而這些心電圖資料的分析與儲存成了很大的問題。過多的心電圖記錄占用了臨床醫生很大的時間。為了解決這樣的問題，電腦自動化的 ECG 蓬勃發展。藉由電腦的自動化儲存，分析，紀錄，以及診斷，使得臨床醫生在評估病情時，更有效率，也加省時間。然而電腦自動診斷 ECG 仍有其缺點需要克服，例如心電圖會因為病人的心情而有些微改變，而電腦無法診斷出此種異常。以目前的自動化心電圖而言，無法做單獨的診斷，可做為臨床醫生診斷時的參考，節省醫生的時間。也許在不久的將來，經由與專業的心臟科醫生共同研究合作，使得電腦自動判讀病情方面能夠更加準確，來提供臨床醫療人員使用。

2.3 心臟的基本功能

心臟由四個腔室所構成，分別為左右心房以及左右心室，圖2.7。心室收縮的時候，血液進入動脈而流至全身，心室放鬆時，血液經由心房回到心室。位於心臟上方的腔室稱為心房，分為左心房與右心房；位於下方的稱為心室，分為右心室與左心室。右心房與上下腔靜脈相接，負責將血液送回心臟。左心房與肺靜脈相接，右心室與動脈相連接，左心室與大動脈相連接。

在血液循環中，缺氧血經由上下腔大靜脈回到右心房，右心房將血液輸送至右心室，就由右心室的收縮作用，再經由肺動脈送至肺部交換氣體，將新鮮帶氧血液經由肺靜脈流入左心房，再進入左心室，最後再經由心室的收縮作用，使得血液由主動脈送至全身各處[43]。

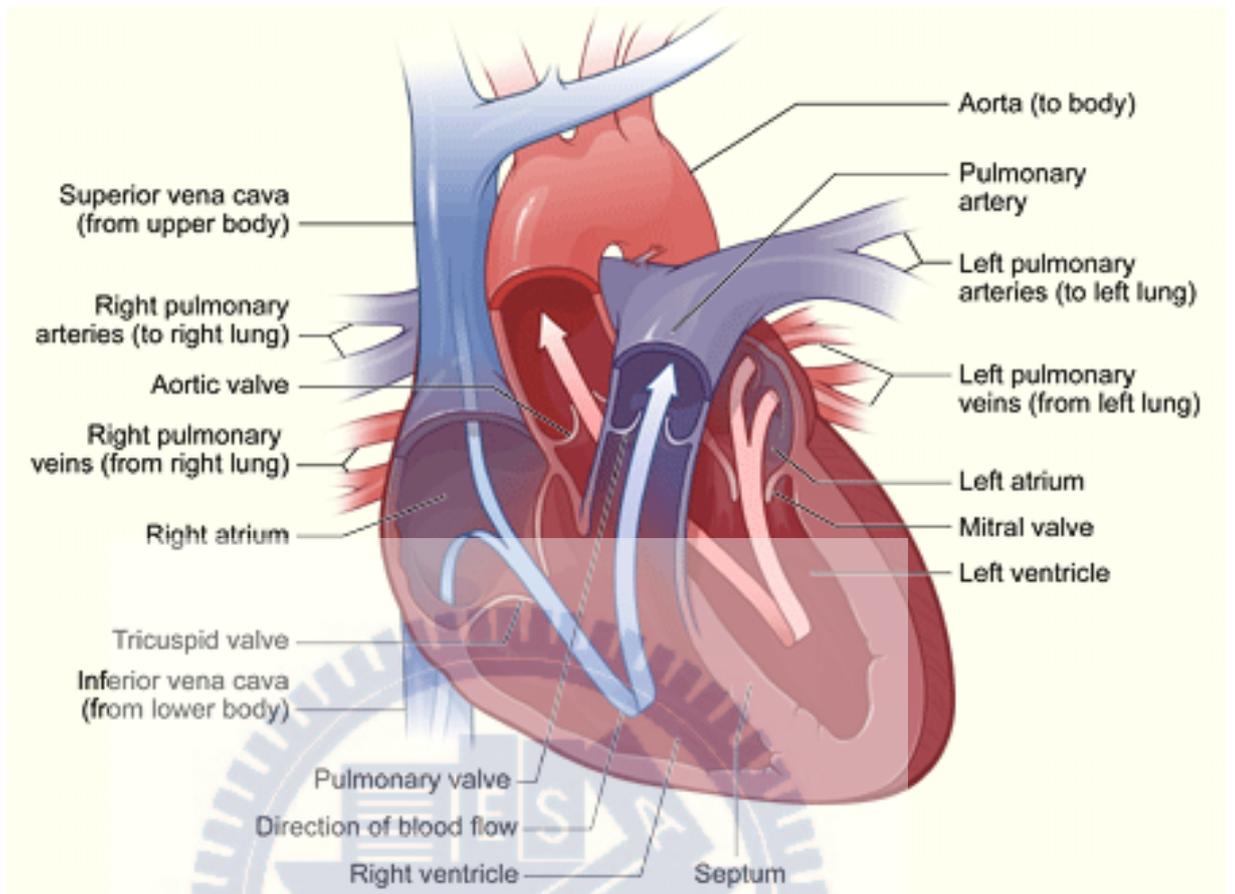


圖 2.7 心臟的橫切面示意圖。

資料來源：Chung, M.K., Rich, M.W. "Introduction to the cardiovascular system", Alcohol Health and Research World, 14, pp. 269 – 276, 1990.

2.4 心臟的傳導系統

心臟可以自動且規律的收縮藉以將血液傳送至全身，其可以自動的收縮跳動乃因在心臟上有特化的肌肉組織，能釋放，以及傳導電刺激，引起心房心室的收縮，藉以啟動心搏。心臟的特化心肌組織包含了竇房節(Sinatrial Node, SA node)，房室節(Atrioventricular Node, AV node)，bundle branch，以及Purkinje fibers，如圖2.8所示。

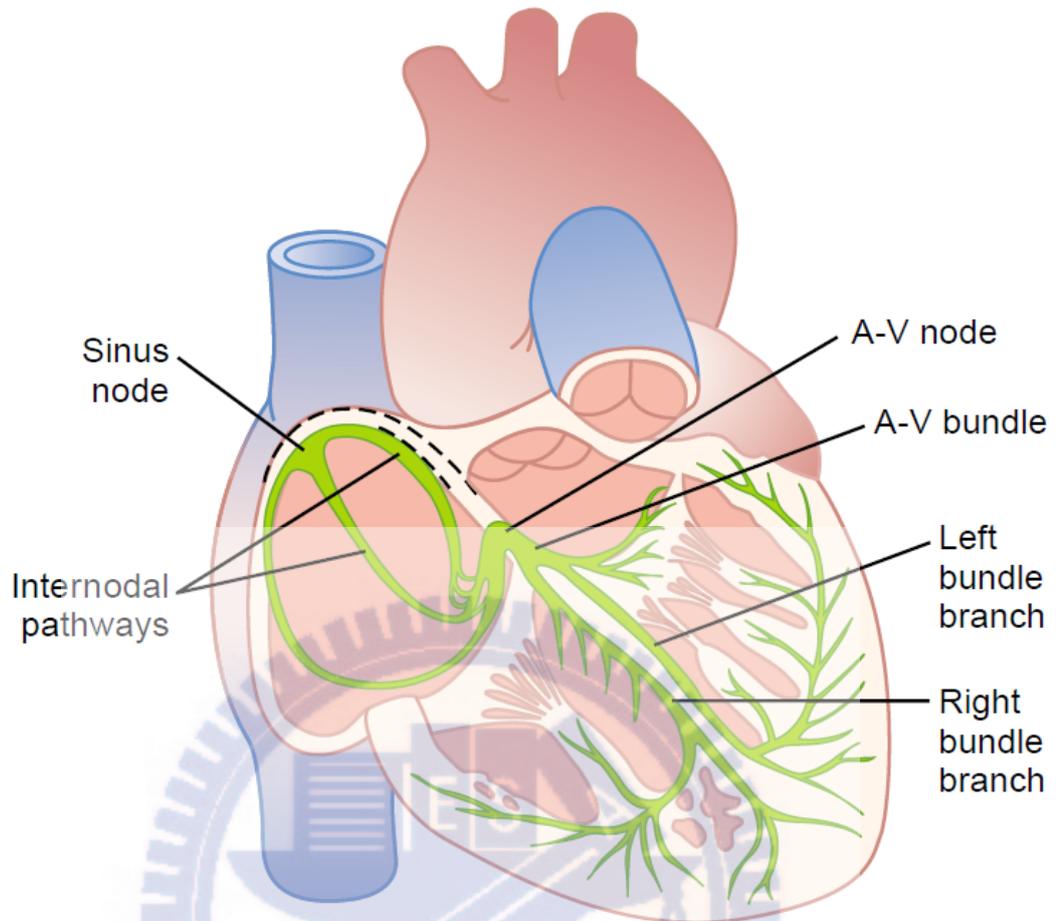


圖 2.8 心臟傳導系統

資料來源：C. Guyton, John E. Hall, Textbook of Medical Physiology, eleventh edition, Elsevier Inc., 2006, USA.

SA node 又稱為心臟的節律點(pacemaker)，具有啟動心跳的作用。位於右心房上方大靜脈附近。SA node去極化後，會放電並產生電流使心肌收縮，而此放電速率就會決定了心跳速率。SA node 的去極化後，會促進心房的收縮而此電流繼續傳導至AV node.

AV node 會接受SA傳來的電流，此AV node傳導動作電位的速度較慢(延遲0.1秒)，使得心房與心室的收縮不會同時發生，而心房有足夠的時間收縮讓血液進入

心室，然後心室才發生收縮將血液輸至動脈傳送到全身。電流由AV node傳至 bundle of His，然後再傳送至bundle of branch，再傳送至Purkinje fibers，電流由心內膜向外傳送，促使整個心臟的收縮。最後負極化使得心房與心室舒張[44]。

SA node的放電作用產生電流使心肌細胞興奮產生動作電位，此電位可藉由皮膚表面的電極而記錄下來，即是所謂的心電圖。心臟的電性傳導作用藉由心電圖的偵測並記錄，做為評估心臟活動健康狀況的依據。

2.5 心電圖圖形的定義

Electrocardiogram 藉由 Electrocardiography 紀錄心臟的電氣活動(electrical activity)。紀錄心電圖的紙捲，由交錯的平行線與垂直線繪製成許多小格子。每格大小為 1mm × 1mm，每五格繪畫上較粗的線條，將其視為一大格。橫軸代表時間，每小格代表 40 毫秒，每大格代表 200 毫秒。縱軸代表伏特電位，或是振幅(amplitude)，有分正負。每小格代表 0.1mV，每大格代表 0.5mV[45]，如圖 2.9 所示。

心電圖由六個主要波形所形成，圖 2.10，以英文字母 P，Q，R，S，T，以及 U 來表示[39]。心電圖上各個波形所代表的意義如下：

P wave：為心房去極化，電流由 SA node 流至 AV node 時所記錄到的電氣活動。

PR interval：測量範圍從 P 開始到 QRS 的一開始。此區段代表了刺激從 SA node

傳導到心室所需的時間。正常情況下，心跳越快，PR interval 越短。

QRS complex：心室去極化時所記錄到的心臟電氣活動。

T wave：心室負極化時所產生的電氣活動。

Q-T interval：此期間反應了電力收縮的期間。為心室去極化與副極化的時間。

心率越快，Q-T interval 越短。

U wave：在正常人的心電圖上，不一定會有此波的出現。

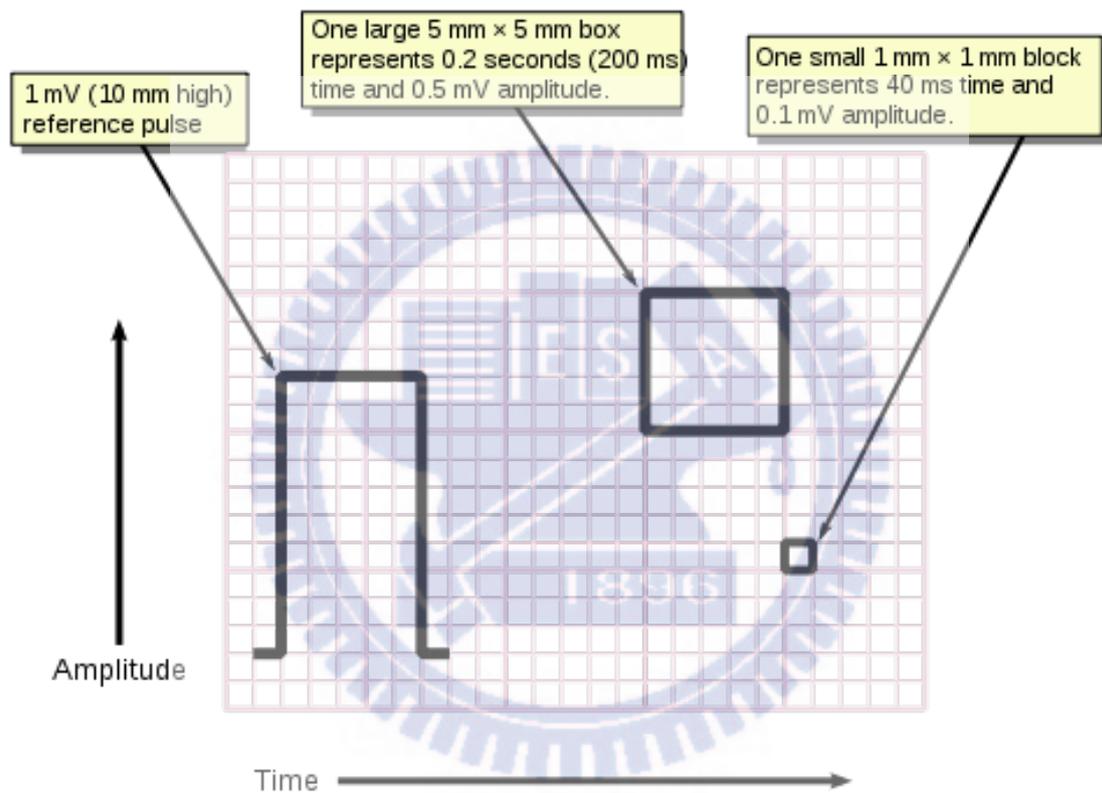


圖 2.9 標準心電圖之規格。

資料來源：Markus Kuhn 繪製，Stannered 所修改。

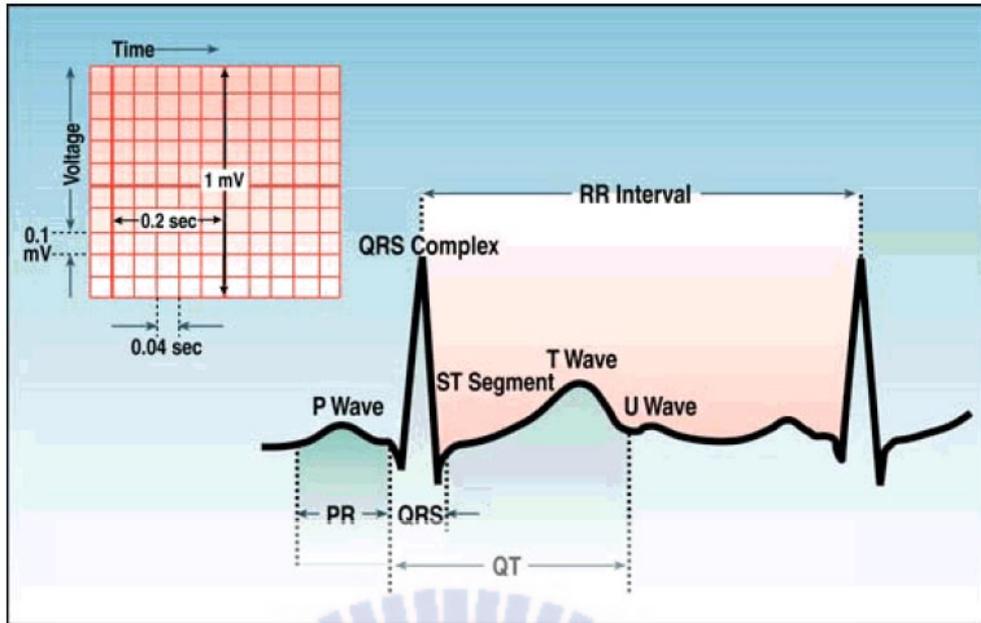


圖 2.10 心電圖之波形。

資料來源：Cathy Dockx, “ECG review: ECGs made easy, pre-reading material”, [Pre-reading ECG review](#).

