

102年度研究計畫 IOSH102-M303

勞工主管睡眠管理可行性研究 IOSH102-M303



IOSH 勞安所研究報告

勞工主管睡眠管理可行性研究

Study on Sleep Management for Directors of Labors

IOSH 勞動部勞動及職業安全衛生研究所
INSTITUTE OF LABOR, OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH, MINISTRY OF LABOR

勞動部勞動及職業安全衛生研究所

ISBN 978-986-04-0819-5



GPN:1010300647

定價：新台幣200元

勞動部勞動及職業安全衛生研究所
INSTITUTE OF LABOR, OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH, MINISTRY OF LABOR

勞工主管睡眠管理可行性研究

Study on Sleep Management for Directors of Labors

勞動部勞動及職業安全衛生研究所

勞工主管睡眠管理可行性研究

Study on Sleep Management for Directors of Labors

研究主持人：蔡明杰、潘致弘

計畫主辦單位：行政院勞工委員會勞工安全衛生研究所

研究期間：中華民國 102 年 9 月 6 日至 102 年 12 月 20 日

勞動部勞動及職業安全衛生研究所

中華民國 103 年 03 月

摘要

台灣勞工在長工時、重工作負擔的壓力下，對於睡眠的困擾日漸嚴重，其中勞工主管因工時長、出差頻繁且擔任決策者的角色，必須承受較高的責任與壓力，因此失眠狀況可能更甚於一般勞工。因此本研究，評估並提出勞工主管居家睡眠管理解決方案，以做為未來勞工主管居家睡眠管理推動之參考依據。

收案流程中，實驗組的收案主要是經由事業單位舉辦睡眠衛教演講招募受試者，分別於三家事業單位舉辦三場演講，共有 66 位勞工主管參與本研究，包括 36 位實驗組與 30 位控制組。研究方法包括：收集主管主觀睡眠問卷量表，並進行自律神經心律變異指標量測及多頻道睡眠檢測儀器(PSG)客觀睡眠參數指標量測，搭配居家自我呼吸生理回饋(RSA)訓練，評估睡眠改善指標。其中主觀睡眠量測指標(PSQI)小於 5 分(睡眠品質佳)約佔 30%，PSQI 大於 5 分(睡眠品質不佳)約佔 70%。並由迴歸分析找出主觀量表與心率變異相關參數的相關性。其中睡前激發程度量表(PSAS)與心率變異時域參數：相鄰正常心跳間期差值平方和的均方根具相對明顯的關聯，失眠嚴重度量表(ISI)與心率變異時域參數：全部正常心跳間距之標準差也具相對明顯的關聯。由 PSG 檢測發現，睡眠期間可明顯看出，隨睡眠狀態由醒進入睡眠階段，心率變異的高頻(0.15 ~ 0.4 Hz)會逐漸增加，並在深睡期增加到最大。快速演動期(REM)狀態時心率變異的高頻會逐漸減少。另外從主觀量表 PSQI 找出自覺睡眠品質佳(PSQI<5)與自覺品質不佳(PSQI>5)差距較大的案例觀察，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率、深睡比例、入睡後清醒總時數等)也同樣反應睡眠不佳的結果。同樣比較有睡眠呼吸中止現象(呼吸障礙指數>5)與無睡眠呼吸中止現象(呼吸障礙指數<5)差距較大的對比案例也反應出 PSG 檢測得到的客觀指標明顯不佳。心率變異之頻域參數：高頻，可評估提供作為切入不同睡眠狀態的重要觀察指標。心率變異全部正常心跳間距之標準差及低頻(0.04~0.15 Hz)/高頻可作為評估居家睡眠呼吸中止事件的重要參數。

透過專家會議的諮詢與醫學實證資料收集，本研究針對居家睡眠品質的偵測與篩檢提出以單一生理訊號心電圖，萃取心率變異。使用解決方案包括前端整合穿戴裝置(輸出心跳間期，心電圖)與後端的事件萃取引擎(包含可辨識睡眠模式、睡眠品質與睡眠呼吸中止事件)。此解決方案未來可提供勞工主管睡眠障礙偵測與前期篩檢相關的服

務，從醫院/診所推廣到居家與社區，讓未來睡眠管理服務能量更易規模化與個人化。其中關鍵的睡眠階段自動辨識模型建構，主要是經由睡眠中心 PSG 完整睡眠檢測資料作為預測模型的原始訓練資料庫。選擇心率變異參數(心率變異全部正常心跳間距之標準差，低頻/高頻，高頻等)作為關鍵特徵參數，使用支持向量機演算法，進行特徵參數向量空間資訊分類之自動分類器建構，並以受測者進行自動分類器的準確性與信效度驗證。結果顯示若使用美國麻省理工學院多頻道睡眠檢測資料庫辨識醒的狀態、快速眼動期、淺睡期及深睡期，其準確率約可達 80%以上。

本研究居家睡眠品質偵測使用單一訊號源心電圖自動辨識並驗證其可行性。配合居家自我呼吸生理回饋(RSA)訓練。由收案的觀察顯示若使用者於居家使用 RSA 訓練若累積的強度超過一定點數(約 1200 點)，則心率變異指標之頻域參數高頻有增加的趨勢,低頻/高頻有降低的趨勢。另外心率變異之時域參數：全部正常心跳間距之標準差也有增加的趨勢。可作為未來進一步設計 RSA 介入劑量的參考。因此建議未來可使用心電圖之睡眠品質偵測，結合自我呼吸生理回饋生理迴饋訓練，做為協助勞工主管居家睡眠管理的解決方案。

關鍵詞：勞工主管、自律神經系統、心率變異、睡眠品質、呼吸生理回饋

Abstract

Due to long working hours and heavy workloads, laborers in Taiwan are suffering from increasingly serious sleeping problems. This is especially true for labor managers, who have to work longer hours, take frequent business trips, and bear the burden of decision-making, and thus are afflicted with greater responsibilities and heavier stress. (According to a study carried out by TAPAS, the stress hormone level in the high-ranking managers is 25% higher than in general workers.) Such managers, therefore, may have more serious sleep problems than their subordinates. The main purpose of this study is to evaluate the related problems and propose sleep-management solutions for labor managers.

Subjects for the experimental group were recruited mainly at sleep-health lectures organized by businesses, one each by the Taiwan Power Co., Chinese Petroleum Corp., and Chunghwa Telecom. There were 66 labor directors participated in this study including 36 experimental group and 30 control group. Questionnaires on perceptions of sleep quality were collected from managers from the three companies; autonomic nervous system heart rate variability (HRV) index measurement and polysomnogram (PSG) objective sleep quality index measurement were carried out; and the results were used, in combination with with home RSA-biofeedback training, to evaluate sleep-quality improvement. About 30% were found to have PSQIs smaller than five (meaning good sleep quality) and about 70% to have PSQIs higher than five (poor sleep quality). In addition, regression analysis was used to identify the correlation between the subjective scale and HRV parameters. The PSAS scale had a relatively significant correlation with the HRV time domain parameter RMSSD (p -value=0.043), and there was also a significant correlation between the ISI scale and the HRV time domain parameter SDNN (p -value=0.043). PSG testing revealed that during the sleep onset stage, high-frequency (HF) HRV gradually increases from full wakefulness to sleep and then is maximized in deep sleep. During periods of rapid eye movement (REM), HF HRV gradually decreases. The subjective scale PSQI also revealed cases with a wide gap between self-perceived good sleep quality (<5) and self-perceived poor sleep quality (>5), and the PSG test also indicated poor sleep quality from objective sleep quality indices such as sleep efficiency, deep sleep ratio, and wake after sleep onset (WASO). Cases with a relatively wide gap between those with ($AHI>5$) and without ($AHI<5$) sleep apnea syndrome reflected the poor performance of objective indices derived from PSG testing. The HRV HF

parameter can be used as an important index for observation of intervention for different sleep stages. SDN and LF/HF are important parameters for the evaluation of the sleep apnea syndrome at home.

After consultation with experts meetings and the collection of empirical medical data, the researchers proposed the use of single-vital-sign ECGs to extract HRV for the detection and screening of sleep quality at home. The solution used included a front-end integrated wearable device (output of RRI and ECG) and a back-end event extraction engine (including detectable sleep model, sleep quality, and sleep apnea events). This solution can be used in the future to provide sleep-disorder detection and prescreening-related services for labor managers; it can be extended from hospitals and clinics to homes and communities, facilitating the modularization and customization of sleep management services to meet individual needs. The construction of an automatic assessment model for sleep stages was accomplished using PSG test data as the primary training database. HRV parameters (SDNN, LF/HF, HF, etc.) were introduced as key parameters, and the Support Vector Machine (SVM) algorithm was used to build an automatic classifier of parameter vector spatial information. The accuracy and reliability of the automatic classifier were verified using the Test Group. Results show use of the MIT-BIH Polysomnographic Database can produce an accuracy of 80% or better in the identification of the stages of full wakefulness, REM, light sleep, and deep.

This study of sleep quality detection at home used single-vital-sign ECG, and its feasibility was verified. RSA-biofeedback training was incorporated into the study. Observation indicated that if subjects practiced home RSA training and exceeded a certain number of accumulated points (about 1,200), the frequency domain parameter of their vital HRV index was found to have an increasing trend while LF/HF had a declining trend. The HRV time domain parameter, SDNN, also evidenced an ncreasing trend. These results can be used as a reference in the further design of RSA intervention dosage. It is suggested, therefore, that ECG-based sleep quality detection in combination with RSA biofeedback training be adopted as the solution to home sleep quality management by labor managers.

Key Words: labor directors, autonomic nervous system, heart rate variability, sleep quality, respiratory sinus arrhythmia

目錄

摘要.....	i
Abstract	iii
目錄.....	v
圖目錄.....	vii
表目錄.....	ix
第一章 計畫概述.....	1
第一節 前言.....	1
第二節 研究目的.....	1
第三節 工作項目.....	2
第二章 睡眠醫學實證文獻及專家諮詢.....	4
第一節 工作壓力與自律神經失調以及睡眠問題.....	4
第二節 睡眠問題與自律神經的關聯分析.....	6
第三節 睡眠問題監測.....	11
第四節 睡眠問題的介入改善.....	12
第五節 專家諮詢.....	14
第三章 研究方法及步驟.....	17
第一節 實驗流程及內容.....	17
第二節 研究工具.....	19
第三節 資料內容.....	20
第四節 分析工具.....	24
第四章 研究結果.....	26
第一節 收案狀況說明.....	26
第二節 主觀評量問卷分析與心率變異率分析.....	27
第三節 多頻道睡眠生理分析儀分析.....	30
第四節 居家自我呼吸生理迴饋訓練實驗分析.....	39
第五章 討論.....	42

第一節 自律神經與睡眠問題	42
第二節 居家睡眠管理	42
第六章 結論與建議	49
誌謝	52
參考文獻	53
附錄一 睡眠品質問卷量表	57
附錄二 健康問卷及認知壓力量表	65
附錄三 紓壓儀 StressEraser® 使用說明	67
附錄四 認知行為治療	68
附錄五 受試者統計表 - 收案狀況	73
附錄六 實驗組 - 勞工主管白天 HRV 統計分析	75
附錄七 實驗組 PSG 檢測 - 睡眠整體狀態摘要	76
附錄八 控制組 PSG 檢測 - 睡眠整體狀態摘要	77

圖目錄

圖 1 工作壓力模式與失眠問題.....	5
圖 2 高度工作要求降低日常自律神經指標.....	6
圖 3 失眠與 HRV 的關聯.....	6
圖 4 正常者與失眠者在睡眠階段 HRV 比較 – LF/HF 變化.....	7
圖 5 正常者與失眠者在睡眠階段 HRV 比較 I：RRI 及 SDNN 變化.....	8
圖 6 正常者與失眠者在睡眠階段 HRV 比較 II：HR 及 SDNN 變化.....	8
圖 7 比較 OSA 及 VSD 與正常組在 SO 前後的 LF/HF 值.....	8
圖 8 HMM 睡眠階段分類器與 PSG 結果比較.....	9
圖 9 CBT, IRT, TAU 療效比較.....	12
圖 10 呼吸生理回饋訓練前後之血管感壓敏感度變化.....	13
圖 11 呼吸生理回饋訓練後之 HRV 與呼吸訊號的頻域分析.....	13
圖 12 市售居家自我呼吸放鬆訓練器 STRESSERASER®	14
圖 13 受試者分組及流程.....	18
圖 14 名片型 HRV MONITOR.....	19
圖 15 KUBIOS HRV REPORT	21
圖 16 多頻道睡眠生理分析 PSG 圖.....	22
圖 17 R ² 示意圖	25
圖 18 實驗組受試者性別及年齡分佈.....	26
圖 19 控制組受試者性別及年齡分佈.....	26
圖 20 匹茲堡睡眠品質指標量表分佈.....	27
圖 21 睡前激發程度量表分佈.....	27
圖 22 失眠嚴重度量表分佈.....	28
圖 23 實驗組之匹茲堡睡眠品質指標量表分佈 VS.白天 HRV	28
圖 24 實驗組之睡前激發程度量表分佈 VS.白天 HRV	29
圖 25 實驗組之失眠嚴重度量表分佈 VS.白天 HRV	29
圖 26 PSQI – NORMAL PROBABILITY PLOT.....	30
圖 27 實驗組受試者 SLEEP EFFICIENCY 分佈.....	31
圖 28 控制組受試者 SLEEP EFFICIENCY 分佈.....	31
圖 29 實驗組受試者 AHI 分佈.....	32
圖 30 實驗組受試者 SE 與 AHI 比例交叉比較.....	32

圖 31 受試者在各睡眠階段的比例.....	33
圖 32 受試者 16 號 及 15 號 睡眠階段 HRV 變化比較.....	35
圖 33 受試者 3 號及 4 號 睡眠階段 HRV 變化比較.....	37
圖 34 受試者 3 號及 4 號 睡眠階段 HRV 相關參數變化比較圖.....	37
圖 35 居家睡眠監測系統.....	44
圖 36 自動化睡眠階段辨識模組分類器模型.....	45

表目錄

表 1 睡眠品質監測相關研究.....	10
表 2 睡眠品質的監測方案比較.....	11
表 3 PSG 睡眠整體狀態報表.....	23
表 4 PSQI/PSAS/ISI/PSS 與 HRV 參數差異檢定.....	30
表 5 受試者 15 號及 16 號 睡眠整體狀態比較.....	35
表 6 受試者 3 號及 4 號 睡眠整體狀態比較.....	36
表 7 NON-OSA&OSA 之 PSG 睡眠品質參數比較.....	38
表 8 NON-OSA&OSA PSG 之 HRV 相關參數比較.....	38
表 9 前測主觀量表、HRV 與 STRESSERASER® 點數.....	39
表 10 後測主觀量表、HRV 參數.....	40
表 11 睡眠階段辨識 - SLEEP/WAKE.....	47
表 12 睡眠階段辨識 - REM/NREM.....	47
表 13 睡眠階段辨識 - LS/SWS.....	48

第一章 計畫概述

第一節 前言

近年，台灣勞工在長工時、重工作負擔的壓力下，對於睡眠的困擾日漸嚴重，其中勞工主管因工時長、出差頻繁且擔任決策者的角色，必須承受較高的責任與壓力（台灣運動健康學會研究發現，高階主管血液中的壓力荷爾蒙比一般員工高出二成五），因此失眠狀況可能更甚於一般勞工。

根據台灣睡眠醫學學會於 2013 年國人睡眠大調查，台灣慢性失眠症盛行率約為 19.3%，也就是說每五人當中就有一人有睡眠困擾。此外也發現 47.3% 的民眾認為自己的睡眠問題已被其他人發現，35% 表示干擾到日常生活，但只有 15.5% 民眾表示過去一個月有擔心或對睡眠問題感到困擾，代表著大多數的民眾尚未正視睡眠問題。但睡眠問題並不會憑空消失，一旦長時間失眠狀況沒改善，恐會導致三高慢性病、心血管症狀以及精神問題產生的可能，在 2009 年國人睡眠大調查中發現失眠與高血壓、心血管疾病、糖尿病等三高疾病產生「共病現象」嚴重，每 4 個慢性失眠者中，就有一人有三高。

台灣目前有睡眠困擾的民眾仍多以藥物來增加睡眠，根據健保局統計，台灣人一年吃掉 1 億 3 千萬顆安眠藥，相當於新台幣 16 億元，而衛生福利部指出台灣每千人每天平均使用 9.1 顆安眠藥，是美國的三倍，已有濫藥的情形出現。

因而為因應國人失眠情形惡化，國內於各大醫院也陸續成立了睡眠中心(台灣有 43 家)，但民眾只能透過醫院專業檢測人員利用多頻道睡眠生理分析儀(Polysomnography, PSG)取得生理訊號如腦波、眼球運動、肢體運動、呼吸、心率等，來判斷受測者睡眠狀態，以了解自身的睡眠品質。對於許多民眾而言，執行 PSG 檢測時必須在身體各個部位設置感測器及身處醫院的不自在感，都會影響到受測者的睡眠結果，使結果失真，加上 PSG 檢測過程過於繁複且價格昂貴，耗時耗力，因此有必要發展一套簡單且方便的居家睡眠品質監測系統。

第二節 研究目的

本次研究將著眼於對高階主管之關照，探索及發展實用的系統來照顧職場努力不懈的高階主管，讓其能更容易注意到自身的健康情形，特別是因壓力引起的自律神經失調並導致失眠。若壓力無法獲得有效舒解，合併原有的三高或工時過長等因素，將升高過勞死的風險。希望透過本研究，發展一套居家睡眠品質監測系統，使高階主管可自主管

理身心健康及改善睡眠品質。

計畫主要目的將針對勞工主管居家睡眠管理之解決方案，進行可行性評估。先期將透過專家會議的諮詢與醫學實證資料收集，找出常見的睡眠品質與勞工主管關聯，並提出具體可行之睡眠管理解決方案。針對主觀問卷量表收取之樣本進行統計分析，並研究分析標準睡眠狀態量測方法(polysomnography, PSG) 訊號關聯，評估客觀睡眠品質之簡化等效模型。

深入研究樣本將聚焦於使用者心率變異(heart rate variability, HRV)與睡眠品質的關聯研究分析，同時結合腕動計等動作資訊作為評估居家睡眠品質改善之客觀依據。期間將於聯醫松德院區進行解決方案驗測與可行性評估。配合醫師之睡眠改善方案，導引使用者於居家進行自我呼吸生理迴饋(Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA)訓練。搭配主觀睡眠品質量測指標(Pittsburg Sleep Quality Index, PSQI)問卷，評估睡眠改善可行性方案。本研究之解決方案評估，將提供做為未來評估勞工主管居家睡眠管理推動之參考依據。

第三節 工作項目

本研究首先將透過 HRV 與睡眠品質相關文獻收集，找出具實證意義的重要結論。並透過舉辦專家會議，由專家諮詢平台會議，提出勞工主管居家睡眠管理具體解決方案與發展規劃。接著於睡眠中心收取個案，分析標準睡眠狀態量測方法(PSG)訊號與心率變異(HRV)之間的關聯，評估客觀睡眠品質之簡化等效模型。另外也將於台北聯醫松德院區進行解決方案實驗與可行性評估。配合醫師之睡眠改善方案，導引使用者於居家做自我呼吸生理迴饋(RSA)訓練。搭配主觀的睡眠品質量測指標(PSQI)問卷，評估睡眠改善指標。

實驗進行項目包含：

一、於醫療院所或睡眠中心收取受試者，收案標準如下：

變納入標準：(1)在職並於工作場所擔任主管職務；(2) 年齡 20-65 歲；(3) 主訴睡眠障礙，並願意配合於實驗期間接受居家自我呼吸生理迴饋訓練。

變排除標準：(1)嚴重內科疾病；(2)嚴重精神疾病：包括精神分裂症與躁鬱症；(3)合併物質濫用疾患(尼古丁除外)；(4)具自殺或暴力攻擊危險性；(5)認知功能缺損以致於無法充份了解研究進行過程。

二、以「匹茲堡睡眠品質指標量表」(PITTSBURG SLEEP QUALITY INDEX, PSQI)、

睡前激發程度量表(Pre-sleep Arousal Scale, PSAS)及失眠嚴重度量表(Insomnia Severity Index, ISI)等測量其睡眠品質（請見附錄一），並同時搭配一般健康問卷(General Health Questionnaire)及認知壓力量表(Perceived Stress Scale; PSS)評估受試者之身心狀況（請見附錄二）。

三、量測 5 分鐘的靜態心率(Resting Heart Rate, RHR)。利用 RHR 之心率變異(HRV)及問卷量表結果，分析受試者的睡眠品質與其 HRV 之關聯。

四、以多頻道睡眠生理分析儀 (PSG) 為標準睡眠狀態量測方法，收集受試者之各種完整睡眠生理資料，利用非線性演算或統計模型，分析受試者之心率變異(HRV)參數與睡眠狀態之關係，結合腕動計之輸出動作訊號，作為評估居家睡眠品質之依據。

五、受試者分「實驗組」與「控制組」各 30 位，其中「實驗組」接受居家自我呼吸生理迴饋訓練 (RSA)。實驗結束後，再接受匹茲堡睡眠品質指標量表、睡前激發程度量表及失眠嚴重度量表等，評估其睡眠品質改善狀況，另外也量測 5 分鐘的靜態心率(Resting Heart Rate, RHR)。

第二章 睡眠醫學實證文獻及專家諮詢

第一節 工作壓力與自律神經失調以及睡眠問題

勞工在長工時、重工作負擔的壓力下，對於健康與睡眠的困擾日漸嚴重，其中勞工主管因工時長、出差頻繁且擔任決策者的角色，必須承受較高的責任與壓力，因此心血管問題及失眠狀況可能更甚於一般勞工。勞工工作壓力所帶來的問題，其罹患心血管及精神疾病被證明與工作有相當因果關係時。若壓力無法獲得有效舒解，合併原有的三高或工時過長等因素，將升高過勞死的風險。

因職場工作壓力(work stress)會導致心血管(cardiovascular)問題風險增加，而由文獻的統合分析(meta-analysis)顯示，不同壓力模式(Stress Model)與冠狀動脈心臟疾病確有所關聯[1-3]。而透過主觀睡眠品質問卷量表進行研究發現，不同工作壓力模式與失眠問題也確有正相關[4][7]。譬如一項針對電子工廠工作勞工(含主管、專業人員與技術員等)，以主觀睡眠品質問卷量表進行研究發現，職場氛圍與社會支持因素會分別影響不同的失眠症狀，包括難以入睡(Difficulty Initiating sleep, DIS)、睡眠維持(Difficulty in maintaining sleep, DMS)及早醒(Early morning awakening, EMA)等，如圖 1。工作過度投入(over commitment to work)及工作壓力(job strain)可能導致失眠，而工作付出與回饋的失衡(effort-reward imbalance)則會持續其症狀[6]。職場工作壓力對心血管的健康，以及睡眠品質的影響是顯而易見的。

另一方面，許多的研究也指出職場工作壓力對自律神經有所影響[8][13]。從生理學的研究得知，由心跳間距(R-R Interval, RRI)所演算出的心率變異 (Heart Rate Variability, HRV) 參數，受到自律神經中的交感神經(sympathetic)與副交感神經(parasympathetic)調控。心率變異分析可分為時域分析(Time Domain)及頻域分析(Frequency Domain)二大部份。其中頻域分析之頻譜中，高頻功率(HF, 0.15-0.4Hz)，代表副交感神經活性的指標，低頻功率(LF, 0.04-0.15Hz)，代表交感神經活性或交感與副交感神經同時調控的指標，低高頻功率比 LF/HF 則反應交感/副交感神經平衡的指標。交感與副交感神經的活性，與人當時的生理與心理狀態有關。另一方面，時域分析中，正常心跳間期的標準偏差 SDNN(Standard Deviation of Normal to Normal intervals)及心跳間期之差值的均方根 RMSSD(Root Mean Square of Successive Differences)也常作為自律神經活性的指標。

(1)
Association of DIS with job stressors, social supports, and psychological stress reactions ($n = 1091 - 1161$)

Job stress scales	Crude			Adjusted ^a			Adjusted ^b		
	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>
<i>Job stressors:</i>									
Cognitive demands (high)	1.5	1.0-2.0	*	1.2	0.8-1.7	NS	1.2	0.8-1.8	NS
Role conflict (high)	1.6	1.1-2.3	*	1.3	0.8-2.2	NS	1.1	0.7-1.9	NS
<i>Social supports:</i>									
Family/friends (low)	1.5	1.1-2.2	*	1.2	0.7-1.9	NS	1.1	0.6-1.8	NS
<i>Psychological stress reactions:</i>									
Job dissatisfaction (high)	1.6	1.1-2.4	*	/	/	/	1.3	0.8-2.2	NS
Depressive symptoms (CES-D 16 >)	2.5	1.7-3.8	***	/	/	/	2.4	1.4-4.0	**

(2)
Association of DMS with job stressors, social supports, and psychological stress reactions ($n = 1091 - 1161$)

Job stress scales	Crude			Adjusted ^a			Adjusted ^b		
	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>
<i>Job stressors:</i>									
Intragroup conflict (high)	1.6	1.2-2.3	**	2.0	1.3-3.1	**	2.0	1.3-3.2	**
<i>Social supports:</i>									
Coworker (lower)	1.5	1.1-2.1	*	1.1	0.6-2.0	NS	1.1	0.6-1.9	NS
<i>Psychological stress reactions:</i>									
Job dissatisfaction (high)	1.5	1.0-2.1	*	/	/	/	1.7	1.1-2.7	*

(3)
Association of EMA with job stressors, social supports, and psychological stress reactions ($n = 1091 - 1161$)

