

出國報告（出國類別：進修）

赴美國聖地牙哥參加「美國應用心理 生理學和生理回饋協會(AAPB)年會 之心跳變異率會前工作坊」訓練

服務機關：國家運輸安全調查委員會

姓名職務：李苡星/運輸安全組調查官

派赴國家：美國

出國期間：民國 114 年 5 月 13 日至 5 月 18 日

報告日期：民國 114 年 7 月 31 日

公務出國報告提要 系統識別號

出國報告名稱：赴美國聖地牙哥參加「美國應用心理生理學和生理回饋協會 (AAPB)年會之心跳變異率會前工作坊」訓練

頁數：45 頁 含附件：否

出國計畫主辦機關：國家運輸安全調查委員會

聯絡人：郭芷桢

電話：(02) 7727-6228

出國人員姓名：李苡星

服務機關：國家運輸安全調查委員會

單位：運輸安全組

職稱：調查官

電話：(02) 7727-6289

出國類別：☐1 考察 ☒2 進修 ☐3 研究 ☐4 實習 ☐5 視察 ☐6 訪問 ☐7 開會 ☐8 談判 ☐9 其他

出國期間：民國 114 年 5 月 13 日至 5 月 18 日

出國地區：美國

報告日期：民國 114 年 7 月 31 日

分類號/目

關鍵詞：駕駛員生理訊號；心跳變異率、心智作業負荷

內容摘要：

本會多年藉科技計畫之執行強化事故調查人因分析技術，並建置駕駛員生理行為分析系統；經查心跳變異率已在人因研究被視為駕駛操作表現重要指標之一，故派員參加第 55 屆美國應用心理生理學和生理回饋協會舉辦之心跳變異率工作坊訓練，以研習相關技術。本次訓練內容包括：心跳變異率學理基礎、儀器設備操作、資料處理與分析、執行評估與研究之要項等。

目次

壹、	目的.....	1
貳、	過程.....	1
參、	課程摘要與心得.....	6
肆、	建議.....	44

壹、 目的

本會多年藉科技計畫執行，強化事故調查人因分析技術，並於 113 年建置駕駛員生理訊號量測系統，能以精密電子儀器量測駕駛員或運具相關人員於真實或模擬情境作業下之呼吸、心跳、末梢血流量、膚電位、體表溫度、肌電位等生理狀態變化，作為研析人員身心壓力狀態與行為表現之影響因素基礎。經查國外認知神經人因工程相關文獻與實務應用，除前揭基本生理訊號，心跳變異率(Heart Rate Variability, HRV)近年亦在運輸人因研究領域被視為駕駛或操作表現之重要評估指標之一。

本會運輸安全組負責人為因素調查與研究業務，為強化本會人員人為因素專業知識，瞭解運具駕駛員人為績效表現(Human Performance)與身心狀態評估方式，由運輸安全組李玟星調查官於 114 年 5 月 13 日至 18 日赴美國參加心跳變異率專業訓練，以研習該項技術，並研析未來應用於事故調查與運安研究之可行性。

本次訓練由美國應用心理生理學和生理回饋協會(Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback, AAPB)主辦，為該協會第 55 屆年度會議前舉辦之其中 1 門 2 日的專業工作坊訓練，目的在協助心理學、人為績效表現、健康促進、醫療背景等領域之專業人員瞭解心跳變異率專業知能，課程內容兼具理論與實務應用，包括：心跳變異率學理基礎、儀器設備操作、心電圖資料處理與分析、人員評估與研究執行要項等，進行方式為課堂講述、講師實作與示範。本會人員完訓後，應可習得心跳變異率在駕駛員生理行為評估之基礎學理知識及量測技巧，作為未來推動本會運輸人因研究或事故調查之應用及參考。

貳、 過程

一、 出國行程

日期 月/日	起訖地	任務
5/13	前往桃園機場 搭乘長榮航空 (BR8) 台北 – 舊金山 搭乘聯合航空 (UA1179) 舊金山– 聖地牙哥	啟程、移動
5/14-5/15	聖地牙哥 (美國應用心理生理學和生理回饋協會 訓練場地：馬里奧特密申谷飯店)	訓練
5/16-5/18	搭乘阿拉斯加航空 (AS1005) 聖地牙哥 – 舊金山 搭乘長榮航空 (BR27) 舊金山 –台北	移動、返程

二、 課程安排

本次專業訓練共計 2 日，課程表如表 2-1 所示。訓練方式結合課堂講述、講師示範及學員受測與討論，其中課堂講述、儀器操作及示範在 2 日訓練內交替進行。課堂講述主要在介紹心跳變異率基本概念、自主神經系統之運作、心臟與呼吸生理學、心跳變異率之評估歷程與模式、心跳變異率與大腦及認知功能之關聯、案例研討與應用等主題。講師示範與操作則提供學員實際了解用於評估心跳與呼吸之軟、硬體，包含感測器置放位置與操作方式，以及正常與干擾訊號型態辨識之機會。課程實況如圖 2-2，本會參訓人員與完訓證書如圖 2-3 所示。

表 2-1 心跳變異率會前工作坊訓練課程表

日期/ 時間	課程名稱	講師
5/14 (三)		
0900	Fundamentals of Heart Rate Variability I	Donald Moss
1100	Fundamentals of Heart Rate Variability II	Fredric Shaffer
1300	Lunch	
1430	Respiratory Anatomy and Physiology	Inna Khazan
1530	Instrument Demonstration	Inna Khazan
1630	Instrumentation	Fredric Shaffer
1730	ANS Anatomy and Physiology	Fredric Shaffer
1830	Session ends	
5/15 (四)		
0900	Instrument Live Demonstration	Richard Gevirtz & Paul Lehrer
1000	Anatomy of the Heart and the EKG	
1130	Recognizing Arrhythmias and Correcting for Them	
1230	Resonance & Systems	
1330	Lunch	
1430	Frequency and Time Domain Analysis	
1530	HRV Brain Connections	
1630	HRVB Protocol and Practical Issues	
1730	HRVB Applications	
1830	Session ends	



圖 2-2 課程實況



applied psychophysiology & biofeedback
aapb
 an international society for mind/body research, health care, and education

Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback
 PO Box 461797, Aurora, CO 80046-1797
 (800) 477-8892 info@aapb.org www.aapb.org

CERTIFICATE OF ATTENDANCE

THIS IS TO VERIFY THAT

Yi-Hsing Li
 (Insert Full Name)

HAS ATTENDED THE

AAPB 55th Annual Scientific Meeting:
 Integrating Biofeedback into Healthcare Settings
May 14-17, 2025
 San Diego Marriott Mission Valley
 San Diego, California

15 CE Credits

Leslie Shivers, Executive Director
 Authorized Signature

WEDNESDAY, May 14, 2025

Code	Session Title	CE credits
WS01	9am-6:30pm: BCIA Heart Rate Variability Biofeedback Didactic Course - Part 1	(7.5)

THURSDAY, May 15, 2025

Code	Session Title	CE credits
WS07	9am-6:30pm: BCIA Heart Rate Variability Biofeedback Didactic Course - Part 2	(7.5)

圖 2-3 本會參訓人員與完訓證書

三、 學員及講師

本次訓練課程共計約 20 位學員（含本會參訓人員），主要來自美國各州，亦有瑞士、加拿大、日本與我國等國家。學員背景以不同次領域之心理學家居多（如：生物心理學、健康心理學與臨床心理學等），尚有認知神經科學、護理學、物理與職能治療、軍用航空人為績效表現與健康促進等領域專家參與。本會參訓人員同時為臨床心理學及運輸人因背景，亦在訓練過程與講師、學員討論心跳變異率之量測與分析在運輸人因領域應用之可行性。學員在其專業領域均有相當經驗與資歷，參加本次工作坊訓練係為學習心跳變異率在人員身心狀態評估、健康與工作表現促進與訓練之相關知能與應用技巧。

本次訓練課程共有 5 位講師，分別來自不同次領域之心理學家，包括臨床心理學、生物心理學、健康心理學、人為績效表現等專業領域。每位講師皆具有 20 年以上之研究與實務工作經驗，在心跳變異率之學術領域有相當著作與發表，且在美國知名大學，如哈佛大學醫學院等院校任教。其中 Donald Moss 博士、Fredric Shaffer 博士與 Richard Gevirtz 博士等 3 位教授曾擔任美國應用心理生理學和生理回饋協會（AAPB）主席，Inna Khazan 教授則為現任 AAPB 主席。訓練講師名單如下：



Donald Moss



Fredric Shaffer



Inna Khazan



Richard Gevirtz



Paul Lehrer

參、 課程摘要與心得

本次訓練目的在研習心跳變異率相關知能與分析技術，作為研析該項技術未來應用本會事故調查與運安研究之可行性，研習重點可歸納為：心跳變異率學理基礎、心臟與呼吸生理學、自主神經系統運作之基本概念、心電圖與末梢血流量等生理訊號資料處理，以及人員評估與研究執行要項等。以下摘錄本次訓練課程重點內容。

1. 心跳變異率基本概念

定義

心跳變異率（Heart Rate Variability, HRV），係指心跳間之時間間隔的即時或瞬時變化（The moment to moment change in the time intervals between adjacent heartbeats），就其操作型定義，是指相鄰心跳間之時間間隔（Interbeat Interval, IBI）的變異程度，如圖 3-1 所示。相鄰心跳間之時間間隔以毫秒（Millisecond, ms）為單位。

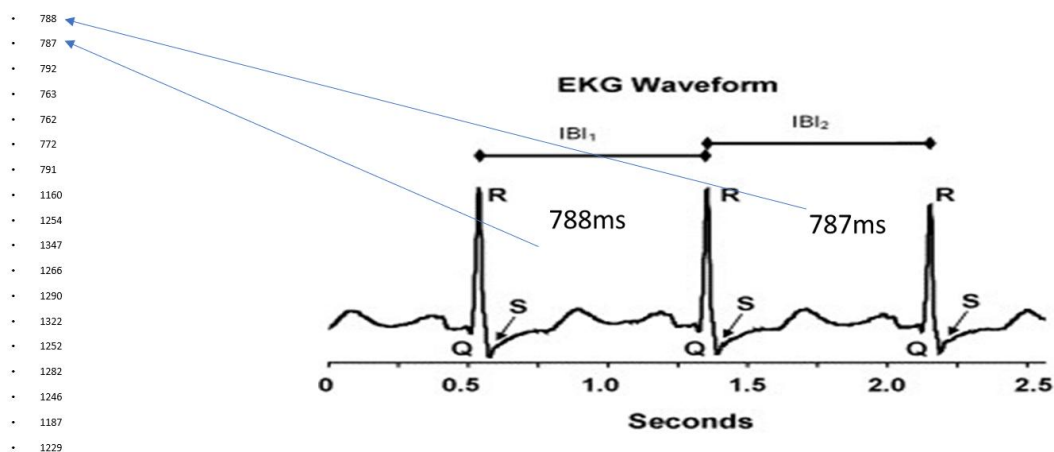


圖 3-1 相鄰心跳間之時間間隔示意圖

心跳變異率與心率

講師提出：健康的心臟並非猶如一個規律之節拍器，換言之正常、健康之生理系統應存在一心跳振盪（Oscillation）之現象（圖 3-2）。當個體具有較大幅度之心跳振盪，則表示存在較佳健康狀態、較高強韌性與環境適應力之機會越大。因此，心跳變異率和一般所熟知之心率（Heart Rate, HR）不同。心率係指心臟每分鐘之跳動次數，單位為 bpm（Beats Per Minute），心跳變異率則指一段時間之相鄰心跳間的時間間隔（Interbeat Interval, IBI）變異性。

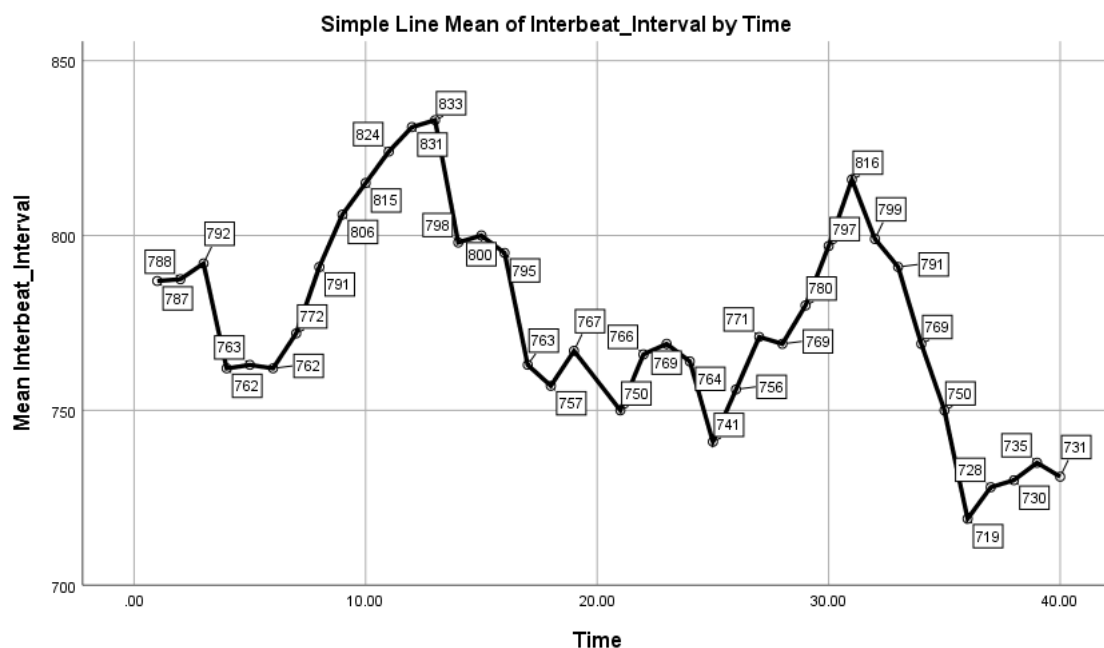


圖 3-2 心跳變異率示意圖

心跳變異率之重要性

心跳變異率與人員身心健康、自挫折與壓力恢復之韌性（Resilience）、最佳化表現（Optimal Performance）存在關聯。講師於課程中舉船舶航行比喻，說明心跳變異率之重要。講師提到：當船舶離泊後，於航行過程常有因應潮汐、洋流、風向等外