第三章心率變異性(heart rate variability, HRV)分析

3.1 心率變異性簡介

心率變異(heart rate variability, HRV)分析是一種測量連續心跳中，心搏與心搏之間變化程度的方法。在傳統觀念裡，健康人體在測量心跳時，或者是使用心電圖，都是有規律的節拍，因此一般人認為正常的心臟應該是完全規律而沒有任何的變異。然而事實上，正常的心跳會因為受到自主神經系統的調控，而產生波動。當自主神經系統的控制失調時，這種波動會因為受到影響而消失。因此研究者認為，當變異消失或明顯降低時，會產生沒有波動而完全規律的心率，這種完全規律的心率，被認為是心臟調節系統異常的表現。

HRV 就是在測量心率快慢差異的的規律。平均心跳則是以分鐘(per minute)為單位，如 70 次/min，或是 120 次/min，HRV 分析的概念與平均心跳速率的差別在於 HRV 以毫秒(ms)為單位觀察期間微小的差異，而這種微小的差異在正常心電圖上不容易偵測出，或者是因為這種差異太微小而被忽略。但是事實上，其差異在使用更小的單位去觀察時，就可以觀察到這種差異。

心率會因為複雜的生理狀況而有所改變。為了適應環境，體內的自主神經，荷爾蒙，體液等會改變心率。此現象除了會反應生理狀況外，也可能是因為某些病理狀況而造成這些調節進而改變心率，此改變的心率，即是測量出來的 HRV。

3.2 HRV 之發展與歷史

據文獻報導，最早將 HRV 使用在臨床應用的是在 1965 年，婦科醫生 Hon 與 Lee 採用監測儀監測分娩過程時，發現胎兒的心率變異性降低，同時也偵測到胎兒窘迫症(fetal distress)的發生[46]。較特別的是，在發現此症狀時，心率變異性雖然有明顯的降低，卻沒有偵測到任何心率的改變，也因為此發現，而使得學者注意到心率與心率變異的差別。1977 年，Wolf 等人發現心肌梗塞後的病人的 HRV 的降低與高死亡率有高度的相關性[47]，他們認為，HRV 有明顯降低的病人，其死亡率也相對的較高。其研究也在後來的實驗中，被證實其可行性，而 HRV 也因此漸漸發展作為心肌梗塞後的病人其死亡率的預測工具[48]-[50]。在 1981 年， Akselrod 等人將功率頻譜密度(Power spectral density) 的方法更完善的引進 HRV 使用[51]，其使用了頻譜分布的方式表現 HRV，使在分析時，對於自主神經系統調控的觀念更加清晰明瞭。在 1984 年，Ewing 等人使用了的長程 Holter 監視器記錄無生病的健康正常人的 24 小時 HRV，結果發現健康的人其 HRV 會隨著自主神經系統的調節而有日夜規律的改變[52]。因而他們確定了 HRV 與自主神經平衡狀態的高度相關性。

在確認 HRV 的降低可作為心肌梗塞後的死亡率有力的預測指標[48]以及預測心臟性猝死的指標後[53]，醫學界開始了對 HRV 的重視，而 HRV 也在此時被廣泛的研究。其中最重要的是，HRV 成為了心血管疾病主要研究對象，另外還包含了

非心血管疾病的神經病變之疾病，皆可使用 HRV 作為研究工具。HRV 在學術研究或是臨床上的使用也越來越普遍。

然而，雖然這些研究對 HRV 的在臨床上的發展越來越普及，卻也產生了新的問題，其中包含了分析方法的不同，指標的錯誤選擇，或者是儀器品質的低劣，這些問題可能會造成醫生在評估 HRV 時的錯誤結論，或者是每家醫院所使用的指標皆不同，因此無法進行比較或統整，或是在評估某一病人是否有降低的 HRV 而造成其死亡時，無明確的指標可以指出此降低的 HRV 是因為自然產生，或者是病變而產生，又或者是因為使用不同的儀器所造成的，這些問題，都造成了醫生在診斷評估時的問題。因此，為了提高 HRV 在臨床使用上，作為心肌梗塞後的死亡率預測指標及早期的糖尿病經病變的預測指標，1996 年歐洲心臟病學會和北美電氣生理學會聯合發表了一篇報導，其內容包含了測量標準化，確立生理與病生理之間的相關性，以及確認目前在臨床上正確的使用等等目標[7]。

因為簡單，準確，以及非侵入性的優點，HRV 成為預測心肌梗塞後死亡率非常有力的預測工具。希望可以藉由 HRV 的研究與應用，使得可以找出心肌梗塞後死亡率與心臟性猝死的早期預兆，作為評估病人的預後狀況，治療的監測，更希望藉由早期預兆而找出相對應的治療方法，而預防死亡的發生。

3.3 HRV 的背景知識與生理基礎

3.3.1 神經系統

人體的神經系統由中樞神經系統(Central nervous system, CNS)及週邊神經系統(Peripheral nervous, PNS)所組成。其中，中樞神經系統由腦及脊髓組成，週邊神經系統由 12 對顱神經(Cranial Nerve)及 31 對脊髓(Spinal Nerve)所延伸出來。其中週邊神經系統可依其作用細分為可控制著隨意肌運動的體神經系統(Somatic nervous system)，與控制不隨意肌肉運動的自主神經系統(Autonomic nervous system)，如心肌，平滑肌等。

自主神經系統之主要為調節不隨意肌的運動，包含心肌、平滑肌和腺體(消化腺、汗腺、部分內分泌腺)的活性。依照生理功能的不同，將自主神經系統分為交感(Sympathetic)與副交感(Parasympathetic)兩個分支。通常一個器官會同時被兩個神經系統調控。兩個分支的作用往往是相互抗結，當一作用活性增加時，另一作用之活性就會降低。

交感神經經由脊神經的作用將內部器官與腦相連，可讓身裡準備應付緊急狀況，經由加情交感神經的活性，可加速心跳，增高血壓，抑制腸道的蠕動等。副交感經由腦神經和腰脊神經組成的作用目的為保留和儲存能量，活性上升時，會增加消化液的分泌，增加腸胃的蠕動並使心跳減慢等。自主神經間的作用是同時發生作用，利用其相互抗結作用而保持體內的恆定性。

3.3.2 心跳速率與自主神經的關係

人類的心率，會因為不同的個體，不同的生理健康狀況，心理壓力，或者是規律的運動而有所不同。心跳速率通常是由 cardiac pacemaker 的極化速率所決定的。在沒有其他因素的影響下，稱為 intrinsic HR，心率會因為心肌的極化與負極化而產生 110~120 次/min 的搏動。正常情況下，人體無法承受如此快速之心率，在正常體內環境下，心率主要是受到自主神經的調控[54]，維持在 70 次/min 左右的搏動。自主神經系統中的副交感神經，藉由迷走神經系統釋放 acetylcholine，使得心率變慢；而交感神經系統釋放 epinephrine 及 norepinephrine 而使得心率變快[55]。

迷走神經分布於 sinuatrial node (SA node)，心室肌肉，以及房室連接路徑(圖 3.1)。刺激迷走神經會造成心臟速率的減慢，其主要原因為心室傳導路徑因為迷走神經的刺激而減慢的因素。交感神經纖維遍佈在整個心臟內，包含 SA node, 心室肌肉，心房肌肉，以及房室連接路徑。刺激交感神經活性則會造成心率的加速，心率之所以加速的原因為心肌收縮力增強，而使得傳導速率變快。

在正常的情況下，交感神經與副交感神經會同時作用在人體上，而當其效應達到淨平衡後，反應其效應。正常健康的人體中，當其在安靜舒適的狀態下如仰臥，或者是在黑夜裡，副交感神經活性會大於交感神經的活性，整體表現以副交感神經為主。隨著負荷的增加，如站立，運動或是有壓力的狀況下，副交感神經的活性會減小而交感神經的活性會漸增，心率也會因此變快。在自主神經影響下，心率會有快慢的變化，在變化的過程中，在心搏與心搏之間產生了變異，此變異則是 HRV。

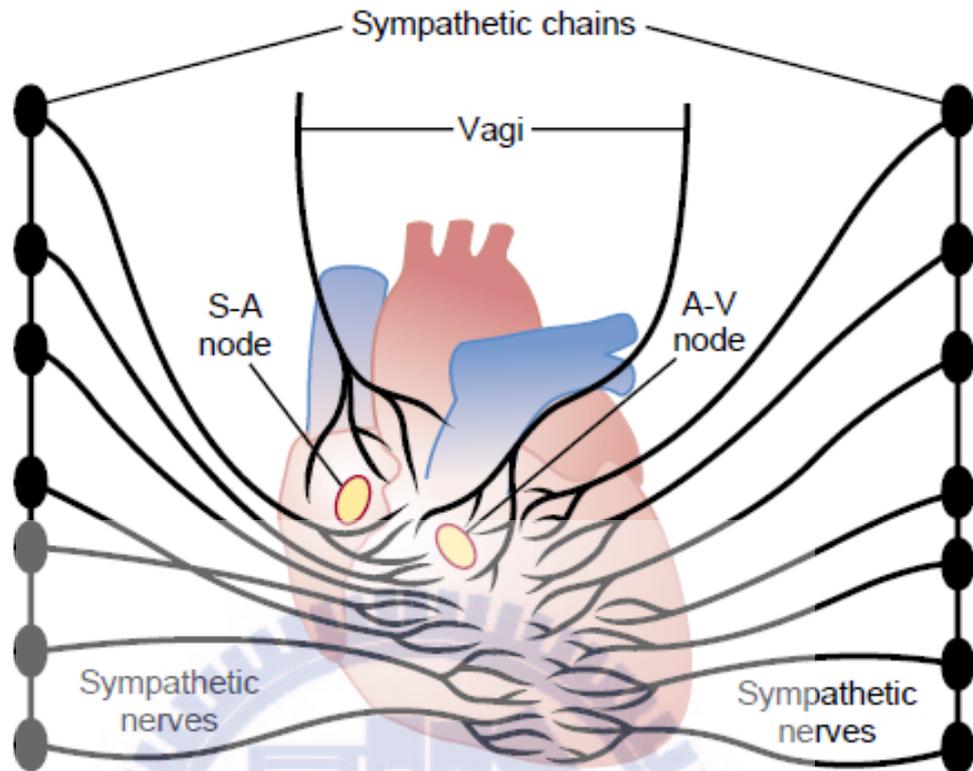


圖3.1 交感神經與副交感神經在心臟肌肉上的分布。

資料來源: Arthur C. Guyton, John E. Hall, Textbook of Medical Physiology, eleventh, Elsevier Inc., U.S., 2006.

第四章 HRV 分析方法

測量心率變異的方法主要分為三大類，時域分析法(Time domain methods)，頻域分析法(Frequency domain methods)，以及非線性分析法(nonlinear methods)。HRV為測量連續心搏與心搏之間的時間差。心率變異分是針對正常節律下的心跳其些微的差異進行研究，而排除心律不整等節律明顯異常的interval。

4.1 時域分析法(Time domain methods)

在標準心電圖上，兩個相鄰正常QRS complex上的R波定義為R-R interval (圖4.1)。而由連續的R-R interval代表著心律變動性，定義為Normal-to-Normal interval[7]。簡單的時域分析包含了平均NN interval，平均心跳，或者是最長與最短的NN interval 之間的差異等等。

HRV的時域分析主要有兩類。第一類的數據，其為直接來自NN interval 而來。包含心跳速率(Heart rate)，SDNN(standard deviation of all normal to normal intervals)，SDANN index (standard deviation of average normal to normal intervals index)等。第二類的變異是以相鄰cycle的變異為基準[52]，包含R-MSSD (The square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals)，PNN50(NN50 count divided by the total number of all NN intervals)等。

時域分析法依其表現方式可分為兩種，一為 Statistical methods，另一為

Geometrical methods。

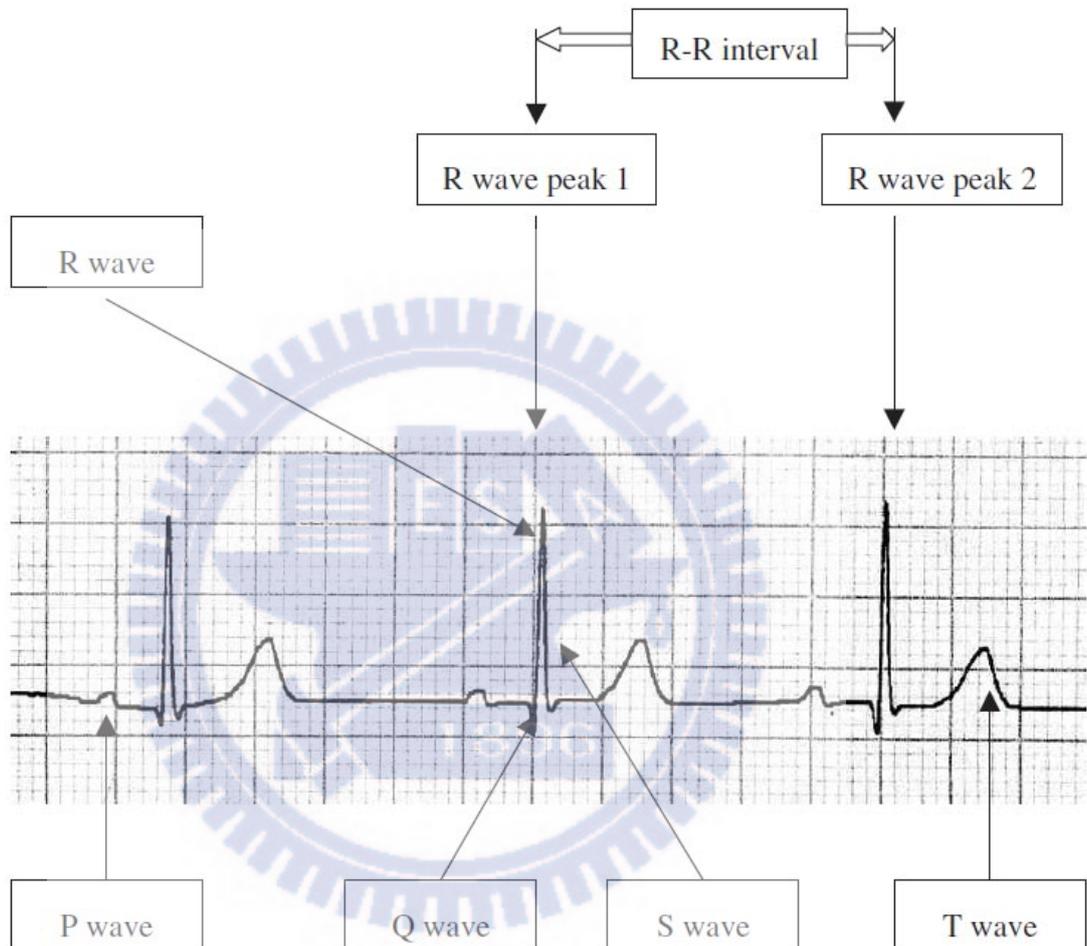


圖 4.1 正常心電圖個波形的定義。

資料來源：M.J. REED, et al., "Heart rate variability measurements and the prediction of ventricular arrhythmias", The Quarterly journal of medicine, 98, pp. 87 – 95, 2005.

4.1.1 Statistical methods

SDNN，正常心跳間期的標準偏差，反映了在記錄期間全部的變異性。SDNN

隨著紀錄的時間減少而降低[56]，其數值會決定於記錄的時間長短。

SDNN index，計算每5分鐘正常心跳間期的標準偏差，再計算全程的平均標準偏差。

SDANN，所有五分鐘區段正常心跳平均值之標準差。

SDANN index，所有五分鐘區段正常心跳平均值之標準差之平均值。

RMSSD，正常心跳間期差值平方和的均方根。

NN50，正常相鄰心跳間期差值超過50毫秒的個數。

pNN50，相鄰正常心跳間期差值超過50毫秒的比例。

4.1.2 Geometrical methods

RR interval 直方圖的定義為對某一個體在一定的時段內，其RR interval 大小分布的圖解方式。橫軸為RR interval，縱軸為此RR interval 所含的個數，這一系列的數據即可形成如圖4.2所示的直方圖。此直方圖即可代表HRV的大小，當直方圖高而窄時，HRV即視為小；如果顯示為低而寬時，HRV即視為大。

使用直方圖時，如果RR interval 取樣不正常時，如將T wave誤視為QRS的一部分，通常此interval會遠大於會遠小於整個正常的RR interval，此時就會造成有部分遠離主峰，而很清楚的被觀察到。

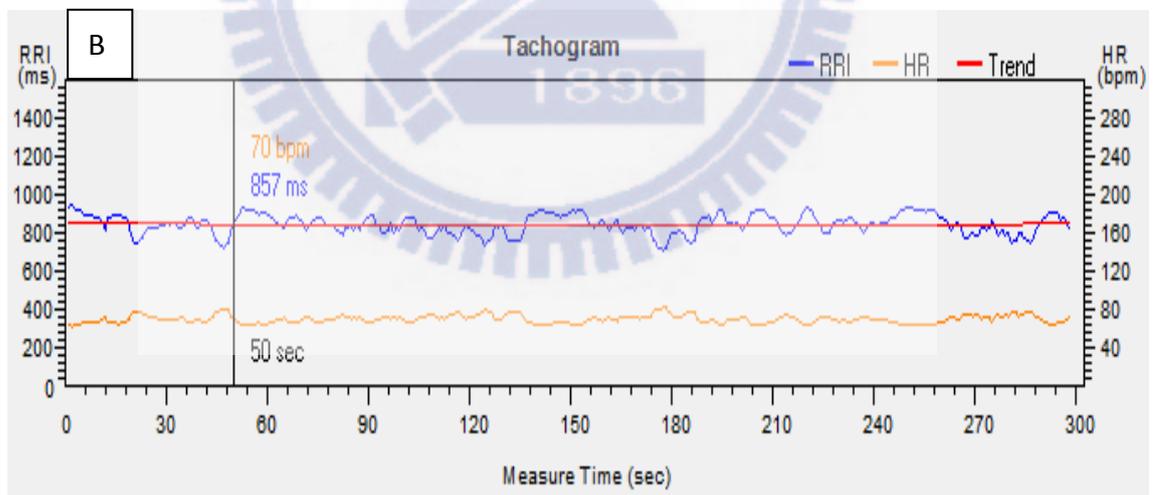
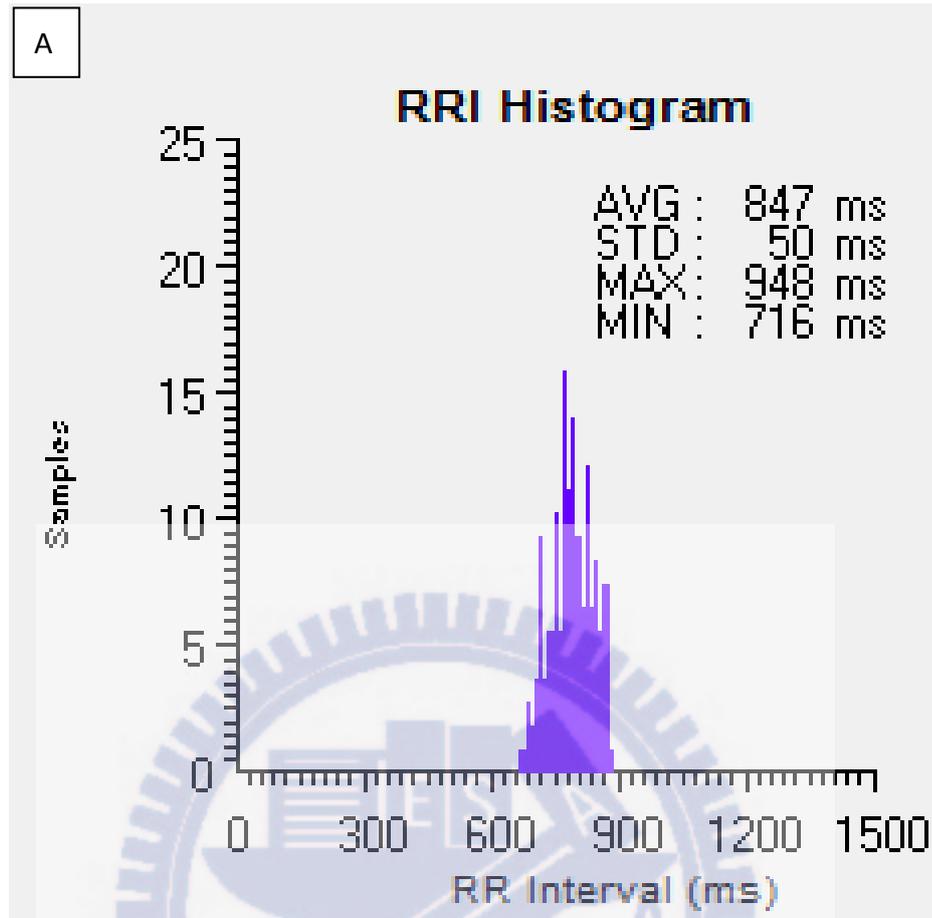