Job stress scales	Crude			Adjusted ^a			Adjusted ^b		
	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>	OR	95% CI	<i>p</i>
<i>Social supports:</i>									
Family/friends (low)	2.7	1.0-6.8	*	4.5	0.9-22.5	NS	4.1	0.8-21.6	NS
<i>Psychological stress reactions:</i>									
Job dissatisfaction (high)	2.4	1.0-5.7	*	/	/	/	3.9	0.6-26.5	NS

圖 1 工作壓力模式與失眠問題：職場氛圍與社會支持因素會影響不同的失眠症狀；(1)–(3) 分別為 DIS、DMS 及 EMA 與職場壓力反應及社會支持之關聯分析。[4]

利用 HRV 的量測與分析，包含時域及頻域的參數，研究不同工作壓力模型對自律神經的影響發現，「工作要求－控制模型」(Job-Demand-Control Model)或「付出－回饋失衡模型」(Effort-Reward Imbalance Model)，與交感及副交感神經指標的下降有關。譬如付出回饋失衡(Effort-Reward Imbalance)因素，對中年工作者(35-44 歲)引發較大的日間 RMSSD 值降低[8]。而「工作要求－控制模型」(Job-Demand-Control Model) 與 HRV 的關聯研究則指出：工作要求(Job Strain)及低決策控制(High demand and low decision latitude)降低日常自律神經指標[9]。有較高的工作要求者，在全天的作息中會有較高的交感神經指標，如圖 2。

而在針對工作者在上班日的心率變異(HRV)與睡眠問題的關聯研究則指出，日常的 HRV 指標譬如 RMSSD 與睡眠的嚴重程度成反比關係，如圖 3[13]。

綜合前述的各方面研究，我們可進一步應用 HRV 的量測與分析，評估作為勞工主管因工作壓力所導致的自律神經與失眠問題之指標[14]。

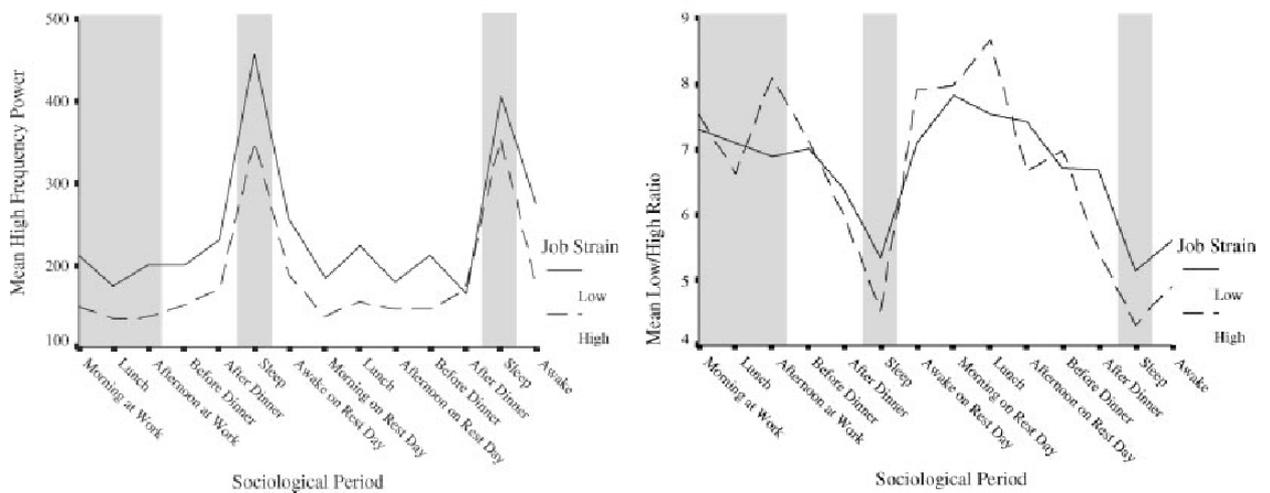


圖 2 高度工作要求會降低日常自律神經指標：左圖為 HRV 頻域中 HF 在日常社交活動時的變化，右圖則為 LF/HF 比值的變化；實線代表較低工作要求，而虛線為較高工作要求者。 [9]

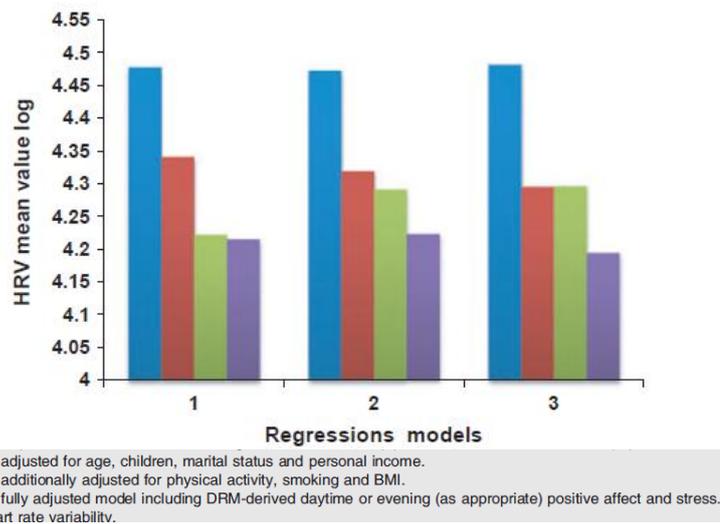


圖 3 失眠與 HRV 的關聯：圖中，由藍、紅、綠到紫代表睡眠問題由輕微到嚴重；標示 1、2 及 3 則為不同的調整模型。 [13]

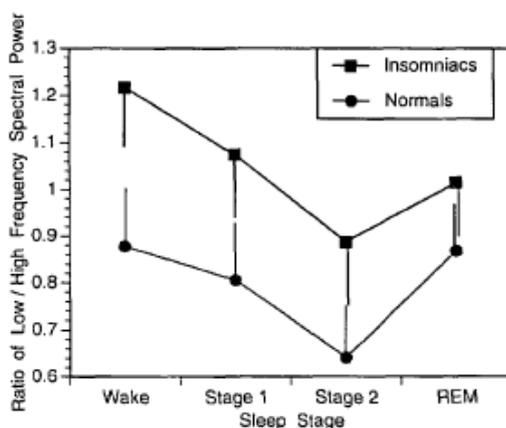
第二節 睡眠問題與自律神經的關聯分析

自律神經會隨睡眠階段變化，而某些睡眠問題則會反應在自律神經的變化上。既然，利用心率訊號所取得的 HRV 參數，可作為自律神經的指標。近年來，便有越來越多利用 HRV 分析以作為睡眠階段（如：淺睡/深睡，快速眼動期/非快速眼動期的辨別），或睡眠呼吸障礙問題，與自律神經的關聯研究。

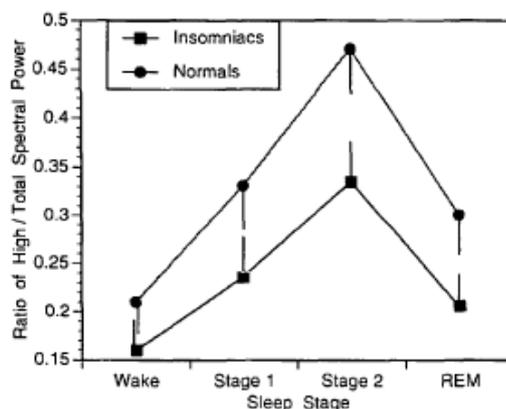
1997 年，Bonnet 及 Arand[15]針對健康成人研究發現，在非快速眼動期(NREM)時，其 HRV 的頻域中高频(HF)增加及低频(LF)降低，而慢性失眠者(Chronic insomnia)

變化則較小，如圖 4。後續更多的研究也指出，其他 HRV 的指標譬如心率（Heart Rate, HR）或心跳間距平均標準差值（SDNN）也與睡眠階段有關[17][28]。在非快速眼動期 (NREM)時，HR 及 SDNN 都會變低，在快速眼動期（REM）及清醒（Wake）時，則又會升高。但相對於正常人，失眠者的變化便較小，如圖 5、圖 6。

另外，其他睡眠障礙的問題也與自律神經有關。在 Shinar[21][22]的研究中，有阻塞性睡眠呼吸中止（OSA）或睡眠障礙（Various Sleep Disorder, VSD）的人，其 HRV 的頻域中低頻(LF)與高頻(HF)之比值（LF/HF），在入睡時期（Sleep Onset, SO）都高於正常組的人，如圖 7。以此關係，HRV 的 LF/HF 值或可作為阻塞性睡眠呼吸中止現象的參考指標。



(i)



(ii)

圖 4 正常者與失眠者在不同睡眠階段之 HRV 比較：(i) LF/HF 比例、(ii) HF/Total power；符號代表：■為失眠患者，●為健康者。 [15]

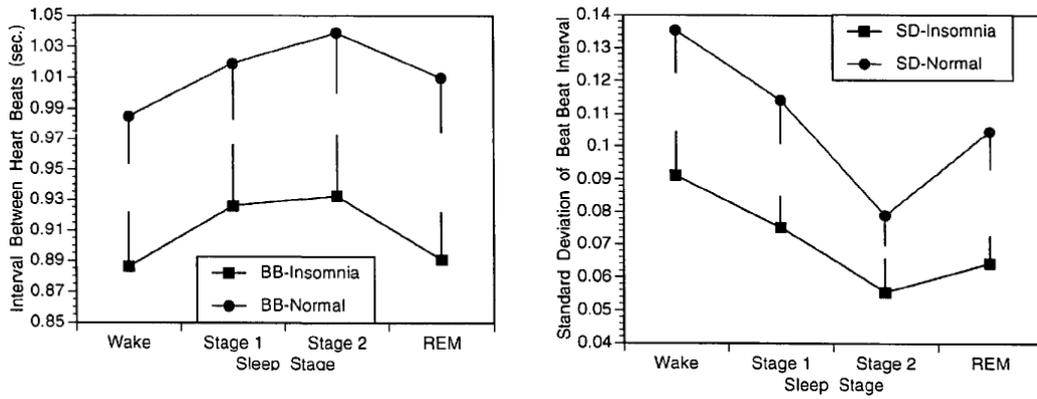


圖 5 正常者與失眠者在不同睡眠階段之 HRV 比較 (I): RRI(左圖)及 SDNN(右圖)變化; 符號代表: ■為失眠患者, ●為健康者。 [17]

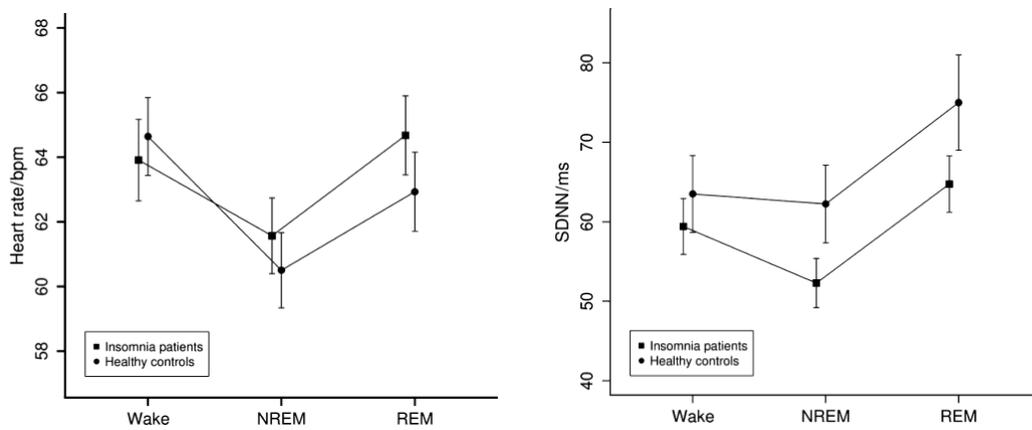


圖 6 正常者與失眠者在不同睡眠階段之 HRV 比較 (II): HR(左圖)及 SDNN(右圖)變化; 符號代表: ■為失眠患者, ●為健康者。 [28]

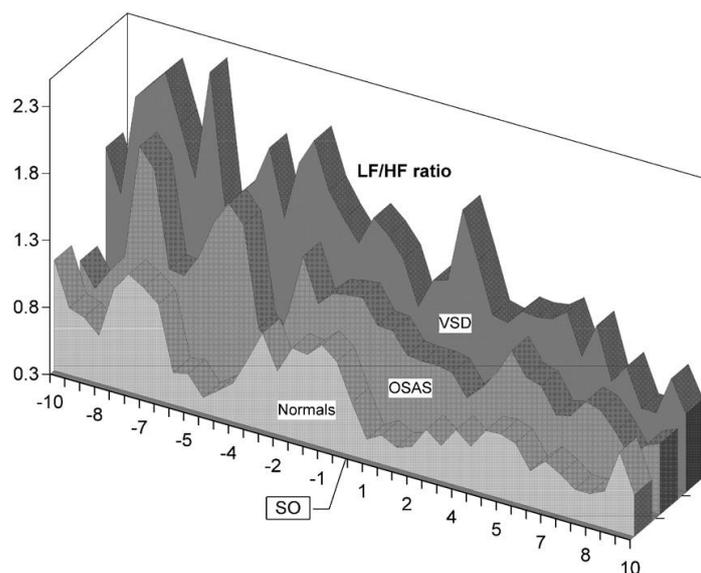
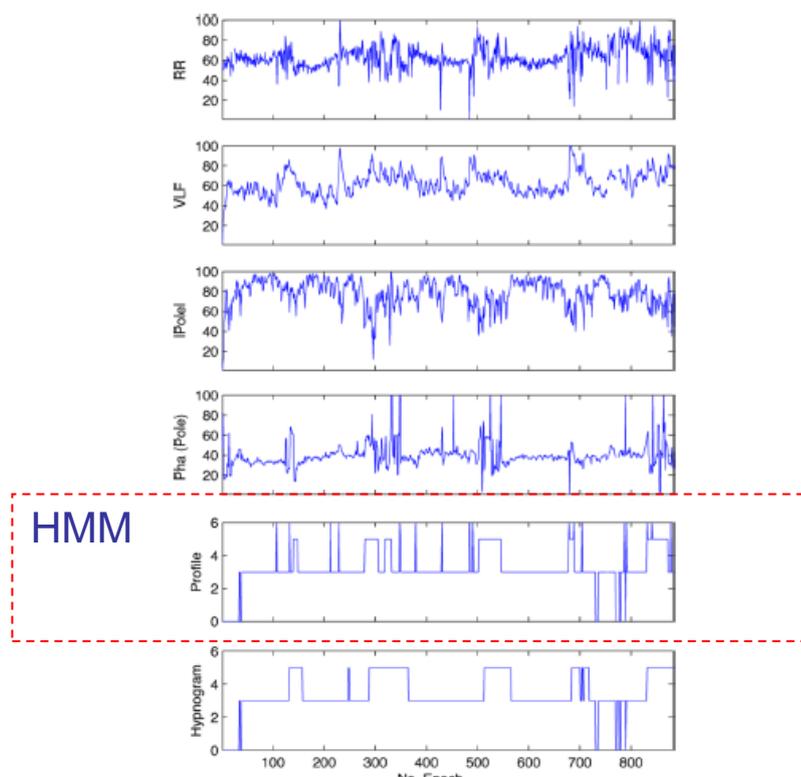


圖 7 比較 OSA 及 VSD 與正常組在 SO 前後的 LF/HF 值 [22]

隨著感測技術的進步及元件微小化,如何應用此類非 PSG 訊號作為睡眠品質的監

測便成爲近年研究的主題[28][31]。主要方法爲使用單一生理訊號，例如 ECG 感測，取得心跳間距以及呼吸訊號，以萃取心率變異(HRV)以及呼吸特徵值，再透過心肺訊號的同調 (Coherence) 關聯[31][32]，或使用諸多特徵值以自動分類器 (Classifier)，進行睡眠階段 Sleep Staging 與睡眠呼吸中止 OSA 事件的異常辨識[29][30]。例如圖 8 所顯示，以 HRV 中的 RRI, VLF, HF 等作爲關鍵特性(Key Feature)，結合 Hidden Markov Model(HMM)建立的睡眠階段分類器[29]。

目前已有部份技術方法已被應用於居家型的睡眠監測上。譬如應用心肺耦合訊號 (CPC)分析法[32]，便有產品上市作爲居家睡眠管理之用。相關研究文獻資料綜合整理如表 1。



Decision performance on the training set and test set by HMM classifier

Set (%)	Specificity	Accuracy	Sensitivity
Training	89.9	76.4	69.2
Test	85.1	79.3	70.2

圖 8 HMM 睡眠階段分類器與 PSG 結果比較

表 1 睡眠品質監測相關研究

訊號種類	分析方法	研究者(年份)	睡眠監測研究	睡眠障礙研究
心率訊號	心率變異(HRV)分析	Bonnet and Arand (1997) [15]	NREM: HF +, LF -; Wake/REM: HF -, LF +	
		Scholz (1997)[16]	NREM: LF/HF -; REM: LF/HF +;	
		Bonnet (1998)[17]		Chronic insomnia than normal: lower SDNN, %HF; higher HR, %LF
		Otzenberger (1998)[18]	Autocorrelation of RRI correlated with LF/HF	
		Elsenbruch (1999)[19]	From NREM to REM: HF - & LF/HF +	
		Busek (2005)[20]	REM: LF, VLF, LF/HF +; NREM: HF +	
		Shinar (2006) [21][22]	Sleep onset: RRI increase, VLF/LF decrease	LF/HF: OSAS & VDS higher than Normal
		Irwin (2006)[23]		For alcoholics, lower HF during awake and sleep
		Lanfranchi (2007)[24]	From NREM to REM : RRI&HF -; LF&LF/HF +	Remained stable in RBD subjects
		Sforza (2007)[25]		LF/HF, %VLF: SRBD & PLS/PLMD > insomnia
		Carolina Lombardi (2008)[26]		For EDS, higher LF/HF and lower BRS
		Wenli Wang (2009)[27]		Higher RDI, Lower mean RRI and HF during wakefulness
		Spiegelhalter (2011)[28]		From wake to sleep, HR-reduction & SDNN: insomnia < controls
		統計模型	Mendez (2010)[29]	Decision-Support System to classify REM and NREM
	非線性分析	Wakuda (2004)[30]	Sleep staging with largest Lyapunov exponent in time series	
心肺耦合訊號(CPC)	心肺訊號同調分析(Coherence Correlation)	Cabiddu (2012)[31]	HRV/Respiration coherent in the HF band during NREM	
		Thomas (2005)[32]	Coupling spectrum correlated with CAP as a sleep marker	

(備註: OSAS: Obstructive Sleep Apnea; VSD: Various Sleep Disorder;
RBD: REM Sleep Behavior Disorder; SRBD: Sleep-Related Breathing Disorders;
RLS: Restless Legs Syndrome; PLMD: Periodic Limb Movement Disorder; CAP: Cyclic Alternating Pattern BRS: Baroreflex Sensitivity;
EDS: Excessive daytime sleepiness; RDI: Respiratory Disturbance Index)

第三節 睡眠問題監測

目前居家型睡眠監測系統已有一些產品被推出，如 Sleep cycle, Actiwatch 等，這類產品通常利用慣性感測器偵測使用者於睡眠期間的動作。透過動作分析的演算法評估使用者醒(wake)或睡(sleep)及睡眠效率等資訊。但對於識別快速眼動期(REM)及非快速眼動期(NREM)之淺睡期與深睡期，則不易提供足夠的辨識率。原因是這兩個睡眠階段的判斷是由腦波訊號結合眼動訊號決定。這類產品通常定位為輔助睡眠日誌的客觀資料或作為強化使用者健康意識(awareness)管理之用。

利用少數生理資訊自動辨識睡眠階段是極具挑戰的工作。由於在深睡期與淺睡期其腦波、呼吸、動作與心率訊號具有相互聯結。近年來的研究提供一個單純由 ECG 生理訊號自動辨識睡眠階段(REM,NREM)的可能路徑。這方面的發展，如 DynaDx 利用 ECG 與呼吸在特殊條件下具同調性特性，並找出睡眠階段中 EEG 不穩定(instability)現象的關聯性辨識睡眠階段。目前此技術水準，針對睡眠階段 REM 及 NREM 之辨識，其準確率可大於 70%，而對 deep/light sleep 的辨識率則較低。而 Watch-PAT 則使用動作感測結合周邊動脈張力感測辨識五種睡眠狀態(Sleep/Wake, REM, light sleep, deep sleep)，並可辨識睡眠呼吸中止(OSA)事件。

目前幾種市售解決方案比較如表 2。

表 2 睡眠品質的監測方案比較

生理訊號	腦波狀態	肢體動作	自主神經	混合訊號	
標竿產品	Zeo (2013 closed) 	Actiwatch, Jawbone 	Sleepimage/ DynaDx 	Watch-PAT 	Toshiba (prototype) 
感測技術	腦波(EEG), 眼動(EOG), 前額肌動(EMG)	腕動計 (Actigraphy)	心電訊號 (ECG) 同時偵測心率與呼吸率	腕動計, 周邊動脈張力(PAT ¹)	腕動計, 血流脈動量測(PPG ²)
原理說明	以腦波與肌電訊號自動辨識睡眠階段 (WS, NREM/REM)	偵測動作以推測睡或醒(SAW)	以心肺耦合 (CPC ³) 演算分析睡眠階段 (REM/NREM)	以腕動計辨識 SAW, 以 PAT 值及脈搏 PPI ⁴ 演算 REM 及 light/deep NREM	以腕動計辨識 SAW, 以 PPI 演算 HRV 參數, 再以統計方法分析 REM/NREM
使用方式	頭帶與無線接收器 (可與 iPhone 連結)	腕帶式	胸部感測加貼片, 數據上傳分析	指尖夾套與腕部主機	腕帶式加指套
優缺點		方便佩帶; 但只能辨識 SAW	由 ECG 波形求取呼吸訊號較不穩定	美國 FDA 認證, 但主機稍大	方便佩帶, 但 HRV 解析度可能不足
準確率 (與 PSG 比)	Sleep/Wake: 90%; Sleep Stage: 75%	依各家演算法, 準確率不同, Max 約 85%	標準睡眠階段較差; 而對 CAP ⁵ 較佳	約 88~90%	平均約: 70%

1. PAT: Peripheral Arterial Tone; 2. PPG: Photoplethysmography; 3. CPC: Cardiopulmonary Coupling; 4. PPI: Pulse-to-Pulse Interval; 5. CAP: Cyclic Alternating Pattern

第四節 睡眠問題的介入改善

針對睡眠問題特別是失眠症狀的介入改善，非藥物治療越來越被強調，而認知行為治療(CBT-I)是主要受 AASM(American Academy of Sleep Medicine)認可的療程方式，其成效仍被持續研究中[33]。

近年來，因手持隨身裝置技術的突飛猛進，譬如智慧手機的方便取得和應用程式 Apps 的普及，認知行為治療也可透過行動網路的介面進行，既所謂的電腦化認知行為治療 (Computerized Cognitive Behavioral Therapy, CCBT)[34][38]。其療效有比其他傳統手段改善更好的「睡眠效率」(Sleep Efficiency)，如圖 9。

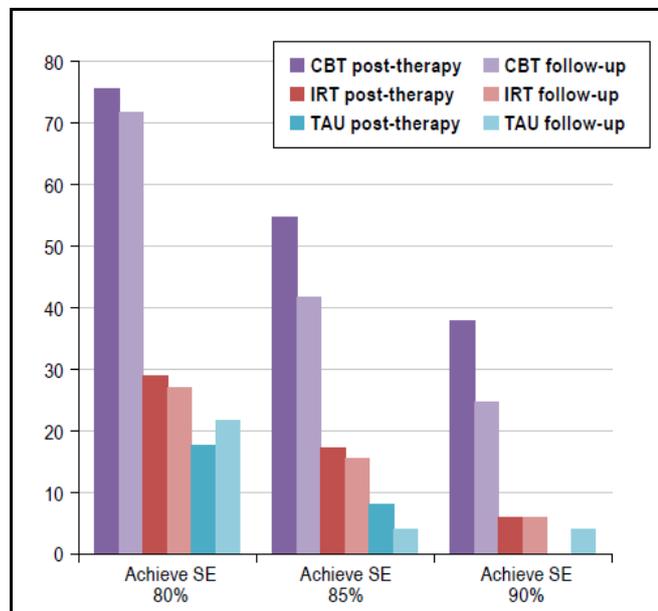


圖 9 CBT, IRT, TAU 療效比較 [35]

CBT: 認知行為治療; IRT:安慰劑組(imagery relief therapy)

TAU: 常用睡眠治療(treatment as usual)

另外，透過呼吸生理回饋(RSA Biofeedback)也是近期越受重視的解決方案[38][39]。呼吸生理回饋訓練是利用壓感反射(Baroreflex)現象[40]，當以低頻慢呼吸，約每分鐘 6 次時，血管感壓敏感度(Baroreflex Gain)將會增強。圖 10 顯示在進行呼吸生理回饋訓練前後，心跳間距 RRI 被調整。且血管感壓敏感度變化會有顯著的變化，而且心率變異 (HRV) 和呼吸訊號之頻域分析峰值都在 0.1Hz 左右，如圖 11。因此得以運用此一 HRV 生理回饋的原理，透過慢呼吸訓練，達到增強自律神經活性[41]，藉以