界環境變化而修正航向之需要。當船舶在單位時間內修正航向次數越多，從航行軌跡可見之變異也越大（圖 3-3 右），表示該船「即時修正」航向之性能越佳，此種狀況猶如個體執行一項具有目標導向之任務（如駕駛運具），作業過程為應付任務要求、突如其來之壓力或作業負荷，也需不斷將身心狀態校正至較佳狀態，而此處所指之校正與調節，即反映在心跳間之時間長短的變異上。因此，當個體為應付外界需求，其心臟每次跳動之時間長短越不規律，表示在相鄰心跳間的時間間隔變異越大（圖 3-3 右），從個體在因應外界變化之角度來看，顯示其隨外界需求做出「即時」自我調節（Self-steering）之能力越佳，反之則較差（圖 3-3 左）。

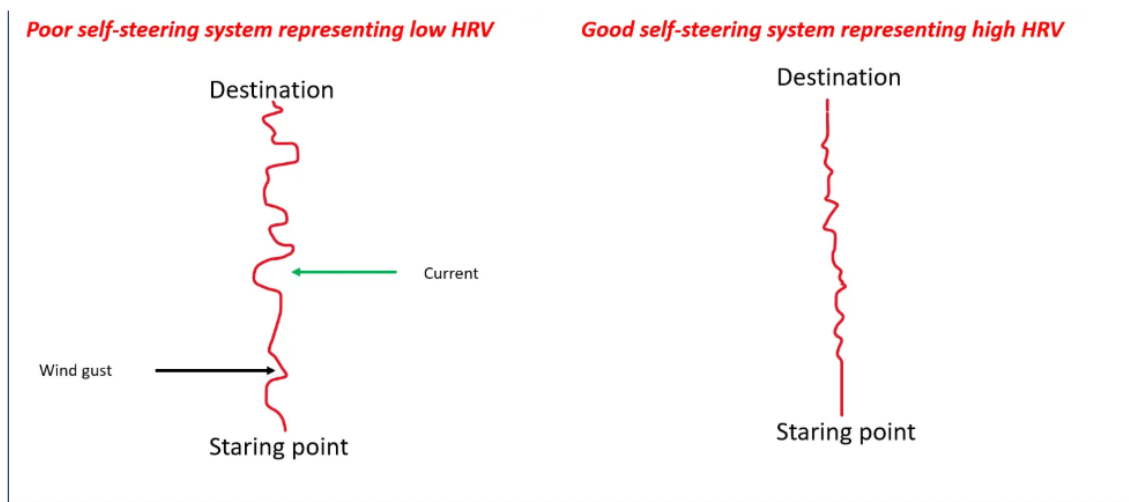


圖 3-3 心跳變異率與自我調節能力良窳概念圖

從實徵研究觀點，心跳變異率為人體多個相互依賴之調節系統所產生的綜合性現象（An emergent property of multiple interdependent regulatory systems），透過這些系統彼此協作，使個體可因應環境變化與各種挑戰。舉例而言，人類適應環境能力與決策、判斷、心智彈性等高層次認知功能運作情況有關，而負責這些認知功能之腦區主要在大腦前額葉皮質區（Prefrontal Cortex, PFC）；前額葉皮質區又與負責情緒功能之杏仁核（Amygdala）腦區間有雙向緊密的神經迴路，故前額葉皮質區也具有

調節、管理情緒的功能。如圖 3-4 所示，涉及人類認知與情緒功能運作之兩大系統又透過迷走神經（Vagus Nerve）與心臟間建立神經傳導途徑，故腦與心臟彼此間又存在相互調節的功能（Neurocardiac Function）。基於這種多重系統彼此間的調節與協作，實徵研究已證實人員可透過心跳變異率生理回饋（HRV Biofeedback, HRVB）訓練提升心跳變異率，並同時達到認知與情緒功能促進，進而提升人為績效表現之目標。有關 HRVB 訓練，將於後面章節詳述。

圖 3-4 大腦與心臟間之神經傳導途徑

¹ Kleiger, R. E., Miller, J. P., Bigger Jr, J. T., & Moss, A. J. (1987). Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American journal of cardiology*, 59(4), 256-262.

亡風險（Risk of Mortality）；(3) 大樣本世代研究（Cohort Study）³發現，7,099 名健康受試者於基準期末罹患高血壓、但心跳變異率較低者，於 9 年後追蹤時有更高罹患高血壓之機會；(4) 慢性疲勞症候群（Chronic Fatigue Syndrome）患者之疲勞、睡眠品質及情緒症狀嚴重度與心跳變異率存在顯著關係⁴（圖 3-5）。綜上所述，心跳變異率之降低或喪失，與身心健康、罹病發生率、死亡風險皆有相當關聯，故在醫學上又被視為一項與疾病相關之重要生物標記（Biomarker）。

Heart Rate Variability Measures

	Mean RR	SDRR	RMSSD	pNN50	LF	HF	LF/HF	HFnu	
Sleep	PSQI								
	Sleep quality	-.244*	-.302*	-.302*	-.279*	-.226	-.275*	.174	-.203
	Sleep latency	-.047	-.190	-.190	-.161	-.124	-.170	.188	-.152
	Sleep duration	-.223	-.290*	-.295*	-.251*	-.180	-.320**	.213	-.216
	Habitual sleep efficiency	-.182	-.288*	-.306*	-.285*	-.251*	-.308*	.284*	-.249*
	Sleep disturbances	-.301*	-.286*	-.323**	-.291*	-.226	-.275*	.303*	-.283*
	Sleeping medication	-.261*	-.407**	-.385**	-.380**	-.285*	-.322**	.130	-.190
	Daytime dysfunction	-.297*	-.394**	-.394**	-.385**	-.277*	-.332**	.367**	-.403**
	Global score	-.285*	-.405**	-.409**	-.381**	-.295*	-.373**	.302*	-.312**
	NCQ	-.332**	-.378**	-.409**	-.399**	-.250*	-.358**	.341**	-.409**
Fatigue	FIS-40								
	Physical	-.438**	-.442**	-.494**	-.498**	-.326**	-.435**	.309*	-.423**
	Cognitive	-.440**	-.464**	-.507**	-.512**	-.322**	-.451**	.360**	-.476**
	Psychosocial	-.439**	-.462**	-.501**	-.502**	-.337	-.438**	.324**	-.431**
	Global score	-.442**	-.460**	-.504**	-.507**	-.332	-.443**	.332**	-.443**
Anxiety	HADS								
	Anxiety	-.334**	-.347**	-.379**	-.377**	-.273*	-.339**	.137	-.283*
	Depression	-.371**	-.407**	-.446**	-.435**	-.249*	-.377**	.308*	-.449**
	Global score	-.367**	-.390**	-.429**	-.422**	-.271*	-.372**	.236	-.384**

圖 3-5 心跳變異率與慢性疲勞徵候群之症狀關聯

³ Schroeder, E. B., Liao, D., Chambless, L. E., Prineas, R. J., Evans, G. W., & Heiss, G. (2003). Hypertension, blood pressure, and heart rate variability: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study. *Hypertension*, 42(6), 1106-1111.

⁴ Escorihuela, R. M., Capdevila, L., Castro, J. R., Zaragoza, M. C., Maurel, S., Alegre, J., & Castro-Marrero, J. (2020). Reduced heart rate variability predicts fatigue severity in individuals with chronic fatigue syndrome/myalgic encephalomyelitis. *Journal of translational medicine*, 18, 1-12.

2. 相關生理機制

心臟生理學

基於心跳變異率訊號來源為心臟跳動，故本節簡介心臟生理基礎。心臟如同兩個同步運作的幫浦（Pumps），於左、右兩側同時進行泵血。當去氧（Deoxygenated）血液自右心房（Right Atrium, RA）流入右心室（Right Ventricle, RV）後，接著被泵送至肺部進行氣體交換（圖 3-6 左）。經肺部氣體交換後，含氧（Oxygenated）血液流入左心房（Left Atrium, LA），然後進入左心室（Left Ventricle, LV），再藉左心室之收縮產生強大壓力，將含氧血液泵送至全身組織（含肢體末梢）（圖 3-6 右）。

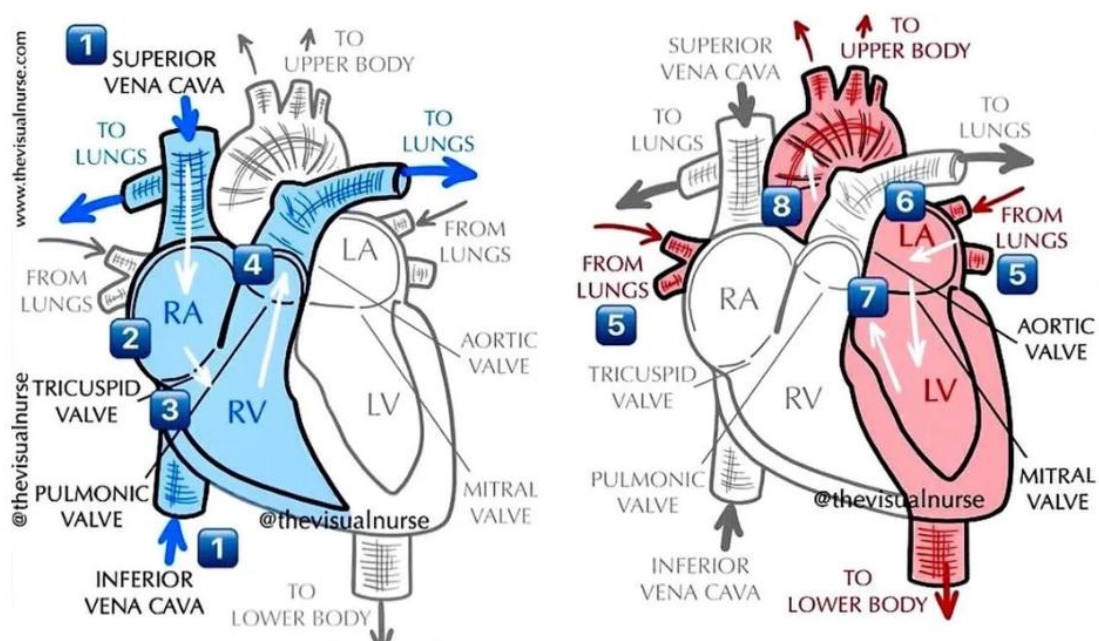


圖 3-6 心臟泵送血液之示意圖

心臟跳動使血液泵送至身體組織，係仰賴心臟電生理反應產生之收縮，由右心房之竇房結（SA node）控制，經房室結（AV node）等區域，將電刺激自心房傳至心室，使心臟收縮（圖 3-7）。以心電圖（Electrocardiography, ECG or EKG）量測心臟電生

理反應過程，可用一特定波型顯示，稱之 PQRST 波。P 波代表心房去極化反應（Depolarization），亦即心房開始收縮；QRS 波群則表示心室去極化反應，為心室收縮之主要電生理活動；T 波為心室之再極化（Repolarization），反映心臟經本次收縮後，準備進入下一次收縮週期（圖 3-7）。

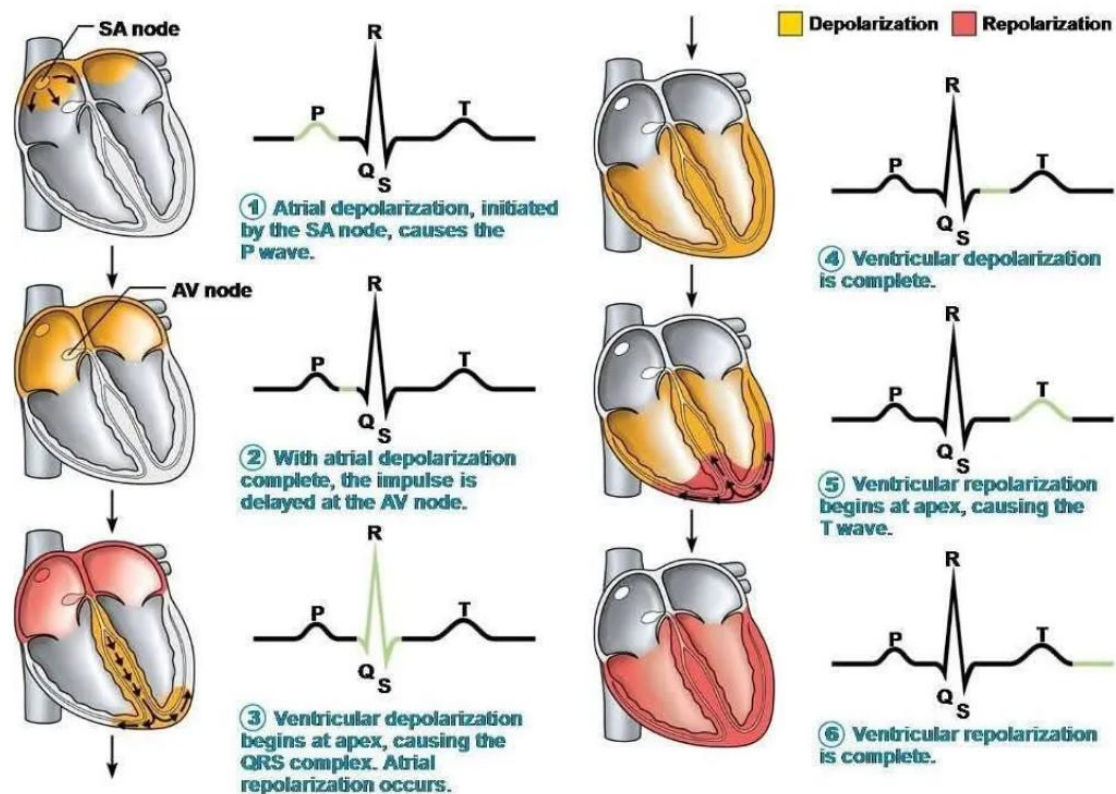


圖 3-7 心臟電生理反應歷程與波型之關係

在 PQRST 波中，R 波具有最明顯之尖峰（R spike），故在心跳變異率分析上常用作相鄰心跳間之時間間隔計算的參考點。如圖 3-8 所示，透過電學常用之施密特觸發器（Schmitt Trigger）設定一電壓門檻值，將心臟跳動產生之電生理訊號在超過該門檻值時定義為 R 波事件，再依序將第一個 R 波尖峰標示為 R1，第二個 R 波尖峰為 R2，即可計算第一個相鄰心跳間之時間間隔（IBI 1）。接續記錄其他 R 波