圖 4.2 單峰形RR interval 直方圖及其相對應的心率趨勢圖。

A：單峰形RR interval 直方圖。B：其相對應的心率趨勢圖。

為了減少不正常的RR interval 影響對HRV的判斷，衍生出HRV triangular index。其基本原理為，以RR interval 為基礎所畫出來的直方圖，其最大的RR interval 到最小的RR interval 之寬度(最底座之寬度)，即為HRV的大小。而此寬度的大小，則是由直方圖的面積除以高而得，直方圖的面積可視為全部RR interval 的個數，其高可視為最多RR interval 的個數。因此，可得：

$$\text{HRV triangular index} = \frac{\text{全部RR interval的個數}}{\text{RR interval}} \quad (8)$$

若直方圖越寬越低，則指數的絕對值會越大，而代表心率變異性越大。若此數值越小，則代表心率變異性越小。

另外，並非所有的RR interval 會是單峰的狀態，有時會形成雙峰，如圖4.3所示。如果是在合適，舒適的環境下，通常會是單峰的狀態，但是如果有白天與晚上兩個階段，病人會在白天運動，晚上休息，因此造就了兩個或是更多的peak。

使用幾何方法的最大的限制在於要繪製直方圖時，其所需的NN interval 個數必須很多，其可信度才會高，因此，要使用此方法，最少需要20分鐘。

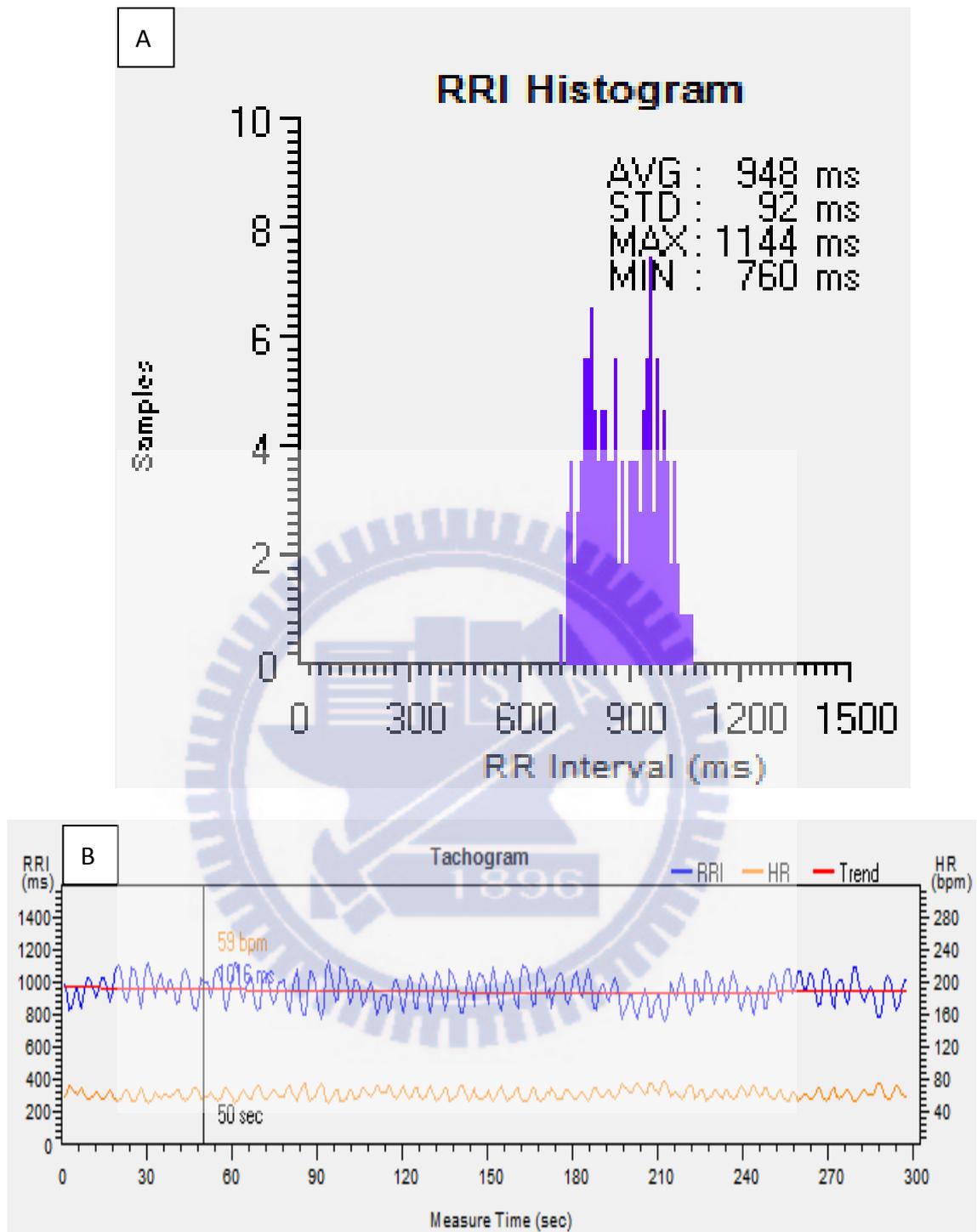


圖 4.3 雙峰形RR interval 直方圖及其相對應的心率趨勢圖。

A：雙峰形RR interval 直方圖。B：其相對應的心率趨勢圖。

4.2 頻域分析法(Frequency domain methods)

頻譜分析的方法有很多種[57]。功率頻譜密度(Power spectral density) 可讓我們清楚的了解到功率分布的頻率。任何複雜的曲線都可以歸納成不同的正弦曲線組合，而瞬時心率變化的趨勢圖可分解為不同頻率，不同幅度的正弦曲線，根據其功率分布，繪製出曲線。此方法又稱為頻譜分析或頻域分析。頻譜曲線的橫坐標所代表的為頻率(Frequency, Hz)，縱座標為功率密度(PSD, ms^2/HZ)。將心率變化曲線轉變為頻譜常用的方法主要有兩種，分別為Fast Fourier Transform (FFT)及Auto-Regressiv(AR)。兩種方法各有其優缺點，其所繪製的圖形並不相同，但是結果仍可相互比較。FFT使用方法較簡單，其運算速度較快，此方法可得到較原始的數據，而其轉換出來之圖形仍保有其細節不會因為轉換而遺失；而AR算法較為複雜，但使用此方法的好處為其分析出來的訊息圖示較為圓滑較易其高峰較易辨認，卻也因為其過程中刪除了小部分細節，而有點失真，如圖4.4所示。

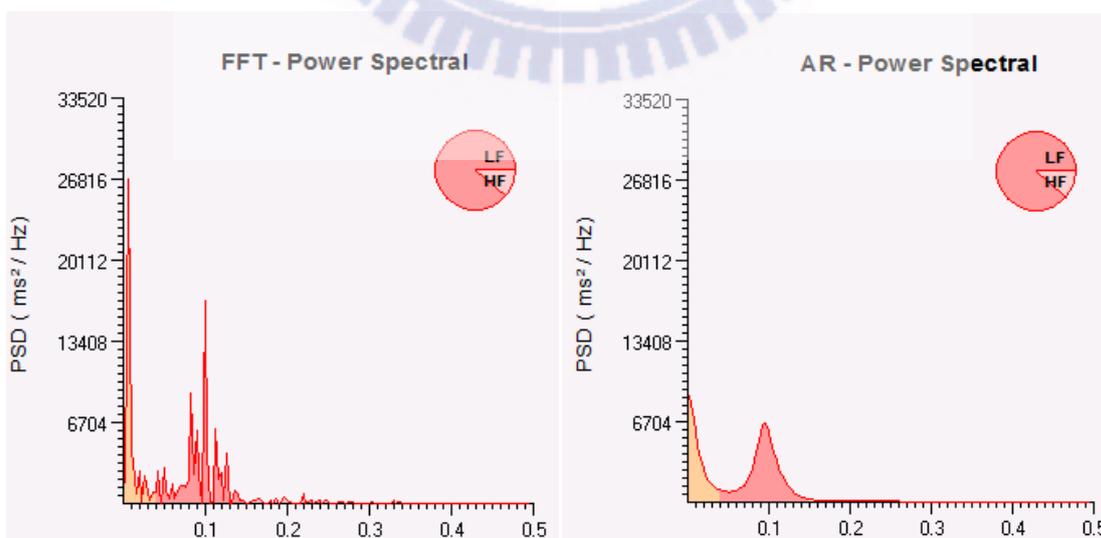


圖4.4 短程HRV頻域分析圖示。

頻域分析使用的 parameters 有總功率(total power, TP), 高頻功率 (high frequency power, HF), 低頻功率(low frequency power, LF), 極低頻功率(very low frequency power, VLF), 超極低頻功率(ultra low frequency power, ULF), 標準化低頻功率比(normalized LF, LF norm), 標準化高頻功率 (normalized HF, HF norm), 以及 LF/HF 代表低高頻功率比[7]。

TP, 其所使用的頻率為 ≤ 0.4 Hz, 反映了紀錄時間內全部正常心跳間期的變異數, 相當於time domain中的SDNN及triangular index。HF, 其所使用的頻率為0.15~0.4 Hz, 反映高頻範圍的正常心跳間期的變異數, 其在生理上代表副交感神經活性的指標, 相當於time domain中的RMSSD, NN50, 及pNN50。LF, 其所使用的頻率為0.04~0.15 Hz, 反映低頻範圍的正常心跳間期的變異數, 其在生理上代表交感神經活性或交感神經與副交感神經同時調控的指標。VLF, 所使用的頻率為 ≤ 0.04 Hz, 指極低頻範圍的正常心跳間期的變異數, 其所代表的生理意義還不明瞭。ULF, 所使用的頻率為 ≤ 0.003 Hz, 指超極低頻範圍的正常心跳間期的變異數, 所代表的生理意義也還不明瞭。很多時候在LF與HF會使用LF norm, 低頻功率/(總功率-極低頻功率) $\times 100$, 與HF norm, 高頻功率/(總功率-極低頻功率) $\times 100$ 來表示, 主要原因為VLF的生理意義未明, 在計算過過程中, 使用標準化可減少VLF對分析造成干擾, 因此使用標準化來表示[58-62]。

4.3 長程紀錄與短程紀錄

HRV的紀錄以其紀錄時間長短又可分為長程(long-term)與短程(short-term)紀錄。其中long-term recording以24小時為主，其紀錄要包含白天活動與夜晚睡覺。而short-term recording以五分鐘為主，也有人使用十分鐘與二十分鐘的紀錄，但是最少需紀錄五分鐘，以確定所有的頻域都已包含進去[58-62]。

在分析HRV時，依分析的目的決定要使用long-term recording或short-term recording[7]，此兩種方法測出來的數據不可相互比較，但可相互參考，因此這兩者不可相互代替。Time-domain分析時，要收集足夠的RR interval會較容易分析，因此推薦以long-term recording為優先選擇；而frequency-domain可在短時間內測定自主神經系統的平衡性，因此以short-term recording為優先選擇[7，58-63]。

第五章 實驗對象與實驗方法

5.1 實驗對象:

由國立交通大學以及國立清華大學，以及其他年滿二十歲大學以上的學生志願參加本實驗，並簽下同意書。所有的受測者在入學前都經過身體健康檢查，其診斷皆為正常，無心血管方面疾病以及無精神病變。而所有實驗對象在接受實驗前，都經過病史諮詢，在過去皆無發現，檢驗出心血管方面之病史。

實驗對象的個數與基本資料整理如表 5.1 所示。參與實驗之總人數包含 115 名，因為本實驗包含性別差異之研究，因此選擇實驗對象時，盡量保持男女人數差異不要太大，以免影響統計之結果。本實驗之實驗對象男性占 57 名，平均年齡為 25 ± 2.3 歲，女性占 58 名，平均年齡為 25 ± 1.2 歲，年紀範圍設定為 20-30 歲。

表 5.1 實驗對象之基本資料

	男性	女性
人數 (人)	57	58
年紀 (歲)	25 ± 2.3	24 ± 1.2
身高 (公分)	173.2 ± 5.1	164.9 ± 5.8
體重 (公斤)	69.5 ± 10.6	52.9 ± 6.7
BMI	23.17 ± 2.1	19.45 ± 1.5

5.2 實驗機器

本實驗所使用的 HRV 機器為台灣達楷生醫科技所研發的 DailyCare

BioMedical's ReadMyHeart®，圖 5.1。此機器記錄 HRV 相關數值，並將資料傳輸

至電腦，可得到 HRV 之時域與頻域之分析數值，將資料儲存至電腦並做好備份，

以便日後資料之讀取與分析，如圖 5.2 所示。



圖 5.1 實驗使用之器材。DailyCare BioMedical's ReadMyHeart®

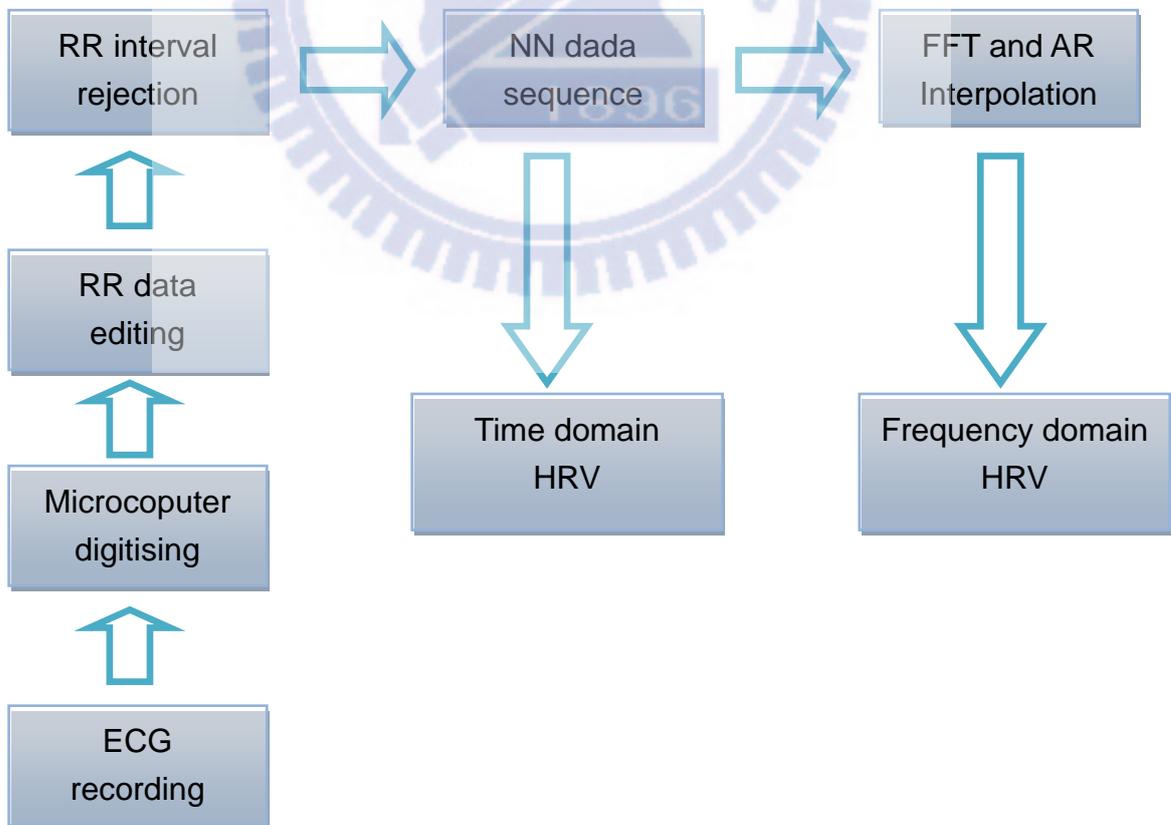


圖 5.2 HRV 資料分析之簡易流程圖。

5.3 實驗過程

本實驗的實驗地點為國立交通大學生物科技院的生物科技實驗一館 108 室，本實驗室備有一地點做為專門測試心電圖及 HRV 的受試地點。HRV 因受到自主神經系統的影響，而有晝夜變化的規則，為了減少環境及時間對 HRV 的造成影響，本實驗所有的受測者，皆以白天為受測時間，進行時間為早上八點至下午五點。