改善與自律神經相關的睡眠問題。目前已經有應用此學理的產品上市，如圖 12，可作為居家自我放鬆訓練。根據初步的使用者測試，有顯見的改善效果[42][43]。

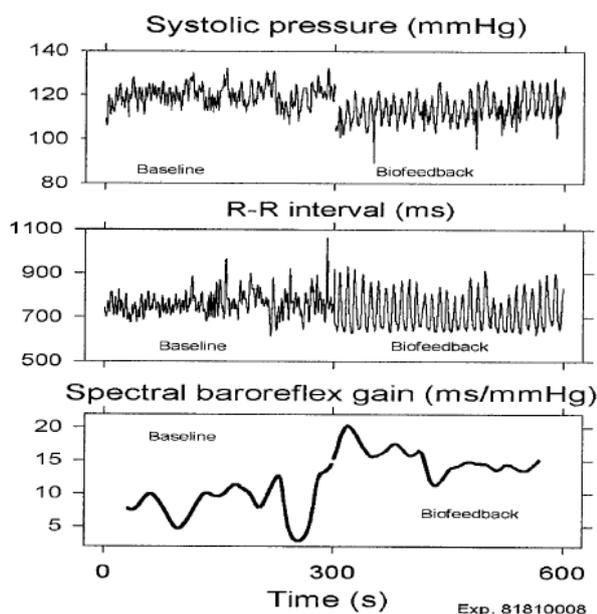


圖 10 呼吸生理回饋訓練前後之血管收縮壓(Systolic pressure)、R-R Interval 及血管感壓敏感度(Baroreflex gain)變化。[40]

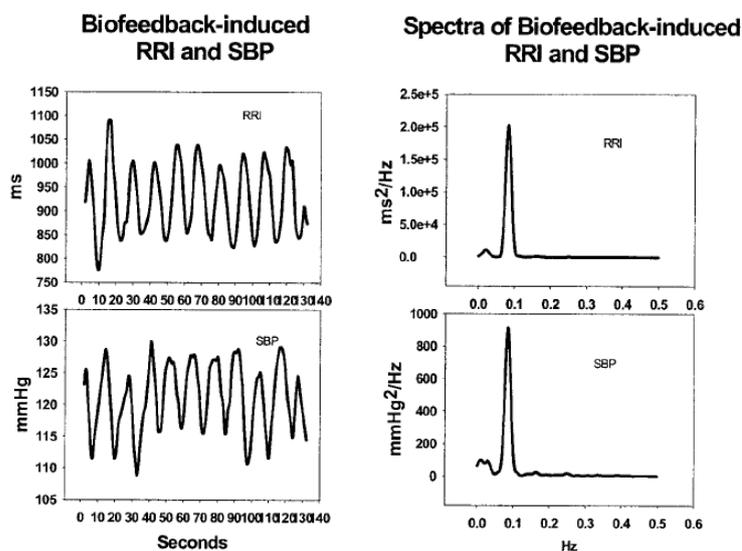


圖 11 呼吸生理回饋訓練時之心率與血壓變異分析。圖中顯示心率與血壓在時域上有 180 度相差，而都振盪在相同單一頻率。[40]

綜合前述之學術研究文獻整理、專家會議諮詢意見以及現有上市解決方案的資料的收集，可以預見，利用現有工程科技的優點與更多醫學的研究成果，以認知行為治療及生理回饋訓練並行，將會是未來睡眠問題的管理及介入改善研究重點方向。

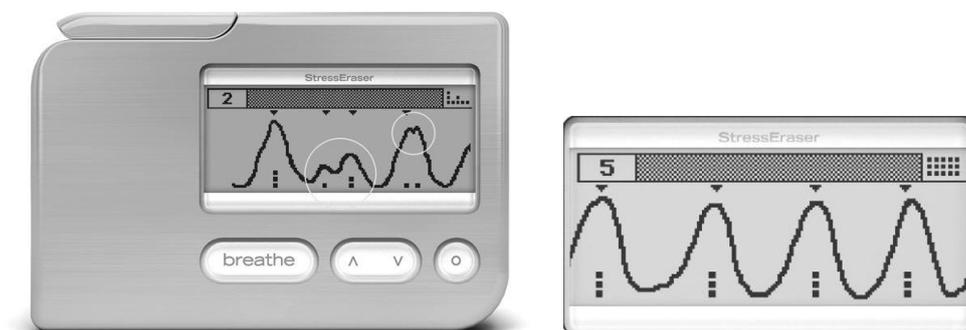


圖 12 市售居家自我呼吸放鬆訓練器 StressEraser®

第五節 專家諮詢

本次研究著眼於勞工全人之關照，也是從勞工心理健康到身體健康全方面關心的研究。透過過去大量研究成果為基礎，進一步探索及發展實用的系統來照顧職場努力不懈的勞工朋友，讓勞工朋友能更容易注意到自身的健康情形。專家座談的主要討論主軸：

- 常見的睡眠個案中之類型或族群。
- 在臨床上分析標準睡眠狀態量測方法(PSG)，其訊號與睡眠之間的關聯。
- 使用心率變異(HRV)的方式分析睡眠品質或睡眠階段，以及與工作壓力和睡眠品質的關聯。
- 其他睡眠或壓力相關的專業量表。
- 如何利用睡眠相關的紀錄器，了解個人的睡眠狀態，進而改善或提供良好的睡眠建議與運用。
- 搭配手機 APP 來提供社群互動或服務的未來可能。
- 目前睡眠分析服務內容中，尚缺乏之其他關鍵因素。

綜合多位專家從生理、心理以及臨床醫學的學理或經驗，針對勞工主管或勞工朋友的睡眠問題及管理各方面的廣泛討論，要點如下：

一、 睡眠品質的監測及睡眠問題的篩檢：

與此類似的研究方向其實在國外已經有陸續的展開，針對台灣環境以及生活習慣的部分，特別對勞工主管睡眠與健康進行觀察，確實是不錯的起點。

而 HRV 的技術已經發展非常久，在相關研究文獻中已經有許多資料可以證實

與交感神經、副交感神經的部分有相當的關聯，但關於與睡眠、呼吸與壓力之間的關聯，這難度是非常高的，而且在睡眠部分與 HRV 的關聯確實是相當的不一樣，這個部分的影響都有不同的關聯以及對應，延伸到不同的對象也將有不同的變化。建議分析上可以針對不同的個案進行階層性的分析，再針對不同的類型提供不同的分析設定。不同的個案會有不同的生理狀況，會因為不同的年齡、不同的疾病而出現不同的徵狀，而這些都將成為不同的影響因子。深度睡眠是可當一個指標來看，可看出睡眠的品質好不好，雖以失眠病人來看，深度睡眠會比較少，但在四十歲以上的人也會開始逐漸下降，所以無法完全以深度睡眠來做判斷，這也會變成一種挑戰。

多頻道睡眠生理分析儀（PSG）除了作為 Sleep Staging 外還有很多感測器，分別在測量我們的生理參數，比如說呼吸、肢體運動等。而因為睡眠本身就是主觀的，在量測以及資訊的收集上，除了 PSG 輔助指標之外，我們也需要一些問卷或是症狀改善觀察來做為主要的睡眠品質評估。睡眠的過程不穩定，會根據身體狀況、勞累、疾病、年齡等等因素而有所不同，所以就必須透過一些主觀與客觀的相關資訊作為評斷。而 PSG 則當作是輔助的一項評估指標，這樣才能當作是主要的睡眠改善評估條件。

除此之外，研究過程中的受測對象須經過選擇，要注意是否有共病（Comorbidity）及精神疾病現象，而且病人常常還會併用其它藥物，那當然它會影響睡眠，所以也要去訂共病的部份是要排除到甚麼程度。

睡眠其實也與許多生活習慣有關聯。就現階段的研究對象來說，遇到精神狀況上的影響應該是較少的，主要著重在職場的壓力或相關的方向。不過有些白領階層，白天工作壓力不大，但是下班後的交際應酬，例如喝酒、抽菸等等交際行為，反而是造成許多高階主管的生活壓力來源，就生活型態的部分也是可以列入研究與判斷因子。

二、 居家睡眠管理與介入改善：

在睡眠改善的介入過程中，資訊的收集非常重要，以往透過門診的過程中，經常只能聽個案患者的基本陳述，然後個案往往就希望醫師可以直接開立安眠藥，然後快速的進行解決之後就離去，往往來醫院也只是為了拿藥而已。如果有相關的工具或是設備可以協助收集資訊，那麼對於睡眠的診斷與改善是相當有幫助的。

運用生理回饋（biofeedback）與 CBT（認知行為治療 Cognitive Behavioral

Therapy) 的技術，加上居家型處理方案，是一個可行的方向。不過，當我們在做這種比較是健康管理概念時，如何把自我紀錄、自我監控設計到程式當中，在居家的活動當中，可以監測到自己的狀態，並且適時地針對個人的狀況給予一些適當的回饋，這是很重要的。有些個案的失眠狀況其實是生活狀態的影響，例如有人是因為生活環境噪音干擾而造成睡眠品質不佳。所以這些失眠類別其實必須經過一些基礎的歸類以及選項，甚至是推出不同的 A 套餐、B 套餐、C 套餐等等的內容來提供改善組合。

就目前的研究宗旨來說，主要是著重在「居家」的方向，所以還是必須要在臨床上先找到一些影響睡眠的主要因子，然後找出主要會影響睡眠的因子，再從其中找到可以介入的地方，提供適合的解決方案。由於睡眠的異常需要醫師針對各種資訊來做判斷，所以研究出來的解決方案，其實可以根據醫生的一些需求來進行發展，而提供給醫生一個很好的追蹤或觀察工具，提供給醫生進行診斷前後以及過程進行便利的評估。

最後必須釐清此專案計畫是聚焦於研究層面還是未來的應用層面，單就研究層面來說，就可以依據壓力等等心理因素，而排除疾病上影響的因子(例如呼吸中止症、精神疾病等等)，而針對不同的個案會提供不同的處理方法。而如果是未來居家的使用，那麼就會有很多其他的狀況需要考量，在比重上就會不一樣，會根據他睡眠的狀況跟一些想法或睡眠的狀態，會提供一些方法。

而針對「紓壓」以及「衛教」的部分，未來就可以轉換成行動裝置上應用程式(APP)的方式來提供給一般的使用者，並且作為紀錄與追蹤的連結方法。像國外便有一些線上軟體，便針對衛教機制的部分設計一些遊戲方案。另外在整個服務設計中，後端資源連結的部分是否有一些資源可以提供這些回饋的支援，能不能提供使用者有感的服務，這個部分需要後續資源的投入，也是需要全面的考量。

第三章 研究方法及步驟

第一節 實驗流程及內容

此研究主要目的將針對勞工主管居家睡眠問題，進行探討並研究睡眠管理的可行性，因此受試者招募對象以目前在職勞工主管為主。

一、受試者招募：

主要透過於事業單位舉辦睡眠衛教演講招募受試者。分別於 10/4, 10/8, 11/8 在台灣電力公司、中國石油公司及中華電信共舉辦三場演講。利用演講場合，請出席者自由填寫 PSQI 量表及連絡方式，並註明參加實驗的意願。會後經計算統計 PSQI 記分後，分別連絡有意願參加者或 PSQI 較高者，詢問及安排接受進一步測試。

二、收案及分組：

本研究中受試者分為實驗組及控制組。實驗組之受試者來源為前述經睡眠衛教演講所招募者，控制組來源則由政治大學睡眠實驗室提供其施行認知行為治療之歷史資料，依受試者 PQSI、性別及年齡，找出與實驗組配對的 30 位在職工作並曾接受 CBT-I 療程者，以作為與實驗組結果比較之基準。

實驗組與控制組之受試者接受：(a) PSG 檢測 (b) 實驗之「前測」、「睡眠改善實驗」及「後測」。控制組因是歷史資料，則缺少靜態心率量測，而實驗組除了接受 5 分鐘靜態心率以取得 HRV 指標外，另加一份認知壓力量表(PSS)。

「睡眠改善實驗」之介入方式，實驗組為以 StressEraser® 進行呼吸生理迴饋訓練 2 週，控制組則是接受認知行為治療 (CBT-I) 4 至 6 週。詳細實施方式如下述第 4、5 項。

實驗組與控制組之介入效果比較，主要以「前測」及「後測」時填寫之主觀問卷量表 PSQI、PSAS、ISI 作為指標。而實驗組則另外比較「前測」及「後測」所測得之 HRV 參數。收案流程及項目，如圖 13 所示。

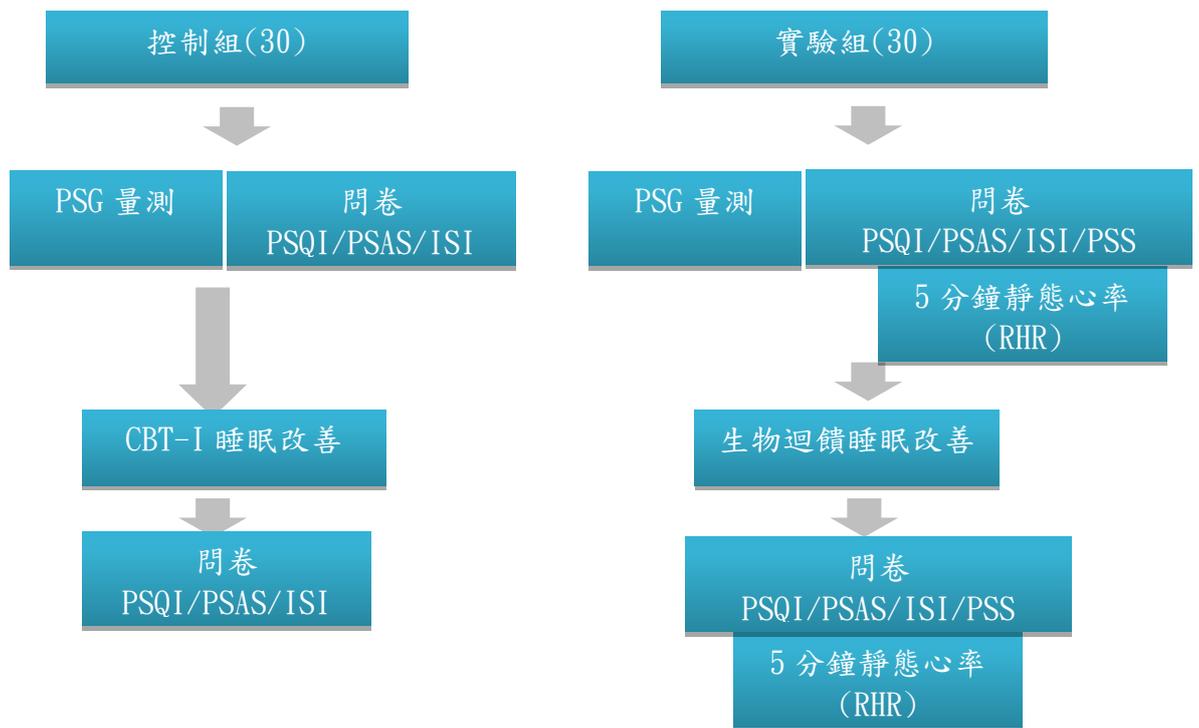


圖 13 受試者分組及流程

三、五分鐘靜態心率(RHR)

收案時段統一定於下午二點至五點時段。受測者須先休息 5~15 分鐘，受測前，先請受試者將手錶、手機取下再貼上電極片，開始記錄。檢測時請其放鬆，採最舒服的姿勢，避免說話、亂動。

四、呼吸生理迴饋訓練實驗

本研究之呼吸生理迴饋訓練 (RSA Biofeedback) 實驗，採用美國 Helicor 公司出品之 HRV 自我呼吸放鬆訓練器 StressEraser[®] (請參考附錄五)。使用方式，由計畫內之收案人員向受試者解說，並於現場請其練習操作以確認已了解，另附原場中文說明書供回家參考。期間則在一週左右以電話連繫，詢問有無問題及追蹤使用情況。回收機器後，則將內部之歷史資料抄錄並統計。

練習頻率：每天睡前半小時練習數次，一次至少 5 至 6 分鐘，慢呼吸達點數超過 30 點，練習數次達每天點數累計超過 100 點。

五、認知行為治療 (CBT-I)

CBT-I 由受過專業睡眠醫學訓練的臨床心理師執行，以標準化的程序進行，總計六次，共為期七週，前五次為每週一次，第五、六次之間間隔兩週。標準化的 CBT-I 內容包含：睡眠知識、睡眠衛生教育、放鬆訓練、刺激控制法、睡眠限制法，以及認知治療，每次團體的治療內容如下：

第一次：進行睡眠相關知識的介紹，以及如何針對自己的睡眠問題進行分析；

第二次：教導參與者各項助眠的行為技術，包括：睡眠衛生、刺激控制法、睡眠限制法，以及腹式呼吸，並予以回家作業，要求參與者於當週執行上述治療技術；

第三次：進行漸進式肌肉放鬆訓練，並討論生理時鐘對睡眠的影響；

第四次：進行直接放鬆訓練，介紹常見的助眠劑，並協助有使用助眠劑的參與者進行減藥計畫；

第五次：教導認知重建，以替代性想法來調整參與者對失眠的不良信念，透過認知上的改變來影響情緒及行為，進而改善睡眠；

第六次：討論參與者在治療期間的七週以來，執行各項助眠技術的結果，以及對於未來失眠再發的處理。

認知行為治療 CBT-I 的各項的治標技術，請參考附錄六。

六、多頻道睡眠生理分析儀 (PSG)

受試者於事前確認其意願後，再安排適當日期至睡眠中心過夜，接受睡眠多項生理檢查(Polysomnography, PSG)。受試者約於當晚 10 點到達，經簡要說明後，再穿戴生理訊號感測裝置於身上開始測試。

第二節 研究工具

一、五分鐘的靜態心率量測

本實驗之日間靜態心率量測，為方便攜帶至受試者之工作地點，使用陽茵公司出品之名片型 HRV Monitor，以導線連接貼片，量測 5 分鐘心電訊號並輸出心跳間距 RRI，如圖 14 所示。



圖 14 名片型 HRV Monitor

二、多頻道睡眠生理分析儀 (PSG)

PSG 檢測依受試者及睡眠中心之實際狀況，分別於臺北市立聯合醫院松德院區及政治大學心理系睡眠實驗室進行。聯醫松德院區之 PSG 儀器為 Somté PSG，政治大學則是 Embla N700。所收集記錄訊號包含：受試者腦波圖 (Electroencephalographic activity, EEG)、肌電圖 (Electromyographic activity, EMG)、眼電圖 (Electrooculogram, EOG)、心電圖 (Electrocardiograph, ECG)、血氧指數 (Oxygensaturation, SaO₂)、呼吸氣流 (airflow)、呼吸胸腹運動及睡姿 (sleep position)。訊號取樣率為 200Hz，分析則以 30 秒為一 epoch 作為睡眠階段標定。

第三節 資料內容

本實驗收集的資料包含：前測及後測之間卷量表計分、日間五分鐘 HRV 參數以及 PSG 檢測資料。分述如下：

一、問卷量表計分：

主要問卷量表為：PSQI、PSAS、ISI 及 PSS。PSAS/ISI/PSS 都是各題分數加總之合，而 PSQI 計分方式則請參見附錄一。

二、HRV 指標參數：

日間五分鐘靜態心率 HRV 分析，以芬蘭 Kuopio 大學開發之 Kubios(ver. 2.1) 計算 HRV 參數。主要參數包含：(a) 時域分析：mean HR、SDNN、RMSSD；(b) 頻域分析：Total power、LF、HF、LF/HF 等，報表如圖 15 所示。我們此次針對頻域的演算，則是採取其 Fast Fourier Transform(FFT)的計算結果。

而睡眠期間之 HRV 則以 PSG 提供之 ECG 原始訊號，先透過 Kubios(ver. 2.1) 萃取 RRI，再以美國 NIH 網站 PhysioNet 提供之程式計算每一 epoch 之 HRV，以進行後續與 PSG 訊號之關聯分析。

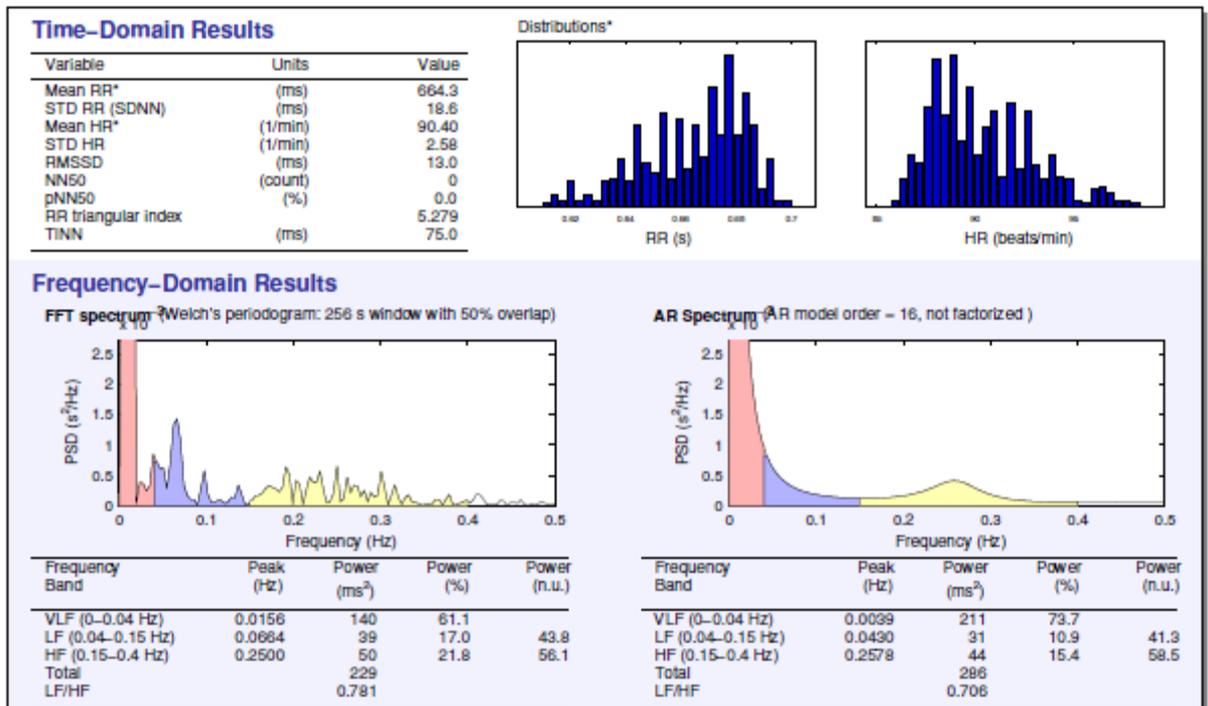


圖 15 Kubios HRV Report

三、PSG 資料

受試者接受 PSG 檢測後，其資料由睡眠中心專業人員進行睡眠階段及事件標定，完成輸出之資料包含：各睡眠階段(wake, S1, S2, S3/S4, REM)、睡姿、血氧、心率 ECG 訊號、呼吸中止(Apnea/Hypopnea)等訊號，各種訊號圖示，如圖 16 所示。而根據此資料，針對每位受試者產生一份 PSG 報表，內含各類統計值，主要包括：睡眠總時數(Total Sleep Time, TST)，睡眠效率(Sleep Efficiency, SE)、入睡後清醒總時數(WASO)、呼吸障礙指數(Apnea Hypopnea Index)以及其他睡眠事件如週期性肢體運動(PLM)的狀況等，報表格式，如表 3 所示。

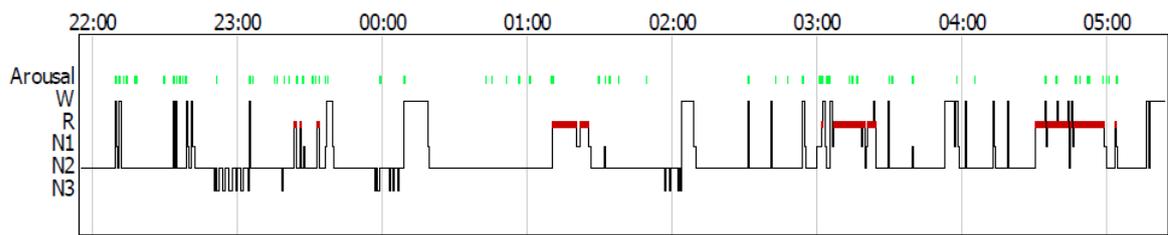
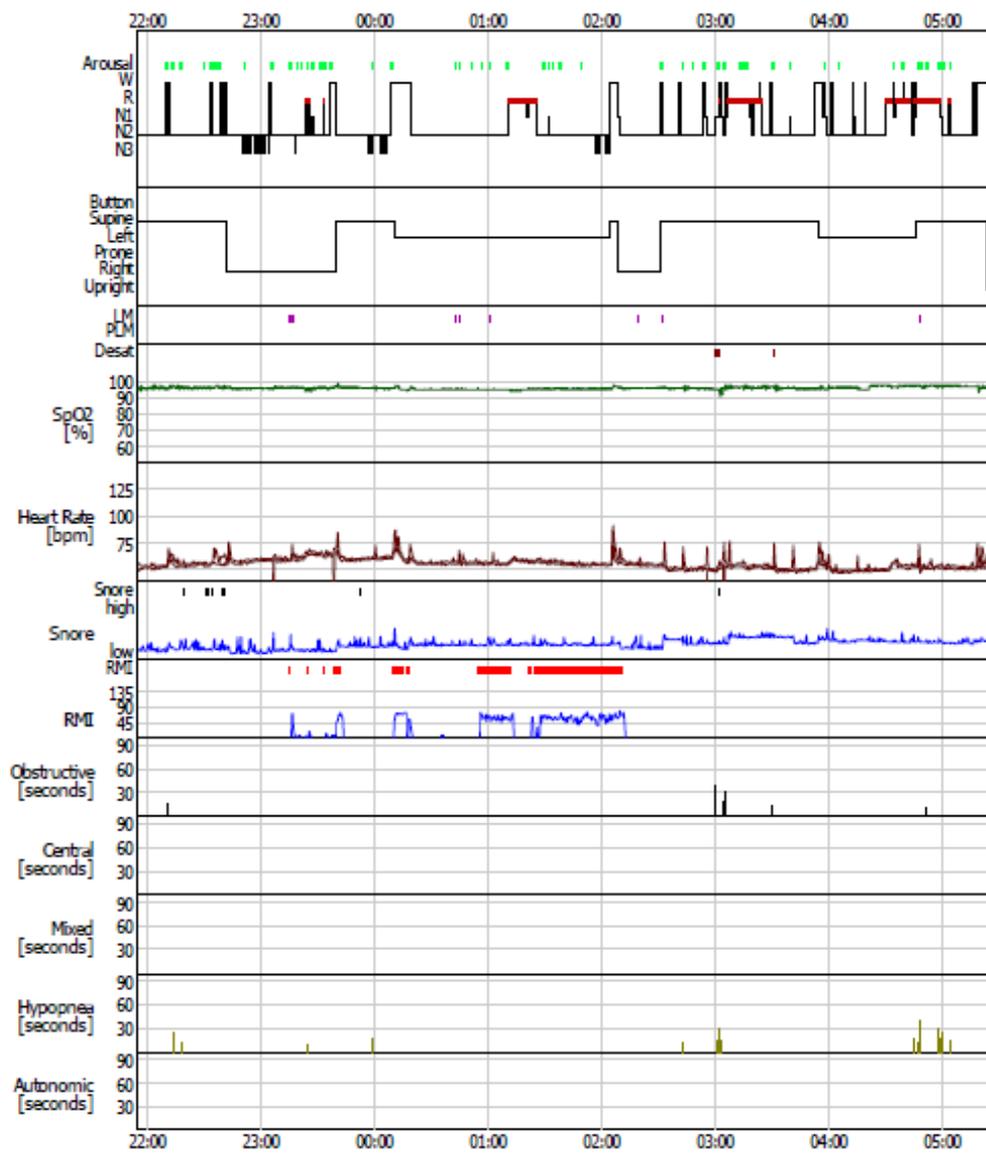