事件，即可得到更多 IBI 數據（IBI 2, IBI 3...等），作為後續心跳變異率各項指標之計算基礎。

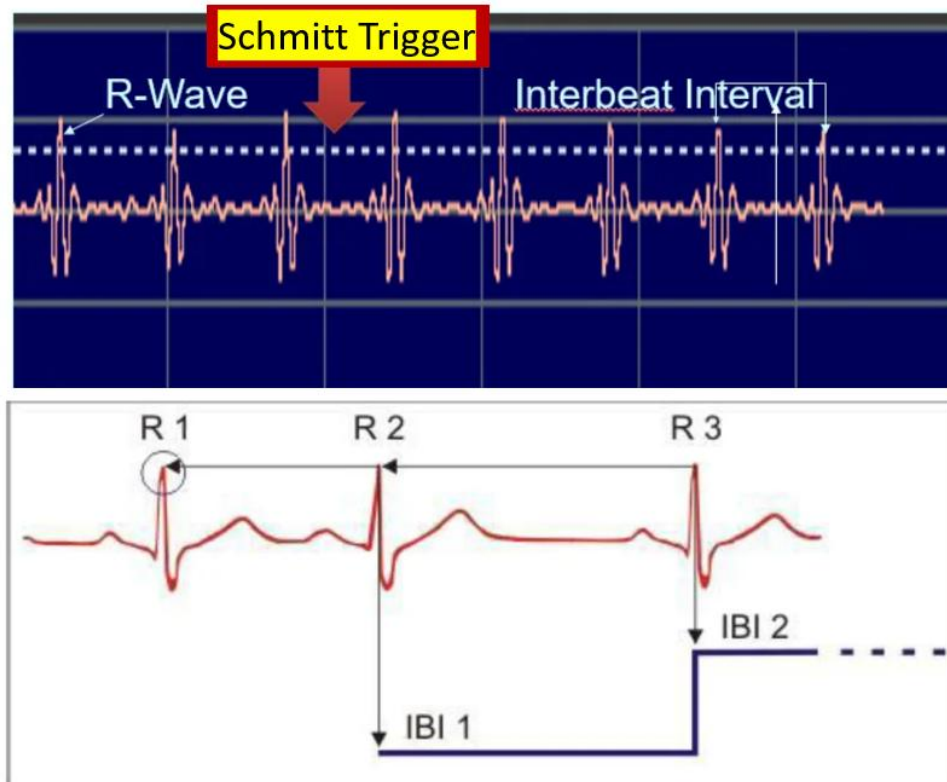


圖 3-8 相鄰心跳間之時間間隔（IBI）量測與計算

呼吸生理學

誠如前一節心臟生理學所述，心臟藉電生理反應產生收縮，泵送血液至肺部，透過呼吸進行氣體交換，再由心臟收縮將含氧血液供應大腦與全身，以使人類維持身體各種功能運作，並具有清楚的意識狀態與應有之認知功能與作業表現水準。此外，呼吸亦與心跳變異率存在密切關聯，故以下摘錄本次課程有關呼吸生理學內容。

人類完整呼吸歷程包括吸氣（Inspiration）、短暫止氣（Pause）、吐氣（Expiration）、短暫止氣等 4 步驟（圖 3-8），此歷程須動用特定肌肉群。吸氣時，於生理上可見橫

膈膜肌肉收縮並向下，使肋骨擴張並達到肺部擴張效果，以讓空氣進入，吐氣時則呈相反方式運作（圖 3-9 左）。

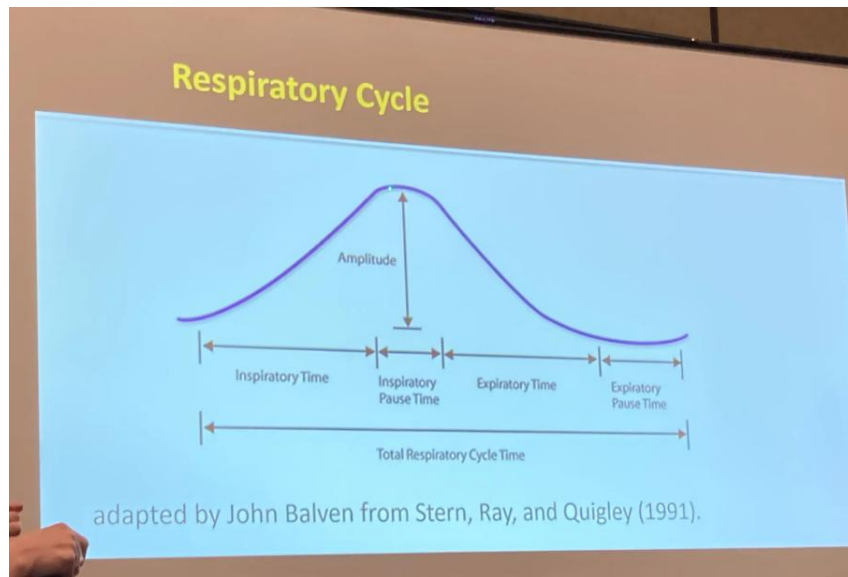


圖 3-8 完整呼吸歷程圖

雖然橫膈膜為呼吸主要肌肉群，但當個體處於某些特殊情況，如遭遇緊急狀態、經驗高度焦慮或進行生理活動時，為快速獲取氧氣以供身體使用，於呼吸過程亦同時使用次要肌肉群（Accessory Muscles）（圖 3-9 右）。

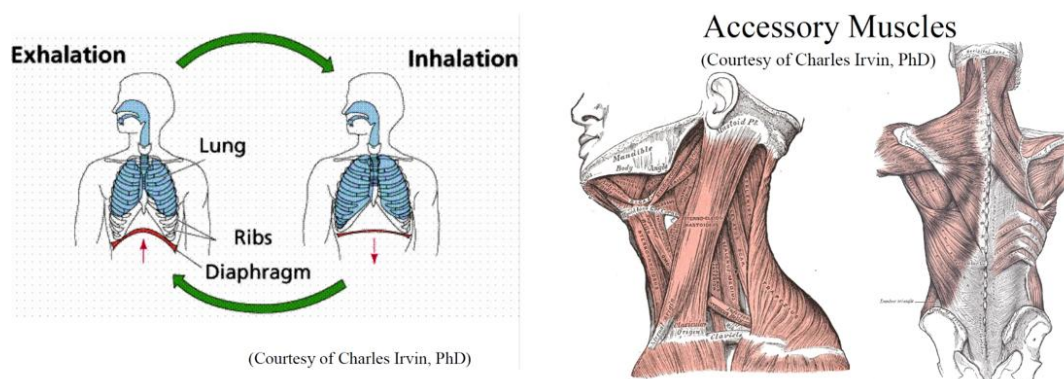


圖 3-9 呼吸相關之肌肉群

講師指出，正常、健康的呼吸方式應盡量減少使用次要肌肉群，原因在使用次要肌肉群呼吸易導致過度呼吸（Over-breathing）或過度換氣（Hyperventilation），結果不僅使空氣無法深達肺泡（Alveoli）讓氣體充分交換，亦使過多二氧化碳被排出體外，產生低碳酸血症（Hypocapnia）。低碳酸血症之主要影響，在於它會破壞人體酸鹼平衡，使人員在生理上過度激發、交感神經過度活化，大腦血流灌注亦受影響（圖 3-10）使心智敏銳度下降，最終反映在人為績效表現之降低。

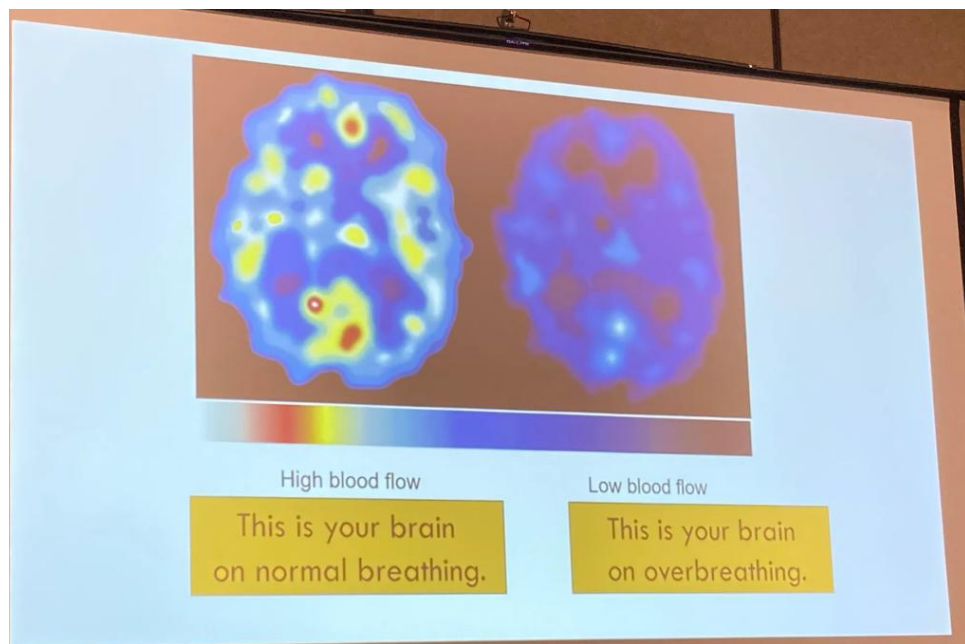


圖 3-10 大腦在正常與過度呼吸/換氣下之活化狀態差異

過度呼吸或過度換氣除在人員應付緊急或壓力作業情境時出現外，講師於課程中亦提及飛航組員或戰鬥機駕駛員訓練過程中，因高空作業環境，伴隨執行之任務屬性等因素，使駕駛員承受比一般大眾更高之壓力與焦慮水準，而有較高機會出現過度呼吸或換氣問題（圖 3-11）；此外，駕駛員更易因注意力持續聚焦在處理任務與飛航操作而無法即時察覺自身已出現之過度換氣症狀，或誤認該生理反應為「正常、可預期」之現象而不以為意，以致影響正常生理功能運作及飛航操作表現。

Situations where hyperventilation and panic are common

- Public speaking (stress + vocal effort)
 - Singing, playing wind instrument
- Mountain climbing (altitude sickness)
- Severe anxiety and panic
- Airplanes (common symptom in air crew, fighter pilot training)



圖 3-11 過度呼吸/換氣之常見情境

有關呼吸與心跳之關聯，尚包含自主神經系統（Autonomic Nervous System, ANS）中迷走神經（Vagus Nerve）之角色，將於下一節「自主神經系統」一併介紹。

自主神經系統

人類的自主神經系統包括兩大分支：交感神經系統（Sympathetic Nervous System, SNS）與副交感神經系統（Para-sympathetic Nervous System, PNS），兩者互相拮抗但又彼此協調合作，如同駕車時之油門與煞車的作動（圖 3-12）。

交感神經系統之主要功能在使人員做好因應外界行動所需之準備，如同油門。當面對緊急、涉及危安之時，交感神經系統協同內分泌系統的運作，使人員可在短時間內動用身體所需資源（如肝醣）、啟動戰-逃反應（Fight or Flight Response）或採取主動迴避（Active Avoidance）等因應作為。另其也抑制副交感神經系統作用，如抑制副交感神經系統上背側迷走神經之作用，使人員在危難時免於產生昏厥、呆僵等反應。研究顯示，人體約需 5 秒以上方能使交感神經系統活化，活化後可持續於人體作用一段時間以因應外在壓力源。

副交感神經系統則負責身體於放鬆狀態之生理調節，包括降低心率、促進消化與能量儲存等功能，如同煞車，其核心組成為迷走神經，為人體中最長且分布最廣之腦神經。迷走神經自大腦之腦幹向下延伸，穿過頸部、胸腔直至腹腔，連接心臟、肺、胃腸道等多重器官。迷走神經又分為腹側（**Ventral**）與背側（**Dorsal**）兩個分支（圖 3-13），腹側分支與人類認知功能、社會參與所需之功能相關，背側分支則為生物學較早演化之分支，於人類身處威脅狀態下產生之昏厥、呆僵（**Freezing**）等被動逃避（**Passive Avoidance**）反應有關⁵。研究顯示，副交感神經系統作用時間較交感神經系統更迅速，約 1 秒內即可對身體臟器，如心臟跳動變化產生影響。

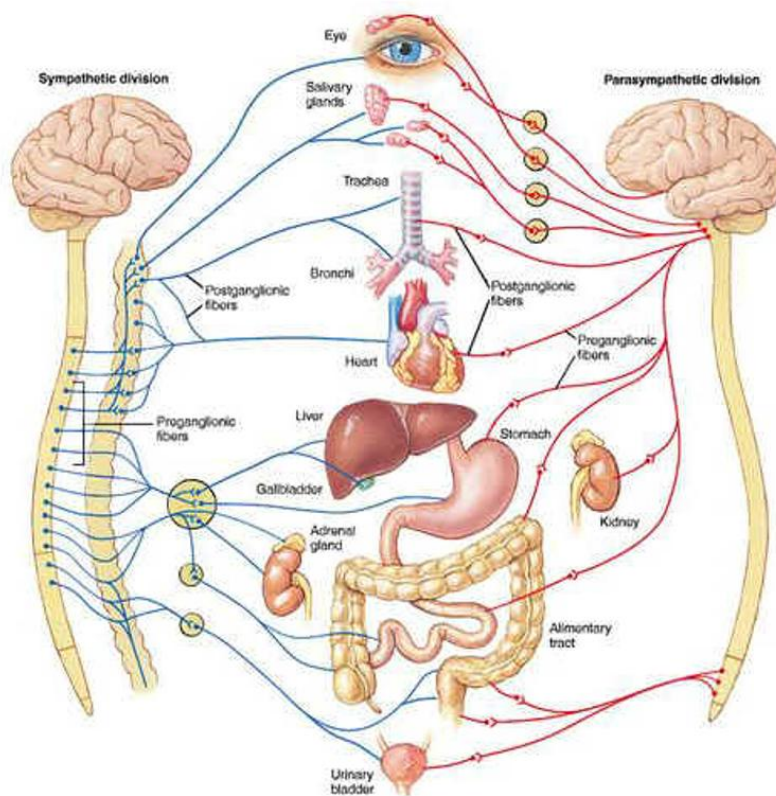


圖 3-12 人類自主神經系統

⁵ Porges, S. W. (1995). Orienting in a defensive world: Mammalian modifications of our evolutionary heritage. A polyvagal theory. *Psychophysiology*, 32(4), 301-318.