自願受測者來到本實驗室時，實驗進行者會先向實驗受測者進行實驗目的，實驗流程，及實驗數據使用範圍之解說，並向實驗受測者保證受測內容會保密。當實驗受測者同意此實驗數據使用範圍，以及同意配合此實驗流程後，會請受測者先簽屬實驗同意書，同意此資料可用於本實驗研究以及做為將來臨床上的判斷標準，並請實驗受測者填寫基本資料，以及向受測者諮詢過往病史。

本實驗使用之 HRV 為短程 HRV，機器設定為 5 分鐘，此設定是根據歐美心臟學會專家所訂的標準(7)，認為短程 HRV 測量最適合的時間為五分鐘。為了衛生考量，本實驗所使用的 HRV 為一次拋棄性的貼片，每位受測者須使用兩片貼片。所有的訊號皆由 Einthoven limb leads 中的 Modified Lead II 收集本實驗所需的 signals。極片黏貼的位置為右手到左腳，選擇此 Lead II 之原因為所能夠收集的數據與 Lead I 以及 Lead III 相比，其所收集到的訊號為最強的。

本實驗共分為三階段，實驗受測者需變化三種不同的姿勢測量 HRV，分別為仰臥，坐姿，以及站姿，各測量五分鐘。為了預防在變化姿勢過程中，自主神經的改變而影響 HRV 數據的準確率，在測量前，實驗受測者必須先休息五分鐘才進行

測量。為了減少變因，所有的受測者皆是由副交感神經較旺盛的仰臥姿，坐姿，再轉變為交感神經較旺盛的站姿為固定順序(圖 5.3)。

實驗受測者平躺至病床上，以酒精擦拭皮膚清潔皮膚表面，在實驗受測者的右手手腕貼上貼片，左腳腳踝內側貼上貼片。請實驗受測者平躺於病床上休息五分鐘準備接受測量 HRV。休息五分鐘後，開始測量實驗受測者之 HRV，在測量過程中，請實驗受測者不要講話，不要有任何動作，盡量以放輕鬆為主。期間也請實驗受測者盡量保持呼吸平穩，不要做深呼吸等動作，以免影響 HRV 的測量。仰臥姿勢測量結束後，請實驗受測者改換坐姿，選擇最舒適的坐姿，休息五分鐘後，在進行測量。最後，改換站姿，先站著休息五分鐘，最後再測量五分鐘。

此實驗測量過程，每個姿勢需要五分鐘的休息，以及五分鐘的測量，總共三個姿勢，故整個實驗共需三十分鐘的測量。

在此三種姿勢全部測量完以後，將數據傳輸到電腦，進行存檔以及備份。這些數據經過實驗室中有經驗之研究人員確認是否為正常數據，再將資料歸類為正常數據做為建檔以及統計分析用。



圖 5.3 本實驗之簡易流程圖。

5.4 HRV 的分析

本實驗使用五分鐘 short-term HRV，因此所需要用到的 parameters 主要以頻域分析為主。而時域分析則以 24 小時 Holter 較有臨床上的意義(7)。

5.4.1 時域分析

本實驗所用到的時域分析，經由連續的 RR interval 分析轉換，HRV 的時域使用 parameters 為 normal-to-normal mean RR interval，其中超過 4 個標準差的 RR interval 被視為非正常，在計算過程中，會將其刪除，SDNN，以及 RMSSD，如表 5.2 所示。

5.4.2 頻域分析

在頻域分析部分，本實驗的 parameters 為 total power，VLF，LF，HF，標準化後的 LF 與 HF，以及 LF/HF，如表 5.3 所示。本實驗室所使用的頻域分布根據歐美心臟學會專家所訂的標準而設定[7]。

5.4.3 資料分析

經由適合度檢定(goodness of fit)，所有的數據呈現常態分布。因此數據都採用正常分布和平均標準差(Mean \pm SD)來表示。實驗對象依男女分為兩組，測試兩個樣本之間的差異性是否存在，並觀察其差異性是否到達統計上的顯著差異。經由使用 Student's test，two-tail 來進行數據分析。在姿勢變化測量中，則使用 ANOVA 檢測三種姿是是否有顯著差異。P<0.05 被視為統計上有顯著差異。此統計的方法為使用 Minitab®軟體進行 Student's test 檢驗，並使用 Microsoft Excel®進行曲線圖的分析。

表 5.2 HRV 的時域分析定義。

Variable	Description
SDNN	Standard deviation of all NN intervals.
RMSSD	The square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals.

表 5.3 HRV 的頻域分析定義。

Variable	Description	Frequency range
TP	The variance of NN intervals over the temporal segment	approximately ≤ 0.4 Hz
VLF	Power in very low frequency range	≤ 0.04 Hz
LF	Power in low frequency range	0.04–0.15 Hz
LF norm	LF power in normalised units $LF / (\text{Total Power} - \text{VLF}) \times 100$	
HF	Power in high frequency range	0.15–0.4 Hz
HF norm	HF power in normalised units $HF / (\text{Total Power} - \text{VLF}) \times 100$	
LF/HF	Ratio LF [ms^2]/HF [ms^2]	

資料來源: Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use”, European Heart Journal, 17, pp.354 – 381, March 1996.

第六章 實驗結果分析與討論

圖 6.1 為測量 HRV 時，所截取到的 ECG 訊號之範列圖。左下角之圖示表示選擇之單一波形之心跳，PR interval，QRS complex，QT，以及 QTc 等。右下角之圖示為五分鐘內所有波形之平均數值，包含 PR interval，QRS complex，QT，QTc，以及 ST segment，圖 6.2 為測量 HRV 時，Time-domain 分析之範列圖，所包含的數值分析包含 RRI histogram，HR histogram，RRI scatter，Mean RR，SDNN，RMSSD，NN50，pNN50 等。圖 6.3 為測量 HRV 時，Frequency-domain 分析之範列圖，所包含的數值分析包含 VLF power，LF power，HF power，Total power，LF norm，HF norm，以及 LF/HF。

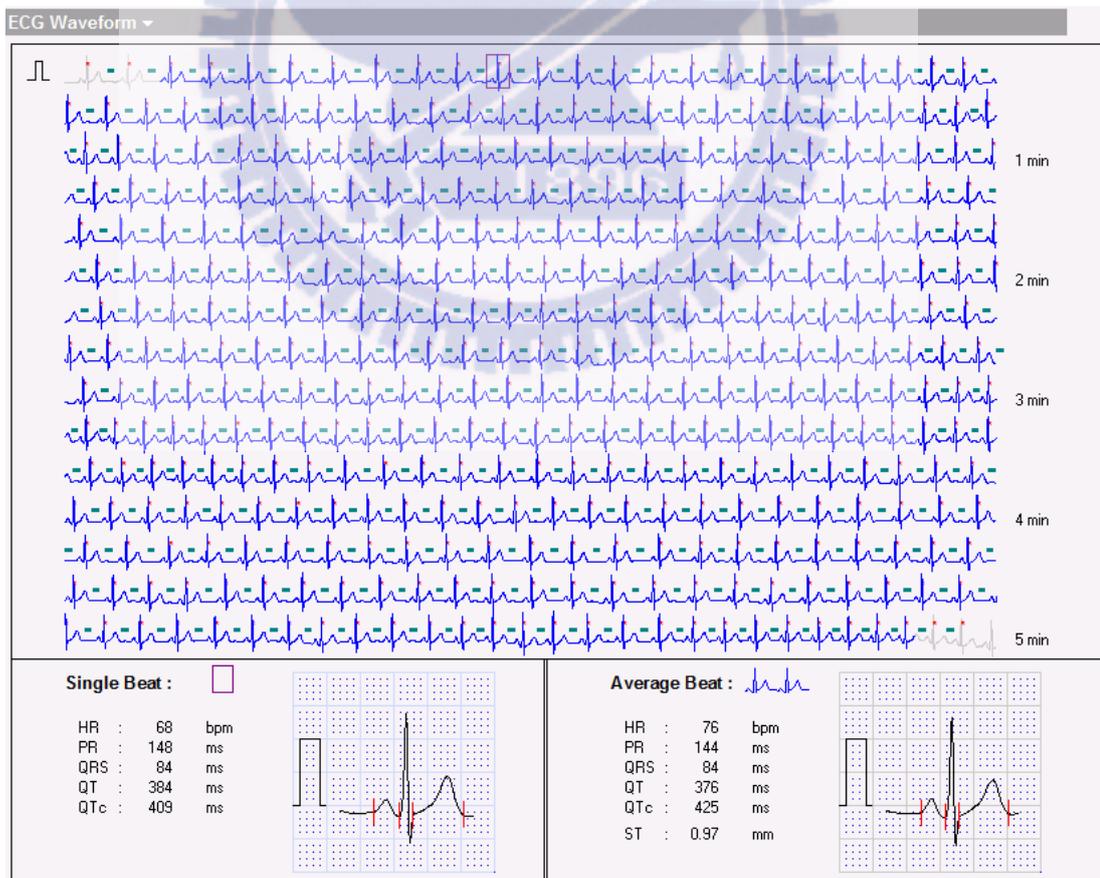


圖 6.1 測量 HRV 時，所截取到的 ECG 訊號。以此圖為範例，此心電圖在五鐘內的平均心跳為 76 下，且其 PR 為 144 ms，QTc 為 425 ms。

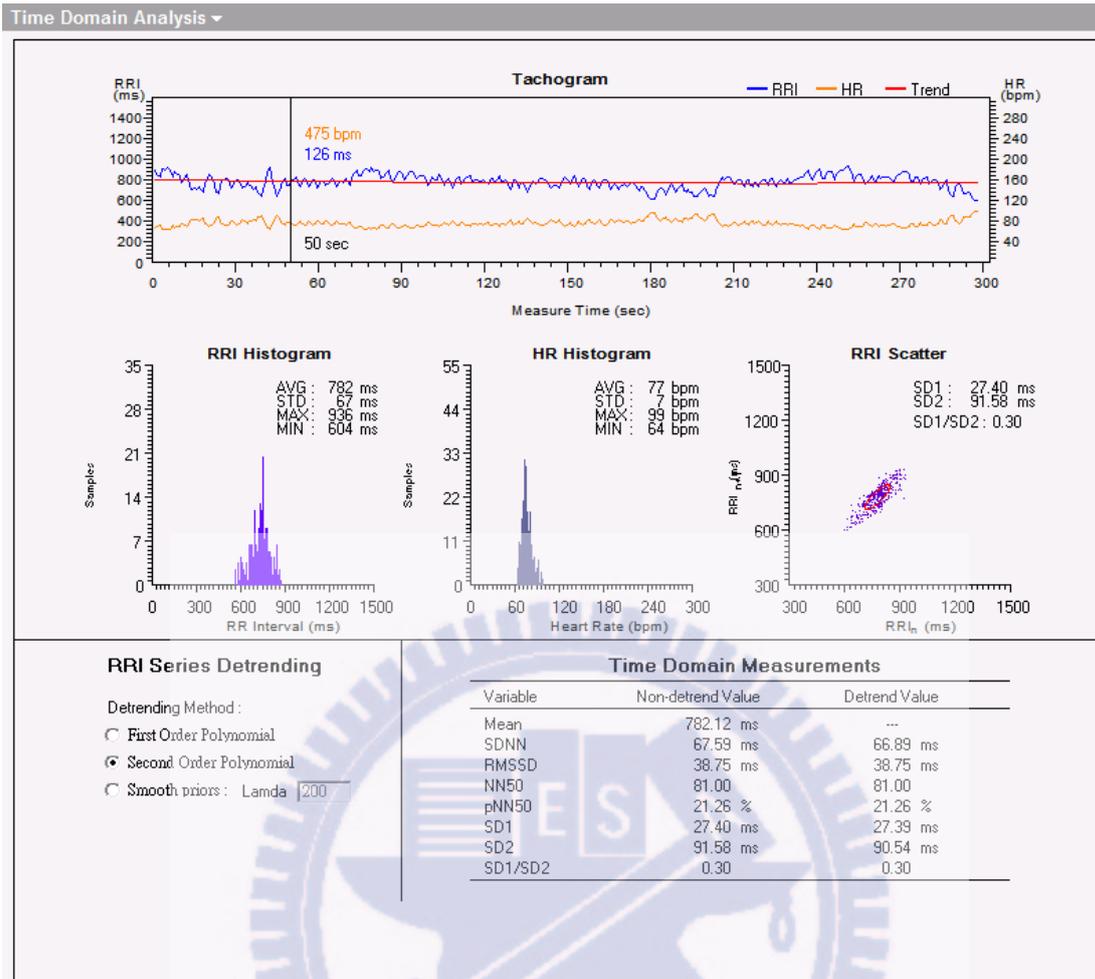


圖 6.2 測量 HRV 時，Time-domain 分析之範列圖。

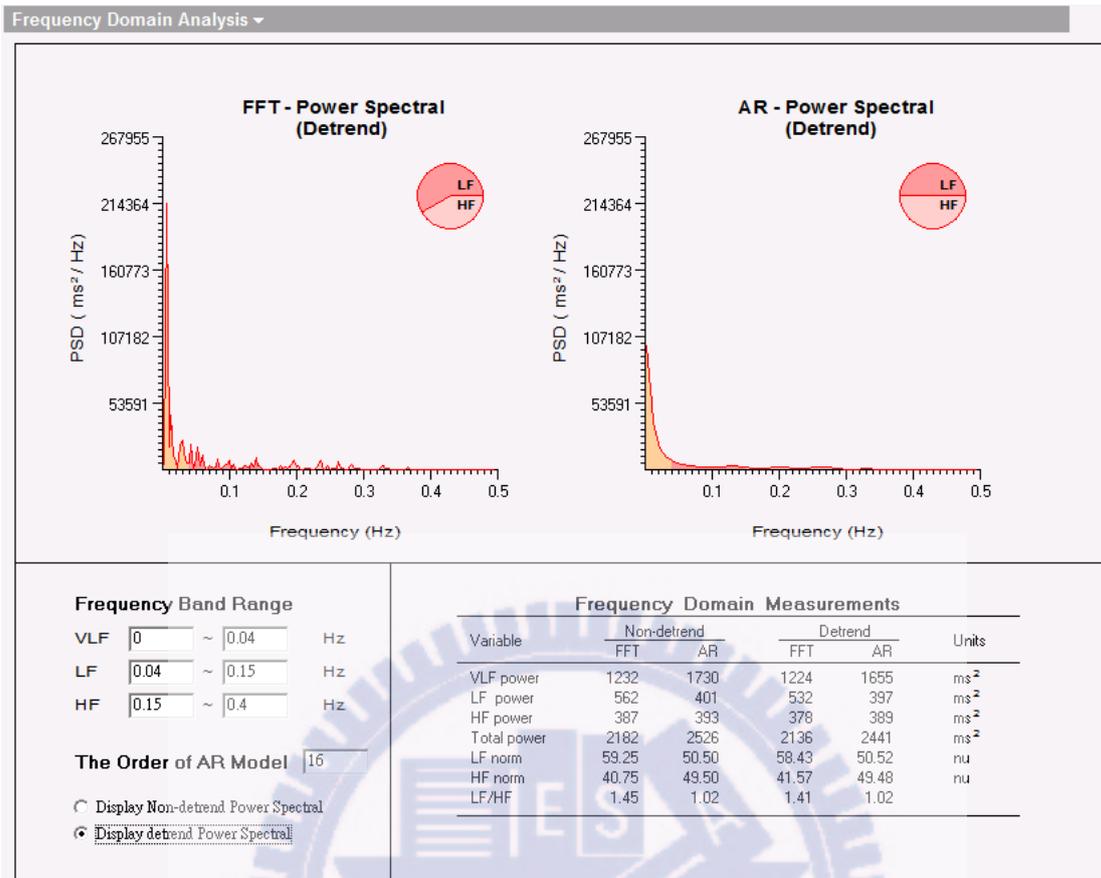


圖 6.3 為測量 HRV 時，Frequency-domain 分析之範例圖。

6.1 性別差異

由實驗對象收集到的數據以性別與測量姿勢做為區分標準，表 6.1，表 6.2，及表 6.3 為三種不同的姿勢中，男女性別與 HRV 的時域分析的差異。

表 6.1 受測者仰臥時，性別與 HRV 的時域分析的關係。(NS 表示 $P \geq 0.05$)

		mean	SD	P Value
mean RR	male	858.89	119.92	NS
	female	865.42	136.05	
SDNN	male	50.76	23.57	NS
	female	49.87	20.83	
RMSSD	male	35.67	17.69	NS
	female	43.06	17.38	

表 6.2 受測者坐姿時，性別與 HRV 的時域分析的關係。(NS 表示 $P \geq 0.05$)

		mean	SD	P Value
mean RR	male	815.11	99.04	NS
	female	807.34	98.14	
SDNN	male	51.21	25.27	NS
	female	48.09	21.92	
RMSSD	male	32.80	15.68	NS
	female	35.78	15.48	

表 6.3 受測者站立時，性別與 HRV 的時域分析的關係。(NS 表示 $P \geq 0.05$)

		mean	SD	P Value
mean RR	male	681.96	95.6	NS
	female	674.99	115.32	
SDNN	male	37.21	16.45	NS
	female	34.10	14.81	
RMSSD	male	18.21	10.1	NS
	female	17.90	10.52	