圖 16 多頻道睡眠生理分析 PSG 圖

- (1) 包含：睡眠階段、睡姿、血氧、心率、呼吸中止等圖示
- (2) 睡眠階段變化 (Wake, Stage1, Stage2, Stage3, REM)

PSG 睡眠整體狀態報表亦如表 3 所示。

表 3 PSG 睡眠整體狀態報表

Sleep Architecture			Normal Range
Total Bed Time	(min)	517.0	(419-464)
Sleep Period Time	(min)	517.0	(408-456)
Total Sleep Time	(min)	373.5	402-449)
Sleep Efficiency	(%)	72.2	(94-98)
Sleep Latency	(min)	1.5	(2-14)
REM Latency	(min)	64.0	65-99)
			% TST
Awake (WASO):	(min)	144.5	
Stage 1	(min)	37.5	10.0
Stage 2	(min)	214.0	57.3
Stage 3+4	(min)	54.5	14.6
Stage REM	(min)	67.5	18.1

Arousal Summary		(#/hr)
Total Arousal Index		25.4
Respiratory Arousal Index		12.9
PLM Arousal Index		0.3
Spontaneous Arousal Index		11.7

Respiratory Events			
AHI (/hr)	18.3	Obstructive Apneas (#):	69
AHI NREM (/hr)	14.5	Mixed Apneas (#):	9
AHI REM (/hr)	35.6	Central Apneas (#):	6
AHI supine (/hr)	18.3	Hypopnea (#):	30
AHI non-supine(/hr)	0.0		
% TST on Back	100.0		
Oximetry during Sleep			
Min SaO2 NREM (%)	94		
Min SaO2 REM (%)	93		
Desaturations $\geq 4\%$ TST (#)	11		
Avg SaO2 at Desat (%)	4		
PLM Summary			
PLM Number (#)	97	PLM Index (/hr)	15.6
PLM Arousal No. (#)	2	PLM Arousal Index (/hr):	0.3

第四節 分析工具

本次資料分析採用了以下的分析方法，我們將針對各個方法說明如下：

- 一、敘述性統計：此類統計用以描述樣本的形貌，此類的代表如直方圖、平均值、眾數、百分位數及變異數等
- 二、Student's T-Test：此方法用於檢定兩個不同母體平均數是否相等，當兩常態母體之變異數未知，但相等時，可以用此方法來檢定兩母體平均數是否相等。我們使用此分析方法來檢測主管與非主管在所有問卷及白天5分鐘HRV的平均值是否有差異。
- 三、Paired T-test：此方法用以檢定 Stress Eraser 使用前後在所有問卷或白天5分鐘HRV的平均值是否出現差異。
- 四、F-Test：此方法用以檢定兩常態母體的變異數是否相等，我們使用此方法分析主管與非主管的所有問卷量表與白天HRV的變異數是否出現差異。
- 五、皮爾森相關係數(Pearson correlation)：此方法要用來描述兩個變數之間線性相關性，其值域介於0~1之間，正值代表兩變數呈現正向關，反之代表兩變數呈現負相關，公式如下：

$$r = \frac{S_{xy}}{\sqrt{S_{xx}}\sqrt{S_{yy}}} = \frac{\sum(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum(y_i - \bar{y})^2}}$$

我們可使用此分析方法來評估兩兩問卷量表之間的線性相關程度，例如睡前激發程度量表與匹茲堡睡眠品質指標量表之間的相關性。

- 六、多變項線性迴歸分析：以一線性迴歸方程式表達因變數與多個自變數之間的關係，此方法可用於尋找問卷量表分數與心律變異(HRV)成分之間的關係式。
- 七、 R^2 ：此數值表達了多變項線性迴歸式的品質優劣，其值域介於0~1之間，公式如下：

$$R^2 = \frac{SS_R}{SS_T}$$

$$SS_T = \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2$$

$$SS_R = 1 - SS_E = 1 - \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2$$

，其中 SS_T 代表因變數的全部變異程度，而 SS_R 表示因變數的全部變異程度被迴歸

式解釋的部分， R^2 值越高代表因變數的變異被迴歸式解釋的比例很高。示意圖可參考如圖 17：

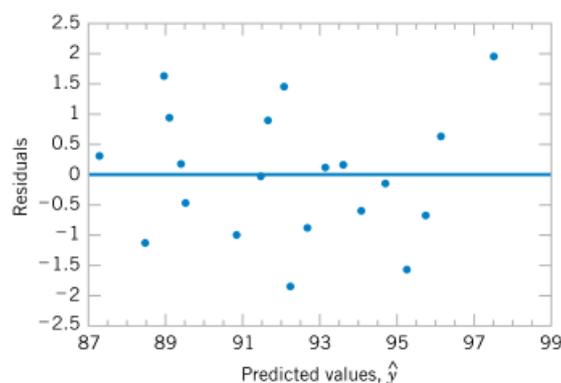


圖 17 R^2 示意圖

值越高，圖上的每個點會越接近圖中的藍線

八、 P-Value：上述的 Student's T-Test、Paired T-test 及 F-Test 其最終的結果都以 P-Value 來呈現，其值域介於 0~1 之間，P-Value 越小代表兩個母體之間在平均值或變異數存在差異。

九、 One-Way ANOVA：過去經常使用 Two Sample T-Test 來檢定兩個母體的平均數是否相同，但是若同時要比較多個母體，則必須兩兩比較，ANOVA 可以用於此類的檢定。ANOVA 是 Analysis Of Variances 的縮寫，是由 R. A. Fisher 所提出的統計方法，可解決同時檢定兩個或兩個以上樣本平均數差異的顯著性。

第四章 研究結果

第一節 收案狀況說明

透過睡眠衛教演講及相關人員介紹，本此實驗由 7 個不同事業單位共招募 33 位受試者，其中 30 位接受 PSG 檢測，24 位接受呼吸生理回饋訓練實驗，收案狀況統計及各別完成的實驗及測試項目請見附錄七。而在控制組的部份，則在政治大學睡眠實驗室歷史資料中，依受試者 PQSI、性別及年齡，找出與實驗組配對的 30 位在職工作中，並曾接受 CBT-I 療程的受試者。實驗組及控制組受試者的性別及年齡分佈如圖 18 與圖 19 所示。

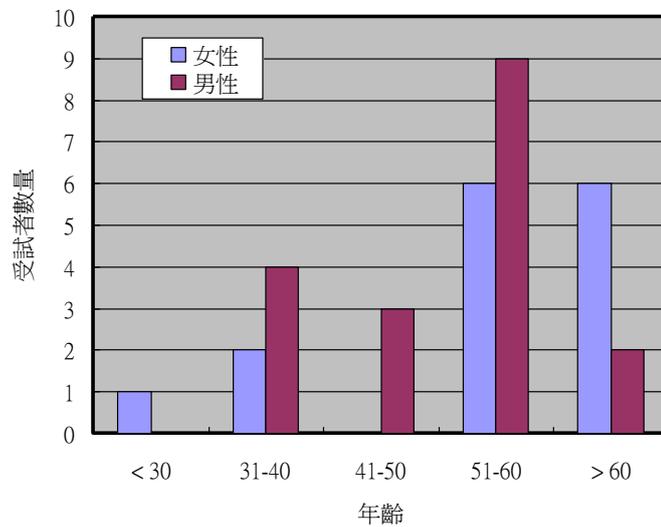


圖 18 實驗組受試者性別及年齡分佈

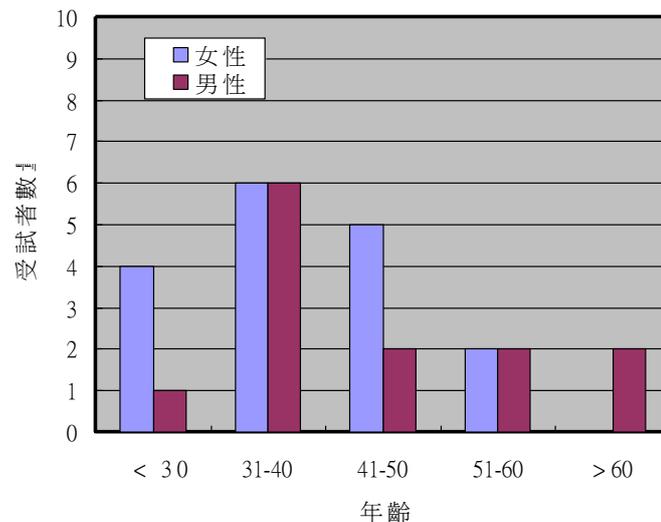


圖 19 控制組受試者性別及年齡分佈

第二節 主觀評量問卷分析與心率變異率分析

本研究收案進行三種睡眠主觀問卷量表包含匹茲堡睡眠品質指標量表、睡前激發程度量表、失眠嚴重度量表與白天 5 分鐘 HRV 相關參數的分析，三種量表分數對人數的統計分佈，如圖 20-22。

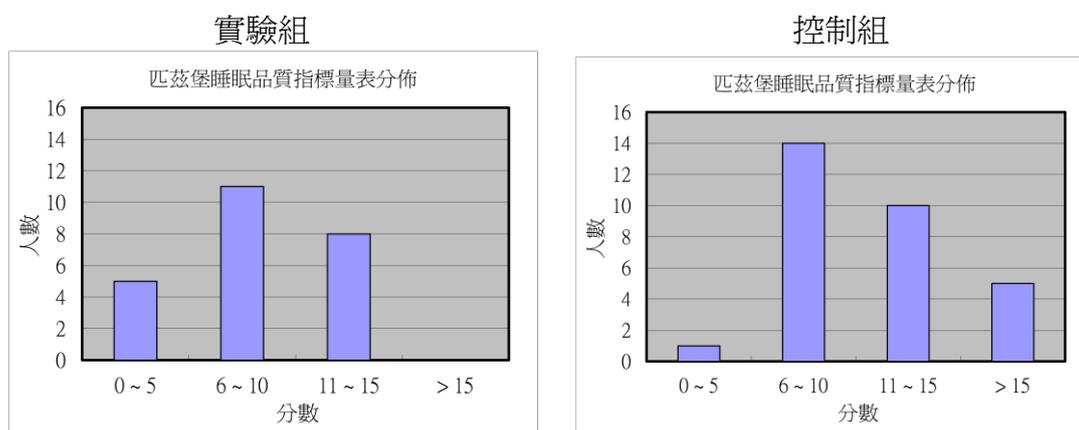


圖 20 匹茲堡睡眠品質指標量表分佈

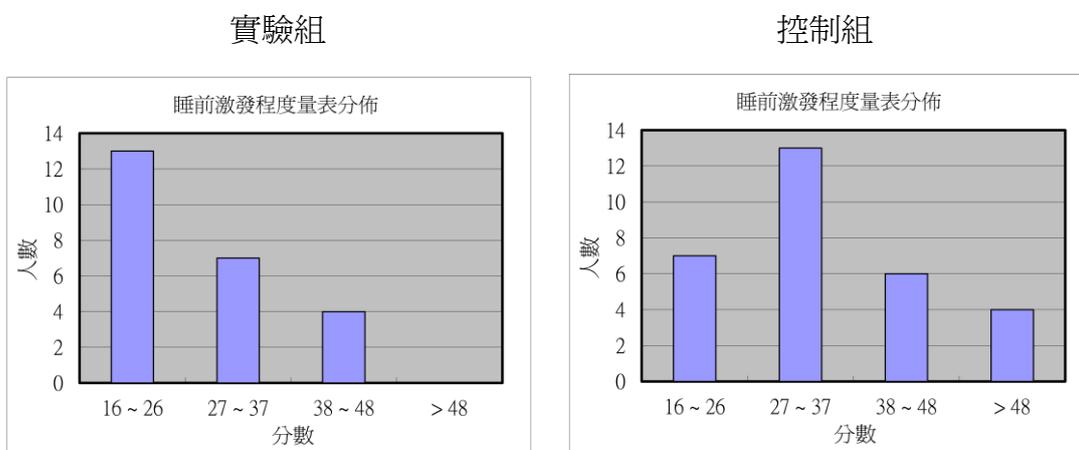


圖 21 睡前激發程度量表分佈

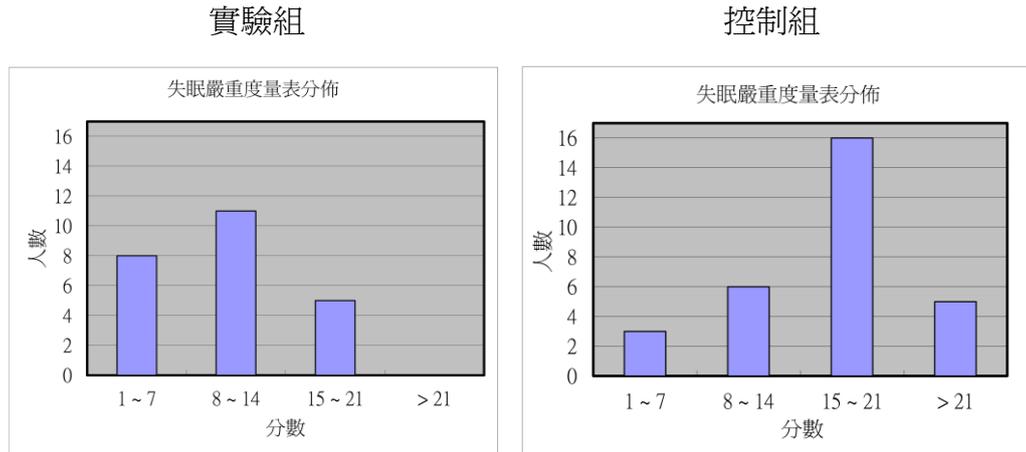


圖 22 失眠嚴重度量表分佈

其中針對實驗組，PSQI 大於 5 分(睡眠品質不佳者) 約佔 70%，PSQI 小於 5 分(睡眠品質佳者) 約佔 30%。睡眠激發程度指標大部份落於 16-26 分，失眠嚴重度量指標大部份落於 8-14 分。

以上述三種量表指標作為分類初級觀察，將不同量表指標分數依分數分為三級，並觀察主觀量表與 HRV 相關參數(mean RR、SDNN、RMSSD、LF、HF、LF/HF 等)的關聯分析，如圖 23-25。

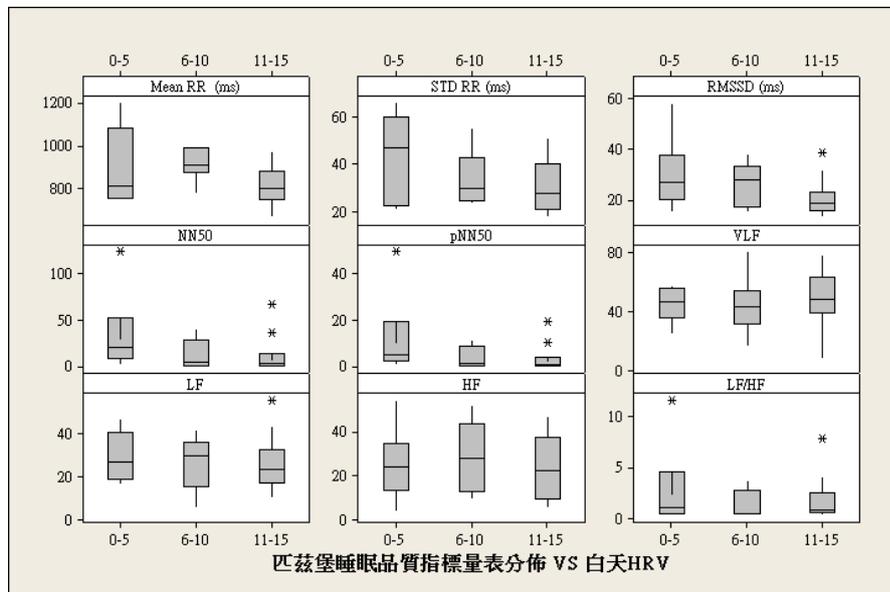


圖 23 實驗組之匹茲堡睡眠品質指標量表分佈 vs. 白天 HRV

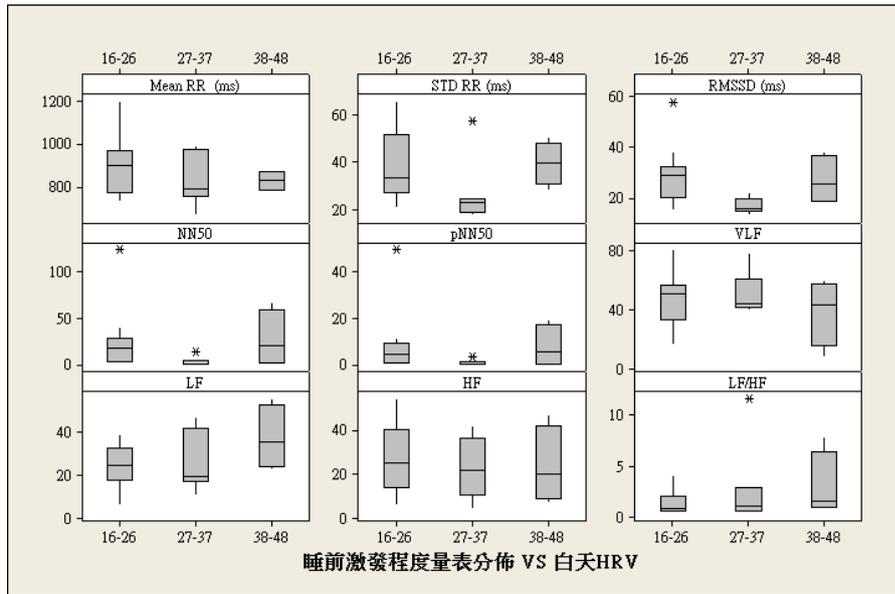


圖 24 實驗組之睡前激發程度量表分佈 vs. 白天 HRV

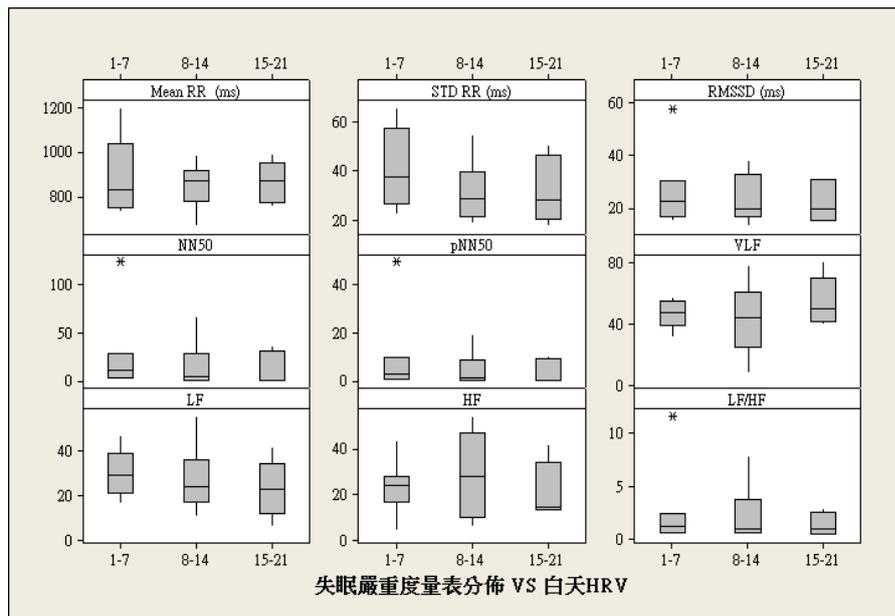


圖 25 實驗組之失眠嚴重度量表分佈 vs. 白天 HRV

為比較各量表在不同的水準之間其平均值存不存在差異，本次使用 one way ANOVO 檢定，檢定各量表的數值等級分佈在不同的 HRV 參數下是否存在差異。其中檢定表，如表 4 所示。

表 4 PSQI/PSAS/ISI/PSS 與 HRV 參數差異檢定

	Mean RR	Std RR	RMSSD	NN50	pNN50	VLF	LF	HF	LF/HF
PSQI分佈	.246	.171	.228	.318	.286	.868	.888	.887	.649
PSAS分佈	.339	.189	.043	.222	.308	.553	.197	.808	.513
ISI分佈	.761	.141	.787	.695	.578	.560	.643	.758	.725
PSS分佈	.750	.436	.069	.042	.063	.324	.824	.069	.412

由表顯示 PSQI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯 (p-value=0.171)。PSAS 量表與 HRV 時域參數 RMSSD 具相對明顯的關聯(p-value=0.043)。ISI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯(p-value=0.043)。認知壓力量表(PSS)與 HRV 時域參數 RMSSD、NN50、pNN50 及頻域 HF 具相對明顯的關聯(p-value=0.069)。針對 PSQI 量表與 HRV 其他參數的關聯分析，使用迴歸分析其結果如下所示。

PSQI=- 3 + 0.033 Mean RR - 1.09 STD RR - 0.10 Mean HR + 8.69 STD HR - 0.199 RMSSD - 0.006 NN50 - 0.00 pNN50 - 1.58 VLF - 1.58 LF - 1.56 HF + 1.58 Total power - 0.532 LF/HF。

其中 r-square regression=46.9%，normal probability plot，如圖 26 所示：

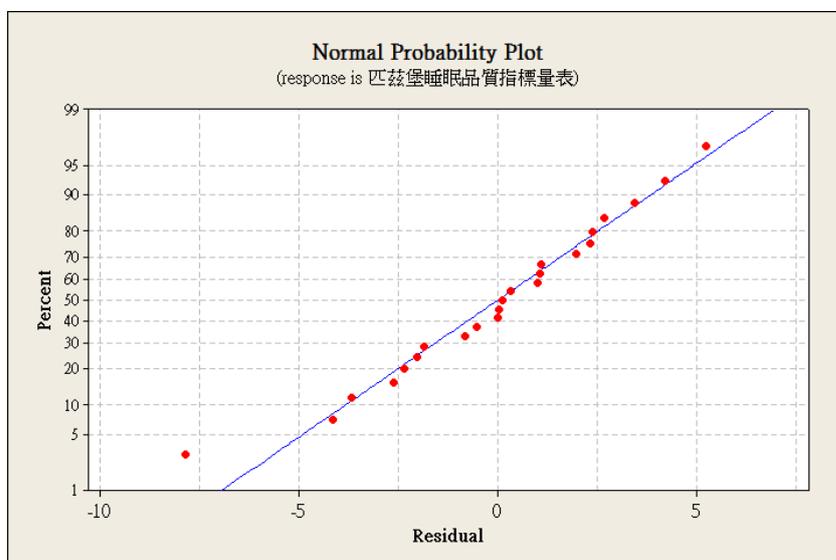


圖 26 PSQI – Normal Probability Plot

第三節 多頻道睡眠生理分析儀分析

針對勞工主管 PSG 檢測結果，從實驗組的睡眠整體資料分析，有 63% 其睡眠效率 (SE) 小於 85%，而約有近 50% 者有程度輕重不一的呼吸中止現象，如圖 27 與圖 28 所示。而從 SE 及 AHI 的交叉比較，如圖 29 實驗組受試者 AHI 分佈可發現，有較高比例

的睡眠效率低者(SE<85%)有呼吸中止(AHI>5)的問題，此比例約 59%。而有呼吸中止現象者更高達 77%，如圖 30 所示，其睡眠品質不佳。另一方面，在控制組部份則有 57% 的人，其睡眠效率(SE)小於 85%，分佈如圖 27 實驗組受試者 Sleep Efficiency 分佈所示，而因取樣以接受 CBT-I 為主，控制組的 AHI 皆小於 5。