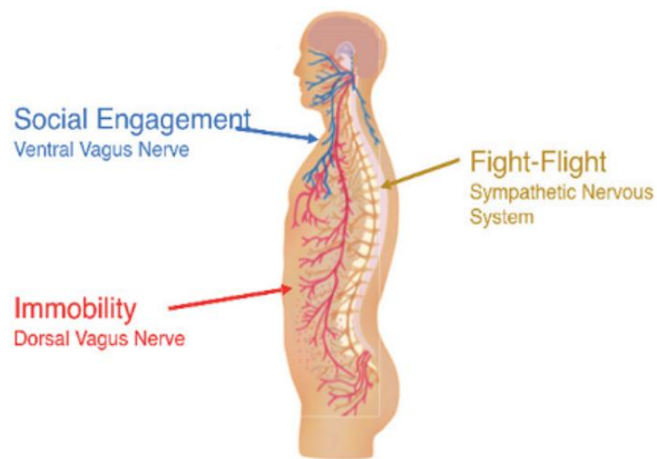


圖 3-13 交感神經系統與迷走神經分支

講師於課程中強調，人類在不同程度之壓力情境動用之自主神經系統分支存在差異。一般而言，人員在面對重大、緊急且涉及危安事件時會啟動戰-逃反應，而該反應主要為交感神經系統之活化，產生大幅心跳加速、血管收縮、呼吸短促、皮膚導電度上升等生理反應，使身體處於備戰狀態。然而，以現代社會人員日常工作之壓力情境，大多非緊急或危安狀態，但卻有一定程度之工作負荷與壓力，在自主神經系統運作上則同時涉及交感神經系統之部分活化，以及副交感神經系統功能被抑制，如腹側迷走神經功能被抑制⁶。

呼吸、心跳與自主神經系統運作，特別是副交感神經系統之迷走神經間有緊密關聯，亦為心跳變異率主要來源之一。如前面「心臟生理學」一節所述，心臟電生理反應產生之收縮由竇房結（SA node）控制，其內在放電率（Firing Rate）約每分鐘 100 至 110 次，但經自主神經系統，特別是副交感神經系統（迷走神經）之調控，其跳

⁶ Brindle, R. C., Ginty, A. T., Phillips, A. C., & Carroll, D. (2014). A tale of two mechanisms: A meta-analytic approach toward understanding the autonomic basis of cardiovascular reactivity to acute psychological stress. *Psychophysiology*, 51(10), 964-976.

動速率調整為每分鐘 60 至 80 次。講師於課程中提出，研究發現人類可透過呼吸影響迷走神經對心臟跳動速率之調控：吸氣時，副交感神經系統（迷走神經）對心臟節律之作用效果暫時被抑制，學理上稱之迷走神經撤除（Vagal Withdrawal）如同煞車被鬆開，故此時可見心跳速率加快（圖 3-14）。

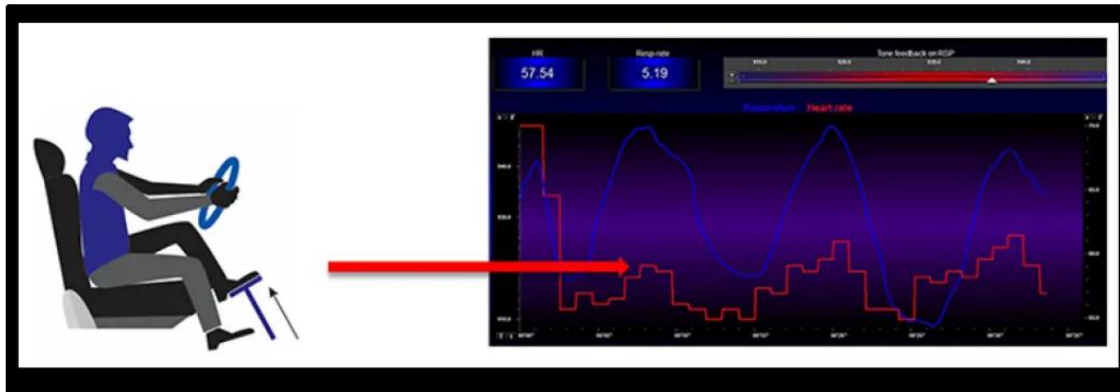


圖 3-14 心率、迷走神經作用於吸氣時之變化

反之，吐氣時，副交感神經系統（迷走神經）對心臟節律之調控機制恢復，如同煞車功能恢復，故可見心跳速率變慢（圖 3-15）。

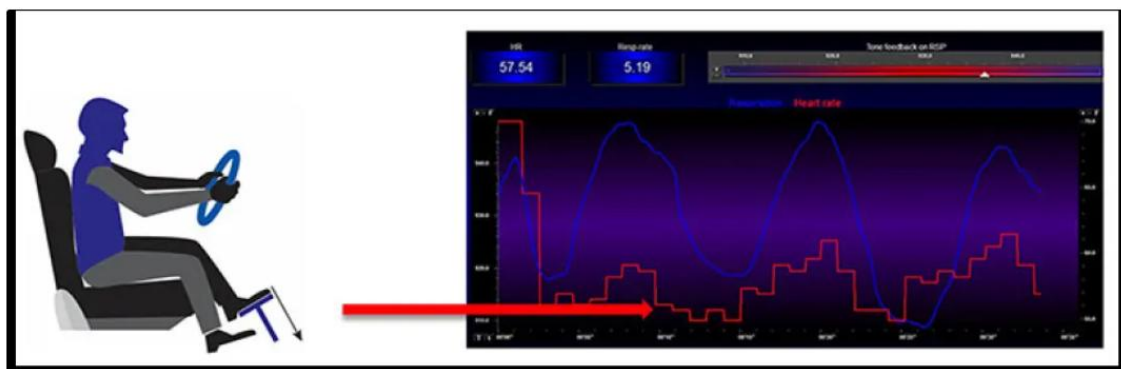


圖 3-15 心率、迷走神經作用於吐氣時之變化

基於上述呼吸影響迷走神經對心跳速率之調控機制，實徵研究發現人類可透過特定頻率之呼吸型態，產生呼吸與心臟活動之同步性（Synchronization）的結果，學理上稱之呼吸竇性心律不整（Respiratory Sinus Arrhythmia, RSA），如圖 3-16 所示。當呼吸竇性心律不整（RSA）越明顯，亦即呼吸與心跳的振盪越大且越同步，心跳變異率也越大。

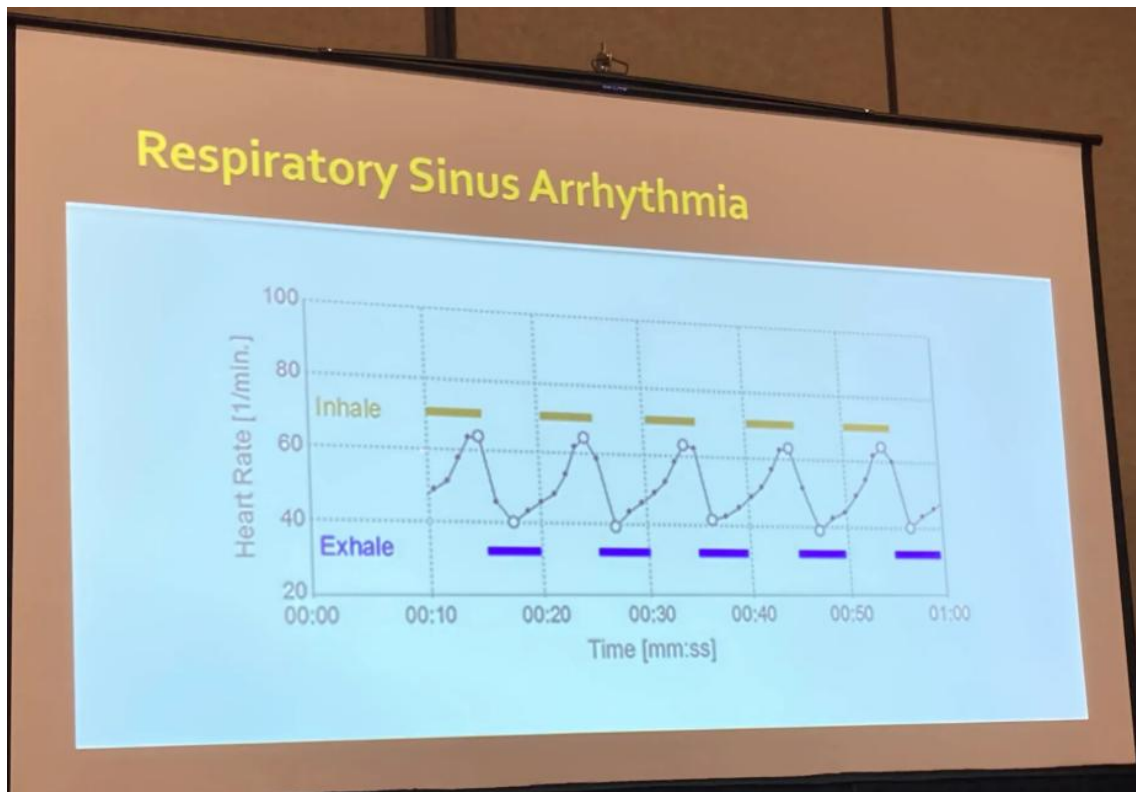


圖 3-16 呼吸竇性心律不整（RSA）

在心跳變異率於人員健康促進、克服焦慮或產生最佳化表現（Optimal Performance）之應用上，係基於前述此項生理基礎而設計相關訓練模組，其核心概念即在使用特定呼吸速率（如每分鐘 6 次），找出人員心跳產生最大振盪，稱之共振頻率（Resonance Frequency, RF）的呼吸型態，再藉由人員持續一段時間使用共振頻率的呼吸方式，執行呼吸與心跳共振頻率（RF）之心跳變異訓練，達到整體心跳變異

率提升之目標，進而增加作業表現、降低焦慮等訓練效果。如圖 3-17 所示，人員在訓練前（Pre-training）、訓練後（Pre-training）之基準期（Baseline）以一般正常呼吸方式，其心跳變異率於頻譜分析上即有明顯因訓練帶來之型態改變。

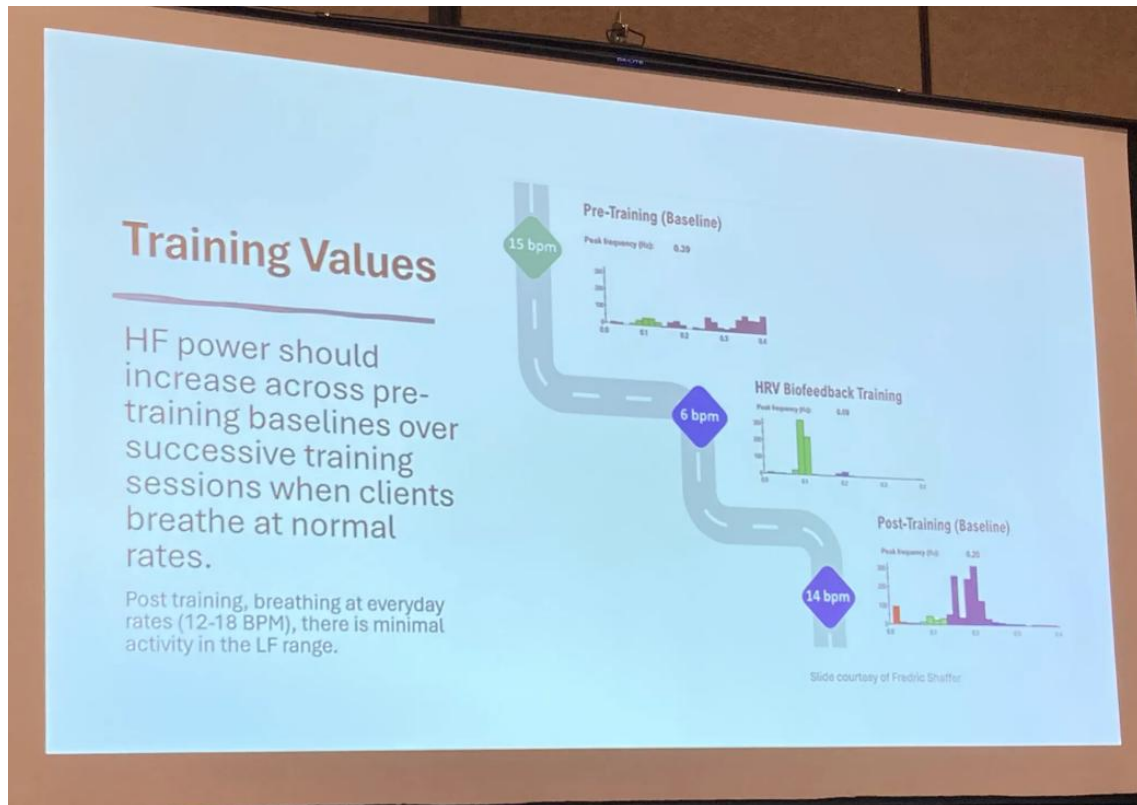


圖 3-17 心跳變異率在人員訓練上之成效

3. 感測器置放

心跳變異率之數據基礎為相鄰心跳間的時間間隔（IBI），實務上以心跳產生之 PQRST 波中最明顯之 R 波作為 IBI 計算參考點，以下說明本次課程介紹之可偵測 R 波的心電圖感測器，以及用於推估心跳之末梢血流量感測器置放方式。

心電圖感測器

心電圖（Electrocardiography, ECG or EKG）為量測人員心跳之標準常規作法，醫學上心臟專科醫師亦可藉由病患在心電圖上之波型判斷心臟健康情形。本次課程講師表示，實務上使用 3 導程心電圖（包含 3 個感測器）即足已蒐集受測者心臟收縮過程產生之 R 波尖峰（圖 3-8），並透過軟體計算 IBI，作為分析心跳變異率之基礎數據。

有關心電圖感測器於人體置放位置，可分為手腕（Wrist）、手腕至腳踝之間（Wrist-To-Ankle）、前臂（Forearm）、胸部（Chest）及下軀幹（Lower Torso）等 5 種方式（圖 3-18），以下說明各置放方式之要點。