在時域分析上，Mean RR 不論仰臥，坐姿，以及站姿，都是男生大於女生，但是並沒有達到統計上的顯著差異，如圖 6.4 所示。

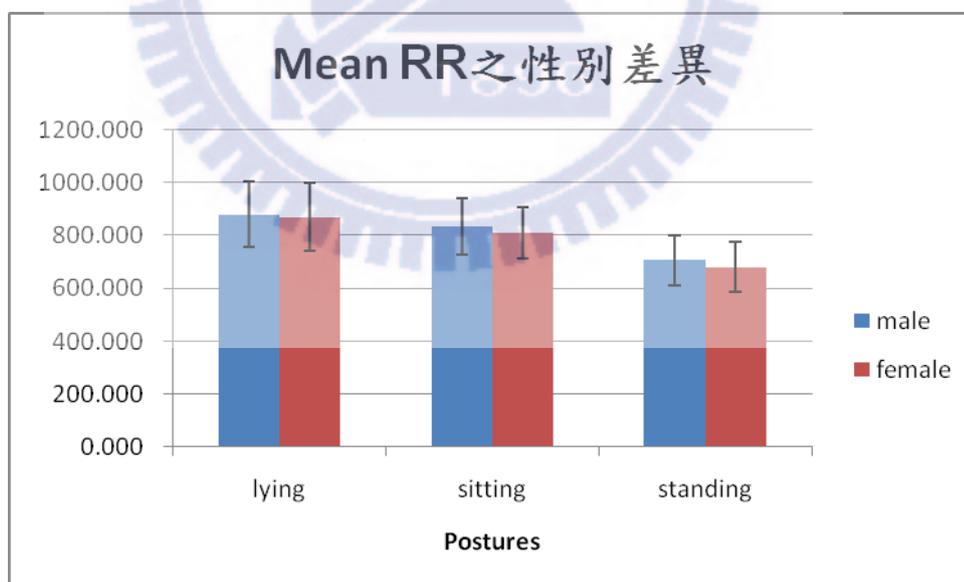


圖 6.4 Mean RR interval 在各種姿勢變化上的男女差異。

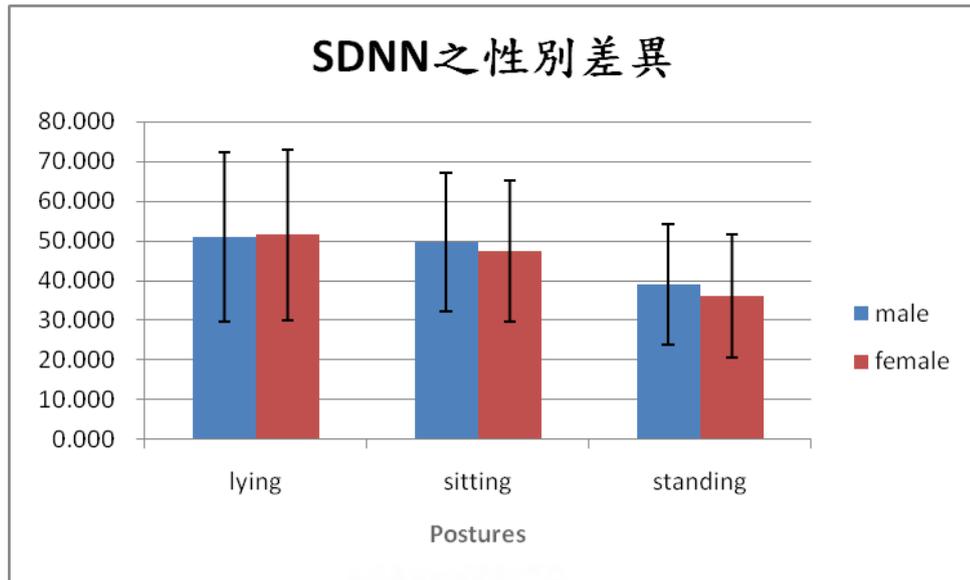


圖 6.5 SDNN 在各種姿勢變化上的男女差異。

圖 6.5 可看出 SDNN 也是男性大於女性，但是沒有達到統計上的顯著差異。由上面可以看出，HRV 的時域分析之性別差異並無達到統計上的顯著差異。推測其可能的原因在於，先前提到時域分析的 HRV 其測量之限制必須收集到足夠的 NN internal 進行分析，而本實驗之 HRV 以短程五分鐘為主，因此其時域分析的分析無法明顯突出。

由實驗對象收集到的數據以性別與測量姿勢做為區分標準，表 6.4，表 6.5，表 6.6，表 6.7，表 6.8，及表 6.9 為三種不同的姿勢中，男女性別與 HRV 的頻域分析的差異。

表 6.4 受測者仰臥時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	502.31	606.58	NS
	female	446.05	593.63	
LF	male	562.96	608.30	NS
	female	400.56	648.91	
HF	male	367.69	393.63	NS
	female	504.56	345.52	
TP	male	1434.04	1399.70	NS
	female	1352.80	1257.44	
LF(norm)	male	60.86	14.60	<0.001
	female	42.20	15.80	
HF(norm)	male	39.12	14.60	<0.001
	female	57.75	15.78	
LF/HF	male	2.06	1.76	<0.001
	female	1.01	1.21	

表 6.5 受測者仰臥時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	565.6	673.24	NS
	female	495.66	651.33	
LF	male	570.33	624.32	NS
	female	477.12	686.43	
HF	male	367.09	393.23	NS
	female	507.8	353.55	
TP	male	1508.51	1472.44	NS
	female	1458	1344.12	
LF(norm)	male	61.02	14.75	<0.001
	female	43.95	17.41	
HF(norm)	male	38.97	14.75	<0.001
	female	57.77	16.51	
LF/HF	male	2.06	1.65	<0.001
	female	1.01	1.96	

表 6.6 受測者採用坐姿時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	458.54	398.97	NS
	female	554.92	934.13	
LF	male	678.83	1123.58	NS
	female	426.48	474.76	
HF	male	331.10	393.36	NS
	female	396.24	372.26	
TP	male	1469.67	1788.06	NS
	female	1378.84	1459.54	
LF(norm)	male	63.53	15.89	<0.001
	female	50.56	18.19	
HF(norm)	male	36.46	15.87	<0.001
	female	49.44	18.18	
LF/HF	male	2.42	1.87	<0.001
	female	1.50	1.27	

表 6.7 受測者採坐姿時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	501.98	447.23	NS
	female	608.68	989.41	
LF	male	681.75	1127.73	NS
	female	441.14	499.48	
HF	male	333.98	394.68	NS
	female	409.4	389.51	
TP	male	1518.98	1822.79	NS
	female	1460.48	1558.36	
LF(norm)	male	63.51	16.31	<0.001
	female	50.5	18.50	
HF(norm)	male	36.45	16.22	<0.001
	female	49.49	18.49	
LF/HF	male	2.48	2.04	<0.001
	female	1.52	1.28	

表 6.8 受測者站立時，性別與 FFT 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	278.11	247.21	NS
	female	383.35	458.27	
LF	male	437.9	469.7	NS
	female	272.3	313.64	
HF	male	98.15	116.98	NS
	female	114.6	140.79	
TP	male	817.17	773.75	NS
	female	718.68	722.66	
LF(norm)	male	80.74	9.39	<0.01
	female	70.16	16.59	
HF(norm)	male	17.26	9.39	<0.01
	female	29.84	16.59	
LF/HF	male	5.76	2.78	<0.01
	female	3.767	2.79	

表 6.9 受測者站立時，性別與 AR 之 HRV 的頻域分析的關係。

(NS 表示 P Value \geq 0.05)

		mean	SD	P Value
VLF	male	302.15	265.87	NS
	female	344.75	473.75	
LF	male	446.59	471.11	NS
	female	255.6	349.84	
HF	male	96.52	116.43	NS
	female	115.03	136.08	
TP	male	848.391	791.13	NS
	female	716.3	796.59	
LF(norm)	male	81.02	9.57	<0.01
	female	70.48	16.9	
HF(norm)	male	18.98	9.57	<0.01
	female	29.51	16.91	
LF/HF	male	6.09	2.74	<0.01
	female	3.84	2.54	

性別對於 total power 以外的 frequency-domain 分析有顯著差異。由圖 6.6 可看出三種姿勢變化上，皆以男性之 TP 大於女性，雖然也沒有達到統計上的顯著差異，但此結果與 time-domain 的 SDNN 相當，依其定義，time-domain 的 SDNN 與 frequency-domain 的 TP 相當，由此結果也證實此點。

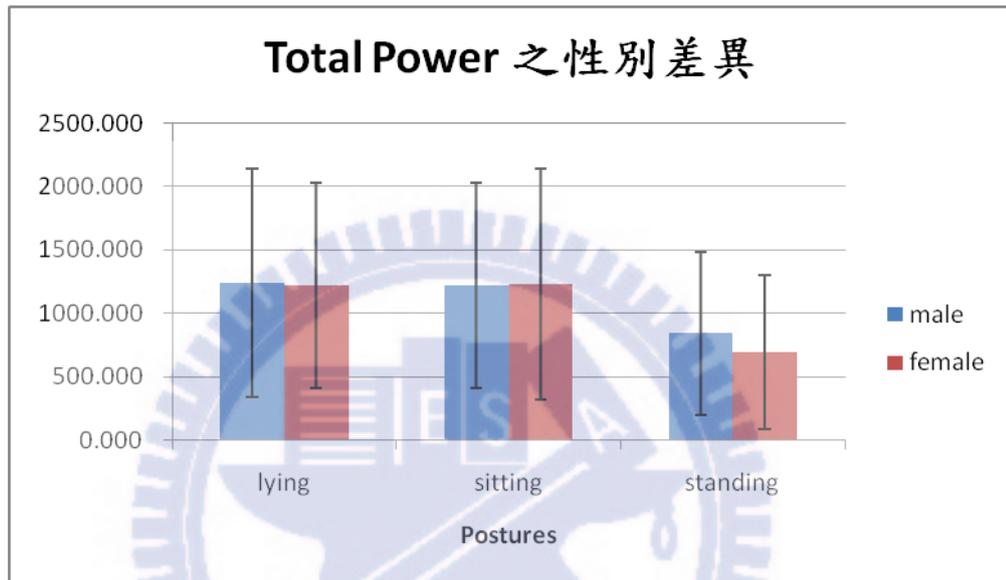


圖 6.6 TP 在各種姿勢變化上的男女差異。

性別差異在 HF norm，LF norm，以及 LF/HF 比值都達到統計上的顯著差異。HF norm，反映副交感神經活性，由圖 6.7 可以看出三種姿勢變化中，HF norm 都以女性大於男性，且其 P value 遠小於 0.05，其代表的生理意義為女性之副交感神經在此三種姿勢下都優於男性。

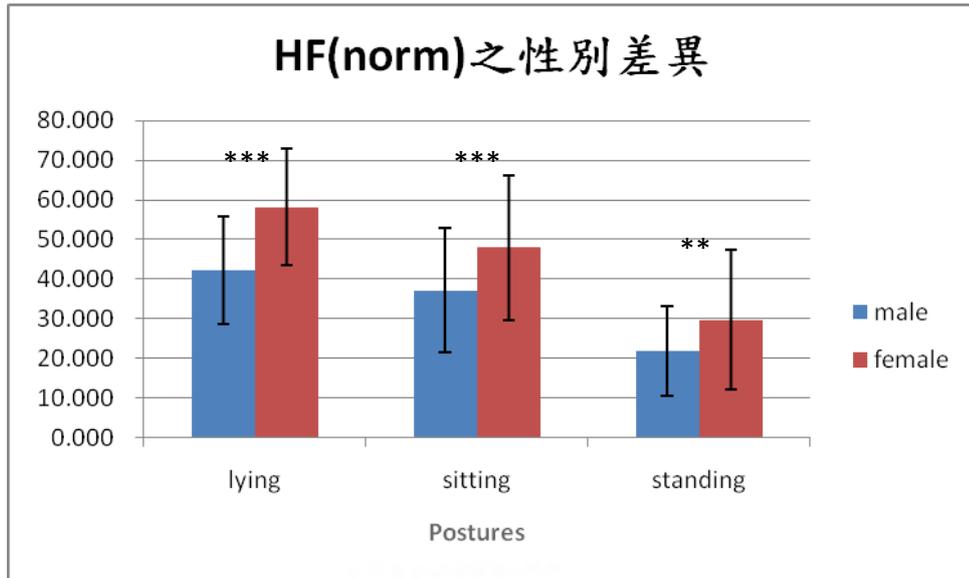


圖 6.7 HF norm 在各種姿勢變化上的男女差異。

LF norm，反映交感神經活性，由圖 6.8 可以看出三種姿勢變化中，LF norm 都是男性大於女性，P value 遠小於 0.05，其代表的生理意義為男性之交感神經在此三種姿勢下都優於女性。

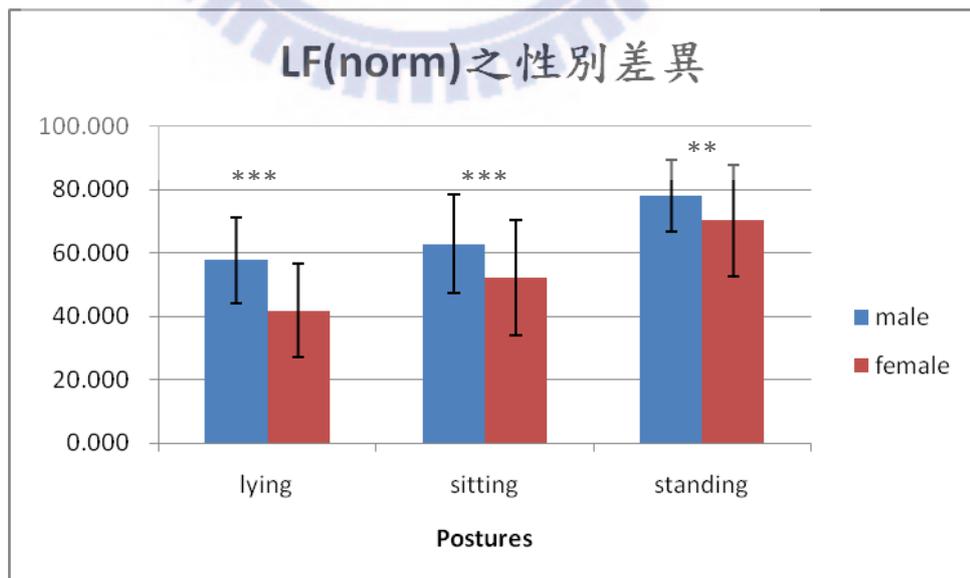


圖 6.8 LF norm 在各種姿勢變化上的男女差異。

由圖 6.9 可以觀察到 LF 與 HF 之比值在三種不同姿勢下，皆是男性大於女性，其 P value 遠小於 0.05，代表的生理意義為男性之交感神經與副交感神經平衡狀態在此三種姿勢下都優於女性。

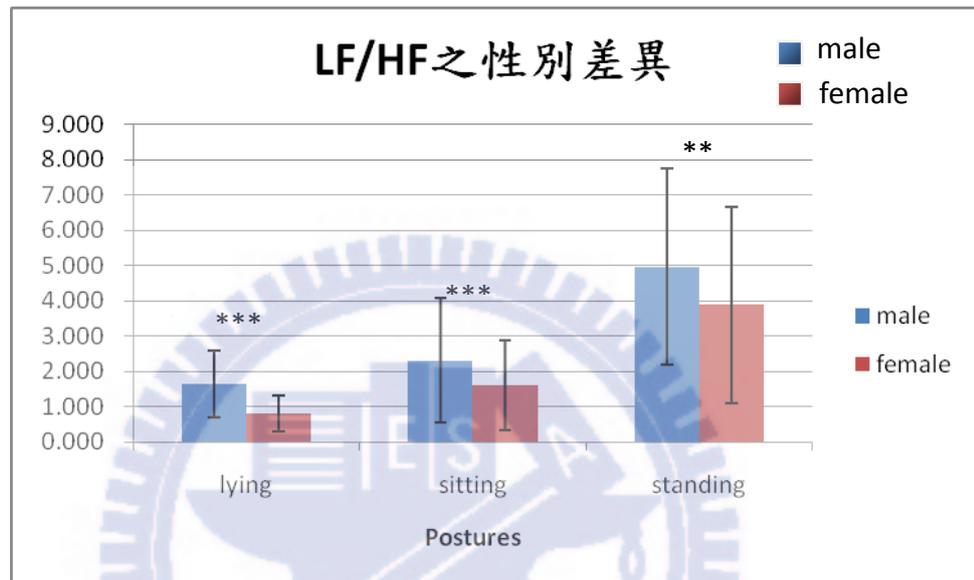


圖 6.9 LF 與 HF 之比值在各種姿勢變化上的男女差異。

6.2 姿勢差異

圖 6.10 與圖 6.11 比較同一男性其三種不同姿勢時，頻域分析與時域分析之比較圖。圖 6.10 為同一受測者三種不同姿勢 frequency-domain HRV 分析結果之比較圖。查看此圖之 LF 與 HF 之比值，仰臥時其比值最小，站立時其比值最大。圖 6.11 為同一受測者三種不同姿勢 time-domain HRV 分析結果之比較圖。由此圖分析 RR interval 之圖解可發現其站立之心率變異為最大。