而由每一受試者在各睡眠階段的比例，顯示大多數人在深睡期(S3+S4)的比例不高，實驗組中有 81% 的人其 S3/S4 小於 20%，反而有 44% 的人 REM 大於 20%。由圖 31 可看出，多數受試者在 S2 的比例大於 50%。在控制組也顯示出同樣現象。實驗組及控制組從 PSG 檢測所得的睡眠整體狀態摘要，請參見附錄七及附錄八。

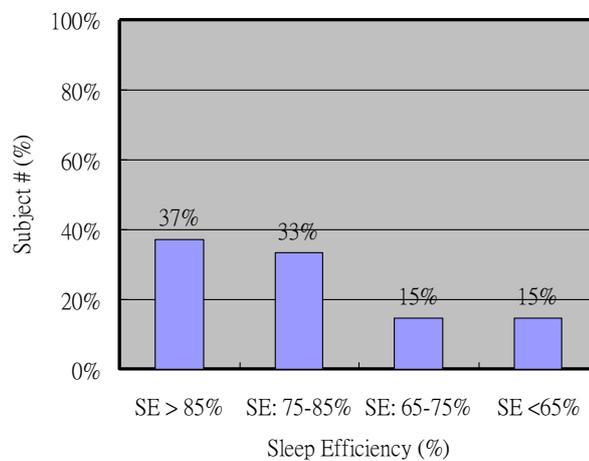


圖 27 實驗組受試者 Sleep Efficiency 分佈

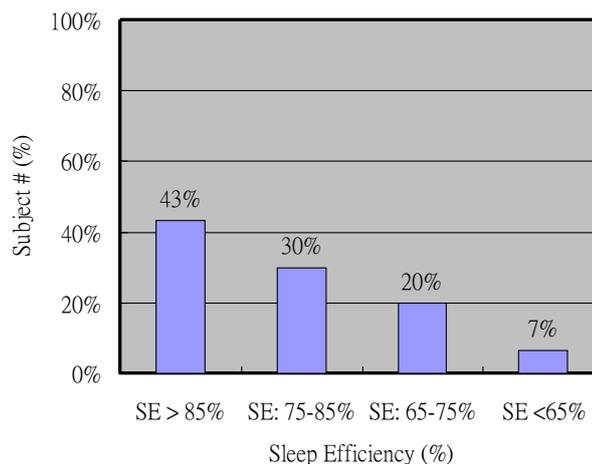


圖 28 控制組受試者 Sleep Efficiency 分佈

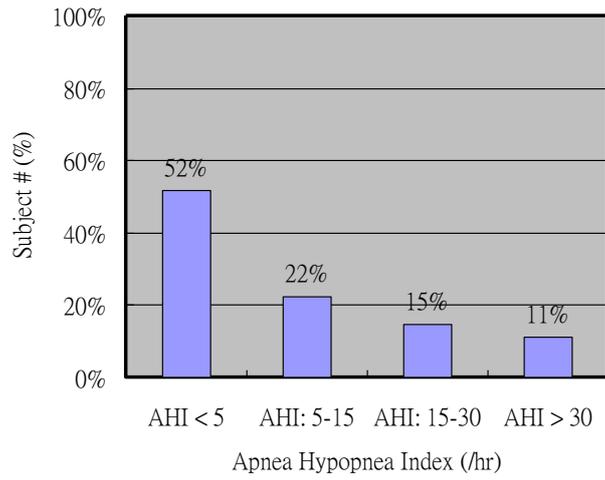


圖 29 實驗組受試者 AHI 分佈

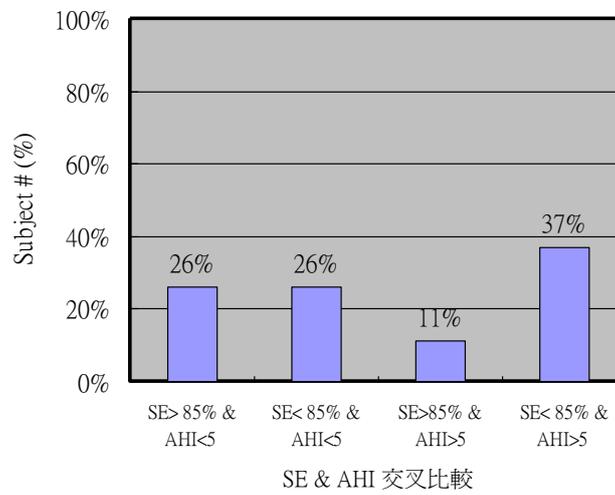
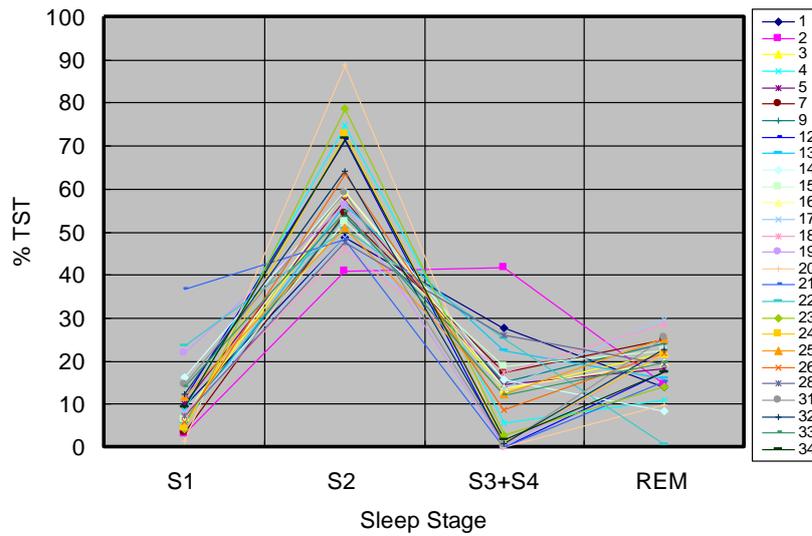


圖 30 實驗組受試者 SE 與 AHI 比例交叉比較

(1) 實驗組



(2) 控制組

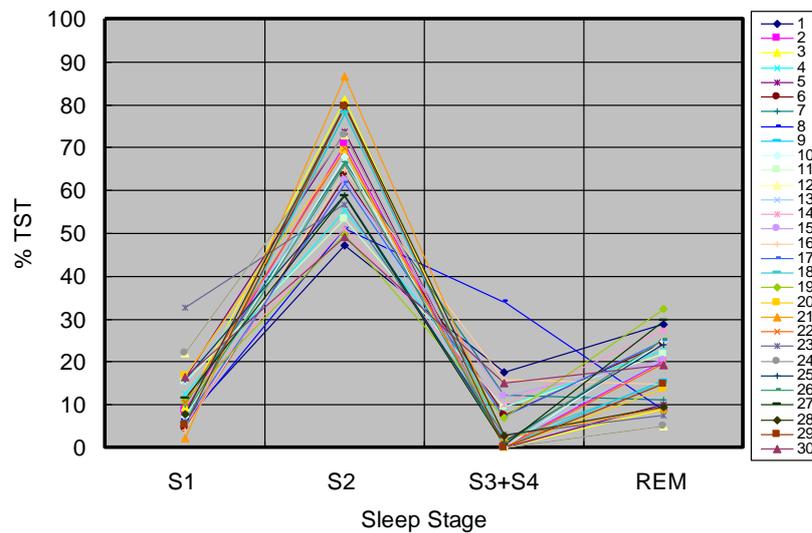


圖 31 受試者在各睡眠階段的比例

由這些 PSG 檢測結果，我們先選兩個案例觀察，分別是主觀睡眠品質量表佳 (PSQI<5 分)PSQI 為 4 分者，及主觀睡眠品質量表不佳(PSQI>5)PSQI 為 14 分者比較分析。觀察其客觀睡品質 PSG 檢測相關參數：睡眠總時數 TST，睡眠效率 SE(%)，入睡後清醒總時數(WASO)，及各睡眠階段的比例等，如表 5 所示。及相對應於不同睡眠狀態階段，其心率變異率 HRV 相關參數的變化，如圖 32。

從主觀量表 PSQI 自覺睡眠品質佳(PSQI<5)與自覺品質不佳(PSQI>5)差距較大的案例觀察，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率、深睡比例、WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。另外，相對應觀察 HRV 相關參數，顯示隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在

REM 狀態 HF 會逐漸減少。meanRRI 由醒到 S1 逐漸變大，即平均心率變慢，於深睡期 S3，LF/HF 參數值明顯較小。比較自覺睡眠品質不佳的案例，其入睡後不同的睡眠階段，其 HF 相對比自覺睡眠品質佳者較顯不顯著。

另外由 PSG 檢測結果，我們選另兩個案例觀察，分別是有睡眠呼吸中止現象不明顯(AHI<5)，AHI=0 及睡眠呼吸中止現象明顯(AHI>5)AHI=29.5。觀察客觀睡眠品質 PSG 檢測相關參數 (如總睡眠時間 TST、睡眠效率 SE(%))、入睡後醒的時間 WASO、及各睡眠狀態的比例，如表 6，及相對應於不同睡眠狀態階段之心率變異率 HRV 相關參數的變化比較，如圖 33。

結果顯示睡眠呼吸中止現象明顯案例，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率、深睡比例、WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。另外，相對應觀察 HRV 相關參數，顯示隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在 REM 狀態 HF 會逐漸減少。其中睡眠呼吸中止現象明顯的案例，在不同睡眠狀態階段，其 HRV 之時域參數 mean RRI 與 SDNN 相對較小，其頻域參數 HF 相對較小，LF/HF 相對較高，如圖 34。

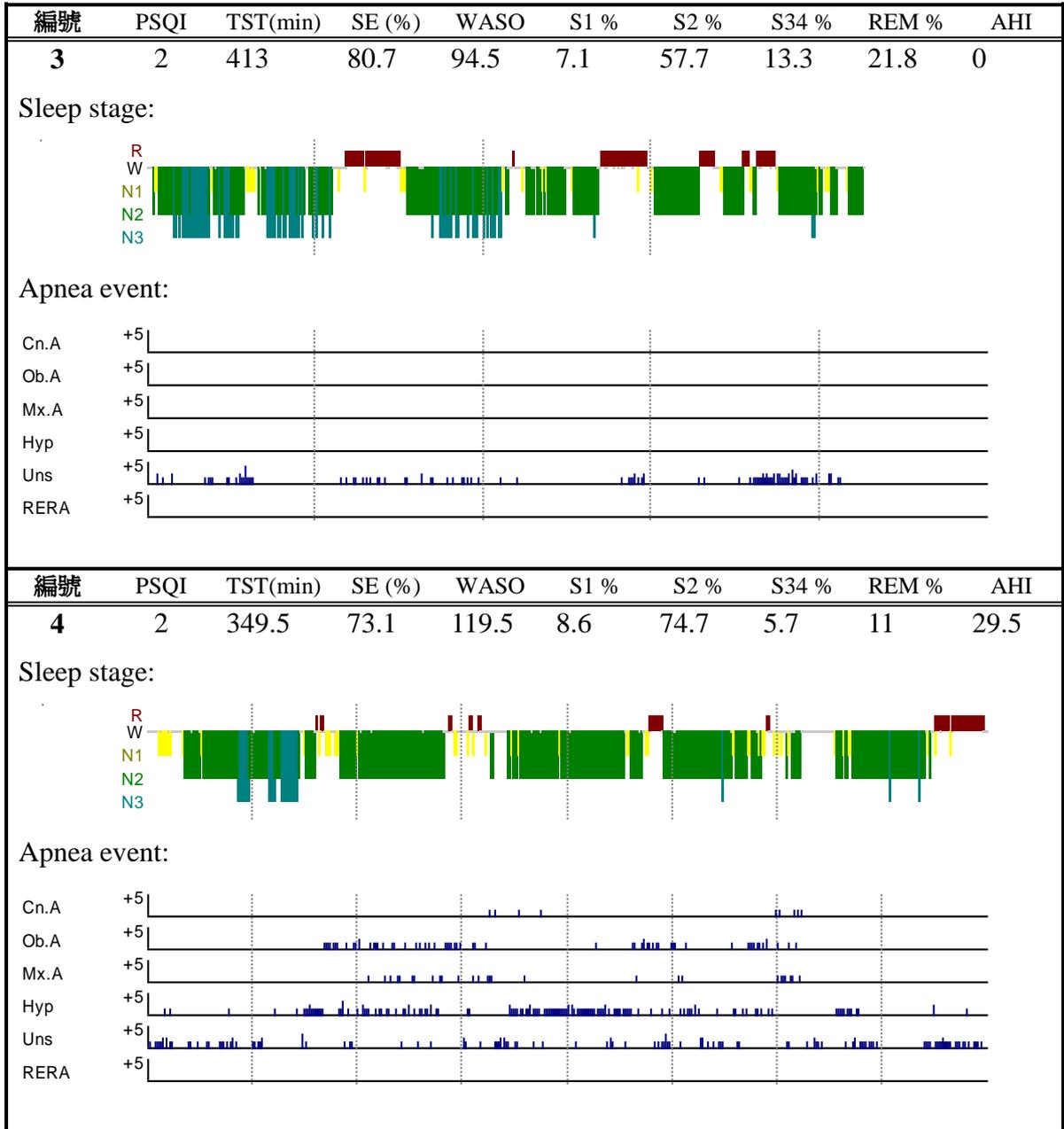
表 5 受試者 15 號及 16 號 睡眠整體狀態比較

編號	PSQI	TST(min)	SE (%)	WASO	S1 %	S2 %	S34 %	REM %	AHI
16	4	469	91.4	41	7.4	59.4	13.6	19.6	0.9
Sleep stage:									
編號	PSQI	TST(min)	SE (%)	WASO	S1 %	S2 %	S34 %	REM %	AHI
15	14	330	61	205.5	6.4	52.4	18.9	22.3	8.9
Sleep stage:									

	16	15
Wake	Mean RR : 854.6 ms, SDNN: 19.5ms, RMSSD: 18.5 ms, LF/HF: 0.727	Mean RR : 763.1ms, SDNN: 29ms, RMSSD: 33.3 ms, LF/HF: 0.046
S1	Mean RR : 879.5 ms, SDNN: 14.7ms, RMSSD: 15.1 ms, LF/HF: 1.079	Mean RR : 785.6ms, SDNN: 31.3ms, RMSSD: 32 ms, LF/HF: 3.384
S2	Mean RR : 895.2ms, SDNN: 23.4ms, RMSSD: 19.8 ms, LF/HF: 0.965	Mean RR : 710.4ms, SDNN: 10.6ms, RMSSD: 8.6 ms, LF/HF: 0.622
S3	Mean RR : 935.4ms, SDNN: 18.9ms, RMSSD: 24.5 ms, LF/HF: 0.192	Mean RR : 701.6ms, SDNN: 8.6ms, RMSSD: 8.5 ms, LF/HF: 0.202
REM	Mean RR : 720.7ms, SDNN: 20.3ms, RMSSD: 9.9 ms, LF/HF: 8.349	Mean RR : 714.7ms, SDNN: 33ms, RMSSD: 25 ms, LF/HF: 0.734

圖 32 受試者 16 號 及 15 號 睡眠階段 HRV 變化比較

表 6 受試者 3 號及 4 號 睡眠整體狀態比較



	3	4
Wake	Mean RR : 1416.2 ms, SDNN: 81.7ms, RMSSD: 99.1 ms, LF/HF: 2.061	Mean RR : 951.3ms, SDNN: 35.9ms, RMSSD: 23.1 ms, LF/HF: 1.129
S1	Mean RR : 1383.8 ms, SDNN: 52.8ms, RMSSD: 74.8 ms, LF/HF: 0.149	Mean RR : 977.3ms, SDNN: 44.4ms, RMSSD: 30.4 ms, LF/HF: 6.694
S2	Mean RR : 1372.8ms, SDNN: 64.4ms, RMSSD: 98.1 ms, LF/HF: 0.094	Mean RR : 974.9ms, SDNN: 31.5ms, RMSSD: 24.8 ms, LF/HF: 0.882
S3	Mean RR : 1391.1ms, SDNN: 59.9ms, RMSSD: 85.4 ms, LF/HF: 0.312	Mean RR : 1042.3ms, SDNN: 53.7ms, RMSSD: 36.9 ms, LF/HF: 3.148
REM	Mean RR : 1317.6ms, SDNN: 71.1ms, RMSSD: 66 ms, LF/HF: 1.010	Mean RR : 1061.1ms, SDNN: 59ms, RMSSD: 21.5 ms, LF/HF: 3.698

圖 33 受試者 3 號及 4 號 睡眠階段 HRV 變化比較

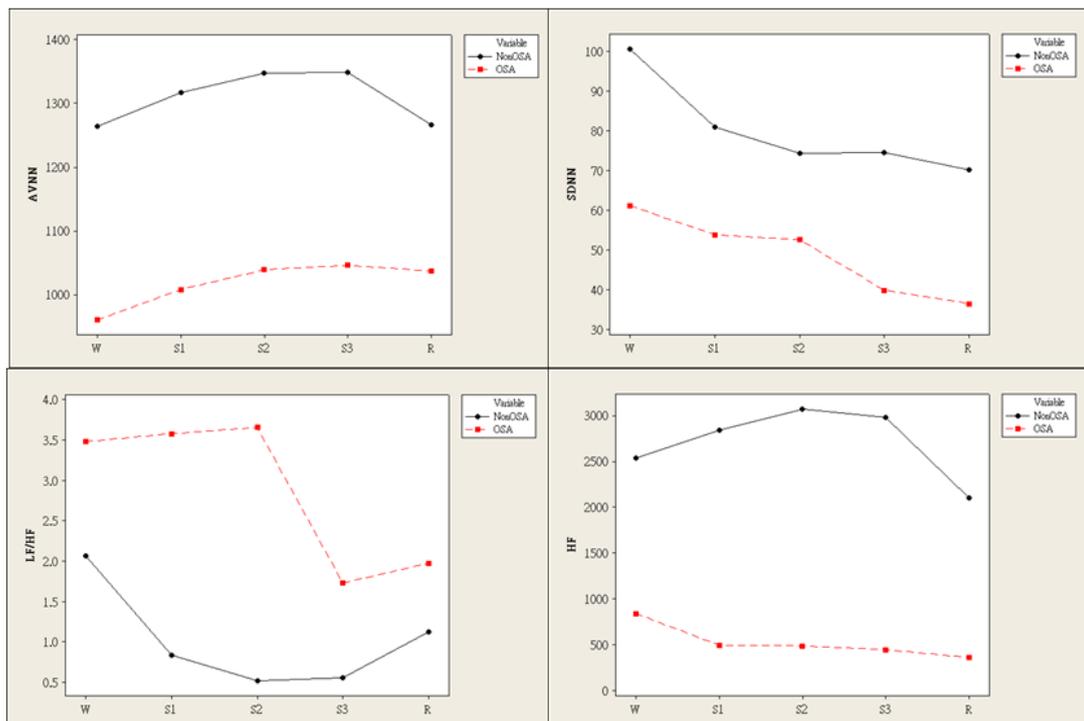


圖 34 受試者 3 號及 4 號 睡眠階段 HRV 相關參數變化比較圖

其中若針對有睡眠呼吸中止現象(OSA, AHI>5)與沒有睡眠呼吸中止現象(Non-OSA, AHI<5)兩組使用者，以 Two-Sample T-Test 比較其 PSG 檢測的睡眠品質參數及睡眠期間 HRV 之相關參數如表 7 與表 8。顯示睡眠呼吸中止現象使用者其深睡期比例明顯比沒有睡眠呼吸中止現象使用者較少(P-value=0.07)。但兩種狀況之 HRV 相關參數在此次檢定中，則看不出明顯的統計差異。

表 7 Non-OSA&OSA 之 PSG 睡眠品質參數比較

	NonOSA (樣本數:14)	OSA (樣本數:11)	P-Value
TST	397.6±96.0	362.9±53.6	0.265
SE	79.5±17.8	77.8±12.2	0.776
WASO	81.3±65.7	100.2±66.2	0.485
S1%	8.28±5.73	12.65±9.37	0.193
S2%	58.3±13.5	58.74±8.56	0.921
S34%	16.0±11.6	8.32±8.49	0.070
REM%	17.48±8.00	20.31±4.66	0.281

表 8 Non-OSA&OSA PSG 之 HRV 相關參數比較

	NonOSA (樣本數:11)	OSA (樣本數:6)	P-Value
AVNN	975±139	913±119	0.358
SDNN	98.3±28.2	81.2±22.4	0.197
RMSSD	46.6±25.7	40.7±30.4	0.699
VLF	81.0±11.0	78.1±15.2	0.694
LF	10.05±5.02	11.85±7.01	0.595
HF	8.95±6.29	10.02±9.30	0.808
LF/HF	1.459±0.961	1.543±0.981	0.869

第四節 居家自我呼吸生理回饋訓練實驗分析

表 9 為實驗組在前測之主觀睡眠品質量表、HRV 相關重要參數與介入期間(兩週)使用 Stress Eraser 累計總點數的整理。本研究建議使用者每日練習累計約 100 點，每日練習，持續約兩週。

表 9 前測主觀量表、HRV 與 StressEraser® 點數

編號	PSQI	PSAS	ISI	PSS	AVNN	SDNN	RMSSD	VLF	LF	HF	LF/HF	S.E. 總點數
1	7	19	20	15	908.71	42.48	29.97	1941.06	142.19	308.24	0.46	542
2	7	22	9	20	915.51	28.33	27.59	91.90	163.43	281.11	0.58	338
3	2	16	3	6	1199.66	65.76	57.95	2239.26	822.11	820.01	1.00	435
4	3	27	4	13	790.44	57.38	21.82	1394.11	1349.40	115.63	11.67	1631
5	7	20	14	6	746.90	20.55	30.67	43.40	35.36	95.31	0.37	1191
6	10	43	15	22	868.32	50.89	31.39	1309.03	586.54	282.11	2.08	294
7	14	22	7	16	732.60	26.68	16.58	174.64	106.42	87.70	1.21	577
9	3	19	1	13	751.11	22.51	15.28	202.77	175.35	74.95	2.34	971
10	4	21	4	16	1038.18	37.59	30.31	414.46	344.18	281.20	1.22	790
11	8	48	12	11	868.06	39.50	38.38	104.84	518.37	563.65	0.92	302
12	10	24	12	17	876.48	54.99	32.96	1707.67	1142.13	301.65	3.79	94
13	13	26	13	15	913.99	30.20	19.47	769.74	264.97	63.63	4.16	935
14	14	39	18	21	792.69	27.89	19.77	335.65	152.70	177.02	0.86	682
15	12	37	10	15	664.26	18.61	12.96	139.72	38.92	49.84	0.78	545
16	8	25	6	9	831.94	56.22	23.16	301.52	89.91	154.13	0.58	332
17	15	32	21	20	753.60	17.30	15.64	85.16	37.25	89.26	0.42	1200
18	9	46	11	19	776.80	40.18	17.96	479.68	719.13	90.47	7.95	285
19	12	35	13	9	807.81	22.87	19.79	152.98	67.16	125.59	0.53	1207
20	13	29	14	18	972.58	21.25	14.61	275.13	36.76	37.23	0.99	0
21	9	26	5	16	892.49	36.81	22.37	280.01	218.66	390.14	0.56	1568
22	13	27	15	15	992.90	23.38	15.02	154.93	147.75	51.58	2.86	934
23	8	23	13	13	987.72	29.23	38.15	270.71	77.19	146.72	0.53	2012
24	6	28	14	22	776.11	24.16	16.86	138.71	97.88	92.03	1.06	12
25	4	20	5	6	933.65	32.03	34.72	299.76	65.10	628.42	0.10	120

表 10 後測主觀量表、HRV 參數

編號	PSQI	PSAS	ISI	PSS	AVNN	SDNN	RMSSD	VLF	LF	HF	LF/HF
1	7	28	10	14	600.81	16.67	7.75	192.77	60.82	28.05	2.17
2	13	26	10	30	908.55	46.06	33.84	1015.38	716.60	537.21	1.33
3	2	16	4	6	1172.26	66.67	57.59	1534.50	344.32	625.66	0.55
4	2	17	3	11	708.65	63.09	34.03	1286.70	2887.26	562.64	5.13
5	7	26	18	12	737.75	17.16	7.10	243.03	47.97	32.41	1.48
6	8	40	9	20	902.62	76.54	33.66	613.48	4986.10	227.74	21.89
7	10	20	4	19	794.86	33.47	18.78	115.80	365.67	103.80	3.52
9	3	17	3	11	787.74	26.71	11.70	335.22	303.53	47.05	6.45
10	1	19	2	13	945.20	35.21	22.40	1014.91	257.61	166.94	1.54
11	6	31	13	23	914.73	49.87	45.51	627.36	434.19	527.55	0.82
12	8	25	13	15	890.52	33.65	28.85	107.60	163.18	207.98	0.78
13	14	28	14	13	866.90	49.69	34.14	1139.38	554.73	199.51	2.78
14	15	33	17	18	765.37	31.64	22.97	324.62	188.59	234.31	0.80
15	11	26	11	21	783.94	16.61	7.30	104.37	114.89	18.99	6.05
16	9	24	7	16	855.60	29.23	31.52	140.17	121.58	497.18	0.24
17	16	51	12	25	625.76	12.82	7.97	174.51	37.51	31.44	1.19
18	14	36	7	20	742.17	34.49	20.01	544.38	411.75	88.23	4.67
19	14	34	15	9	846.16	27.09	31.02	121.23	59.96	237.69	0.25
20	13	31	14	19	972.58	21.25	14.61	275.13	36.76	37.23	0.99
21	9	29	15	15	698.66	45.95	27.73	132.76	1892.13	160.45	11.79
22	15	29	16	16	1007.77	30.72	10.90	330.83	73.94	46.25	1.60
23	9	24	13	16	931.96	20.33	19.56	45.61	65.72	131.71	0.50
24	4	27	9	21	680.41	23.41	14.54	211.76	251.38	127.44	1.97
25	3	21	5	4	927.17	59.51	28.31	333.21	3151.86	162.17	19.44