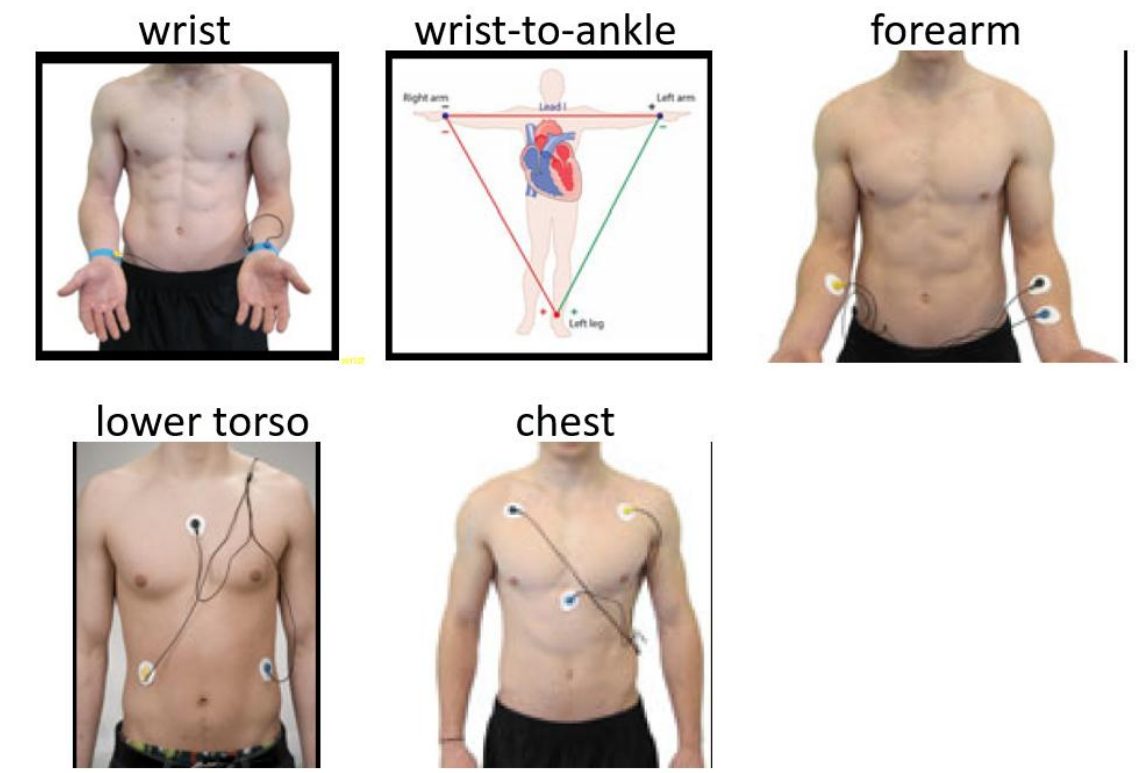


圖 3-18 心電圖感測器 5 種置放方式

- 手腕（Wrist）：此種置放方式需使用 2 條電極束帶（非黏著式電極片），其中 1 條束帶將主動電極（Active Electrode）固定於右手腕，另 1 條束帶將參考電極

(Reference Electrode) 與第 2 個主動電極固定於左手腕。此種置放方式簡便、舒適度高且可快速置放，惟易受到手臂動作時產生之肌電的干擾。

- 手腕至腳踝之間 (Wrist-To-Ankle)：此種置放方式是將主動電極置於左手腕與左腳踝，參考電極置於右手腕。此種方式適用 T 波較大之個體，可達到強化 R 波尖峰表現之效果，對受測者置放感測器的不適感較低，惟易受到動作干擾。
- 前臂 (Forearm)：此種置放方式是將 1 個主動電極置於右前臂，參考電極與第 2 個主動電極置於左前臂毛髮稀少或無毛髮之區域。此方式易受手臂肌電訊號干擾。
- 胸部 (Chest)：將主動電極與參考電極分別置於右側與左側喙突 (Coracoid Process)，並將第 2 個主動電極置於劍突 (Xiphoid Process) 上。此種置放方式之優勢在減少受測者因手臂肌肉活動產生之干擾訊號，惟置放位置在胸部，對部分受測者可能感到不適。
- 下軀幹 (Lower Torso)：將參考電極置於胸骨角 (Sternal Angle) 上，兩個主動電極則分別放置於肚臍上方約 5 公分處，並各自位於身體正中線左側與右側約 10 公分位置處。此種置放方式可同時兼顧心電圖訊號較不受手臂肌肉活動干擾，同時降低部分受測者對於胸部置放方式之不適感。

末梢血流量感測器

末梢血流量感測器係使用光體積掃描圖 (Photoplethysmography, PPG) 技術，藉 LED 光源照射皮膚，量測隨心臟跳動產生之末梢血流光訊號微量血容量體積變化進行心率推估，並使用心臟收縮時產生之最高血容量，以血容量脈波之波峰作為相鄰心跳間之時間間隔的估計基礎 (圖 3-19 下)。感測器置放相當簡易、迅速，常被臨床

實務工作者用於心跳變異率常規治療或訓練情境。感測器置放方式係使用專用束帶將感測器固定於手指末梢，使感測器在不受外界環境光線干擾下偵測訊號(圖 3-19 上)。講師建議，量測過程如發現受測者手指尺寸過小或血流量不足以偵測血容量脈波訊號，亦可將感測器改置放於拇指處。然而，末梢血流量感測器易受手部移動、身體活動及溫度等影響訊號之正確性與強度，進而使相鄰心跳間之時間間隔估計產生偏誤，故講師建議此項感測器較適用靜態量測與訓練環境。

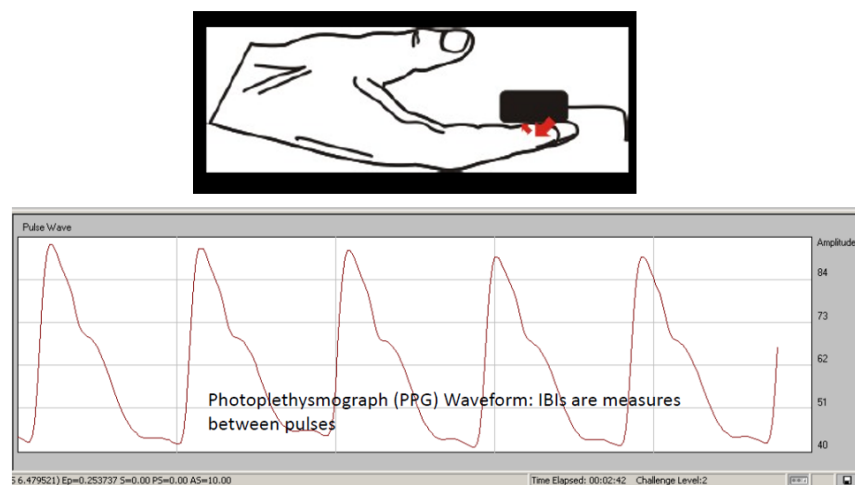


圖 3-19 末梢血流量感測器之置放與訊號

4. 雜訊識別與處理

雜訊識別與處理為心跳變異率分析之重要基礎。資料蒐集階段應降低各種可能造成心跳訊號干擾的來源，分析階段亦應完成雜訊檢視與校正後再計算心跳變異率各項指標，方能得到正確、有意義之資訊。以下摘錄本次課程講師講述心電圖與末梢血流量於量測過程常見之雜訊與處理方式。

心電圖雜訊與處理

心電圖常見之干擾訊號源包括：50/60 赫茲電源訊號干擾、肌電訊號干擾、手臂動作或身體移動干擾、電磁干擾等，使分析軟體未能正確識別 R 波之尖峰，導致相鄰心跳之間隔時間被錯誤計算，如缺失心跳 (Missed Beat) 或額外心跳 (Extra Beat) (圖 3-20)。

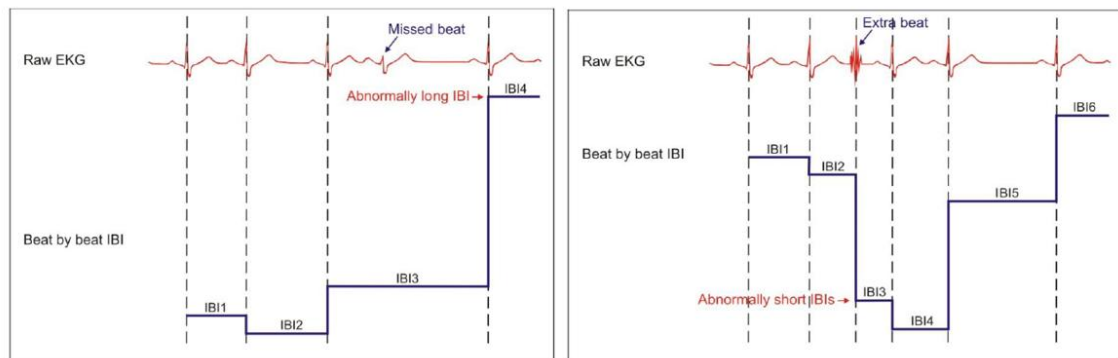


圖 3-20 心電圖常見之誤訊號

- 50/60 赫茲電源訊號干擾：係指一般 50 或 60 赫茲電源線路之高頻訊號的波動疊於心電圖訊號上而產生之訊號干擾 (圖 3-21)。
- 肌電訊號干擾：係指受測者在心電圖訊號量測過程因執行某些動作產生肌電反應，使其訊號與心電圖訊號重疊而產生之訊號干擾 (圖 3-21)。
- 身體移動干擾：與肌電訊號類似，係指因受測者因身體動作產生高振幅訊號，使分析軟體誤判為心跳訊號 (額外心跳) 而使相鄰心跳間之時間間隔變短，心率瞬間大幅增加 (圖 3-21)。
- 電磁干擾：係指由電腦螢幕、電視螢幕等裝置之電磁干擾，又稱為射頻 (Radiofrequency, RF) 訊號，通常此種干擾訊號呈錐狀型態 (圖 3-21)。

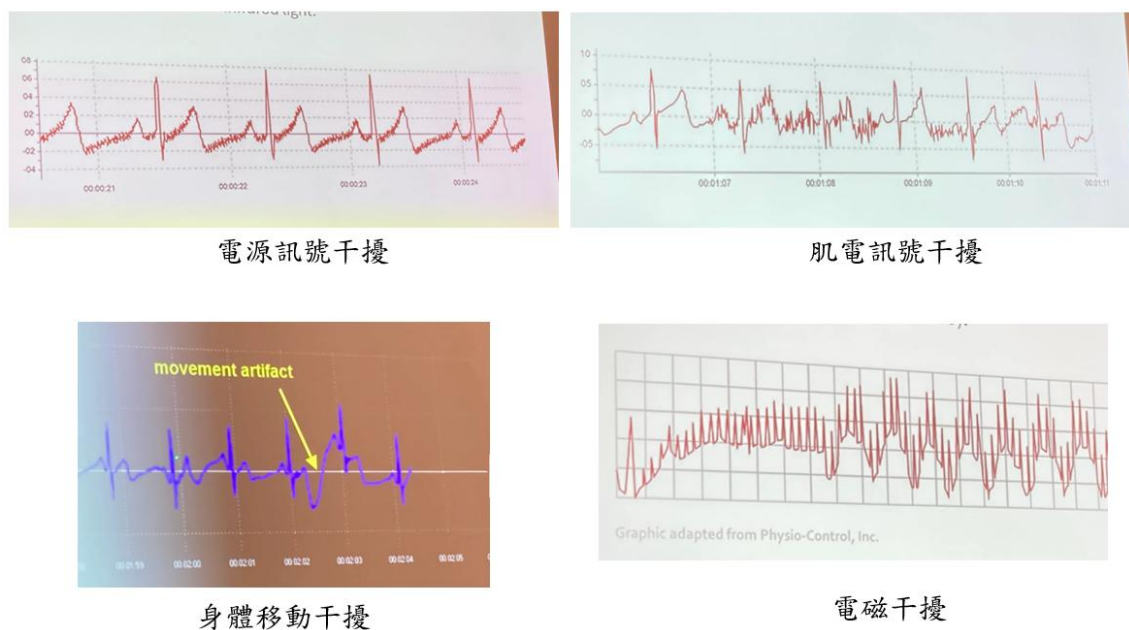


圖 3-21 心電圖常見干擾訊號型態

心電圖資料蒐集過程中若發現上述幾種干擾訊號顯著影響訊號品質，可採取下列方式處理：(1) 將生理訊號量測系統主機置放於不受電源線路或電子設備干擾位置，如與干擾源保持適當距離；(2) 將生理訊號量測系統主機頻道上未使用之線材移除；(3) 使用分析軟體中帶阻濾波器 (Notch Filter) 功能，將電源訊號的高頻訊號過濾。經濾除後之心電圖波形可明顯減少電源訊號周期性的干擾；(4) 針對因肌電或身體移動產生之心電圖訊號干擾，可改用胸式或下軀幹之感測器置放方式 (圖 3-18)；(5) 請受測者在心電圖資料蒐集過程減少不必要之身體移動；(6) 將心電圖感測器及其連接之線材用醫療透氣膠帶妥善固定於受測者身體上。

除上述幾種在資料蒐集階段降低心電圖雜訊之作法，在心跳變異率資料分析前亦應先目視確認所蒐集之資料是否存在造成心跳被錯誤計算之訊號，若出現如圖 3-20 之情形應使用心跳變異率分析軟體進行雜訊校正，如本次課程講師使用 Kubios 軟體中的 Artifact Correction 功能來示範校正作業 (圖 3-22)。本會建置之生理訊號

量測系統亦有心跳變異率專用分析軟體 (CardioPro Infiniti - HRV Analysis Module)，規劃於本(114)年度科技計畫研析該軟體之各項功能，包含雜訊校正方式。

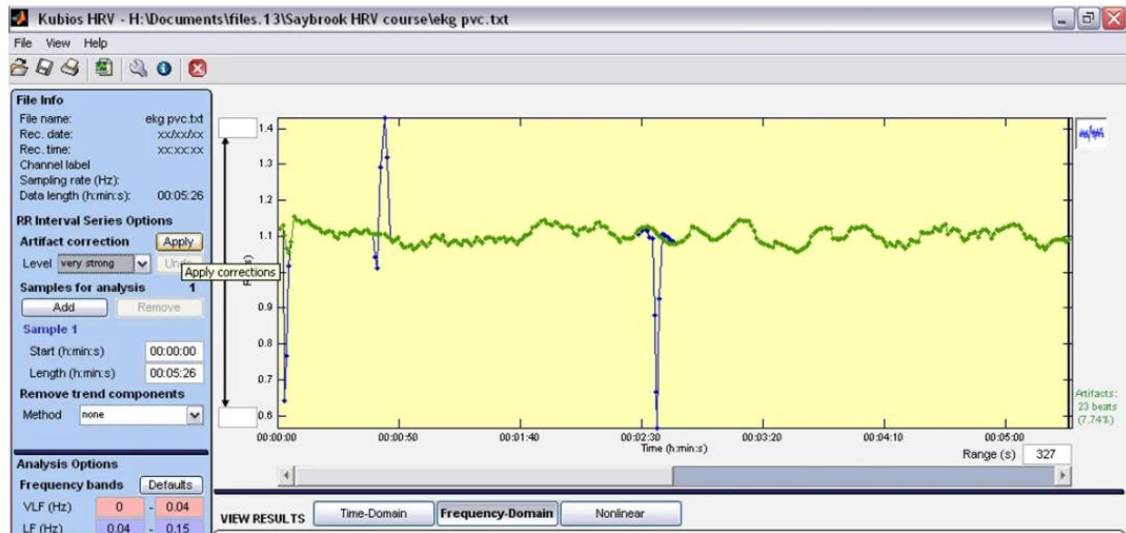


圖 3-22 心電圖雜訊校正作業

筆者認為，在運輸人因研究實務上，基於執行之研究與測試場域多在實驗室外的真實運具或模擬器內，且受測者作業主要為運具駕駛與操作，涉及身體與手部動作，難避免前述提及之雜訊來源，因此在資料分析前應先檢視原始心電圖訊號，並善用分析軟體之雜訊校正功能處理原始數據，正確識別每個心跳的 R 波尖峰，以提升心跳變異率計算之準確性。