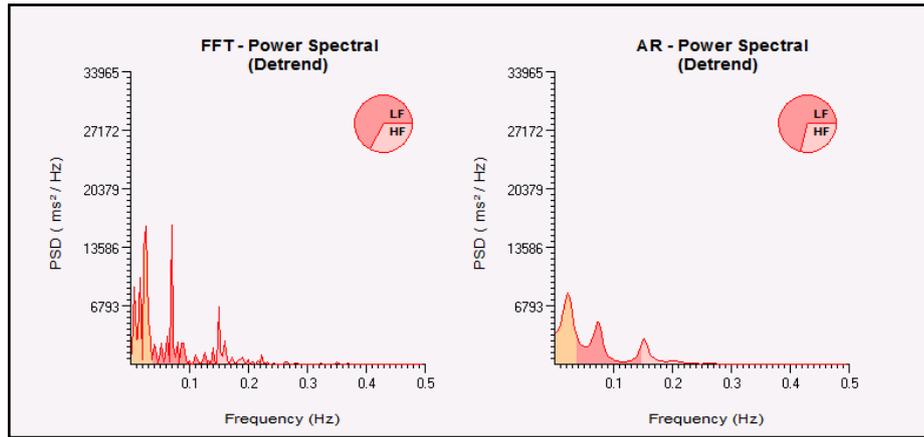


圖 6.10a 仰臥時之頻域分析圖

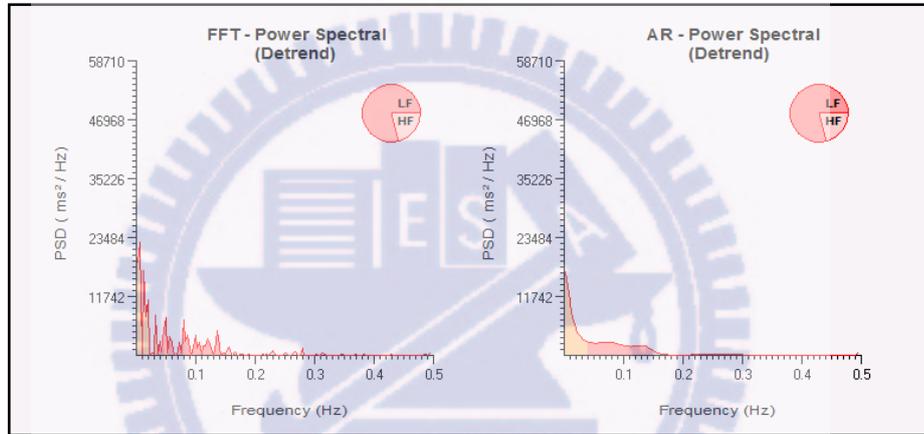


圖 6.10b 坐姿時之頻域分析圖

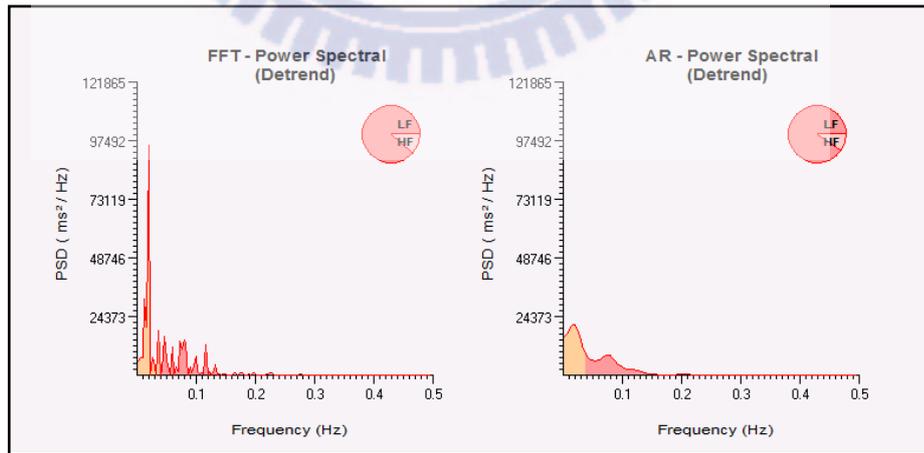


圖 6.10c 站立時之頻域分析圖

圖 6.10 同一人之三種不同姿勢 frequency-domain 分析圖示比較。

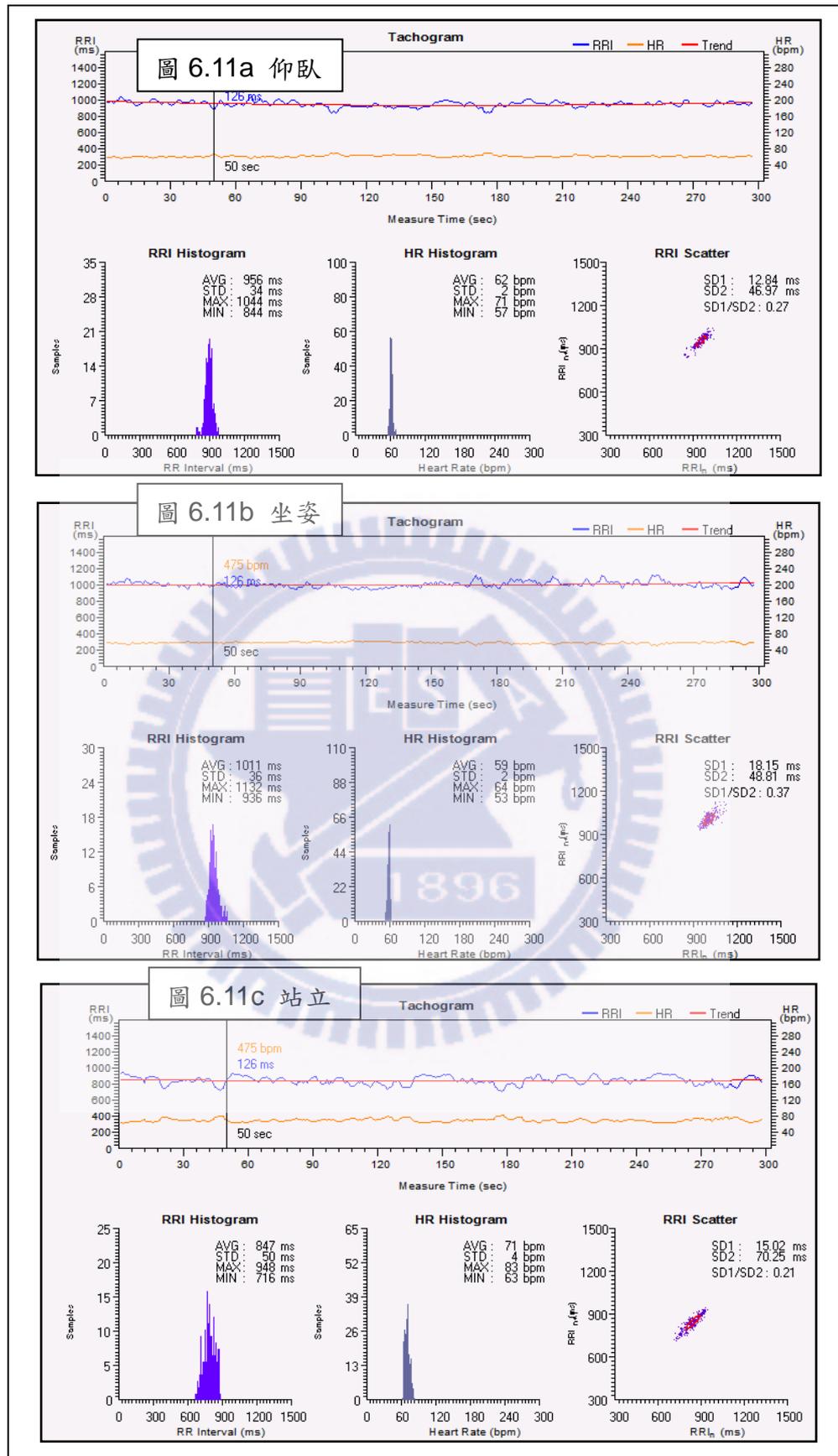


圖 6.11 同一人之三種不同姿勢 time-domain 分析圖示比較。

由實驗對象收集到的數據以測量姿勢做為區分標準，如表 6.10，表 6.11，以及表 6.12。

表 6.10 測量姿勢與 HRV 時域分析的關係。(P_{LS}， P_{LT}， P_{ST} 分別代表仰臥與坐姿的 P value，仰臥與站姿的 P value，以及坐姿與站姿的 P value。)

	Posture	Mean	SD	Minimum	Maximum	P value
Mean RR	Lying	874.19	125.31	637.05	1291.93	<0.001
	Sitting	821.55	102.42	592.43	1088.55	
	Standing	693.91	95.94	520.52	1013.83	
SDNN	Lying	51.25	21.31	16.04	132.02	<0.001
	Sitting	49.45	19.53	13.2	112.6	
	Standing	37.60	15.26	15.13	98.41	
RMSSD	Lying	41.09	17.81	9.31	78.77	<0.001
	Sitting	35.71	16.11	8.63	85.15	
	Standing	18.96	10.24	6.14	70.1	

表 6.11 測量姿勢與 HRV 頻域分析 FFT 的關係。(P_{LS} , P_{LT} , P_{ST} 分別代表仰臥與坐姿的 P value , 仰臥與站姿的 P value , 以及坐姿與站姿的 P value 。)

	Posture	Mean	SD	Minimum	Maximum	P value
TP	Lying	1231.07	852.06	130	4009	<0.001
	Sitting	1227.45	854.99	84	3971	
	Standing	803.18	711.48	111	3320	
VLF	Lying	444.27	393.11	28	1980	0.002
	Sitting	519.2	682.99	32	2183	
	Standing	354.24	393.24	39	2580	
LF	Lying	396.0	339.46	36	1794	0.006
	Sitting	453.32	416.76	29	2784	
	Standing	333.77	313.53	28	1674	
HF	Lying	434.35	357.68	27	1836	<0.001
	Sitting	333.02	280.22	22	1325	
	Standing	114.14	130.08	4	868	
LF norm	Lying	49.81	16.23	10.13	89.19	<0.001
	Sitting	57.50	17.73	18.27	90.86	
	Standing	74.17	15.20	21.53	97.02	
HF norm	Lying	50.17	16.22	10.81	89.87	<0.001
	Sitting	42.49	17.72	9.14	81.73	
	Standing	25.83	15.19	2.98	78.47	
LF/HF	Lying	1.23	0.87	0.11	4.99	<0.001
	Sitting	1.95	1.76	0.22	9.94	
	Standing	4.44	3.56	0.27	19.94	

表 6.12 測量姿勢與 HRV 頻域分析 AR 的關係。(P_{LS} , P_{LT} , P_{ST} 分別代表仰臥與坐姿的 P value , 仰臥與站姿的 P value , 以及坐姿與站姿的 P value 。)

TP	Lying	1292.44	892.34	141	4124	<0.001
	Sitting	1262.08	855.44	91	3732	
	Standing	819.04	681.25	113	3658	
VLF	Lying	467.97	393.39	29	2166	0.002
	Sitting	520.05	457.00	38	2516	
	Standing	397.73	461.90	39	2940	
LF	Lying	393.39	341.63	33	1858	0.006
	Sitting	457.67	427.11	30	2828	
	Standing	340.15	331.77	29	1795	
HF	Lying	440.833	363.07	18	1848	<0.001
	Sitting	340.31	292.32	23	1525	
	Standing	113.25	128.69	4	813	
LF norm	Lying	49.67	50.31	11.06	88.97	<0.001
	Sitting	57.33	18.04	18.23	91.19	
	Standing	74.36	15.50	19.04	96.56	
HF norm	Lying	50.31	16.50	11.03	88.94	<0.001
	Sitting	42.66	18.01	8.81	81.77	
	Standing	25.64	15.50	3.44	80.96	
LF/HF	Lying	1.23	0.87	0.12	4.26	<0.001
	Sitting	1.98	1.86	0.22	10.35	
	Standing	4.70	4.14	0.24	21.66	

圖 6.12 為姿勢變化與 mean RR 的變化關係圖。mean RR 反映測量時間內的心跳速率，由此圖可看出在仰臥時 mean RR 最大，站立時 mean RR 最小，因此，在站立的時候有最大的心跳速率，而仰臥時，心跳速率最小，三種姿勢皆已達到統計上的顯著差異，P value 遠小於 0.01。

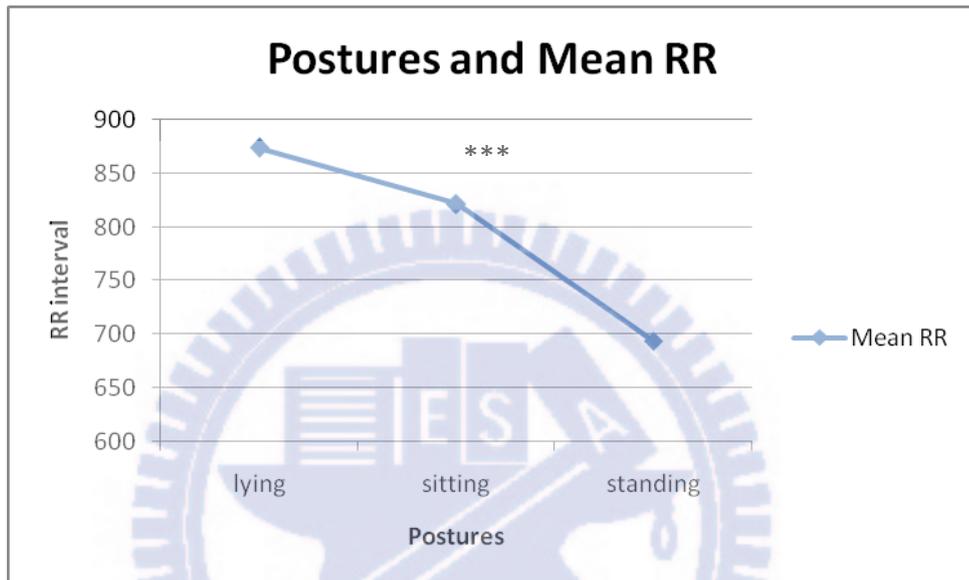


圖 6.12 姿勢變化與 mean RR 的變化關係圖。

圖 6.13 為姿勢變化與 SDNN 及 RMSSD 的變化關係圖。SDNN 代表測量時間內，全部的心率變異性。由圖中觀察到 SDNN 與 RMSSD 在仰臥時最大，站立時為最低。推測其可能原因為站立時所受到的壓力較大，而交感神經活性增強而使得心跳加速，且密集規律，於是造成心率變異性下降。仰臥之 SDNN 與坐姿之 SDNN 比較時，並沒有達到統計上的顯著水準，而仰臥與站立，坐姿與站立之比較皆有達到顯著水準。