註：為實驗組後測主觀睡眠品質量表、HRV 相關重要參數。

本研究設定實驗組於居家使用 Stress Eraser 的介入期約兩週，每日累計約 100 點。由於實驗設計沒有針對使用者於居家使用的狀態做每日的追蹤設計。因此完全由使用者自主意願使用 Stress Eraser。由表 9 回收的狀況顯示有 24 個有效個案中僅有 3 人(分別為 4 號，17 號，19 號，約 12% 實驗組人數)有持續使用 Stress Eraser，累計的總點數超過 1200 點。

觀察三個個案，特別是編號 4，使用的總點數最高約 1631 點。編號 4 比較介入前後的 HRV 相關指標 如 SDNN 有增加的趨勢。另外 HF 也會有增加的趨勢，LF/HF 也有減少的趨勢（註：由醒狀態到睡眠階段 S1, HF 會逐漸提升）。觀察睡前激發程度量表(PSAS)及失眠嚴重度量表(ISI)主觀評估，都有分數降低的現象。若觀察案例 19，HF 也會有增加的趨勢，LF/HF 也有減少的趨勢。

下表為實驗組 Stress Eraser 使用前後在三個問卷量表上的差異分析,有效樣本數 16 人,由表中的 P-Value 可以得知, Stress Eraser 在此次實驗中,並無從發現其效益,尚待更完整的實驗來證明。

	使用前	使用後	Pair T-Test P-Value
PSQI	8.44±4.55	8.00±4.59	0.512
PSAS	27.50±9.52	26.69±9.12	0.704
ISI	10.56±6.14	9.38±5.10	0.25

下表為 Stress Eraser 使用前後在 HRV 主要參數上的差異分析,樣本數 20 人,由表中的 P-Value 可以得知, Stress Erase 在 HRV 的主要參數上沒出現效益。

	使用前	使用後	Pair T-Test P-Value
Mean RR	860.1±24.9	841.5±133.5	0.36
STD RR	35.23±14.98	35.93±17.67	0.821
RMSSD	24.56±0.79	24.08±13.87	0.832
VLF	48.26±18.27	47.92±21.52	0.956
LF	27.89±12.90	31.43±20.08	0.43
HF	23.77±15.58	20.54±17.22	0.472
LF/HF	2.24±2.88	3.21±4.80	0.405

下表為控制組 CBTI 使用前後的差異分析,有效樣本數 30 人,由表中的 P-Value 可以得知,CBTI 在三個問卷量表在此次的實驗,未考量其他干擾因子下,使用前與使用後存在差異。

	使用前	使用後	Pair T-Test P-Value
PSQI	9.867±3.104	7.000±2.948	0.000
PSAS	35.60±12.04	28.37±6.91	0.000
ISI	15.60±5.79	9.53±3.95	0.000

第五章 討論

第一節 自律神經與睡眠問題

由自律神經相關重要參數與睡眠主觀量表統計關聯分析顯示。其中 PSQI 小於 5 分(睡眠品質佳)約佔 30%，PSQI 大於 5 分(睡眠品質不佳)約佔 70%。並由迴歸分析找出主觀量表與 HRV 相關參數的相關性。其中 PSQI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯(p -value=0.171)。PSAS 量表與 HRV 時域參數 RMSSD 具相對明顯的關聯(p -value=0.043)。ISI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯(p -value=0.043)。認知壓力量表(PSS)與 HRV 時域參數 RMSSD, NN50, pNN50 及頻域 HF 具相對明顯的關聯(p -value=0.069)。因此初步分析 HRV 之 SDNN 及 RMSSD 參數可評估作為居家自主的睡眠品質與主觀失眠嚴重程度之自主睡眠管理參考指標。另外 HRV 頻域 HF 可作為評估認知壓力的重要參考指標。

由 PSG 檢測發現，於睡眠期間可明顯看出，隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在 REM 狀態 HF 會逐漸減少。另外從主觀量表 PSQI 找出自覺睡眠品質佳(<5)與自覺品質不佳(>5)差距較大的案例觀察。其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率，深睡比例，WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。同樣比較有睡眠呼吸中止現象(AHI>5)與無睡眠呼吸中止現象(AHI<5)差距較大的對比案例也反應出 PSG 檢測得到的客觀指標明顯不佳。因此心率變異 HRV 相關頻域參數 HF，可評估提供作為切入不同睡眠狀態的重要觀察指標。

若觀察睡眠呼吸中止現象明顯案例，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率，深睡比例，WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。另外，相對應觀察 HRV 相關參數，顯示隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在 REM 狀態 HF 會逐漸減少。其中睡眠呼吸中止現象明顯的案例其 HRV 之時域參數 SDNN 相對較小，進入睡眠不同狀態階段，其頻域參數 LF/HF 相對較高。因此 SDNN 及 LF/HF 可作為評估居家睡眠呼吸中止事件的重要參數。

第二節 居家睡眠管理

目前睡眠問題的詳細檢查，必需於醫院睡眠中心進行多頻道睡眠生理分析儀(Polysomnography, PSG)檢測來取得生理訊號。搭配專業人員的協助檢測，得到個人的睡眠型態。再將睡眠型態區分為清醒期、淺睡期、深睡期及快速眼動等循環週期。並由

睡眠專業人員針對個人睡眠型態圖，配合醫療專業與主觀睡眠品質問卷及生活習慣習慣記錄等判斷個人的睡眠問題，並進行後續治療與睡眠改善計畫。但目前由於醫院內進行 PSG 檢測過程過於繁複且價格昂貴，並且需由專業人工標定睡眠階段圖。睡眠中心整體睡眠檢查服務不易規模化。(註:目前全國約 100 床，每年僅能做約 10,000 名額檢測依各院不同須排隊等後 2-14 個月)。睡眠問題通常是動態的特性，需要長期觀察比較，醫生較易進行正確的診斷。另外對於一般使用者也未必第一時間就需要到醫院進行完整睡眠檢查。因此針對一般使用者(勞工主管)有必要發展一套方便並能自動辨識與快速篩檢產出睡眠階段圖之居家睡眠品質監測系統與睡眠呼吸中止事件偵測。解決睡眠中心服務規模化與睡眠中心無法提供使用者長期睡眠狀態變化與睡眠習慣客觀數據的問題。

睡眠中心使用多頻道睡眠生理分析儀(Polysomnography, PSG)檢測睡眠問題其中睡眠生理訊號包含腦電圖(EEG)、眼電圖(EOG)、心電圖(ECG)、肌電圖(EMG)、胸腹部活動(Respiratory Effort)、口鼻氣流(Air Flow)、血壓變化(Blood Pressure)、血液含氧量(Blood Oxygen Saturation)、心跳頻率(Heart Rate)、睡眠體位 (Sleep Gesture)等。一般睡眠技師會針對 EEC 及 EOG 生理訊號進行人工標記睡眠狀態的轉換，並完成睡眠階段圖(sleep stages)。此過程將造成未來服務規模化的瓶頸。

本研究提出之居家型的睡眠監測系統，將面臨如何於居家讓使用者方便使用，不必像睡眠中心 EEG 檢驗，使用者頭部必需黏貼(12 個)電極及其他生理訊號等。也就是如何使用有限的生理指標，提高使用者於居家環境使用的友善性與舒適性。同時又能自動辨識並輸出具信效度與準確率之睡眠階段圖與睡眠品質資訊及睡眠呼吸中止相關事件偵測，作為輔助醫生判斷與初級篩檢工具，將成為未來最重要的關鍵挑戰。

由於傳統睡眠中心 PSG 檢查的不便性，目前居家型之睡眠監測系統已有多種產品被推出，如 Sleep cycle、Actiwatch 等。這類產品通常利用慣性感測器偵測使用者於睡眠期間的動作。透過動作分析的演算法評估使用者醒(wake)或睡(sleep)及睡眠效率等資訊。但對於識別快速眼動期(REM)及非快速眼動期(NREM)之淺睡期與深睡期，則不易提供足夠的辨識率。原因是這兩個睡眠階段的判斷是由腦波訊號結合眼動訊號決定。這類產品通常定位為輔助睡眠日誌的客觀資料或作為強化使用者健康意識(awareness)管理之用。

利用少數資訊自動辨識辨識 REM 及 NREM 是極具挑戰的工作。由於在深睡期與淺睡期其腦波、眼動訊號、呼吸、動作與心率訊號具有網路聯結(network connectivity across sleep stages)的差異性。一些文獻也探討腦心之間的同調特性。上述的研究提供一個單純由 ECG 生理訊號自動辨識睡眠階段(REM, NREM)的可能路徑。這方面的發展，

如 DynaDx 利用 ECG 與呼吸在特殊條件下具同調性特性(心肺對耦技術)，並找出睡眠階段中 EEG 不穩定(instability)現象的關聯性作為辨識睡眠階段的基礎。目前此技術水準，針對睡眠階段 REM 及 NREM 之辨識，其準確率可大於 70%，而對 deep/light sleep 的分辨則較低。

本研究提出以單一生理訊號 ECG，萃取心率變異(HRV)以及呼吸特徵值，使用解決方案包括前端整合穿戴裝置(可輸出 RRI, ECG)與後端的 events extraction engine(包含可辨識睡眠模式、睡眠品質與睡眠呼吸中止事件)。目前以單一訊號 ECG 搭配後端系統的睡眠事件辨識技術，有別於傳統必需使用多訊號整合的方式。並且後端辨識引擎經由資訊的整合與資訊探勘，更能提供具一定信效度、準確度與個人化的系統解決方案。此解決方案可將睡眠障礙相關的服務從醫院/診所推廣到居家與社區，讓未來睡眠管理服務能量更易規模化與個人化。

本研究提出居家睡眠品質自動辨識系統架構，如圖 35。使用者只需要在居家環境穿戴心率帶或手錶(註:可輸出 RRI)。前台將 ECG 的訊號萃取出 RRI 後將訊號傳到後台，並由 HRV-based 的自動睡眠階段辨識模組換成睡眠階段資訊及 HRV 相關的指標。並將此資訊傳給睡眠中心或區域健檢中心評估或追蹤睡眠問題。另外，經由手機傳給使用者睡眠品質的歷史統計資訊及焦慮、壓力等相關指標。作為強化個人睡眠習慣與生活形態關聯認知與自主管理的參考。

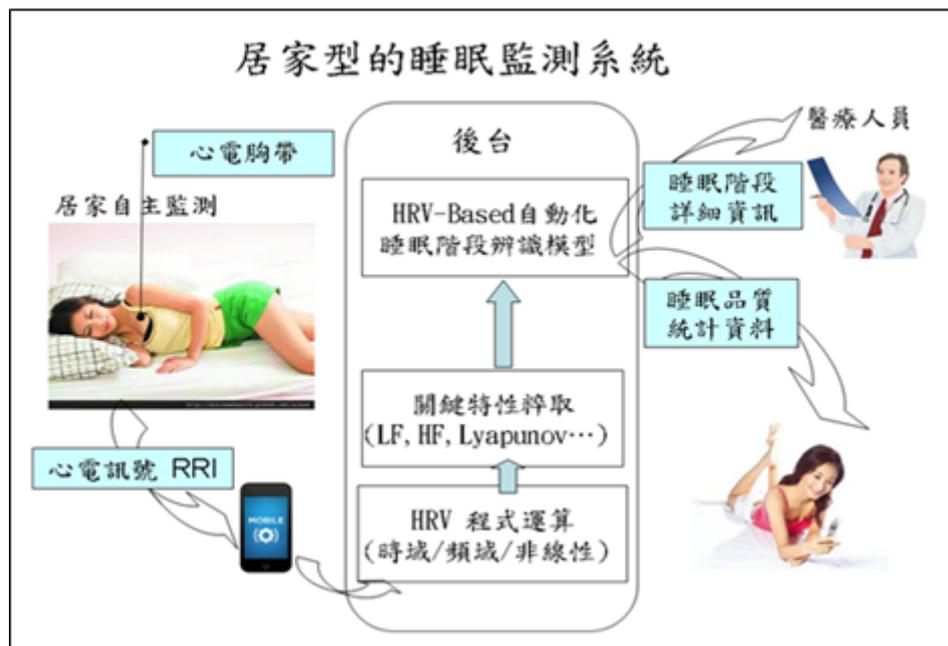


圖 35 居家睡眠監測系統

未來可先於睡眠實驗室收集有關睡眠呼吸障礙族群，進行多通道睡眠檢測 PSG，建構四種睡眠狀態的分類與睡眠呼吸中止事件辨識模型。此模型主要是由 ECG 的 RRI

導出之 HRV 相關之重要特徵資訊如(SDNN, HF, LF/HF..)。結合睡眠技師標定的睡眠狀態與呼吸中止次數的結果。使用機器學習(machine learning)多階段訓練器(ex:SVM or Bayesian classifier)與特徵值降階建構睡眠階段自動分類與睡眠呼吸中止事件訓練與辨識模型。基於此模型，前端使用者穿戴 ECG-based 裝置，由於使用者呼吸在胸前產生的舒張變化會導至電極與心臟位置相對的變化與阻抗的變化。因此呼吸的節律可被分離出來。經由後端 HRV 及 EDR 訊號萃取相關時域與頻域。並由事先建構的辨釋模型，辨識睡眠呼吸中止事件與睡眠階段狀態。並經由睡眠狀態推導相關睡眠品質的指標(如睡眠效率，入睡時間及深睡期比例等)。其中關鍵的自動化睡眠階段辨識模組分類器模型建立的流程，如圖 36。

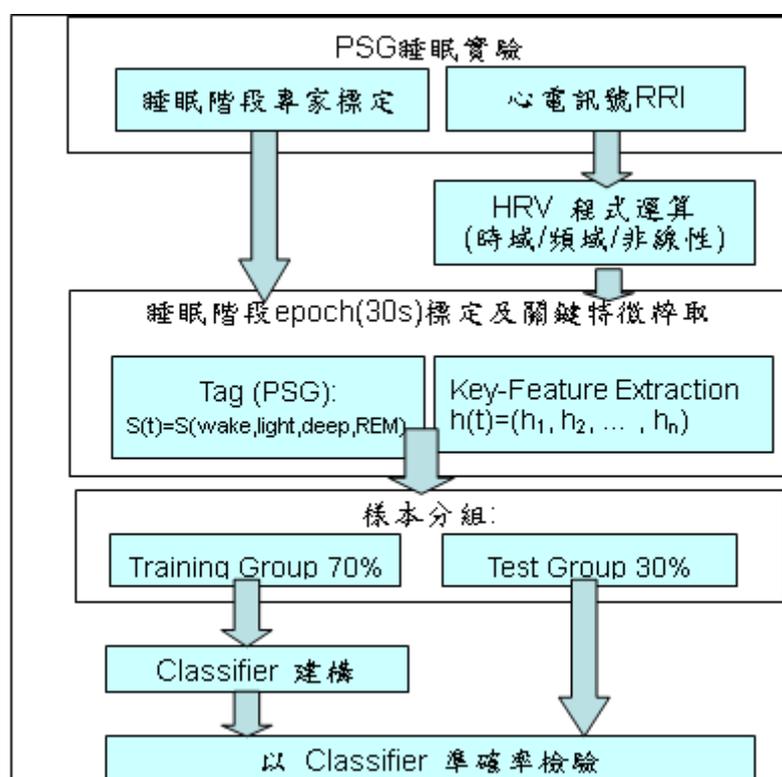


圖 36 自動化睡眠階段辨識模組分類器模型

目前針對辨識模型的建構，若使用 MIT-BIH Polysomnographic Database 以 10-Fold 交叉驗證搭配每個 EPOCH 的 HRV 參數，估算其準確率，辨識結果，如表 11 至表 13 之辨識結果：醒的狀態、快速眼動期、淺睡期及深睡期，其準確率約可達 80%以上。未來可針對本研究收案的 PSG 資料持續導入此預測模型。此預測模型將隨個案數的增加更能增加預測的準確度。

本研究居家睡眠品質偵測使用單一訊號源 ECG 自動辨識並驗證其可行性。配合居家自我呼吸生理回饋(RSA)訓練。由收案的觀察，顯示若使用者於居家使用 RSA 訓練

若累積的強度超過一定點數(約 1200 點)，則白天 HRV 之頻域參數 HF 有增加的趨勢，LF/HF 有降低的趨勢。另外 HRV 之時域參數 SDNN 也有增加的趨勢。可作為未來進一步設計 RSA 介入劑量的參考。因此建議未來可使用心電圖之睡眠品質偵測，結合自我呼吸生理回饋訓練，做為協助勞工主管居家睡眠管理的解決方案。

表 11 睡眠階段辨識 – Sleep/Wake

睡眠(Sleep)/清醒(Wake)分類器

實驗描述	
睡眠資料來源	MIT-BIH Polysomnographic Database
HRV特徵值	AVNN, SDNN, rMSSD, pNN20, pNN50, TOTPWR, VLF, LF, HF, LF/HF
分類器	Random Forrest
資料筆數	總筆數：4,640 Sleep筆數：2,320 Wake筆數：2,320
測試方法	10-fold 交叉驗證

分類器測試摘要		各類別測試結果												
分類正確率	76.3362 %	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Predict \ Actual</th> <th>Wake</th> <th>Sleep</th> <th>分類正確率</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Wake</td> <td>1831</td> <td>489</td> <td>79%</td> </tr> <tr> <td>Sleep</td> <td>609</td> <td>1711</td> <td>74%</td> </tr> </tbody> </table>	Predict \ Actual	Wake	Sleep	分類正確率	Wake	1831	489	79%	Sleep	609	1711	74%
Predict \ Actual	Wake		Sleep	分類正確率										
Wake	1831		489	79%										
Sleep	609	1711	74%											
分類錯誤率	23.6638 %													
Kappa statistic (信度)	0.5267													

類別	TP Rate↑	FP Rate↓	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PRC Area
Wake	0.789	0.263	0.75	0.789	0.769	0.527	0.842	0.824
Sleep	0.738	0.211	0.778	0.738	0.757	0.527	0.842	0.813
Weighted Avg.	0.763	0.237	0.764	0.763	0.763	0.527	0.842	0.819

表 12 睡眠階段辨識 – REM/NREM

快速眼動期(REM)/非快速眼動期(NREM)分類器

實驗描述	
睡眠資料來源	MIT-BIH Polysomnographic Database
HRV特徵值	AVNN, SDNN, rMSSD, pNN20, pNN50, TOTPWR, VLF, LF, HF, LF/HF
分類器	Random Forrest
資料筆數	總筆數：1,250 REM筆數：625 NREM筆數：625
測試方法	10-fold 交叉驗證

分類器測試摘要		各類別測試結果												
分類正確率	86.96 %	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Predict \ Actual</th> <th>REM</th> <th>NREM</th> <th>分類正確率</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>REM</td> <td>560</td> <td>65</td> <td>89%</td> </tr> <tr> <td>NREM</td> <td>98</td> <td>527</td> <td>84%</td> </tr> </tbody> </table>	Predict \ Actual	REM	NREM	分類正確率	REM	560	65	89%	NREM	98	527	84%
Predict \ Actual	REM		NREM	分類正確率										
REM	560		65	89%										
NREM	98	527	84%											
分類錯誤率	13.04%													
Kappa statistic (信度)	0.7392													

類別	TP Rate↑	FP Rate↓	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PRC Area
REM	0.896	0.157	0.851	0.896	0.873	0.74	0.945	0.943
NREM	0.843	0.104	0.89	0.843	0.866	0.74	0.945	0.924
Weighted Avg.	0.87	0.13	0.871	0.87	0.87	0.74	0.945	0.934

表 13 睡眠階段辨識 - LS/SWS

淺睡(LS) / 深睡(SWS)分類器

實驗描述	
睡眠資料來源	MIT-BIH Polysomnographic Database
HRV特徵值	AVNN, SDNN, rMSSD , pNN20, pNN50, TOTPWR, VLF, LF, HF, LF/HF
分類器	Random Forrest
資料總筆數	總筆數：1338 LS筆數：669 SWS筆數：669
測試方法	10-fold 交叉驗證

分類器測試摘要	
分類正確率	89.6861 %
分類錯誤率	10.3139 %
Kappa statistic (信度)	0.7937

各類別測試結果			
Actual \ Predict	LS	SWS	分類正確率
	LS	573	
SWS	42	627	94%

類別	TP Rate ↑	FP Rate ↓	Precision	Recall	F-Measure	MCC	ROC Area	PRC Area
LS	0.857	0.063	0.932	0.857	0.893	0.796	0.961	0.95
SWS	0.937	0.143	0.867	0.937	0.901	0.796	0.961	0.953
Weighted Avg.	0.897	0.103	0.899	0.897	0.897	0.796	0.961	0.952

第六章 結論與建議

第一節 結論

許多的研究指出，職場工作壓力會影響心血管的健康以及睡眠品質。研究不同工作壓力模型對自律神經的影響發現，交感神經及副交感神經指標的下降與此有關。另一方面，自律神經會隨睡眠階段變化，而某些睡眠問題則會反應在自律神經的變化上。而透過生理學的實證學理，我們可以利用 ECG 所取得的 HRV 分析，作為自律神經的指標，因此進一步評估作為勞工主管因工作壓力所導致的自律神經與睡眠問題之依據。

人體對於壓力的刺激，會經由兩條途徑來因應調適，一個是自律神經系統，其作用是立即的；另一個是內分泌系統，其作用比神經系統慢。當壓力一直沒有解除，就會造成這兩個系統失去平衡，而產生慢性失眠的問題。如果可以將失調的自律神經與內分泌系統調整回來，就可以改善失眠，並且提高抗壓性。由文獻研究自律神經系統相關的指標可反應個體壓力的指標，同時也與睡眠狀態或睡眠的疾病有關。本研究解決方案的評估主軸主要建立在自主神經系統心率變異相關重要參數與睡眠的關聯性分析。提出於居家環境使用者能以最簡易的方式能自主偵測睡眠品質指標或呼吸中止事件。搭配自主生理回饋訓練達到居家睡眠管理目的。最終希望經由與國內睡眠中心合作進行約 60 人勞工主管主觀睡眠品質量表及客觀 PSG 睡眠檢測及相關的 HRV 量測。找尋 HRV 與睡眠的關聯性，及睡眠主觀量表與客觀檢驗數據的關聯性，並提出勞工主管居家睡眠管理解決方案。

收案流程中實驗組部分主要是經由事業單位舉辦睡眠衛教演講招募受試者。分別於台灣電力公司、中國石油公司及中華電信共舉辦三場演講。收集主管主觀睡眠問卷量表，並進行自律神經 HRV 指標量測及多通道睡眠檢測儀器 PSG 客觀睡眠參數指標量測，搭配居家自我呼吸生理回饋(RSA)訓練，評估睡眠改善指標。對照組的部分主要是比較傳統睡眠認知行為治療(CBT)。其中 PSQI 小於 5 分(睡眠品質佳)約佔 30%，PSQI 大於 5 分(睡眠品質不佳)約佔 70%。並由迴歸分析找出主觀量表與 HRV 相關參數的相關性。其中 PSQI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯($p\text{-value}=0.171$)。PSAS 量表與 HRV 時域參數 RMSSD 具相對明顯的關聯($p\text{-value}=0.043$)。ISI 量表與 HRV 時域參數 SDNN 具相對明顯的關聯($p\text{-value}=0.043$)。因此初步分析 HRV 之 SDNN 及 RMSSD 參數可評估作為居家自主的睡眠品質與主觀失眠嚴重程度之自主睡眠管理指標參考依據。

由 PSG 檢測發現，於睡眠期間可明顯看出，隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在 REM 狀態 HF 會逐漸減少。另外從主觀量表 PSQI 找出自覺睡眠品質佳(<5)與自覺品質不佳(>5)差距較大的案例觀察，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率、深睡比例、WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。同樣比較有睡眠呼吸中止現象(AHI>5)與無睡眠呼吸中止現象(AHI<5)差距較大的對比案例也反應出 PSG 檢測得到的客觀指標明顯不佳。因此心率變異 HRV 相關頻域參數 HF，可評估提供作為切入不同睡眠狀態的重要觀察指標。

觀察睡眠呼吸中止現象明顯案例，其 PSG 檢測得到的客觀睡眠品質指標(如睡眠效率、深睡比例，WASO 等)也同樣反應睡眠不佳的結果。另外，相對應觀察 HRV 相關參數，顯示隨睡眠狀態變化由醒進入睡眠階段，HRV 的高頻部份 HF 會逐漸增加，同時在深睡期增加到最大，在 REM 狀態 HF 會逐漸減少。其中睡眠呼吸中止現象明顯的案例其 HRV 之時域參數 SDNN 相對較小，進入睡眠不同狀態階段，其頻域參數 LF/HF 相對較高。因此 SDNN 及 LF/HF 可作為評估居家睡眠呼吸中止事件的重要參數。