末梢血流量雜訊與處理

末梢血流量量測過程常見之雜訊來源為：50/60 赫茲電源訊號、受測者身體與手部動作、環境光照變化及低溫等干擾因素。50/60 赫茲電源訊號干擾同上述心電圖其中一項雜訊來源。受測者身體移動造成之訊號干擾如圖 3-23 所示，為末梢血流量雜訊之主要來源。環境光照變化係指環境光線過強，致 PPG 感測器過載而產生之

訊號干擾，其特徵為波峰與波谷間存在顯著振盪。低溫產生之訊號量不足則指受測者因暴露於低溫環境(如過強之冷房)使血管收縮，而產生脈波訊號過弱之現象(圖 3-23)。

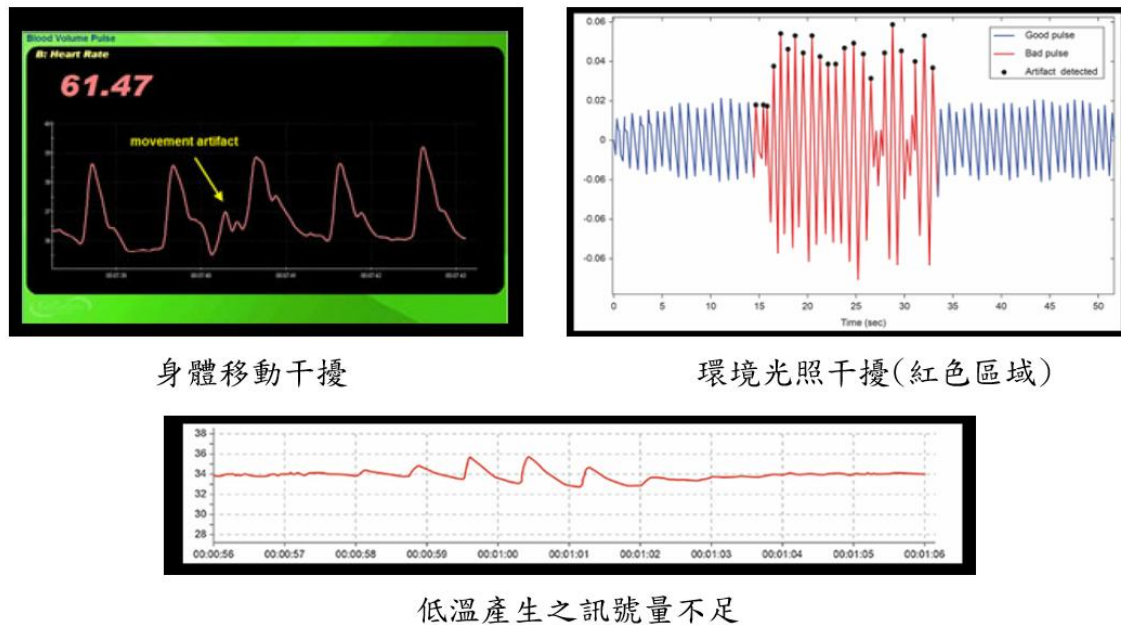


圖 3-23 末梢血流量訊號常見干擾訊號型態

末梢血流量訊號資料蒐集過程中若發現上述幾種干擾訊號影響資料品質，除可參考上述心電圖雜訊處理方式，針對環境光源過強部分，可檢查專用束帶是否已妥當包覆感測器，使感測器避免外在光源的直接照射；有關低溫環境，講師則建議控制受測環境在攝氏 23 度以上，即可避免受測者末梢血管過度收縮而影響訊號品質。

5. 心跳變異率分析取向與指標

經雜訊處理與校正後之相鄰心跳間的時間間隔 (IBI) 資料，即可作為計算心跳變異率之數據基礎。本次課程講師提出，心跳變異率之計算可分成時間領域 (Time

Domain) 與頻率領域 (Frequency Domain) 2 種分析取向，各分析取向又包含幾項重要指標，分述如下：

時間領域分析取向

時間領域分析取向，簡稱時域分析，係透過記錄相鄰心跳間之時間間隔 (IBI) 隨時間之變異，再量化為心跳變異率指標，記錄時間可從 1 分鐘至 24 小時，常用指標為 SDNN、RMSSD 與 pNN50。

- SDNN (Standard Deviation of Normal to Normal Intervals)：指所有正常心跳之間時間間隔的標準差，其中 Normal to Normal Intervals 為經過雜訊處理與校正後之相鄰心跳間 R 波尖峰的間隔時間，又稱為相鄰正常 (Normal) 心跳間之時間間隔。SDNN 以毫秒為單位，為時域分析中最常用於反映受測者整體心跳變異情形之指標。
- RMSSD (Root Mean Square of the Successive Differences)：指相鄰心跳之間時間間隔的均方根差，以毫秒為單位。講師指出 RMSSD 可反映心跳每次跳動間之快速變異，比 SDNN 更能準確估計副交感神經系統中之迷走神經活性，特別受測者為年長者時更為適用，學界又將之視為由迷走神經調節之心跳變異率指標 (Vagally-mediated HRV)。另其表示，相較於 SDNN 指標，RMSSD 指標在數據分析上較不受界外值 (Outliers) 與雜訊影響，故被認為是評估心跳變異率之較佳指標。實務上要計算 RMSSD 指標，應至少量測 5 分鐘之心跳數據。
- pNN50：係指所有相鄰正常心跳間之時間間隔，其時間間隔長短之差異超過 50 毫秒所占之百分比。pNN50 亦與副交感神經系統活動有關，故其數值常與

RMSSD 與高頻（HF）功率訊號呈正相關。講師表示 pNN50 亦為學界提出用來評估短期心跳變異率之指標，惟 pNN50 在評估受測者呼吸竇性心律不整（RSA）（圖 3-16）之效果較 RMSSD 差，故多數研究者仍偏好使用 RMSSD 做為評估 RSA 之指標。

頻率領域分析取向

頻率領域分析取向，簡稱頻域分析，係指將相鄰心跳間之時間間隔數據藉由傅立葉轉換為頻域，以呈現不同頻率分量所對應之能量大小，稱之功率頻譜密度（Power Spectral Density, PSD），可分別以絕對功率或相對功率呈現。絕對功率之單位為毫秒平方除以每秒週期數（ ms^2/Hz ），相對功率則是指某個頻段在總心跳變異率之功率中所占之百分比。此外，亦可使用標準單位（nu）表示，其方法是將某一特定頻段之絕對功率，除以低頻（LF）與高頻（HF）之絕對功率的總和。

講師於課程中以淺顯易懂之方式解釋前揭概念：「試想一道白光，以人類肉眼雖只能看到白色光線，但光線實際上卻由 7 種不同顏色之光混合而成，透過稜鏡即可洞悉之。心跳變異率亦是如此，透過頻域分析，功能如同稜鏡，可將隨時間記錄之心跳單一訊號解析成不同頻率組成之訊號（圖 3-23）。」

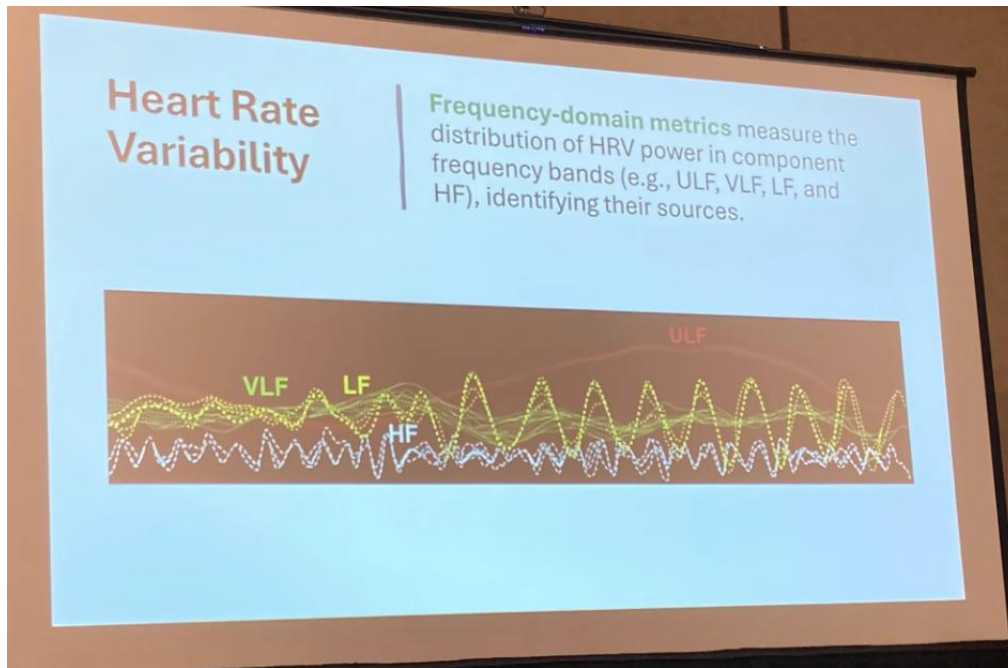


圖 3-23 心跳變異率之頻域分析示意圖

如圖 3-23 所示，典型的心跳變異率頻域分析係將頻率範圍界定為數個不同頻段，包括超低頻（Ultra Low Frequency, ULF）、極低頻（Very Low Frequency, VLF）、低頻（Low Frequency, LF）與高頻（High Frequency, HF），而形成心跳變異率頻域分析幾項主要指標，分述如下：

- 超低頻（ULF）：係指低於 0.003 赫茲之訊號功率，須長時間蒐集心電圖資料方能換算，通常使用 24 小時心電圖（Holter Monitor）監測之心跳資料進行計算，可反映人類生理節律（Circadian Rhythm）和體溫調節等較長週期生理機制之相關訊息。
- 極低頻（VLF）：係指 0.003 赫茲至 0.04 赫茲之訊號功率，亦須蒐集較長時間之心跳資料方能準確量測，通常至少應有 5 分鐘以上之心跳量測資料。講師表示極低頻訊號功率若有增強跡象，可能表示交感神經系統長期處於活化狀態或因迷走神經撤除（Vagal Withdrawal）產生之副交感神經系統活性下降。

- 低頻（LF）：係指 0.04 赫茲至 0.15 赫茲之訊號功率。講師表示：過去研究指出低頻功率訊號反映交感與副交感神經系統綜合作用下之結果，近期有研究發現當人員處於靜止或休息狀態下，低頻訊號功率則主要反映副交感神經活性；另低頻訊號功率是共振頻率（Resonance Frequency）心跳變異訓練之重要指標，其原因在當受測者以共振頻率呼吸時（如每分鐘 6 次），於頻譜圖上可見低頻功率於 0.1 赫茲附近顯著上升，高頻與極低頻功率訊號則相對降低（圖 3-24）。



圖 3-24 共振頻率心跳變異訓練時之頻譜圖

- 高頻（HF）：係指 0.15 赫茲至 0.40 赫茲之訊號功率。研究顯示高頻訊號功率完全由副交感神經系統驅動，且反映人員在正常呼吸節奏下之副交感神經系統活動情形與張力（Vagal Tone）。因此，高頻訊號功率是觀察人員副交感神經張力之主要指標。此外，當人員接受一段時間之共振頻率心跳變異訓練後，可作為評估訓練成效之指標。研究顯示：經數週共振頻率心跳變異訓練後，受測者在正常呼吸（非共振頻率使用之呼吸速率）下之高頻訊號功率，可呈現如圖 3-17 中 Post-training 圖表中紫色區域顯示之更為顯著的高頻訊號功率。

6. 心跳變異率之常模

本次課程講師亦提供過去有關心跳變異率的常模資料，可供本會未來執行人員心跳變異率量測與分析使用，重點摘錄如下：

Nunan 等人於 2010 年篩選 44 篇實徵研究，納入 21,438 名健康成年受試者，建構以 5 分鐘為量測基準之心跳變異率常模資料如圖 3-25：

HRV Measure	Mean (SD)	Range	Studies
IBI (ms)	926 (90)	785-1160	30
SDNN (ms)	50 (16)	32-93	27
RMSSD (ms)	42 (15)	19-75	15
LF (ms ² /Hz)	519 (291)	193-1009	35
LFnu	52 (10)	30-65	29
HF (ms ² /Hz)	657 (777)	83-3630	36
HFnu	40 (10)	16-60	30
LF/HF	2.8 (2.6)	1.11-11.6	25
Source: Nunan et al. (2010) N = 21,438 from 44 studies that reported short-term HRV values in healthy adults.			