而 RMSSD 相當於 frequency-domain 中的 HF，反映副交感神經的活性，在站

立時，副交感神經明顯低於交感神經活性，因此 RMSSD 在仰臥時，數值最大而站立時為最低。其三種姿勢之相互比較皆有達到統計上的顯著差異。

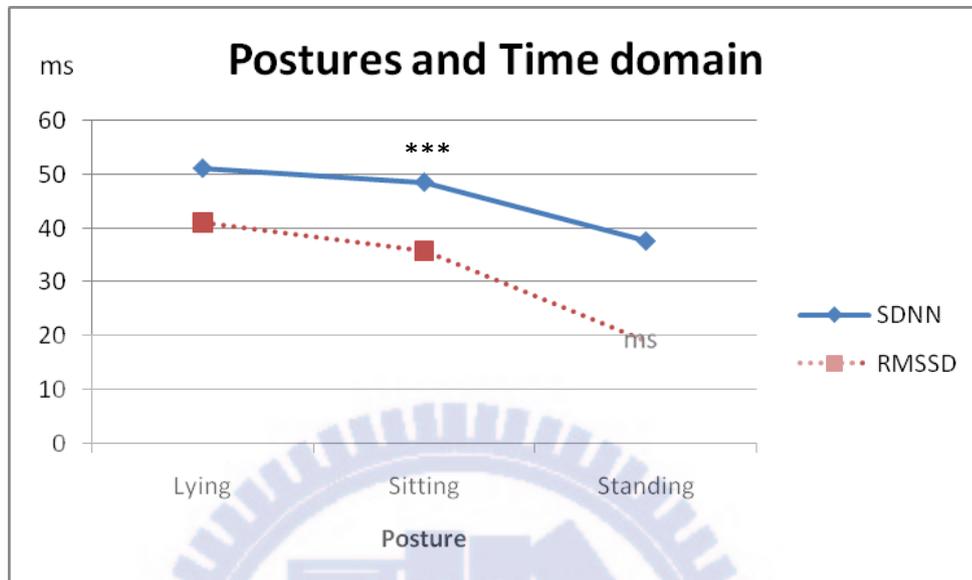


圖 6.13 姿勢變化與 SDNN 及 RMSSD 的變化關係圖。

Total power 的結果與 SDNN 相對應，也是隨著仰臥至站立的姿勢下降，除了仰臥與坐姿之比較無達到顯著差異，其他皆有差異，如圖 6.14 所示。

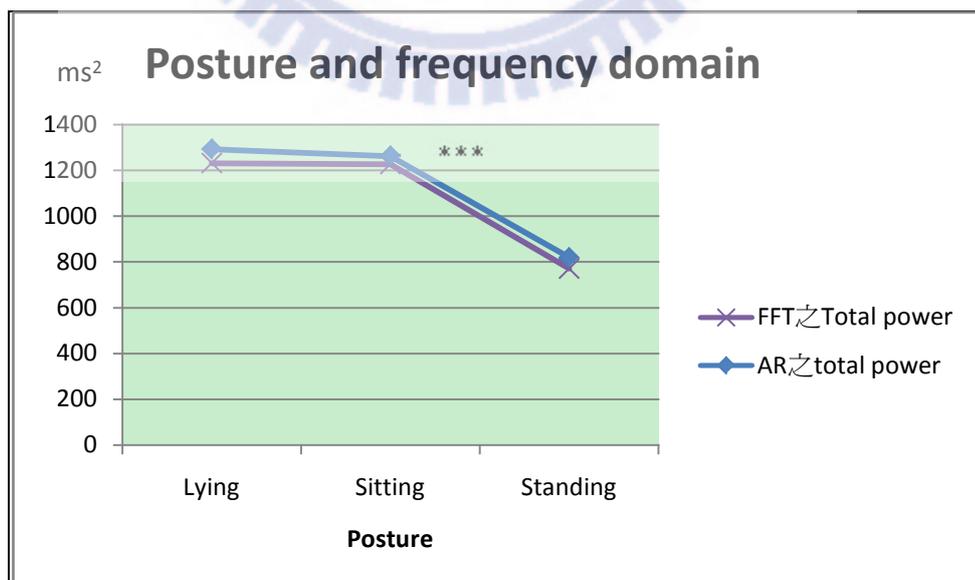


圖 6.14 姿勢變化與 total power 的變化關係圖。

圖 6.15 及圖 6.16 為姿勢變化與 LF norm，HF norm，以及 LF/HF 的關係圖。

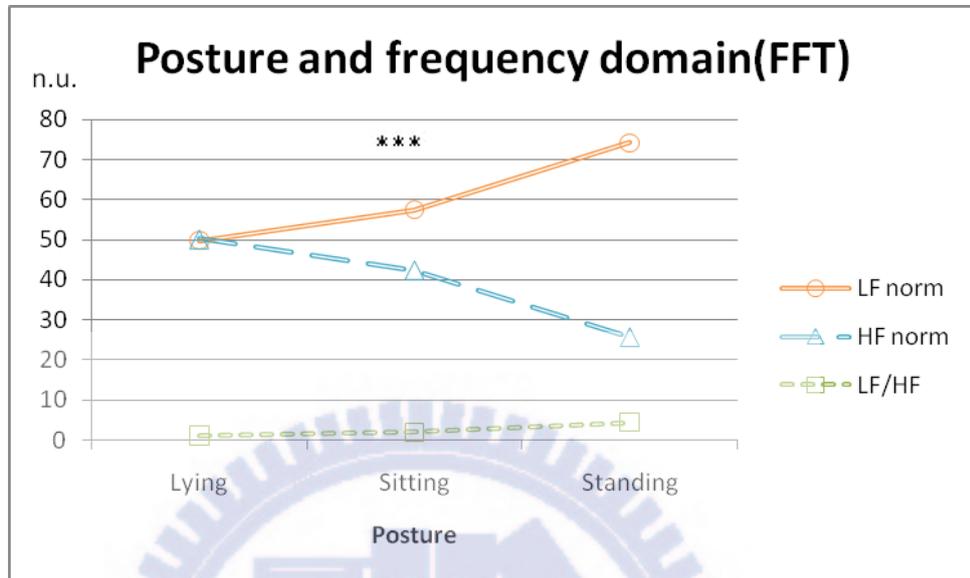


圖 6.15 姿勢變化與 FFT 之 frequency-domain 變化關係圖。

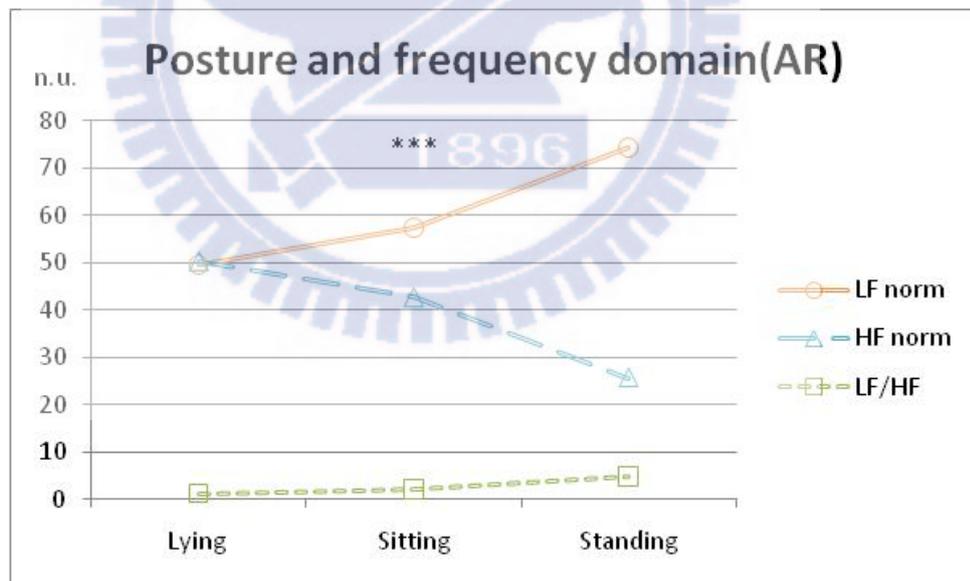


圖 6.16 為姿勢變化與 AR 之 frequency-domain 的變化關係圖。

圖 6.15 與圖 6.16 分別為 FFT 及 AR 之 frequency-domain 之趨勢圖，其大致呈現相同的趨勢。HF norm 反映副交感神經活性，在仰臥時，數值最高，代表三種

姿勢中，以仰臥時的副交感神經活性最高；而在站立時的數值最低，顯示站立時副交感神經活性最低。LF norm，在仰臥時最低，站立時最高，代表在三種姿勢中，仰臥時交感神經活性最低，站立時的交感神經活性最高，與副交感神經剛好相反。LF/HF 的比值也是以仰臥時最低，站立時最高。其代表的生理意義為站立時交感神經與副交感神經的調控以交感神經為主。

6.3 結果討論

本研究之實驗對象為二十至三十歲之健康年輕學生，可以從結果中發現 HRV 確實存在性別之顯著差異。由於各國，甚至各地區所使用的測量機器與分析軟體皆不相同，造成其所表現出的數據也會有所差異，因此並無具有權威性的正常值，本研究之目的就是為了建立可提供臨床上使用的 HRV 之正常值範圍。且為了證實建立此數據時，須依性別分組的必要性，比較男女之性別差異。

有文獻指出短程HRV紀錄較適合頻域分析[7, 58-63]，其中HF反映迷走神經對心跳速率的控制，LF主要代表了交感神經的活性，而LF與HF的比值則被認為是反映交感與副交感神經調控的平衡性，因此比二十四小時長程記錄更適合使用在評估自主神經活動。

另外有研究指出，自主神經系統會受到雌性荷爾蒙的影響而有所改變，交感神經會因為雌性荷爾蒙作用而降低活性，迷走神經活性會因此增加活性[64-65]，並且在男女會有顯著的差異。本實驗之實驗對象皆為二十至三十歲之間，因此女性之賀

爾蒙已達到成熟且足以影響自主神經之調控。因此實驗結果與前人之研究有相同的趨勢，女性的HF明顯高於男性且已達到顯著之差異。另有文獻報導男性相較於女性，會有較高的交感神經活性，因此他們的LF與LF/HF會高於女性[1]，此結果也與本研究之結論相近。

然而，影響心率變異性的因素有很多，其中最重要的因素為年紀與性別[66]。性別差異主要是受到賀爾蒙的影響。在青春之前，女性荷爾蒙並不成熟因此無法影響到心率變異性；在更年期後的女性其荷爾蒙大量減少也會造成副交感神經調控的改變[66]，因此在此兩時期，男女心率變異性之差異並不顯著[3]。

Yasuaki Noguchi 等人曾經發表他們的研究，內容表示 LF/HF 的比值會隨著姿勢的不同而改變[67]。一般認為姿勢的改變會造成自主神經系統調控的改變，進而影響心率變異性的大小，為此本實驗設計了三個不同的姿勢，仰臥，坐姿，以及站立三種姿勢測量心率變異性，用以查看心率變異的狀態與情形。

實驗結果顯示不論男女在不同的姿勢的變化間，time-domain與frequency-domain分析上，都有顯著差異性。在仰臥的時候，由於受測者較放鬆，且無壓力，因此會有較高的RR interval，而站立時，RR interval 最小。因為在仰臥時副交感神經的活性增強，而交感神經的活性在站立時較大，換句話說，在仰臥時有較慢的心跳速率，而站立時的心跳速率最快。此結果與2006年Gamelin FX等人所做的實驗結果相吻合[68]。

Total power與SDNN，分別代表頻域分析與時域分析的總變異。由本研究我們發現在仰臥時的心率變異性最大，站立時的變異性最小。推測其原因RR interval的下降，心跳速率的上升且規律，因此變異度有下降的趨勢。

本實驗之結果顯示，使用短程HRV測量時，性別與姿勢都對頻域分析有很大的影響。在仰臥時，HF的數值最大，代表著此時副交感神經的高活性。而站立時，LF，與LF/HF的數值最大，代表著此時交感神經有最高活性，且在此時交感神經活性大於副交感神經。

本研究結果之建立的正常台灣學生族群心率變異性之正常範圍的數據，與前人發表的數據進行比較時[7]，可發現其正常值範圍差異甚遠。推測其可能的原因為前人並未進行年紀與性別的分類而造成差異，或是不同民族間的差異，更可能是因為使用的心率變異性機器與其分析軟體不同所造成的差異。基於這些理由，本實驗之結果，可做為正常台灣學生族群心率變異性之正常範圍做為臨床醫學上的診斷參考。

第七章 結論及未來展望

7.1 結論

本實驗主要以男女分類，檢測其 HRV 是否具有顯著差異，同時設立標準 HRV 的範圍時，使男女皆有各自專屬的診斷標準，也希望經由資是變換，可更深入瞭解受測者自主神經調控的狀況，提供臨床上更確切的數據，判斷該病患的 HRV 是由於自然下降亦或是因為病變而產生。因此，本實驗的另一個目的就是建立正常健康的台灣學生族群 HRV 數值，坐為臨床上評估病人是否有心血管疾病存在意或是自主神經的病變發生。因此，本研究可歸納成以下幾點結論：

1. 心率變異性之頻域分析中之 LF 及 LF/HF 呈現男高女低的顯著差異。男性在不同的姿勢中，都較女性高。這應該是因為男性之交感神經活性優於女性。
2. 心率變異性之頻域分析中之 HF 呈現男低女高的顯著差異。女性之 HF 在不同的姿勢中，都比男性高，推論其可能原因為女性受到賀爾蒙的影響使得迷走神經活性較高。
3. 心率總變異性在時域與頻域分析皆以仰臥時最大，站立時最小，且有統計上的顯著差異。
4. HF 在躺著的時候最大，而站立時有最大的 LF 與 LF/HF。因為在仰臥時，副交感神經活性最大而站立時交感神經活性增強之故。

5. HF 高時心率變異性大；而 LF 與 LF/HF 高時，心率變異性則會降低。

7.2 研究限制與未來展望

本研究之主要目的為建立屬於台灣正常族群資料庫，以做為臨床診斷之重要參考依據。而本研究將實驗對象設定為二十至三十歲之間的學生族群，但是資料庫的建立應該還要包含其他年齡層才會較為全面。因為 HRV 會受到性別，年齡，以及種族的影響而有所改變，因此在未來的實驗中，可增加其他年齡層，希望可以建立以每十年分一個群群的龐大資料，其中包含小孩子以及老年人的資料。由於 HRV 會隨著年齡的上升而逐漸下降，因此，擴大年齡層範圍而使其更適用於臨床診斷。

本實驗之研究時間為早上八點至下午五點間進行測量，因其時間過長，因此未來可縮短研究時間以減少變因的發生。另外，本實驗以男女身高體重以及 BMI 進行測試時，發現其間有存在顯著性差異，因此建議未來的研究可依據 BMI 進行分組，以確認男女差異是否由 BMI 的不同而影響。

然而其它會影響到 HRV 的因素有規律的運動，運動會改變 HRV。而觀察參與加本實驗之受試者之運動習慣有所不同，其中男性運動之比率大於女性，男女之間的差異也有可能由此產生，因此建議日後之研究可以增加比較有無運動之同年齡同性別之顯著差異是否存在。

生活作息可能造成的影響。於大學以上的學生其生活作息十分不同，甚至有些學生會有晚上工作白天休息的日夜顛倒之行為，這也嚴重影響到本研究之分析，因

此建議日後之研究可以比較日夜顛倒與正常生活學生之差異。也因為本研究只針對學生族群，其環境及生活步調較為平和，不能確定工作環境及工作壓力是否也是 HRV 的影響因素，因此也建議日後研究可增加上班族群，比較兩者間的異同處。讓此資料庫的建立更加完善，更加實用。



參考文獻

1. Huikuri HV, et al., “Sex-related differences in autonomic modulation of heart rate in middle-aged subjects”, Circulation, 94, pp. 122 – 125, July 1996.
2. Silvetti MS, et al., “Heart rate variability in healthy children and adolescents is partially related to age and gender”, International Journal of Cardiology, 81, pp. 169 – 174, December 2001.
3. John ZH, “Effect of age and sex on heart rate variability in healthy subjects”, Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 5, pp. 374 - 379, June 2007.
4. Barantke M, et al., “Effects of gender and aging on differential autonomic responses to orthostatic maneuvers”, Journal of Cardiovascular Electrophysiology, 19, pp. 1296 – 1303, December 2008.
5. Choi JB, et al., “Age and Ethnicity Differences in Short-Term Heart-Rate Variability”, Psychosomatic Medicine, 68, pp. 421 – 426, May 2006.
6. Sloan RP, et al., “Cardiac autonomic control and the effects of age, race, and sex”, Autonomic Neuroscience, 139, pp. 78 – 85, May 2008.
7. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology, “Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use”, European Heart Journal, 17, pp.354 – 381, March 1996.
8. Bigger JT, et al., “RR variability in healthy, middle-aged persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction”,

- Circulation, 91, pp. 1936 – 1943, 1995.
9. Lombardi F, et al., “Heart rate variability as an index of sympathovagal interaction after myocardial infarction”, The American journal of cardiology, 60, pp. 1239-1245, December 1987.
 10. Lombardi F, et al., “Circadian variation of spectral indices of heart rate variability after myocardial infarction”, The American journal of cardiology, 123, pp. 1521 – 1529, June 1992.
 11. Kitney RI, et al., “Heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy”, Automedica, 4, pp. 155 – 167, 1982.
 12. Pagani M, et al., “Spectral analysis of heart rate variability in the assessment of autonomic diabetic neuropathy”, Journal of the autonomic nervous system, 23, pp. 143 – 153, August 1988.
 13. Freeman R, et al., “Spectral analysis of heart rate in diabetic neuropathy”, Archives of neurology, 48, pp. 185 – 190, 1991.
 14. Bernardi L, et al., “Impaired circadian modulation of sympathovagal modulation of sympathovagal activity in diabetes”, Circulation, 86, pp. 1443 – 1452. November 1992.
 15. Bernardi L, et al., “Evidence for an intrinsic mechanism regulating heart rate variability in the transplanted and the intact heart during submaximal dynamic exercise”, Cardiovascular research, 24, pp. 969 – 981, December 1990.
 16. Kenneth EF, et al., “Power spectrum analysis of heart rate variability in human cardiac transplant recipients”, Circulation, 79, pp. 76 – 82, January 1989.
 17. Fallen EL, et al., “Spectral analysis of heart rate variability following human heart transplantation: evidence for functional reinnervation”, Journal of the autonomic nervous system, 23, pp. 199 – 206, September 1988.