關於睡眠中心收案得到的 PSG 相關的睡眠參數可作為居家睡眠品質辨識模型的建構。透過專家會議的諮詢與醫學實證資料收集，本研究針對居家睡眠品質的偵測與篩檢，提出以單一生理訊號 ECG，萃取心率變異(HRV)，使用解決方案包括前端整合穿戴裝置(輸出 RRI, ECG)與後端的事件萃取引擎(包含可辨識睡眠模式、睡眠品質與睡眠呼吸中止事件)。此解決方案未來可提供勞工主管睡眠障礙偵測與前期篩檢相關的服務從醫院/診所推廣到居家與社區，讓未來睡眠管理服務能量更易規模化與個人化。其中關鍵的睡眠階段自動辨識模型建構，主要是經由睡眠中心 PSG 完整睡眠檢測資料作為預測模型的原始訓練資料庫(Training Group)。選擇 HRV 參數(SDNN, LF/HF, HF 等)作為關鍵特徵參數，使用支持向量機(Support Vector Machine, SVM) 演算法，進行特徵參數向量空間資訊分類之自動分類器(Classifier)建構，並以 Test Group 進行自動分類器的準確性與信效度驗證。預測模型若使用 MIT-BIH Polysomnographic Database 辨識醒的狀態、快速眼動期、淺睡期及深睡期，其準確率約可達 80%以上。驗證本研究居家睡眠品質偵測使用 ECG 辨識的可行性。未來可針對本研究收案的 PSG 資料持續導入此預測模型。此預測模型將隨個案數的增加，更能增加預測的準確度。

本研究居家睡眠品質偵測使用單一訊號源 ECG 自動辨識並驗證其可行性。配合居家自我呼吸生理回饋(RSA)訓練。由收案的觀察，顯示若使用者於居家使用 RSA 訓練若累積的強度超過一定點數(約 1200 點)，則由醒到入睡的重要指標 HRV 之頻域參數 HF 有增加的趨勢，LF/HF 有降低的趨勢。另外 HRV 之時域參數 SDNN 也有增加的趨

勢。可作為未來進一步設計 RSA 介入劑量的參考。因此建議未來可使用 ECG based 之睡眠品質偵測，結合 RSA 生理迴饋訓練。作為協助勞工主管居家睡眠管理的解決方案。

第二節 建議

1. 收案的勞工主管族群睡眠問題的分佈可進一步擴大樣本數，找出更具統計效度之國人勞工主管睡眠型態與分佈。
2. 勞工主管收案之 PSG 標準睡眠檢測，由於具有完整的多通道生理訊號原始資料。因此未來建議可持續針對特定的重點收集擴大更完整的資料庫。提供居家睡眠管理簡化版 PSG 設計建構模型的原始資料庫。
3. 睡眠問題非常複雜。可能只是本身心理壓力或焦慮引起自律神經失調導至的短暫失眠症狀或慢性失眠。或是本身具有睡眠呼吸中止問題。也可能是憂鬱症引起的失眠。不同的狀況當使用者於居家進行睡眠管理，偵測的重點與介入策略可能都不一樣。建議未來可進一步針對不同的族群，不同的睡眠問題，評估發展不同的適性化管理策略。
4. ECG base 感測裝置初步評估可用於居家睡眠偵測管理。如自動辨識睡眠狀態、睡眠品質及睡眠呼吸中止事件等。未來可針對特定事件如睡眠呼吸中止事件的偵測找出對應 HRV 相關的量化指標（可對應 AHI 指標）作為個人化居家睡眠呼吸中止事件的先期預警。
5. 根據美國睡眠醫學協會（AASM）指出具醫學指引，用於失眠的非藥物治療管理，可使用認知行為治療(CBT)與放鬆生理迴饋訓練等。本研究使用的（RSA）呼吸生理迴饋放鬆訓練，未來可針對使用的次數與劑量及使用者居家使用的黏度機制設計，作更適性化的實驗設計。
6. 建議未來可使用心電圖之睡眠品質偵測，結合自我呼吸生理回饋訓練，做為協助勞工主管居家睡眠管理的解決方案。

誌謝

研究計畫參與人員包括工研院服科中心蔡專案組長明杰、高研究員嘉宏、楊副研究員子寬、林副研究員信旭、楊副研究員佳惠，及聯合醫院松德院區林主任式毅、朱醫師智邦、洪醫師敬倫、邱研究助理彥龍，及政大睡眠實驗室楊主任建銘，以及本所潘副研究員致弘、何主任俊傑、李組長聯雄、陳助理研究員俊朋，謹此敬表謝忱。

感謝立委辦公室塗主任裕盛對勞工主管收案規畫的建議協助，並大力促成本案，謹此敬表謝忱。

以及感謝服科中心吳技術長宗和與袁組長啓亞對本研究的協助、建議與支持，謹此敬表謝忱。

參考文獻

- [1] Myung Gun Kang et. al., “Job stress and cardiovascular risk factors in male workers”, *Preventive Medicine* 2005; 40: 583–588
- [2] Mika Kivimäki et. al., “Work stress in the etiology of coronary heart disease—a meta-analysis”, *Scand J Work Environ Health* 2006; 32(6, special issue): 431–442
- [3] Mika Kivimäki et. al., “Job strain as a risk factor for coronary heart disease: a collaborative meta-analysis of individual participant data”, *The Lancet* 2012; 380: 1491–97
- [4] Akinori Nakata et. al., “Job stress, social support, and prevalence of insomnia in a population of Japanese daytime workers”, *Social Science & Medicine* 59 (2004) 1719–1730.
- [5] Atsuhiko Ota et. al., “Association between psychosocial job characteristics and insomnia: an investigation using two relevant job stress models—the demand-control-support (DCS) model and the effort-reward imbalance (ERI) model”, *Sleep Medicine* 6 (2005) 353–358
- [6] Atsuhiko Ota et. al., “Psychosocial job characteristics and insomnia: A prospective cohort study using the Demand-Control-Support (DCS) and Effort–Reward Imbalance (ERI) job stress models”, *Sleep Medicine* 10 (2009) 1112–1117.
- [7] Hwan-Cheol Kim et. al., “Association between job stress and insomnia in Korean workers”, *L Occup. Health* 2011; 53; 164-174
- [8] Adrian Loerbroks et. al., “The fruits of ones labor: Effort–reward imbalance but not job strain is related to heart rate variability across the day in 35–44-year-old workers”, *Journal of Psychosomatic Research* 69 (2010) 151–159
- [9] Sean M. Collins et. al., “Job Strain and Autonomic Indices of Cardiovascular Disease Risk”, *AMERICAN JOURNAL OF INDUSTRIAL MEDICINE* 48:182–193 (2005)
- [10] Jos F. Brosschot et al; “Daily worry is related to low heart rate variability during waking and the subsequent nocturnal sleep period”, *International Journal of Psychophysiology* 63 (2007) 39–47
- [11] Fumiharu TOGO et. al., “Heart Rate Variability in Occupational Health—A Systematic Review”, *Industrial Health* 2009, 47, 589–602
- [12] Marc N. Jarczok et. al., “Autonomic nervous system activity and workplace stressors—A systematic review”, *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 37 (2013) 1810– 1823

- [13] MARTA JACKOWSKA et al, "Sleep problems and heart rate variability over the working day", *J. Sleep Res.* 2012, 21, 434–440
- [14] Ingegård E. Malmros, "A Review of Biomarkers in Leadership Research – Can Heart Rate Variability be a Suitable Method?", Karolinska Institutet 2007, LIME.
- [15] M.H. Bonnet, D.L. Arand ; "Heart rate variability: sleep stage, time of night, and arousal influences"; *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 102, 1997; p390
- [16] UDO J. SCHOLZ et al; "Vegetative Background of Sleep: Spectral Analysis of the Heart Rate Variability"; *Physiology & Behavior*, Vol. 62, No. 5, 1997; p1037
- [17] M. H. Bonnet et al; "Heart Rate Variability in Insomniacs and Matched Normal Sleepers"; *Psychosomatic Medicine* 60, 1998; p610
- [18] H. Otzenberger et al; "Dynamic heart rate variability: a tool for exploring sympathovagal balance continuously during sleep in men"; *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 275, 1998; p946
- [19] Sigrid Elsenbruch et al; "Heart Rate Variability During Waking and Sleep in Healthy Males and Females"; *SLEEP*, Vol. 22, No. 8, 1999; p1067
- [20] P. BUŠEK et al; "Spectral Analysis of Heart Rate Variability in Sleep"; *Physiol. Res.* 54: 2005; p369
- [21] Zvi Shinar et al; "Obstructive Sleep Apnea Detection Based on Electrocardiogram Analysis"; *Computers in Cardiology* 27, 2000: p757
- [22] Zvi Shinar et al; "Autonomic changes during wake–sleep transition: A heart rate variability based approach"; *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical* 130, 2006; p17
- [23] MICHAEL R. IRWIN et al; "Association Between Nocturnal Vagal Tone and Sleep Depth, Sleep Quality, and Fatigue in Alcohol Dependence", *Psychosomatic Medicine* 68, 2006: p159
- [24] Paola A. Lanfranchi et al; "Cardiac Autonomic Regulation During Sleep in Idiopathic REM Sleep Behavior Disorder"; *SLEEP*, Vol. 30, No. 8, 2007; p1019
- [25] Emilia Sforza et al; "Cardiac Variability and Heart-Rate Increment as a Marker of Sleep Fragmentation in Patients With a Sleep Disorder: a Preliminary Study"; *SLEEP*, Vol. 30, No. 1, 2007; p43
- [26] CAROLINA LOMBARDI et al; "Daytime sleepiness and neural cardiac modulation in sleep-related breathing disorders", *J. Sleep Res.*, 17, 2008; p.263

- [27] Wenli Wang et al; “Association of cardiac autonomic function measures with severity of sleep-disordered breathing in a community-based sample”, *J Sleep Res.* 17(3), 2008; p251
- [28] KAI SPIEGELHALDER et al; “Heart rate and heart rate variability in subjectively reported insomnia”; *J. Sleep Res.* 20, 2011; p137
- [29] Martin Oswaldo Mendez et al; “Sleep staging from Heart Rate Variability: time-varying spectral features and Hidden Markov Models”; *Int. J. Biomedical Engineering and Technology*, Vol. 3, Nos. 3/4, 2010; p246
- [30] Yuki Wakuda et al; “Estimation of sleep cycle and quality based on nonlinear analysis of heart rate variability”; *Micro-Nanomechatronics and Human Science*, 2004 and The Fourth Symposium Micro-Nanomechatronics for Information-Based Society
- [31] Ramona Cabiddu et al; “Modulation of the Sympatho-Vagal Balance during Sleep - Frequency Domain Study of Heart Rate Variability and Respiration”; *Frontiers in Physiology – Computational Physiology and Medicine*, March 2012 3(45)
- [32] Robert Joseph Thomas et al; “An Electrocardiogram-Based Technique to Assess Cardiopulmonary Coupling During Sleep”; *SLEEP*, Vol. 28, No. 9, 2005; p1151
- [33] Katherine M. Richardson and Hannah R. Rothstein, “Effects of Occupational Stress Management Intervention Programs: A Meta-Analysis”, *Journal of Occupational Health Psychology* 2008, Vol. 13, No. 1, 69–93
- [34] Sammy K. Chenga Janine Dizonb, “Computerised Cognitive Behavioural Therapy for Insomnia: A Systematic Review and Meta-Analysis”, *Psychother Psychosom* 2012; 81: 206-216
- [35] Colin A. Espie et. al., “A Randomized, Placebo-Controlled Trial of Online Cognitive Behavioral Therapy for Chronic Insomnia Disorder Delivered via an Automated Media-Rich Web Application”, *SLEEP*, Vol. 35, No. 6, 2012, 769
- [36] Norah Vincent, Kate Walsh, and Samantha Lewycky, “Determinants of Success for Computerized Cognitive Behavior Therapy: Examination of an Insomnia Program”, *Behavioral Sleep Medicine* 2013, 11:1–15
- [37] N. Vincent, K. Walsh, “Hyperarousal, sleep scheduling, and time awake in bed as mediators of outcome in computerized cognitive-behavioral therapy (cCBT) for insomnia”, *Behaviour Research and Therapy* 2013, 51: 161-166
- [38] Gerrit J de Niet MSc RN et. al., “Review of systematic reviews about the efficacy of non-pharmacological interventions to improve sleep quality in insomnia”, *Int J Evid Based Healthc* 2009; 7: 233–242

- [39] Amanda L. Wheat and Kevin T. Larkin, “Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review”, *Appl Psychophysiol Biofeedback*; published online 2010
- [40] PAUL M. LEHRER et. al., “Heart Rate Variability Biofeedback Increases Baroreflex Gain and Peak Expiratory Flow”, *Psychosomatic Medicine* 65:796–805 (2003)
- [41] 劉雪红 et. al., “呼吸对心率变异性的影响” , *Int J Biomed Eng*, Feb. 2006, V. 29(1), p56
- [42] Frederick Muench, “The Portable StressEraser Heart Rate Variability Biofeedback Device: Background and Research”, *Biofeedback* Volume 36, Issue 1, 2008, pp. 35–39
- [43] Matthew R. Ebben, “Moderating Laboratory Adaptation with the Use of a Heart-rate Variability Biofeedback Device (StressEraser), *Appl Psychophysiol Biofeedback*, Published online, 06 May 2009
- [44] Douglas C. Montgomery (Author), George C. Runger , *Applied Statistics and Probability for Engineers*

附錄一 睡眠品質問卷量表

本次所使用之上述問卷量表，由國立政治大學心理系楊建銘教授提供。分述如下：

(1) 匹茲堡睡眠品質指標量表 (PITTSBURG SLEEP QUALITY INDEX, PSQI)

1989 年由 Buysee、Reynolds、Monk、Berman 與 Kupfer 所發展出來鑑定一般睡眠困擾的量表，內容主要包括(1)主觀的睡眠品質、(2)睡眠潛伏期、(3)睡眠時間、(4)睡眠效率、(5)睡眠困擾、(6)白天功能、(7)使用安眠藥等七類的評估問題。此量表包含兩部分，分別有

19 題自填問題與 5 題由床伴所填寫的問卷組成，只有前面自填問題會列入評分。每項分數為 0-3 分，總分是 21 分，分數愈高代表睡眠品質愈差。量表以總得分 5 分作為切分點，當個體總分小於 5，表示其睡眠品質佳，當個體總分大於 5，即表示睡眠品質不佳。這是目前最常被使用的主觀調查量表。

(2) 睡前激發程度量表 (Pre-sleep Arousal Scale, PSAS)

1985 年由 Nicassio、Mendlowitz、Fussell 與 Petras 設計出來，主要功能是用來評估睡前的身體激發程度與認知激發程度，問卷共有 16 題，可被區分為兩種不同激發型態的分量表，生理激發分量表為第 1-8 題，反應入睡時相關的生理症狀，例如心跳、肌肉緊張程度、呼吸急促等；認知激發分量表為第 8-16 題，以入睡時的擔憂、心理的警醒度、無法停止的思緒等方面為主。每題分數為 1-5 分，從完全沒有感覺至極端強烈的感覺，愈高分表示認知或生理激發程度愈高，對於干擾睡眠的程度也越高。

(3) 失眠嚴重度量表 (Insomnia Severity Index, ISI)

1993 年由 Morin 發展建立的自填式量表，主要目的在於瞭解失眠患者對自身失眠問題的知覺程度。本問卷由 7 項問題組成，評估主觀失眠症狀及嚴重程度，症狀包括有入睡困難、無法維持較長的睡眠、太早醒等三類型，接下來評估睡眠滿意度、失眠關注程度、影響白天功能程度。答題方式採用五點量尺，每題分數為 0-4 分，總分最高 28 分，0-7 分代表沒有顯著失眠問題，8-14 分表示失眠的問題介於臨界程度，15-21 分表示有中等程度失眠問題，22-28 分代表有重度的問題。

睡眠品質 (PSQI)

填寫說明：

下列題目是要瞭解您**過去這一個月**來的睡眠品質。請您以平均狀況回答以下每一個問題：

1. 過去一個月來，您晚上通常幾點上床睡覺？ _____ 時 _____ 分
2. 過去一個月來，您在上床後通常多久才能入睡？ _____ 分鐘
3. 半夜醒來的次數與總時間 _____ 次； _____ 分鐘
4. 過去一個月來，您早上通常幾點起床？ _____ 時 _____ 分
5. 過去一個月來，您每天晚上真正睡著的時間約多少？ _____ 時 _____ 分
(這可能和您躺在床上所花費的總時間不同)

以下問題請圈選最適合的答案，並回答全部的問題

	從未發生	每週少於1次	每週1-2次	每週3次以上
6. 過去一個月來，您的睡眠有多少次受到下列情況的干擾？				
a. 無法在30分鐘內入睡	0	1	2	3
b. 半夜或凌晨醒來	0	1	2	3
c. 需起床上廁所	0	1	2	3
d. 呼吸不順暢	0	1	2	3
e. 咳嗽或大聲打鼾	0	1	2	3
f. 感覺很冷	0	1	2	3
g. 感覺很熱	0	1	2	3
h. 作惡夢	0	1	2	3
i. 疼痛	0	1	2	3
j. 其他情況？請說明 _____ _____	0	1	2	3

	從未發生	每週少於1次	每週1-2次	每週3次以上
7. 過去一個月來，您有多少次需要藉助藥物(醫師處方或成藥)來幫助睡眠？	0	1	2	3
8. 過去一個月來，當您在開車、用餐、從事日常社交活動時，有多少次覺得很難保持清醒的狀態？	0	1	2	3

9. 過去一個月來，要打起精神來完成您應該做的事情對您有多少困擾？

- _____ (0) 完全沒困擾 (1) 只是很少困擾
 (2) 有些困擾 (3) 有很大的困擾

10. 過去一個月來，您對自己的睡眠品質整體評價如何：

- _____ (0) 非常好 (1) 好 (2) 不好 (3) 非常不好

11. 您有無室友或有睡眠伴侶？

- _____ (0) 沒有室友或睡眠伴侶
 (1) 室友或睡眠伴侶在其他房間
 (2) 與室友或睡眠伴侶睡同一間房間但不同床
 (3) 與室友或睡眠伴侶共睡一張床

12.

如果您有室友或睡眠伴侶，請詢問他(她)，或是曾被告知
 您過去一個月來睡覺時是否有下列情況發生：

	從未發生	每週少於1次	每週1-2次	每週3次以上
a. 大聲打呼	0	1	2	3
b. 睡著時呼吸有中斷現象	0	1	2	3
c. 睡著時腿部抽動或突然抽搐	0	1	2	3
d. 睡覺中醒來或似醒時，呈現沒有方向感或意識不清情況	0	1	2	3
e. 其他睡覺時不安穩的情形，請描述	0	1	2	3

睡眠身心狀態 (PSAS)

填寫說明：

當您躺在床上試著入睡時，一般來說下列感覺的程度有多強烈？請圈選一個最符合您感覺的答案。

	完全沒有感覺	稍微感覺到	中等強度的感覺	強烈感覺	極端強烈的感覺
11. 感覺心臟快速、劇烈或不規則地跳動。	11	2	3	4	5
12. 感覺身體緊張不安。	11	2	3	4	5
13. 感覺喘不過氣或呼吸困難。	11	2	3	4	5
14. 感覺肌肉緊繃。	11	2	3	4	5
15. 感覺手、腳或身體冰冷。	11	2	3	4	5
16. 感覺胃不適 (如：翻攪、糾結、噁心、灼熱、反胃、脹氣等)。	11	2	3	4	5
17. 感覺手掌心或身體其他部位出汗。	11	2	3	4	5
18. 感覺口乾舌躁。	11	2	3	4	5
19. 擔心無法入睡。	11	2	3	4	5
10. 開始回憶或思考一天所發生事情。	11	2	3	4	5
11. 憂鬱或焦慮的想法。	11	2	3	4	5
12. 擔心睡眠以外的問題。	11	2	3	4	5
13. 思想清楚、活躍。	11	2	3	4	5
14. 無法停止思考。	11	2	3	4	5
15. 思想持續盤旋在心裡。	11	2	3	4	5
16. 被環境的聲音或噪音所困擾 (如：時鐘的滴答聲、家人或交通的吵雜聲)。	11	2	3	4	5

睡眠困擾 (ISI)

1. 評估近**兩週內**失眠問題的嚴重程度。

	無	輕度	中度	重度	非常嚴重
a. 入睡困難：	0	1	2	3	4
b. 無法維持較長的睡眠：	0	1	2	3	4
c. 太早醒：	0	1	2	3	4

2. 您滿意自己最近的睡眠狀態嗎？

非常滿意	滿意	中等	不滿意	非常不滿意
0	1	2	3	4

3. 睡眠問題是否有干擾到您的日常生活功能？（如：工作表現/日常瑣事、專注力、記憶力、情緒等）。

完全無干擾	一點	稍微	很多	非常多
0	1	2	3	4

4. 他人是否有注意到您的生活品質因睡眠問題受到影響？

完全沒注意	一點	稍微	很多	非常注意
0	1	2	3	4

5. 最近的睡眠問題是否令您擔心/困擾？

完全不擔心	一點	稍微	很多	非常擔心
0	1	2	3	4

PSQI 計分方式：

Component 1: Subjective sleep quality

依據第 10 題

回答	Component 1 分數
“非常好”	0
“好”	1
“不好”	2
“非常不好”	3

Component 1 分數：_____

Component 2: Sleep latency

1. 依據第 2 題

回答	分數
≤15 分鐘	0
16-30 分鐘	1
31-60 分鐘	2
>60 分鐘	3

第 2 題分數：_____

2. 依據第 6a 題

回答	分數
從未發生	0
每週少於 1 次	1
每週 1-2 次	2
每週 3 次以上	3

第 6a 題分數：_____

3. 把第 2 題分數加上第 5a 題分數

#2 + #6a 分數：_____

4. 依據下表

#2 + #6a 分數	Component 2 分數
0	0
1-2	1
3-4	2
5-6	3

Component 2 分數：_____

Component 3: Sleep duration

依據第 5 題

回答	Component 3 分數
>7 小時	0
6-7 小時	1
5-6 小時	2
<5 小時	3

Component 3 分數：_____

Component 4: Habitual sleep efficiency

- 寫下 number of hours slept (第 5 題) : _____
- 計算 number of hours spent in bed :
 起床時間 (第 4 題) : _____
 - 睡覺時間 (第 1 題) : _____
 number of hours spent in bed: _____
- 計算 habitual sleep efficiency :
 (number of hours slept/ number of hours spent in bed) × 100 = Habitual sleep efficiency (%)
- 依據下表 :

回答	Component 4 分數
> 85%	0
75-84%	1
65-74%	2
< 65%	3

Component 4 分數 : _____

Component 5: Sleep disturbances

- 依據下表 :

回答	分數
從未發生	0
每週少於 1 次	1
每週 1-2 次	2
每週 3 次以上	3

第 6b 題分數 : _____

第 6c 題分數 : _____

第 6d 題分數 : _____

第 6e 題分數 : _____

第 6f 題分數 : _____

第 6g 題分數 : _____

第 6h 題分數 : _____

第 6i 題分數 : _____

第 6j 題分數 : _____

- 加總 6b-6j 題分數 : _____

- 依據下表 :

Sum of #6b-6j	Component 5 分數
0	0
1-9	1
10-18	2
19-27	3

Component 5 分數 : _____

Component 6: Use of sleeping medication

依據第 7 題

回答	Component 6 分數
從未發生	0
每週少於 1 次	1
每週 1-2 次	2
每週 3 次以上	3

Component 6 分數：_____

Component 7: Daytime dysfunction

1. 依據第 8 題

回答	分數
從未發生	0
每週少於 1 次	1
每週 1-2 次	2
每週 3 次以上	3

第 8 題分數：_____

2. 依據第 9 題

回答	分數
完全沒困擾	0
只是很少困擾	1
有些困擾	2
有很大的困擾	3

第 9 題分數：_____

3. 第 8 題分數 + 第 9 題分數：_____

4. 依據下表：

Sum of #8 and #9	Component 7 分數
0	0
1-2	1
3-4	2
5-6	3

Component 7 分數：_____

Global PSQI Score

把 7 個 components 分數加總：

Global PSQI Score: _____

附錄二 健康問卷及認知壓力量表

健康問卷 (CHQ)

在答覆問題之前，請先仔細閱讀以下幾點說明：

1. 我們想瞭解您在最近一兩個星期當中的健康情形如何，有沒有什麼醫療方面的問題。請在各項問題的四種答案中選出您認為最適合於說明您的情況的一項，在它上面做個記號。
2. 請記住我們想知道的是您目前的健康情形。凡是以前有而現在沒有的問題請不要用來做答覆。

請問您最近是不是：

	一 點 也 不	和 平 時 差 不 多	比 平 時 較 覺 得	強 烈 感 覺
11. 覺得頭痛或是頭部有壓迫感？	11	2	3	4
12. 覺得心悸或心跳加快，擔心可能得了心臟病？	11	2	3	4
13. 感到胸前不適或壓迫感？	11	2	3	4
14. 覺得手腳發抖或發麻？	11	2	3	4
15. 覺得睡眠不好？	11	2	3	4
16. 覺得許多事情對您是個負擔？	11	2	3	4
17. 覺得和家人，親友相處得來？	11	2	3	4
18. 覺得對自己失去信心？	11	2	3	4
19. 覺得神經兮兮，緊張不安？	11	2	3	4
10. 感到未來充滿希望？	11	2	3	4
11. 覺得家人或親友會令您擔憂？	11	2	3	4
12. 覺得生活毫無希望？	11	2	3	4

認知壓力量表 (PSS)