圖 3-25 短期心跳變異率常模資料

Berkoff 等人蒐集 145 名田徑選手於 2004 年美國奧運選拔賽前之生理訊號量測資料，並從中篩選心跳變異率數據建構常模如圖 3-26。

HRV Measure	Men	Women
SDNN (ms)	70.12 (28.03)	70.90 (29.13)
RMSSD (ms)	71.44 (35.99)	77.43 (35.82)
pNN50	19.78 (9.46)	23.17 (10.27)
LF (ms ² /Hz)	910.97 (915.31)	731.79 (901.30)
LFnu	0.48 (0.19)	0.38 (0.18)
HF (ms ² /Hz)	1020.00 (1016.20)	1261.69 (1237.95)
HFnu	0.52 (0.19)	0.82 (0.18)
LF/HF	1.29 (1.17)	0.83 (0.85)
LF/HFnu	1.29 (1.17)	0.83 (0.85)
Source: Berkoff et al. (2007) N = 145 elite track-and-field athletes		

圖 3-26 運動員心跳變異率常模資料

本次課程講師另提供心跳變異率（SDNN、RMSSD）於性別與年齡校正之常模資料供學員使用，如圖 3-27。

SDNN n = 13,943			RMSSD n = 13,943		
Age group	Median (2nd percentile; 98th percentile)		Age group	Median (2nd percentile; 98th percentile)	
	Boys/men	Girls/women		Boys/men	Girls/women
<1 month	99.6 (33.6; 265.6)	109.2 (35.1; 282.2)	<1 month	153.1 (53.0; 440.2)	161.9 (56.9; 463.9)
1 to 2 months	99.4 (33.4; 265.1)	108.8 (35.0; 281.6*)	1 to 2 months	152.4 (52.7; 438.7)	161.1 (56.6; 462.2)
3 to 5 months	98.8 (33.2; 264.1)	108.1 (34.7; 280.3)	3 to 5 months	150.9 (52.1; 435.7)	159.6* (56.0; 458.6)
6 to 11 months	98.1 (32.9; 262.7)	107.1 (34.3; 278.3)	6 to 11 months	148.8 (51.2; 431.1)	157.3* (55.1; 453.2)
1 to 2 years	95.4 (31.8; 258.0)	103.8 (33.1; 271.9)	1 to 2 years	141.9 (48.4; 416.3)	150.0 (52.1; 435.8)
3 to 4 years	91.3 (30.0; 250.4)	98.6 (31.2; 261.9)	3 to 4 years	131.4 (44.1; 393.1)	138.9 (47.6; 409.4)
5 to 7 years	86.0 (27.8; 240.5)	92.3 (28.9; 249.8)	5 to 7 years	118.8 (39.1; 364.6)	126.0 (42.5; 378.3)
8 to 11 years	78.3 (24.7; 225.7)	84.0 (25.8; 233.5)	8 to 11 years	102.1 (32.8; 324.9)	109.7 (36.1; 338.1)
12 to 15 years	69.3 (21.1; 208.0)	75.2 (22.7; 215.7)	12 to 15 years	84.8 (26.5; 280.3)	93.6 (30.1; 297.1)
16 to 19 years	60.7 (17.8; 190.9)	67.3 (20.0; 199.2)	16 to 19 years	70.1 (21.6; 239.3)	80.4 (25.3; 261.8)
20 to 29 years	48.5 (13.9; 161.4)	56.0*** (16.6**; 172.7)	20 to 29 years	51.9 (16.0; 182.7)	63.7*** (19.8**; 212.9)
30 to 39 years	37.5 (11.0; 129.2)	43.4*** (13.3**; 137.8)	30 to 39 years	37.7 (12.1; 134.4)	47.7*** (15.3*; 158.4)
40 to 49 years	30.4 (8.8; 113.7)	33.3* (10.6; 109.5)	40 to 49 years	29.9 (9.8; 111.5)	35.8*** (12.1; 118.5)
50 to 59 years	24.4 (6.9; 103.4)	25.6 (8.4***; 90.2*)	50 to 59 years	24.1 (7.7; 102.5)	27.3*** (9.5***; 95.6)
60 to 69 years	20.4 (5.6; 104.8)	20.7 (6.9**; 82.8)	60 to 69 years	20.7 (6.2; 114.6)	22.6** (8.0*; 92.2)
70 to 79 years	17.8 (4.7; 120.9)	17.9 (5.9; 89.5*)	70 to 79 years	19.0 (5.4; 157.1)	20.3 (7.0; 112.1*)
80 to 89 years	15.6 (3.9; 158.3)	16.1 (5.1; 126.1)	80 to 89 years	17.9 (4.9; 230.1)	19.2 (6.3; 166.7)

*P-value < 0.05 for difference between men and women; **P-value < 0.01; ***P-value < 0.001; SDNN, standard deviation of the normal-to-normal RR intervals.

*P-value < 0.05 for difference between men and women; **P-value < 0.01; ***P-value < 0.001; RMSSD, root mean square of successive RR-interval differences.

圖 3-27 心跳變異率之性別與年齡校正常模資料

7. 共振頻率心跳變異訓練

本次課程介紹用於提升人員心跳變異率之國際主流訓練方法，稱之共振頻率（Resonance Frequency, RF）心跳變異訓練，學理基礎可參考前揭「2.相關生理機制中之自主神經系統」一節。

講師於課程中指出，共振頻率心跳變異訓練包含基準期評估與心跳變異率訓練等兩部分，所需儀器之最低要求為：可同步量測人員即時心跳與呼吸活動之生理訊號儀器，使訓練者可監測並標定受訓者在特定呼吸頻率下產生之最大心跳振盪幅度

的頻率；另受訓者在訓練過程亦可透過儀器螢幕即時觀看其呼吸與心跳共振情形，作為自身生理訊號改變之視覺化回饋。

共振頻率心跳變異訓練總期程約 3 次，每次所需時間視受訓者不同狀況與需求而異，約 40 分鐘至 60 分鐘。訓練架構與內容如下：

- 基準期評估：內容至少包含：基礎生理訊號量測（圖 3-28）、訓練原理與效益說明、共振頻率心跳變異評估。其中，共振頻率心跳變異評估係藉由使用呼吸節奏器（圖 3-29）並設定幾種不同頻率，引導受訓者以緩慢呼吸之方式，試圖讓其心跳之高峰與低谷之擺動幅度達到最大。訓練者於此過程從受訓者生理訊號中標定最大共振頻率，如使用頻域分析中低頻功率訊號之波峰進行標定（圖 3-30），作為後續共振頻率心跳變異訓練時之呼吸頻率依據。

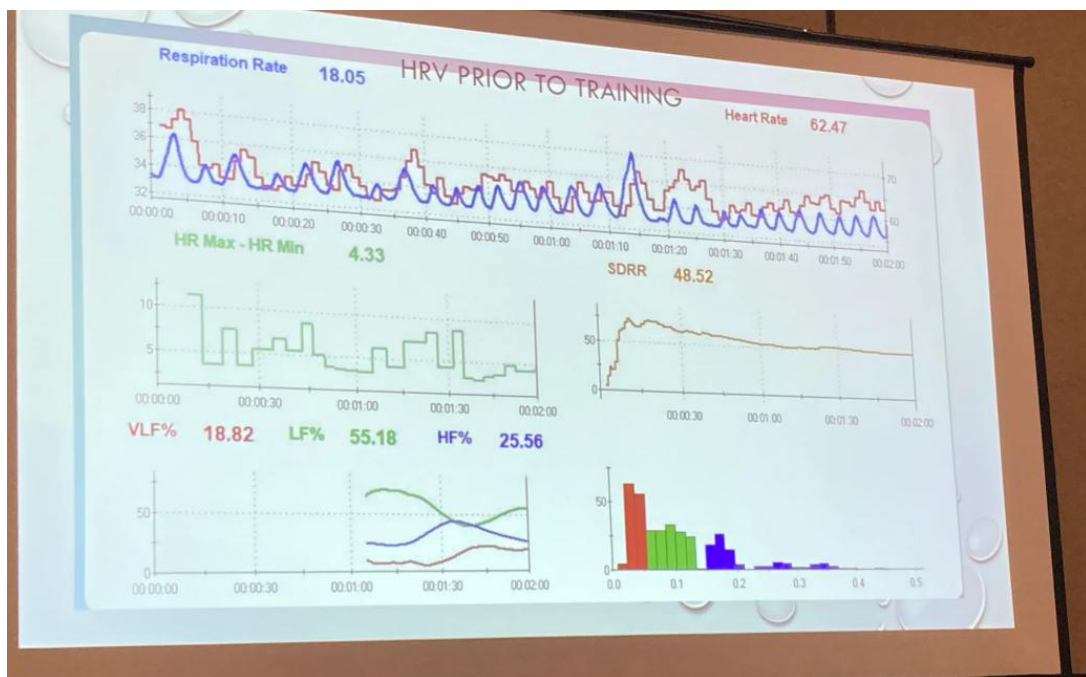


圖 3-28 訓練前之基礎生理狀態



圖 3-29 呼吸節奏器

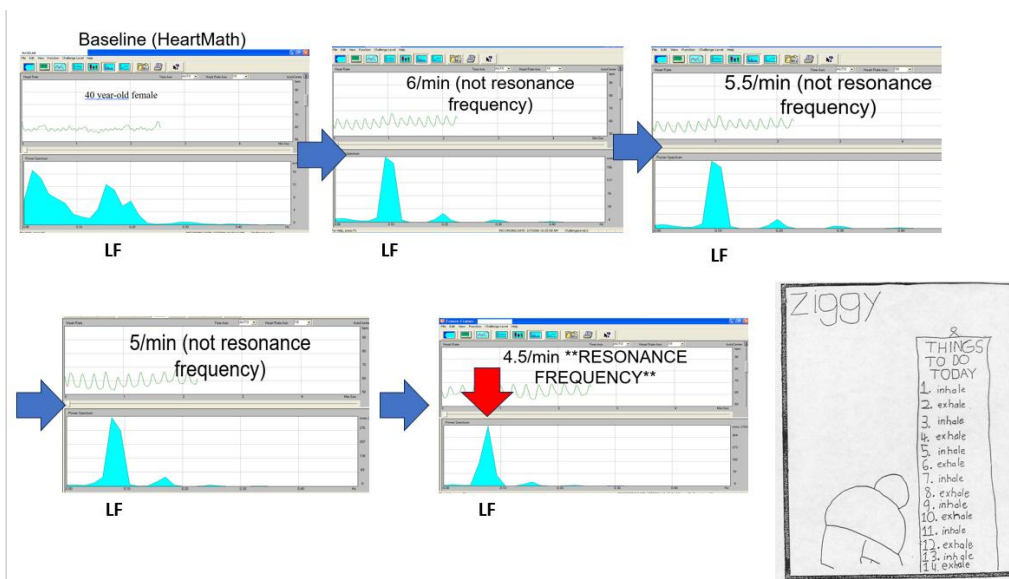


圖 3-30 最大共振頻率之標定流程

- 第 1 次訓練：引導受訓者以基準期評估所得之最大共振頻率進行呼吸訓練，以產生如圖 3-31 之心跳、呼吸共振型態。講師於課程中提出幾項訓練要點，

包括：引導受訓者以放鬆之腹式呼吸進行吸氣與吐氣，吐氣時以嘴唇微閉之方式緩慢吐氣，且吐氣時間比吸氣時間長。此外，可適時提示受訓者不要過於努力或勉強自己要快速達到所設定之最大共振頻率的訓練目標。

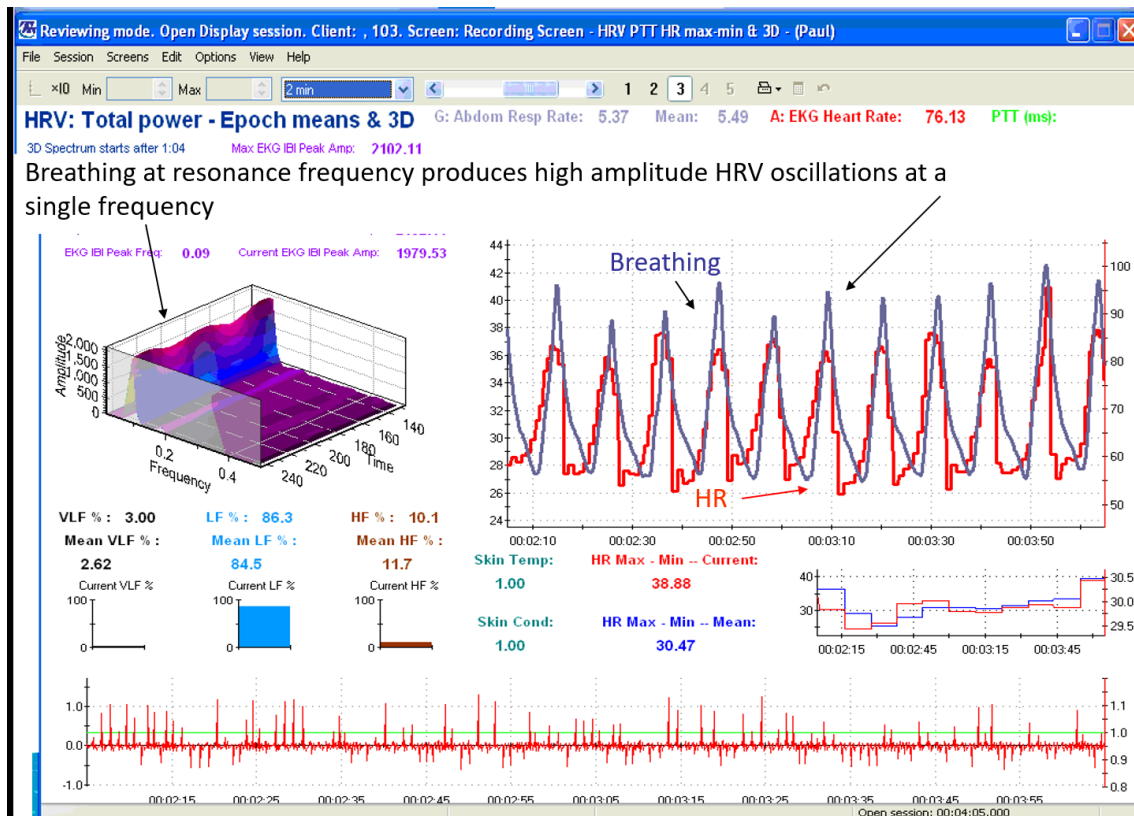


圖 3-31 共振頻率心跳變異訓練型態

- 第 2 次訓練：訓練方式同第 1 次，惟本次訓練可開始逐步撤除提供給受訓者之呼吸節奏器的視覺化訊號，以讓其在未有視覺化引導下進行呼吸，並嘗試創造出呼吸與心跳最大共振幅度。訓練者應在訓練結束前確保受訓者能達成本次訓練目標，並評估是否有額外安排更多次訓練之需要。訓練最終目標係使受訓者能將上述技巧應用於實際工作或生活場域，並在壓力情境下使用該項技巧來因應壓力。

綜整上述共振頻率心跳變異訓練要點，訓練過程包含 3 要項：(1) 訓練者事先設定幾個不同之呼吸頻率；(2) 執行基準期評估時，分別依事先設定之呼吸頻率引導受訓者定速呼吸，並根據量測之心跳變異率數值標定受訓者最大共振頻率；(3) 依前揭標定之最大共振頻率，於訓練過程漸進式引導受訓者進行呼吸訓練，以強化其心跳變異率，並達到可應用於真實生活或作業場域之目標。

8. 心跳變異率在運輸人因領域之應用

以下分別說明心跳變異率在飛航組員心智作業負荷（Mental Workload）評估，以及共振頻率心跳變異訓練方案於陸軍航空駕駛員之實務應用經驗。

心智作業負荷評估

心智作業負荷為駕駛員人為績效表現之重要影響因素，實務上常以自陳式量表，如 NASA-TLX 量表作為評估工具。此種方式快速且便利，實用價值高，常在人員作業結束後自評負荷，不過評估結果易受人員記憶偏誤或因人格特質不同而有差異。近年來因科技與技術之進步，生理訊號量測設備已可在醫療院所或實驗室外使用，故運輸人因領域也開始應用生理訊號量測技術，作為駕駛員心智作業負荷評估工具之一。講師表示，基於駕駛員生理喚起（Physiological Arousal）程度與人為績效表現存在穩定共變關係（圖 3-32），研究者可透過量測駕駛員生理訊號，如心跳變異率等數據，研析駕駛員執行特定駕駛作業時之生理喚起，據以評估生理喚起程度對飛航操作表現之影響。講師於課程中列舉其一過去發表在國際心理生理學期刊（International Journal of Psychophysiology）之實徵研究，說明如何結合自陳式量表與心跳變異率數據，評估航空駕駛員於飛航操作期間之心智作業負荷，詳述如下。