18. Casolo G, et al., "Decreased spontaneous heart rate variability on congestive heart failure", The American journal of cardiology, 64, pp. 1162 – 1167, November 1989.
19. J Nolan, et al., "Decreased cardiac parasympathetic activity in chronic heart failure and its relation to left ventricular function", British heart journal, 69, pp. 761 – 767, June 1992.
20. Kienzle MG, et al., "Clinical hemodynamic and sympathetic neural correlates of heart rate variability in congestive heart failure", The American journal of cardiology, 69, pp. 761 – 767, March 1992.
21. Mortara A, et al., "Can power spectral analysis of heart rate variability identify a high risk subgroup of congestive heart failure patients with excessive sympathetic activation? A pilot study before and after heart transplantation", British heart journal, 71, pp. 422 – 430, May 1994.
22. Gordon D, et al. "Heart rate spectral analysis: a noninvasive probe of cardiovascular regulation in critically ill children with heart disease", Pediatric cardiology, 9, pp. 69 – 77, 1988.
23. Ing-Fang Yang, L-wen Tsai, Ten-Fang Yang. "Comparison Between Angiotensin Converting Enzyme Inhibitor and Angiotensin Receptor Blocker on Cardiovascular Tolerance After Hemodialysis: Heart Rate Variability and QT Interval Analysis", 35th Annual Conference of International Congress on Electrocardiology, St. Petersburg, Russia, September 2008.
24. Ing-Fang Yang, Ten-Fang Yang. "Use of short-term Heart Interval variability in Evaluation of angiotensin receptor blocker on cardiac autonomic modulation post hemodialysis", 17th Asian Pacific Congress of Cardiology, pp. 101, Kyoto, Japan, June 2009.
25. Tsai Lung-Wen, Yang-Ing Fang, Yang-Ten Fang, "An Evaluation of Heart Rate

- Variability between MVP and a Normal Taiwanese Population”, 17th Asian Pacific Congress of Cardiology, pp. S104, Kyoto, Japan, June 2009.
26. Horan LG, “The quest for optimal electrocardiography”, The American journal of cardiology, 41, pp. 126 – 129, January 1978.
27. Cobb M, “Exorcizing the animal spirits: Jan Swammerdam on nerve function”, Nature Reviews Neuroscience, 3, pp. 395 – 400, May 2002.
28. Mr. Sowdon, Mr. Hawes, Annual Report 1774: Humane Society, pp 31-32, London.
29. Driscoll TE, “The Remarkable Dr. Abildgaard and Countershock: The Bicentennial of His Electrical Experiments on Animals”, Annals of internal medicine, 83, pp. 878 – 882, December 1975.
30. Galvani L, “De viribus Electritatis in motu musculari Commentarius”, De Bononiensi Scientiarum et Artium Instituto atque Academia commentarii, 7, pp. 363 – 418, 1791.
31. Matteucci C., “Sur un phenomene physiologique produit par les muscle contraction”, Annals of chemistry et physiology, 6, pp. 339 – 341, 1842.
32. Du Bois-Reymond E., “Untersuchungen uber thierische Electricitat”, 2, pp. 256, Reimer, Berlin, 1848.
33. von Koelliker A, Muller H, “Nachweis der negativen Schwankung des Muskelstroms am naturlich sich kontrahierenden Herzen”, Verhandlungen der Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft in Wurzburg. 6, pp. 528 – 533, 1856.
34. Marey EJ, “Des variations electriques des muscles et du couer en particulier etudies aumoyen de l'electrometre de M Lippman”, Compres Rendus Hebdomadaires des Seances del'Academie des sciences, 82, pp. 975 – 977, 1876.
35. Sanderson JB, “Experimental results relating to the rhythmical and excitatory motions of the ventricle of the frog”, Proceedings of the Royal Society of London,

- 27, pp. 410 – 414, 1878.
36. Waller AD, “A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat”, The Journal of physiology, 8, pp. 229 – 234, 1887.
37. Einthoven W, “Ueber die Form des menschlichen Electmcardiogmmms”, Arch fd Ges Physiol, 60, pp. 101 – 123, 1895.
38. Einthoven W, “The different forms of the human electrocardiogram and their signification”, Lancet, 1, pp. 853 – 861, 1912.
39. Wilson NF, et al., “Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode”, American heart journal, 9, pp. 447 – 458, 1934.
40. Goldberger E, “The aVL, aVR, and aVF leads: A simplification of standard lead electrocardiography”, American heart journal, 24, pp. 378 – 396, 1942.
41. Wilson FN, et al., “The precordial electrocardiogram”, American heart journal, 27, pp. 19 – 85, 1944.
42. Zalenski R, et al., “Assessing the diagnostic value of an ECG containing leads V4R, V8, and V9: The 15-Lead ECG”, Annals of Emergency Medicine, 22, pp. 786 – 793, 1993.
43. Vander AJ., et al., Human physiology, seventh edition, McGraw-Hill, Inc., USA, 1998.
44. Guyton AC., John E. Hall, Textbook of Medical Physiology, eleventh, Elsevier Inc., U.S., 2006.
45. Friedman HH, Diagnostic electrocardiography and vectorcardiography, second edition, McGraw-Hill Inc., U.S., February 1971.
46. Hon EH., Lee ST., “Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death, further observations”, American journal of obstetrics and gynecology, 87, pp. 814 – 826, November 1965.

47. Wolf MM, et al., "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction", The Medical journal of Australia, 2, pp. 52 – 53, July 1978.
48. Kleiger RE, et al., "Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction", The American journal of cardiology, 59, pp. 256 – 262, February 1987.
49. Malik M, et al., "Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: selection of optimal processing techniques", European heart journal, 10, pp. 1060 – 1074, December 1989.
50. Bigger JT, et al., "Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction", Circulation, 85, pp. 164 – 171, January 1992.
51. Akselrod S, et al., "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control", Science, 213, pp. 220 – 222, July 1981.
52. Ewing DJ, et al., "New method for assessing cardiac parasympathetic activity using 24 hour electrocardiograms", British Heart Journal, 52, pp. 396 – 402, October 1984.
53. Dougherty CM, Burr RL., "Comparison of heart rate variability in survivors and nonsurvivors of sudden cardiac arrest", The American journal of cardiology, 70, pp. 441 – 448, August 1992.
54. Levy MN, Martin PJ, "Neural Regulation of the Heart Beat", Annual review of physiology, 43, pp. 443-453, October 1981.
55. Glick G, Braunwald E., "Relative role of the sympathetic and parasympathetic nervous systems in the reflex control of heart rate", Circulation research, 16, pp. 363 – 375, 1965.

56. Saul JP, et al., "Analysis of long term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implications", Computers in cardiology, 14, pp. 419 – 422, 1988.
57. Kay SM, Marple, SL., "Spectrum analysis - A modern perspective", Proceedings of the IEEE, 69, pp. 1380 – 1419, November 1981.
58. Sayers BM. "Analysis of heart rate variability", Ergonomics, 16, pp. 17 – 32, January 1973.
59. Hirsh JA, Bishop B, "Respiratory sinus arrhythmia in humans; how breathing pattern modulates heart rate", American journal of physiology. Heart and circulatory physiology, 241, pp. H620 – H629, October 1981.
60. Akselrod S, et al., "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control", Science, 213, pp. 220 – 222, July 1981.
61. Pagani M, et al., "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", Circulation research, 59, pp. 178 – 193, August 1986.
62. Malliani A, et al., "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain". Circulation, 84, pp. 482 – 492, August 1991.

63. Furlan R, et al., "Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects", Circulation, 81, pp. 537 – 547, February 1990.
64. Du XJ, et al., "Sex differences in the parasympathetic nerve control of rat heart", Clinical and experimental pharmacology & physiology, 21, pp. 485 – 493, June 1994.
65. Du XJ, et al., "Cardiovascular protection by oestrogen is partly mediated through modulation of autonomic nervous function", Cardiovascular research, 30, pp. 161 – 165, August 1995.
66. Dart AM, "Gender, sex hormones and autonomic nervous control of the cardiovascular system", Cardiovascular Research, 53, pp. 678 – 687, 2002.
67. Yasuaki Noguchi, et al., "Component analysis of heart rate variability spectra and mental load", Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, pp. 391-392, 1993
68. Gamelin FX, et al., "Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest", Medicine and science in sports and exercise, 38, pp. 887 – 893, May 2006.

同意書

經過充分說明與溝通後，本人 _____，身分證字號：_____，瞭解整個實驗的狀況，並經過充分的考慮後，本人同意接受為交通大學生科學院所做的「正常台灣人心率變異性之研究」之自願受試驗者。

本人同意參加此研究並配合完成下列事項：

1. 配合為時五分鐘的測量，期間不走動及說話。
2. 配合實驗的臥姿、坐姿以及站姿之測量。
3. 配合十二導程標準心電圖之測試。

立同意書人簽名：_____

測試者簽名：_____ 陳 悅 _____

日期：民國 _____ 年 _____ 月 _____ 日

附錄二 Poster of 17th Asian Pacific Congress of Cardiology

Dear Dr. Yueh Chen,

Thank you very much for submitting your following abstract to the 17th Asian Pacific Congress of Cardiology, which will beheld from May 20th to 23rd in Kyoto, Japan this year.

It is our great pleasure to inform you that our Organizing Committee has accepted your abstract for the Poster Session.

Title: "Frequency domain heart rate variability parameters are sex dependent in an apparently healthy taiwanese population"

We look forward to seeing you in Kyoto in May.

Respectfully yours,

Akira Kitabatake, MD., PhD, FACC,

Chairperson, 17th Asian Pacific Congress of Cardiology

Akira Matsumori, MD, PhD,

Secretary General, 17th Asian Pacific Congress of Cardiology

Congress Secretariat:

Mizuki HIRASAWA (Ms.), Sayaka KAJI (Ms.)

c/o Japan Convention Services, Inc.

E-mail: 17apcc@convention.co.jp

FAX: +81-3-5283-5952

Congress Website: <http://www.asiapacificcardio.org/>

Frequency domain heart rate variability parameters are sex dependent in an apparently healthy Taiwanese population

Yueh Chen¹, Ching-Shiun Chang¹, Jia-Jun Lu¹, Ming-Ju Tsai¹, Yu-Shan Chen¹,
Ing-Fang Yang^{2,3}, Ten-Fang Yang^{1,3*}

¹ College of Biological Science and Technology, National Chiao Tung University,
Hsin-Chu City, Taiwan

² Department of Internal Medicine, Jen-Chi General Hospital, Taipei city, Taiwan.

³ Institute of Biomedical informatics, Taipei Medical University, Taipei city, Taiwan.

Abstract:

Introduction: It has been reported that autonomic nervous system and cardiovascular mortality are highly correlated. And heart rate variability (HRV) could reflect the modulation between sympathetic and parasympathetic nervous function.

Objectives: The aim of the present study is to analyze the gender differences of short term (5 minutes) time domain and frequency domain HRV parameters in an apparently healthy Taiwanese population.

Materials and Methods: The study was performed at College of Biological Science and Technology, National Chao Tung University from September 2008 to December 2008. A total of 100 healthy students from the university (50

males, aged 24 ± 3 years, and 50 females, aged 23 ± 2 years) without evidence of any heart disease by history and routine medical checkup were recruited for this study. The short term HRV recording was derived from the Modified Lead II-ECG, by a locally developed and manufactured device, DailyCare BioMedical's ReadMyHeart. All subjects were asked for lying, sitting, and standing for each 5-minute recording, and all of them must rest for at least 5 minutes before the measurement.

Conclusions: (1) There was a statistically significant sex difference in frequency domain HRV parameters but not in time-domain parameters in all postures. (2) The high frequency component of female is greater than male in all postures. This might imply that parasympathetic tone in female is higher than that in male.

附錄三 Poster of 37th International Congress on Electrocardiology

Dear Yueh Chen,

Thank you for submitting an abstract to the 37th International Congress on Electrocardiology (ICE 2010), June 3–5, 2010, and to the Young Investigator Award Competition.

We are happy to inform you that your abstract: **Postural changes influences on heart rate variability in an apparently healthy Taiwanese population**, with abstract number **A0949**, has been accepted for presentation during the conference.

Your abstract is currently being evaluated by the jury of the Young Investigator Award, therefore we can not present the exact time, date and type of your presentation. We will give you this information as soon as we have received the jury results.

Please contact Malmö Kongressbyrå (Conference Agency) if you have any questions.

Most welcome to Lund in June!

Kind regards/

Lotta Ahlbertz

Malmö Kongressbyrå

Phone: +46-40-258550

lotta@malmokongressbyra.se

Postural Changes Influences on Heart Rate Variability in an apparently healthy

Taiwanese population

Yueh Chen¹, Ching-Shiun Chang¹, Jia-Jun Lu¹, Ming-Ju Tsai¹, Yu-Shan Chen¹,
Ing-Fang Yang^{2,3}, Ten-Fang Yang^{1,3*}

¹ College of Biological Science and Technology, National Chiao Tung University,
Hsin-Chu City, Taiwan

² Department of Internal Medicine, Jen-Chi General Hospital, Taipei city, Taiwan.

³ Institute of Biomedical informatics, Taipei Medical University, Taipei city, Taiwan.

Introduction:

Heart rate variability (HRV) analysis has been used for many years to measure ANS activities for its simplicity, accuracy, and noninvasiveness. Recent studies show that HRV may be a powerful technique to measure the modulation and balance between parasympathetic nervous system (PNS) and sympathetic nervous system (SNS) by time and frequency domain analysis. It's believed that decreased HRV is a sign of autonomic imbalance, which may be caused by diseases, and with aging, the HRV decreases. Gender specific normal limits of HRV should be established to distinguish the normal decrease of HRV from pathological decreases in diseased conditions. The aim of the present study is to analyze the posture differences of short term (5 minutes) time domain and frequency domain HRV parameters in an apparently healthy Taiwanese population.

Materials and Methods: The study was performed at College of Biological Science and Technology, National Chao Tung University from September 2008 to December 2009. A total of 115 healthy students from the university (57 males, aged 24 ± 1 years,

and 58 females, aged 23 ± 5 years) without evidence of any heart disease by history and routine medical checkup were recruited for this study. The short term HRV recording was derived from the Modified Lead II-ECG, by a locally developed and manufactured device, DailyCare BioMedical's ReadMyHeart. All subjects were asked for lying, sitting, and standing each for 5-minute recording, and all of them must rest for at least 5 minutes before the measurement.

Results: The statistically significant results differences from lying to sitting, lying to standing, and sitting to standing and the difference between genders on different postures were demonstrated. SDNN and RMSSD also decreased from lying to standing ($P \leq 0.01$, table 1), except lying to sitting of SDNN ($P > 0.05$). Total power, representing the autonomic tone, also declined from lying to standing ($P \leq 0.01$, table 2 and 3), except lying to sitting. Both the HF and HF norm decreased from lying to standing ($P \leq 0.05$). The LF norm and LF/HF ratio increased from lying to standing ($P \leq 0.01$).

Conclusions:

- (1) There was a statistically significant posture difference in both time and frequency domain HRV parameters.
- (2) The results show that different postures strongly effect the autonomic tone from lying to standing. The HF component of the lying is greater than standing, this means that higher activity of parasympathetic tone while lying.

Table 1: Relationship of posture to HRV of time domain. (It's significant differences while P value < 0.05. P_{LS} is the P value of lying to sitting, P_{LT} is the P value of lying to standing, and P_{ST} is the P value of sitting to standing.)

	Posture	Mean	SD	Minimum	Maximum	P value	
Mean	Lying	874.19	125.31	637.05	1291.93	P _{LS}	0.001
RR	Sitting	821.55	102.42	592.43	1088.55	P _{LT}	<0.001
	Standing	693.91	95.94	520.52	1013.83	P _{ST}	<0.001
SDNN	Lying	51.25	21.31	16.04	132.02	P _{LS}	0.315
	Sitting	49.45	19.53	13.2	112.6	P _{LT}	<0.001
	Standing	37.60	15.26	15.13	98.41	P _{ST}	<0.001
RMSSD	Lying	41.09	17.81	9.31	78.77	P _{LS}	0.017
	Sitting	35.71	16.11	8.63	85.15	P _{LT}	<0.001
	Standing	18.96	10.24	6.14	70.1	P _{ST}	<0.001

Table 2: Relationship of posture to HRV of frequency domain of FFT. (It's significant differences while P value < 0.05. P_{LS} is the P value of lying to sitting, P_{LT} is the P value of lying to standing, and P_{ST} is the P value of sitting to standing.)

	Posture	Mean	SD	Minimum	Maximum	P value	
TP	Lying	1231.07	852.06	130	4009	P _{LS}	0.975
	Sitting	1227.45	854.99	84	3971	P _{LT}	<0.001
	Standing	803.18	711.48	111	3320	P _{ST}	<0.001
VLF	Lying	444.27	393.11	28	1980	P _{LS}	0.66
	Sitting	519.2	682.99	32	2183	P _{LT}	0.086
	Standing	354.24	393.24	39	2580	P _{ST}	0.032
LF	Lying	396.0	339.46	36	1794	P _{LS}	0.259
	Sitting	453.32	416.76	29	2784	P _{LT}	0.153
	Standing	333.77	313.53	28	1674	P _{ST}	0.015
HF	Lying	434.35	357.68	27	1836	P _{LS}	0.018
	Sitting	333.02	280.22	22	1325	P _{LT}	<0.001
	Standing	114.14	130.08	4	868	P _{ST}	<0.001
LF norm	Lying	49.81	16.23	10.13	89.19	P _{LS}	0.001
	Sitting	57.50	17.73	18.27	90.86	P _{LT}	<0.001
	Standing	74.17	15.20	21.53	97.02	P _{ST}	<0.001
HF norm	Lying	50.17	16.22	10.81	89.87	P _{LS}	0.001
	Sitting	42.49	17.72	9.14	81.73	P _{LT}	<0.001
	Standing	25.83	15.19	2.98	78.47	P _{ST}	<0.001
LF/HF	Lying	1.23	0.87	0.11	4.99	P _{LS}	<0.001
	Sitting	1.95	1.76	0.22	9.94	P _{LT}	<0.001
	Standing	4.44	3.56	0.27	19.94	P _{ST}	<0.001

Table 3: Relationship of posture to HRV of frequency domain of AR. (It's significant differences while P value < 0.05. P_{LS} is the P value of lying to sitting, P_{LT} is the P value of lying to standing, and P_{ST} is the P value of sitting to standing.)

	Posture	Mean	SD	Minimum	Maximum	P value	
TP	Lying	1292.44	892.34	141	4124	P _{LS}	0.797
	Sitting	1262.08	855.44	91	3732	P _{LT}	<0.001
	Standing	819.04	681.25	113	3658	P _{ST}	<0.001
VLF	Lying	467.97	393.39	29	2166	P _{LS}	0.354
	Sitting	520.05	457.00	38	2516	P _{LT}	0.213
	Standing	397.73	461.90	39	2940	P _{ST}	0.045
LF	Lying	393.39	341.63	33	1858	P _{LS}	0.236
	Sitting	457.67	427.11	30	2828	P _{LT}	0.210
	Standing	340.15	331.77	29	1795	P _{ST}	0.021
HF	Lying	440.833	363.07	18	1848	P _{LS}	0.022
	Sitting	340.31	292.32	23	1525	P _{LT}	<0.001
	Standing	113.25	128.69	4	813	P _{ST}	<0.001
LF norm	Lying	49.67	50.31	11.06	88.97	P _{LS}	0.001
	Sitting	57.33	18.04	18.23	91.19	P _{LT}	<0.001
	Standing	74.36	15.50	19.04	96.56	P _{ST}	<0.001
HF norm	Lying	50.31	16.50	11.03	88.94	P _{LS}	0.001
	Sitting	42.66	18.01	8.81	81.77	P _{LT}	<0.001
	Standing	25.64	15.50	3.44	80.96	P _{ST}	<0.001
LF/HF	Lying	1.23	0.87	0.12	4.26	P _{LS}	<0.001
	Sitting	1.98	1.86	0.22	10.35	P _{LT}	<0.001
	Standing	4.70	4.14	0.24	21.66	P _{ST}	<0.001