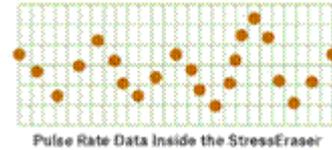
填寫說明：

請將這一個月來的心情在題後數字內圈起來：

	完全沒有	幾乎沒有	有些時候	經常	非常頻繁
1. 因為不預期的事發生， 讓自己感到沮喪	0	1	2	3	4
2. 生活中經常無法掌控 重要的事情	0	1	2	3	4
3. 生活中感到很緊張 且很有壓力	0	1	2	3	4
4. 對處理個人問題的能力， 很有自信	4	3	2	1	0
5. 生活中覺得一切 都心想事成	4	3	2	1	0
6. 發現自己無法完全應付 應該做的事	0	1	2	3	4
7. 在生活中能夠控制 自己的脾氣	4	3	2	1	0
8. 做事情都感覺 很滿意	4	3	2	1	0
9. 對自己無法掌控的事情 感到生氣	0	1	2	3	4
10. 許多事情一直堆積 且無法克服	0	1	2	3	4

附錄三 紓壓儀 StressEraser® 使用說明

StressEraser 紓壓儀透過紅外線的手指感應器，測量即時的心率(即單位時間內心臟跳動的次數)。這個感應器是一個嵌入在機台左上方的掃描器，用來確認與每次心跳有關的脈搏。



StressEraser 紓壓儀會精確地辨識每次脈搏的時間，並根據最近的兩個脈搏的間隔時間，計算出心率。再將計算出的心率，按照時間的先後描繪出來。就成了像波浪形狀的波形圖。

心率的波形會隨著吸氣與呼氣的變換而變化。當吸氣的時候，心跳加快而波形上抑；呼氣的時候，心跳變慢而波形下傾。而心跳由快轉慢的波峰處，剛好是副交感神經即將開始活動的時候。此時，螢幕上方會顯示出一個倒三角形，表示你可以開始呼氣。由於紓壓儀非常強調要慢呼氣，因為呼氣的時間愈長，愈能延長副交感神經運作的時間，愈能進入到更深層的放鬆。



StressEraser 紓壓儀會分析使用者心率的每個心率波形。當一個波夠長、夠高、夠平滑的時候，螢幕上該波形的下方會出現三個立方塊，表示你得到 1 點的積點。使用紓壓儀的目標就是要持續達到這種波形的型態。當波形長到可以被辨識，卻不是很理想的型態時，會出現兩個立方塊，表示你得到 0.5 點。如果波形太短，會出現一個立方塊，但卻不會得到任何積點。

每次得到積點後，點數會累積在螢幕左上方的角落位置(上圖)。這個累計的總積點可以讓你了解目前訓練進行的狀況。而你每次完成一個訓練後，螢幕會顯示出當次以及當日累積的總積點(右圖)，讓你評估是否達成每天預設的放鬆目標。

附錄四 認知行爲治療

CBT-I 爲一整合多重認知及行爲治療技術的療程，其治療效果受到實證研究所肯定，並被美國睡眠醫學學會列爲最高等級的治療技術，建議可與臨床上優先使用 CBT-I 治療失眠，其中通常包含下列治療技術：睡眠衛生、放鬆訓練、刺激控制、睡眠限制，以及認知治療五項。以下將分別說明 CBT-I 中，這五種治療技術之治療原理及其療效。

一、 睡眠衛生

睡眠衛生 (Sleep hygiene) 的概念最早由 Hauri 所提出，內容包括由飲食習慣、作息之生活形態層面，以及睡眠環境層面，所提出促進睡眠的行爲習慣，其中有些內容與其它行爲技術，例如：刺激控制法、睡眠限制法有所重疊，因此睡眠衛生的內容在不同研究中略有所差異。而這些研究中共通的睡眠衛生習慣內容包括：起床與就寢時間的規律性，咖啡因、酒精…等刺激性物質的使用，規律運動習慣，以及睡眠環境這些類別。國際睡眠疾病分類第二版 (AASM, 2005) 也將「睡眠衛生習慣不足 (Inadequate Sleep Hygiene)」獨立列爲一個失眠診斷，其內容包含：睡眠作息的規律性、刺激性物質使用習慣、睡前引起激發程度的行爲習慣、睡眠環境舒適度，以及是否使用床鋪從事睡眠以外的活動，這些向度與上述的回顧研究中，對睡眠衛生習慣的共通內容相似，此診斷的信效度仍缺乏足夠的實證研究驗證，睡眠衛生習慣不足並不被視爲是導致失眠的原因 (Reynolds, Kupfer, Buysse, & Yeager, 1991)，然而缺乏良好的睡眠衛生習慣仍有可能影響睡眠，因此在其它治療技術中，合併給予睡眠衛生教育是有必要的。

二、放鬆訓練

Bonnet 及 Arand (1997) 回顧了過度激發狀態 (hyperarousal) 與失眠間關係的研究，認爲失眠患者過高的生理激發程度，可能會與其比一般人需要花費較長時間入睡有關，因此有必要針對失眠患者的過度激發狀態進行治療。使用放鬆訓練對失眠的治療目標即在於降低過度激發狀態，早期探討放鬆訓練對失眠療效的研究，多使用 Jacobson (1938) 所發展的漸進式肌肉放鬆 (Progressive muscle relaxation)，其過程會帶領參與者一步步覺察身體各部位肌肉的狀態，先將其緊繃至極端再使其放鬆，透過緊繃與放鬆之間的落差，來體會身體放鬆的感覺，以此方式使全身肌肉放鬆來降低生理上激發程度。研究證實在接受漸進式放鬆療程之後，失眠組比起控制組的睡眠有明顯的進步，改善最爲顯著的睡眠指標即爲入睡耗時 (Sleep onset latency; SOL) 的減少。

Freedman 與 Papsdorf (1976) 則進一步測量心跳速率及肌肉緊張程度之生理指標，結果顯示治療後生理激發的程度有所降低，不過此研究並未發現生理指標的改變與睡眠改善之間有顯著關連。

三、刺激控制法

刺激控制法的治療原理建基於古典制約的連結概念，Bootzin (1972) 假設失眠患者躺在床上無法入睡的焦慮與挫折感，會導致生、心理激發程度提高，長期下來高度激發狀態與床鋪產生的制約連結，使得失眠患者一上床就引發自發性的生理或心理激發，而干擾睡眠。因此 Bootzin (1972) 所發展的刺激控制法目的即在於阻斷激發狀態與床鋪的連結，並透過「床鋪僅用於睡眠」的原則來促進睡眠。執行刺激控制法的程序如下：第一、想睡覺的時候才上床；第二、避免在床上從事睡眠以外的活動（例如：閱讀、看電視、吃東西）；第三、躺在床上 10~20 分鐘仍睡不著即離開床鋪，直到想睡時才上床；第四、每天必須設定鬧鐘在固定的時間起床。針對以入睡困難為主訴的失眠患者進行刺激控制法，研究發現進行刺激控制法數週後，失眠患者的 SOL 都有明顯的改善。而針對主訴睡眠維持困難的失眠患者，Bootzin, Epstein 與 Wood (1991) 也建議失眠患者可於半夜醒來睡不著時執行刺激控制法程序，試圖減少躺在床上清醒的時間，以建立床鋪與睡眠的制約連結，達到治療目標。

四、睡眠限制法

睡眠限制法是透過縮減夜晚躺床時數，使躺床時數趨近於個體真正睡著的時間，過程中以縮減躺床時間來提升睡眠效率（Sleep efficiency；SE=總睡眠時數/總躺床時間*100），而逐漸達到延長總睡眠時間（Total sleep time；TST）、促使睡眠連續性的治療目標。Glovinsky 及 Spielman (1991) 認為縮減夜間躺床時間所造成的睡眠剝奪效果，儘管在初期會產生白天疲倦、嗜睡之副作用，但長期下來對於夜間睡眠的連續性有所幫助，使夜間睡眠中清醒的時間減少，同時也能增加 TST。Glovinsky 及 Spielman (1991) 所發展的睡眠限制法之執行程序如下：首先由失眠患者在治療前連續記錄一至兩週的睡眠日誌中，決定平均總睡眠時數，並根據總睡眠時數來決定總躺床時間，假設失眠患者在治療前的總睡眠時數約 5 小時，而平均總躺床時數為 8 小時，而開始睡眠限制法治療後需重新決定上床與起床時間，使總躺床時間縮減為 5 小時，若是主觀 SE 連續五個晚上超過 90%，則可增加躺床時間 15 分鐘；若是連續五個晚上低於 85%，則需減少躺床時間 15 分鐘；而連續五個晚上介於 85~90% 之間，則躺床時間維持不變，

Glovinsky 及 Spielman 並不建議總躺床時間少於 4.5 小時。以神經行為模式來理解其治療原理，睡眠限制法可視為利用恆定系統對於睡眠趨力的平衡機制，藉由睡眠剝奪來累積足夠的睡眠趨力，以連續累積的睡眠趨力在數天之後達到促進睡眠連續性的效果。Spielman 等人（1987）根據上述執行規則對 35 位慢性失眠患者進行睡眠限制法，在八週治療後不僅患者的躺床時間有明顯減少，睡眠方面在主觀 SOL、入睡後醒來的時間（Wake time after sleep onset latency；WASO）、TST，以及 SE 數項指標都有明顯改善。

五、認知取向治療

Harvey（2002b）所提出的失眠認知模式說明認知因素在失眠的發展與維持歷程中扮演的角色，由於患者對失眠的擔心、誇大化失眠的後果或是失眠所帶來的白天功能影響，可能導致睡前更加活躍的心理或生理激發活動，睡前過度的激發狀態加重了入睡的困難程度，使失眠症狀加遽，形成失眠慢性化的惡性循環，因此需要針對失眠患者過度的認知激發，以及對睡眠不適當信念或態度進行治療。

過去研究分別使用不同的認知治療技術，處理失眠患者的睡前認知活動。Mitchell（1979）針對睡前高度的焦慮及擔心，以包含思考中斷（thought stopping）、理性思考（rationale thinking）之認知控制技術做介入，治療目的為減少侵入性思考的頻率，達到心理放鬆的目的，結果接受認知控制技術治療的失眠患者，比起進行漸進式肌肉放鬆或控制組，在睡前認知激發程度上有最明顯的改善，SOL 也有明顯減少。Harvey 及 Payne（2002）則是以想像法為主要的認知技術，在睡前想像能夠引發放鬆感且自己感興趣的情境，結果進行想像法的參與者睡前的侵入性思考頻率雖然沒有比控制組明顯減少，但是對於想法所感到的不舒適程度以及 SOL，比起控制組皆有明顯改善。而以問題解決技術來處理睡前的擔心程度，Carney 及 Waters（2006）發現在睡前針對所擔心的事進行問題解決紀錄的參與者，進行五天後比起控制組的認知激發程度明顯有所下降，但是治療結束後主觀與客觀的 SOL 並沒有明顯改善。而在含括認知治療的 CBT-I 療效研究中，有研究者探討經由 CBT-I 所調整的睡眠不良信念，及其與睡眠改善之間的關係，Edinger 等人（2001b）發現經過 CBT-I 治療後，對睡眠的不良信念程度明顯有所減少，並且與客觀的 WASO 及 SE 有顯著關連；Morin 等人（2002）的研究也得到相似結果，除了治療後不良信念的程度明顯減少之外，不良信念的改善與主、客觀 SE 的改善也有明顯的關連。

六、CBT-I 療效研究結果

CBT-I 結合認知與行為技術，其中認知治療主要以處理失眠患者對睡眠的不良信念及態度為目標，而行為技術則通常包含上述提到的放鬆訓練、刺激控制法、睡眠限制法，以及睡眠衛生教育。

在 CBT-I 的療效研究方面，Espie, Inglis, Tessier 及 Harvey (2001) 比較 CBT-I 組與控制組的治療效果，將 139 位參與者隨機分派至 CBT-I 組或自我監控控制組，結果在六週 CBT-I 團體治療結束後，參與者主觀的入睡時間、TST，以及 WASO，比起控制組的參與者有明顯改善，並且療效可維持至治療後一年；而 Edinger 等人 (2001a) 的隨機分派研究結果，也發現 CBT-I 的療效比起放鬆訓練或是控制組顯著，特別是在 WASO、TST，以及 SE 三項指標上，無論是主觀或客觀測量，在治療結束後皆與另外兩組有明顯的組間差異，療效可維持至治療後半年。若是比較 CBT-I 與藥物治療的療效，Morin 等人 (1999) 將老年失眠患者隨機分派至 CBT-I 組、藥物治療組，CBT-I 結合藥物組或是安慰劑組，分別在 8 週 CBT-I 治療結束後，以及 3 個月、12 個月、24 個月後比較其治療效果。結果就短期效果而言，治療結束後發現三組治療組的療效皆明顯優於安慰劑組，特別是入睡後醒來時間的改善程度最為明顯；然而就長期療效而言，CBT-I 組與 CBT-I 結合藥物組的療效較另兩組佳。整合分析研究結果也發現 CBT-I 與藥物治療的效果就短期而言沒有明顯差別，對於 SOL、WASO、TST，以及 SE 的改善程度上皆可達到中至大的效果量 (Smith et al., 2002)。

Morin 與 Bootzin 等人 (2006) 回顧了 1998~2004 年間 37 篇經由同儕審閱而發表，並以失眠為主要診斷的文獻，所回顧的結果與上述研究的結論一致：CBT-I 的療效多數比放鬆訓練、或是安慰劑控制組明顯，並且就 CBT-I 與藥物治療的短期療效沒有明顯差別，而長期而言 CBT-I (無論有無結合藥物治療) 的療效明顯優於藥物治療，顯示進行 CBT-I 治療不見得需搭配藥物，仍可維持長期的治療效果。

在 CBT-I 療效的整合分析研究中，研究者討論了上述各個治療技術，對於不同睡眠指標的治療效果。Morin, Culbert 及 Schwartz (1994) 以 SOL、WASO、入睡後醒來的次數，以及 TST 作為治療效果的依變項，結果發現治療效果最好的技術為刺激控制法，對四項依變項的效果量都達到顯著，睡眠限制法以及多重行為技術治療 (Multicomponent therapies)，也有明顯的治療效果，前者分別對 SOL 以及 WASO 有明顯療效，後者對 SOL、WASO，以及 TST 上有明顯療效。與上述三種治療技術相較之下，放鬆訓練對睡眠指標改善程度的效果量較小，其對於 SOL 及入睡後醒來的次數

有明顯效果；睡眠衛生法則在四項依變項上的改善皆未達到顯著的效果量。Murtagh 及 Greenwood（1995）的整合分析研究也得到相似的結果：他們的研究是以 SOL、入睡後醒來的次數、TST，以及主觀睡眠品質（Sleep quality），作為討論治療效果的依變項，與 Morin 等人（1994）的研究結果一致的是刺激控制法是療效最為明顯的治療技術，對四項依變項的療效都達到大的效果量，而結合刺激控制法和放鬆訓練兩種治療技術，也對 SOL、入睡後醒來的次數，以及 TST 的療效上有大的效果量，睡眠限制法的治療效果介於上述兩者之間，在此研究中並沒有將睡眠衛生法及認知治療納入分析。整合分析的研究結果支持刺激控制法對多數睡眠指標的改善程度最為明顯，也發現放鬆訓練與睡眠限制法對 SOL、WASO 或次數，或是 TST 有療效，然而睡眠衛生教育以及認知治療技術的療效較缺乏研究證據。

美國睡眠醫學學會（Morgenthaler et al., 2006）根據前述 Morin 及 Bootzin 等人（2006）所回顧的 37 篇失眠非藥物治療療效研究，經由專家對其科學研究的品質及結果討論所得的共識，分別對各個治療技術給予了臨床使用上的等級程度建議：CBT-I（無論有無包含放鬆訓練）、放鬆訓練，以及刺激控制法的療效研究，以良好的隨機分派實驗設計並得到低的統計考驗錯誤率，研究結果被高度肯定可於臨床上使用，皆被列為最高等級的標準（standard）的治療技術，睡眠限制法則被建議作為次級的指引（guideline）治療技術，而睡眠衛生中的行為教育多被合併於其它行為技術中，至目前為止也沒有足夠的研究證據支持單獨使用睡眠衛生作為治療技術的療效，因此並不被建議於臨床上單獨使用睡眠衛生教育來治療失眠。。

附錄五 受試者統計表 - 收案狀況

控制組 33 位，性別、年齡及接受測試表列：

實驗組						
受試者代號	性別	年齡	單位代號	PSG 檢查	前測 (問卷/HRV)	後測 (問卷/HRV)
1	F	28	T	v	v	v
2	M	32	T	v	v	v
3	M	45	T	v	v	v
4	M	60	T	v	v	v
5	M	57	T	v	v	v
6	F	53	T	N/A	v	v
7	F	31	T	v	v	v
9	M	63	T	v	v	v
10	F	61	T	N/A	v	v
11	M	33	T	N/A	v	v
12	M	57	T	v	v	v
13	F	62	C	v	v	v
14	F	53	C	v	v	v
15	F	57	C	v	v	v
16	F	62	C	v	v	v
17	F	62	C	v	v	v
18	M	35	H	v	v	v
19	M	57	H	v	v	v
20	F	58	H	v	v	v
21	M	56	H	v	v	v
22	F	63	H	v	v	v
23	F	61	H	v	v	v
24	M	55	I	v	v	v
25	M	59	H	v	v	v
26	F	55	T	v	N.A.	
28	F	37	E	v	N.A.	
30	M	30	Q	v	N.A.	
31	M	45	Q	v	N.A.	
32	M	43	I	v	N.A.	
33	M	59	G	v	N.A.	
34	M	61	G	v	N.A.	
35	M	56	G	v	N.A.	
36	F	57	G	v	N.A.	

33 位受試者：30 位接受 PSG 測試、24 接受呼吸生理迴饋訓練實驗

控制組 30 位，性別、年齡表列：

控制組					
受試者代號	性別	年齡	PSG 檢查	前測 (問卷)	後測 (問卷)
1	F	31	V	V	V
2	M	34	V	V	V
3	M	40	V	V	V
4	M	52	V	V	V
5	M	54	V	V	V
6	F	40	V	V	V
7	F	36	V	V	V
8	F	29	V	V	V
9	M	61	V	V	V
10	F	44	V	V	V
11	M	39	V	V	V
12	M	31	V	V	V
13	F	52	V	V	V
14	F	42	V	V	V
15	F	51	V	V	V
16	F	28	V	V	V
17	F	33	V	V	V
18	F	40	V	V	V
19	F	28	V	V	V
20	F	45	V	V	V
21	M	60	V	V	V
22	F	47	V	V	V
23	M	27	V	V	V
24	M	31	V	V	V
25	M	33	V	V	V
26	M	43	V	V	V
27	F	41	V	V	V
28	M	45	V	V	V
29	F	29	V	V	V
30	F	31	V	V	V

附錄六 實驗組 - 勞工主管白天 HRV 統計分析

樣本人數：24

HRV 參數	N	Mean	St Dev	Minimum	Q1	Median	Q3	Maximum
AVNN	24	866.4	118.9	664.3	776.3	868.2	929.1	1199.7
STDNN	24	34.45	13.86	17.3	23	29.72	41.91	65.76
RMSSD	24	25.14	10.54	12.96	16.65	22.1	31.21	57.95
NN50	24	20.21	29.03	0	1.25	5	28.75	124
pNN50	24	6.48	10.76	0	0.37	1.65	9.45	49.6
VLF	24	554	649	43	143	278	697	2239
LF	24	308.3	364.7	35.4	69.7	150.2	474.8	1349.4
HF	24	221.2	203.3	37.2	88.1	136.2	296.8	820
Total Power	24	1084	1038	174	351	606	1264	3882
LF/HF	24	1.96	2.696	0.104	0.541	0.954	2.275	11.67

附錄七 實驗組 PSG 檢測 - 睡眠整體狀態摘要

共 36 位

研究編號	Total Sleep Time (min)	Sleep Efficiency (%)	WASO (min)	S1 %	S2 %	S34 %	REM %	AHI (/hr)
1	401	90.7	42.5	9.5	48.8	27.8	14	0.4
2	487.5	93.3	30	3.1	40.8	41.6	14.5	2.8
3	413	80.7	94.5	7.1	57.7	13.3	21.8	0
4	349.5	73.1	119.5	8.6	74.7	5.7	11	29.5
5	373.5	72.2	144.5	10	57.3	14.6	18.1	18.3
7	489.5	94.2	23.5	3.3	54.4	17.5	24.8	0.9
9	433	84.5	64.5	6.9	53.8	15.1	24.1	8.3
12	254.5	68.1	115	11.2	71.5	0	17.3	0.5
13	274	54.5	219.5	5.5	56.2	22.3	16.1	5.5
14	310.5	58	215	16.3	59.4	15.8	8.5	1.2
15	330	61	205.5	6.4	52.4	18.9	22.3	8.9
16	469	91.4	41	7.4	59.4	13.6	19.6	0.9
17	404.5	78.4	94.5	7.8	48.8	13.6	29.8	0
18	469	83.8	62.5	7.9	45.9	17.5	28.7	0.1
19	293.5	76.1	88.5	21.8	56.4	0	21.8	42.2
20	398	90.9	12	1.4	88.7	0	9.9	0.8
21	420	91.2	37.6	36.7	48.3	0	15	55.1
22	164.5	32.1	208	23.4	50.8	25.2	0.6	0.4
23	408.5	90.5	42.2	4.3	78.7	2.9	14.1	3.4
24	415	92.8	27.4	4.6	72.9	1	21.6	10.6
25	415.5	82	73.5	11.7	50.9	12.3	25.2	26.1
26	498.5	93.7	29	6	63.6	8.6	21.8	1.9
28	398.5	67.5	128.5	7.2	47.6	26	19.3	0
30	457	96	16.7	6.6	76.3	1.9	15.3	3.2
31	356	78.7	89.6	14.6	59.1	0.7	25.6	10.1
32	331.5	89.6	32	12.4	64.1	0.9	22.6	26.2
33	353.5	75.1	110.5	13.9	54.6	12	19.5	10
34	399.5	75.8	121.5	9.3	71.7	1.8	17.3	43
35	440	80.3	101	15	62.3	7.6	15.1	3.4
36	332.5	68.8	149	7.5	85.6	6.9	0	36.5

附錄八 控制組 PSG 檢測 - 睡眠整體狀態摘要

共 30 位

研究編號	Total Sleep Time (min)	Sleep Efficiency (%)	WASO (min)	S1 %	S2 %	S34 %	REM %	AHI (/hr)
1	464	91	37.6	6.6	47.1	17.6	28.8	0
2	373	85.9	47.5	8.6	70.9	0.3	20.2	0
3	378.5	79.9	68.5	9.6	81.4	0	9	0
4	305.5	69.6	109	12.6	55.3	9.5	22.6	0
5	324.5	84.3	53	16.2	73.8	0	10	0
6	352.5	68.2	157	4.5	63.5	7.5	24.4	0.2
7	378	85.9	47	10.1	66.7	12.2	11.1	0
8	263.5	77.3	44.5	5.9	51	34.1	8.7	1.4
9	326	87.8	44.2	5.8	78.2	0.3	15.6	0.2
10	272	79.2	26	7.4	67.8	0	24.8	0
11	399.5	87.7	50.9	15.4	53.4	9.4	21.8	0
12	211	70.6	77.7	22	73	0	5	0
13	314.5	82.7	57.6	15.3	63.1	1.1	20.5	0
14	427.5	90.2	19	11.3	51.1	10.1	27.4	0
15	342	89.1	39.7	5.4	62.3	12	20.3	0
16	288	88.6	18.4	4.2	64.9	16	14.9	0
17	324	73.3	108.5	6.2	61.6	7.3	25	0
18	439.5	89.8	24.5	5.6	77.8	1.6	15	0
19	498.9	81.6	87.4	10.8	49.7	7	32.4	0.4
20	278	75.8	77.2	16.7	69.4	0	13.8	0
21	238	61.3	42.5	2.1	86.6	2.1	9.2	0.3
22	437.5	84.5	67.5	10.6	69.8	0	19.5	0
23	185.2	41.7	57.5	32.7	56.8	3	7.6	0.3
24	211	70.6	77.7	22	73	0	5	0
25	344.5	65.4	148.5	15.8	58.8	1.3	24.1	0.9
26	409	90.6	30.5	7.9	66.3	0.7	25.1	0.1
27	466	92.6	25	11.4	58.6	0.5	29.5	0
28	336.9	93.4	20.5	7.9	80	2.7	9.5	0
29	358.5	81.7	72.5	5.4	79.6	0	14.9	0
30	348.5	86.2	47.6	16.4	49.1	15.2	19.4	0

國家圖書館出版品預行編目資料

勞工主管睡眠管理可行性研究 / 蔡明杰, 潘致弘研究主持. -- 1 版. -- 新北市 : 勞動部勞研所, 民 103.03

面 ; 公分
ISBN 978-986-04-0819-5(平裝)

1. 勞工衛生

412.53

103005597

勞工主管睡眠管理可行性研究

著者：蔡明杰、潘致弘

出版機關：勞動部勞動及職業安全衛生研究所

22143 新北市汐止區橫科路 407 巷 99 號

電話：02-26607600 <http://www.ilosh.gov.tw/>

出版年月：中華民國 103 年 03 月

版（刷）次：1 版 1 刷

定價：200 元

展售處：

五南文化廣場

台中市區中山路 6 號

電話：04-22260330

國家書店松江門市

台北市松江路 209 號 1 樓

電話:02-25180207

- 本書同時登載於本所網站之「出版中心」，網址為：
<http://www.ilosh.gov.tw/wSite/np?ctNode=273&mp=11>
- 授權部分引用及教學目的使用之公開播放與口述，並請注意需註明資料來源；有關重製、公開傳輸、全文引用、編輯改作、具有營利目的公開播放行為需取得本所同意或書面授權。

GPN: 1010300647

ISBN: 978-986-04-0819-5