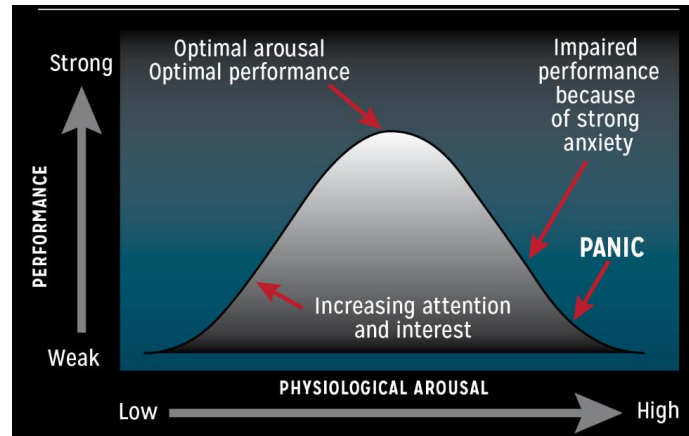


圖 3-32 生理喚起與人為績效表現之關係

講師與研究團隊招募 8 位民用航空駕駛員（下稱受測者），平均年齡 49.5 歲、平均飛行年資 28.5 年。受測者在美國奧克拉荷馬市聯邦航空總署 (FAA) Mike Monroney 航空中心內之波音 737-800 模擬機中接受測試。受測者於測試期間穿戴一件內置多種生理感測器之生理監測衣 (LifeShirt) (圖 3-33)，其中心電圖感測器係置於受測者肋骨側邊中段位置。心電圖儀器之數據解析度為每秒 200 筆數據，可匯出至 WinCPRS 分析軟體進行心跳變異率之時域與頻域分析。

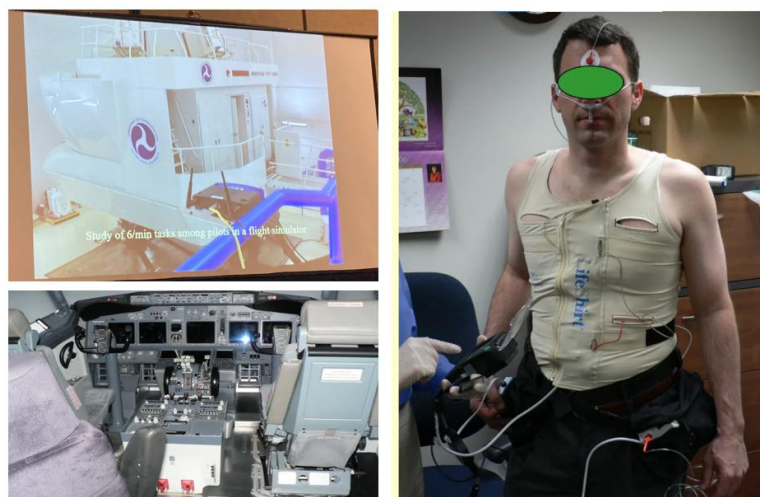


圖 3-33 研究情境與工具

受測者於完成生理訊號量測設備前置準備後進行基準期量測。為使不同受測者保持相近之清醒狀態，兼顧研究程序之標準化，本研究在基準期量測時使用一簡單認知作業，要求受測者自螢幕出現之不同顏色方塊中挑選紅色方塊。

基準期量測後，受測者依序執行起飛、爬升/巡航/下降，以及進場/降落等 18 項飛航操作任務（圖 3-34 左），任務執行總時間約 90 至 110 分鐘。各項任務之心智工作負荷另由資深駕駛員評定，分為高等[H]、中等[M]與低等[L]心智作業負荷。受測者之飛航操作表現則由考核駕駛員評定，分數由 0 分至 5 分（圖 3-34 右）。此外，受測者於每項任務結束後立即施以 NASA-TLX 量表進行心智作業負荷評估。

Flight tasks.	Evaluator score ratings.
<i>Takeoff phase</i> T1. Normal takeoff and departure to 5000' (L) T2. Takeoff with engine fire just after getting airborne (20–30') (M) T3. Takeoff into a moderate to severe wind shear (H) T4. Takeoff with 600' visibility (L) T5. Lightweight takeoff with engine separation just after getting airborne (20–30') (M) T6. Loss of brakes on taxi from gate to takeoff position (M)	0 Failed task/crash 1 Poor 2 Adequate 3 Good 4 Excellent 5 Outstanding
<i>In-flight phase</i> F1. Normal climb and acceleration from 8000' to 13,000' (L) F2. Descent from 10,000' with severe wake turbulence resulting in a nose-low upset, starting at 8000' (H) F3. Rapid depressurization at 35,000' (H) F4. Weather front system penetration (thunderstorms) at 25,000' (L) F5. Near miss at 10,000' (M)	
<i>Approach and landing phase</i> L1. Normal visual landing from 6NM (L) L2. Instrument landing with 1800' visibility (L) L3. Landing with disabled elevators (H) L4. Landing into a moderate to severe wind shear (M) L5. Low altitude severe wake turbulence encounter (200') during approach (H) L6. Landing with one main gear stuck up (H) L7. Terrain avoidance warning (M)	

圖 3-34 研究使用之飛航操作任務與表現評定

為瞭解受測者評定之 NASA-TLX 量表分數結果在納入心跳變異率指標後，是否具有更佳之駕駛員心智作業負荷評估結果（增益效果），本研究採用 C 統計量分析⁷，

⁷ Liu, H.H., Wu, T.T., 2003. Estimating the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve for repeated measures design. J. Stat. Softw. 12, 1–18.

從統計模型效果來檢視 NASA-TLX 量表分數再加入心跳變異率指標後，是否優於單純使用 NASA-TLX 量表之評估情況。

研究結果顯示：

- 心跳變異率與飛航操作表現之相關分析結果顯示：相鄰心跳間之時間間隔的最小值與平均值（Minimum RRI and Mean RRI）⁸、所有正常心跳之間時間間隔的標準差（SDNN）、低頻與高頻功率比值（LF:HF）等 4 項數值，與考核駕駛員評定之受測者飛航操作表現分數之間有顯著相關。其中，相鄰心跳間之時間間隔的最小值與平均值與飛航操作表現分數呈現顯著正相關，低頻：高頻之功率比值則與飛航操作表現分數呈現顯著負相關。
- 相較單純使用 NASA-TLX 量表分數作為預測駕駛員心智作業負荷之指標，當結合 NASA-TLX 量表分數與心跳變異率評估指標，特別是所有正常心跳之間時間間隔的標準差（SDNN），可顯著提升整體統計預測力達 3.7%，且有助於鑑別高等與中等心智作業負荷之差異。此外，本研究亦發現結合前述兩種評估指標，將有 2.3%之增益效果，可將高心智作業負荷自中、低心智作業負荷（Combined Moderate and Low Load Tasks）中區辨出來。

講師表示：考量航空駕駛員暴露於高心智作業負荷下可能導致之操作表現下降，進而提高人為錯誤出現之風險，本研究發現心跳變異率評估不僅可與傳統人因常用之量表評估方式結合，更可有效鑑別不同作業之心智作業負荷，故在評估飛航任務困難度與駕駛員承受之心智作業負荷上應具相當之實用價值。

⁸ RRI 即為本報告所指相鄰心跳間之時間間隔（Interbeat Interval, IBI）。

陸軍航空飛訓學員之相關應用

本次課程其中 1 位學員曾服務於美國軍方人為績效表現領導中心（**Human Performance Leading Center**），經交流發現本次課程教授之共振頻率心跳變異訓練已有應用在美國陸軍航空駕駛員之經驗，並作為提升人為績效表現之其一方式。以下簡介共振頻率心跳變異訓練在美國陸軍航空之實務應用經驗。

該名學員分享，人為績效表現領導中心提供陸軍航空特殊機種之人為績效表現提升服務，其中共振頻率心跳變異訓練方案主要用於飛訓學員，以協助學員因應飛航訓練過程之壓力，進而促進其飛訓表現。通常接受服務之飛訓學員係由飛訓教官轉介，但亦有主動尋求協助者。學員駕駛之航空器包括魚鷹式傾斜旋翼機（**CV-22**）、軍用運輸機（**HC-130**）、鋪路鷹直昇機（**HH-60**）與 **UH-1** 直昇機等。

陸軍航空使用之共振頻率心跳變異訓練方案，其架構大致依循本次課程教授之架構，包括基準期評估、共振頻率呼吸型態評估，以及呼吸與心跳共振頻率訓練。訓練期程約 8 至 10 次，其中有 1 次為基準期評估，稱之 **Stress Profile**，另 1 次為共振頻率評估，稱之 **RF Assessment**，其餘幾次為呼吸與心跳共振頻率訓練。

基準期評估（**Stress Profile**）項目包括心率、心跳變異率、膚電位、肌電位、體表溫度、呼吸速率等 6 種評估。評估架構為基準、壓力狀態下（壓力期），以及壓力狀態結束後（恢復期）之生理數值量測，其中壓力期、恢復期共交替 3 次。壓力期之評估項目分別為：心算作業、執行功能測驗，以及學員自行描述一件讓其感受壓力之飛航操作或事件（圖 3-35）。

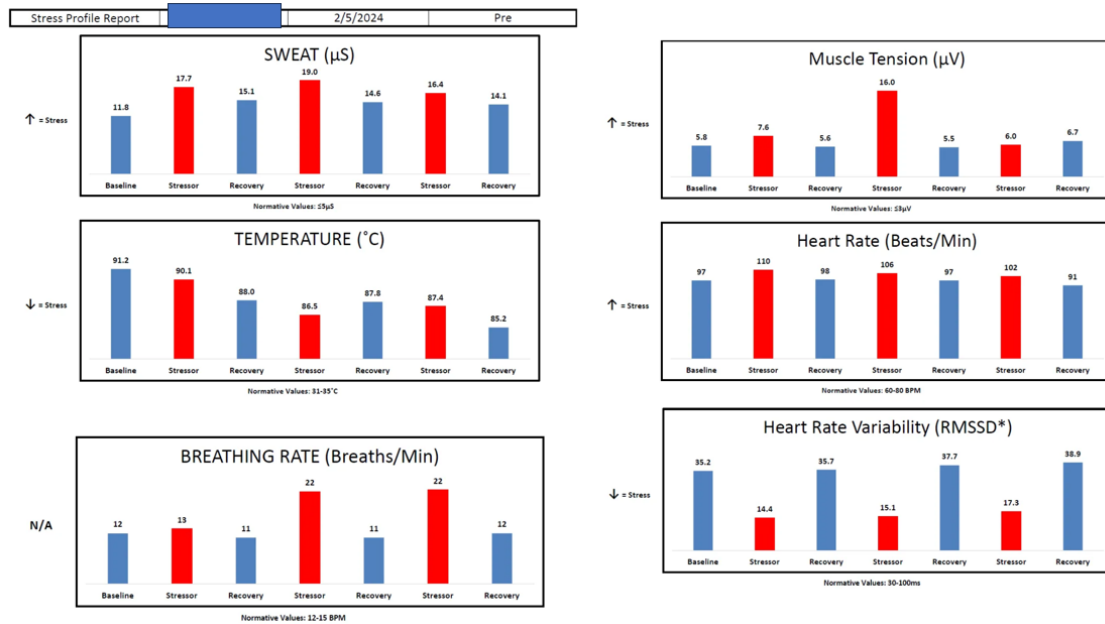


圖 3-35 基準期評估項目與結果

共振頻率評估與本次課程教授之方式相同，係使用呼吸節奏器（Pacer）引導飛訓學員以不同頻率進行呼吸，並從學員之生理訊號中標定最大共振頻率，使用之指標包括：相鄰心跳之間時間間隔的均方根差（RMSSD）、心跳振盪幅度（HRV Amplitude）與低頻功率訊號（LF Power）作為指標進行標定（圖 3-36）。

呼吸與心跳共振頻率訓練方式則與本次課程教授之方式相同，相關內容可參考前揭「7.共振頻率心跳變異訓練」一節。

Resonant Frequency Assessment			11/25/2024
What is a Resonant Frequency Assessment and Why Does it Matter? A resonant frequency assessment identifies the specific breathing rate that optimally increases heart rate variability (HRV), a key indicator of autonomic nervous system function and stress resilience. The resonant frequency, defined as the optimal breathing pace for enhancing HRV, synchronizes the heart and breathing rates. Regular practice at this frequency enhances stress resilience, emotional well-being, and the stability of the autonomic nervous system. This practice is crucial in high-stress scenarios, as it aids in maintaining composure, facilitating clear decision-making, and reducing the impacts of stress on both the body and the mind.			
Resonant Frequency Data Summary			
Pacer	HRV (RMSSD)	HRV Amplitude	LF Power
6.5	21.9	15.2	330
6.0	33.2	19.4	280
5.5	28.5	18.9	430
5.0	42.9	22.1	450
4.5	51.3	23.8	780
's Resonant Frequency 4.5 Breaths/Min			
Recommended Breath Training Speeds			
50% Inhale, 50% Exhale		40% Inhale, 60% Exhale	
Inhale: 6.6, Exhale: 6.6		Inhale: 5.3, Exhale: 8.0	

圖 3-36 共振頻率評估表單與架構

肆、 建議

本次由美國應用心理生理學和生理回饋協會（AAPB）舉辦之心跳變異率訓練課程雖僅 2 日，內容卻相當豐富扎實，包括心跳變異率學理基礎、儀器設備（含感測器）置放與操作、心電圖資料處理與分析、執行人員評估與訓練相關要項等，應已涵蓋本會執行駕駛員心跳變異率分析所需之知識與技巧。本次訓練相關建議如下：

- 參考本次課程簡報內容，建立本會心跳變異率資料處理與分析程序文件，以供本會應用心跳變異率技術於運具操作人員工作負荷、疲勞等評估之用。

赴美國聖地牙哥參加「美國應用心理生理學和生理回饋協會

(AAPB)年會之心跳變異率會前工作坊」訓練

服 務 機 關：國家運輸安全調查委員會

出 國 人 職 稱：運輸安全組調查官

姓 名：李苡星

出 國 地 區：美國

出 國 期 間：民國 114 年 5 月 13 日至 5 月 18 日

報 告 日 期：民國 114 年 7 月 31 日

建議事項：

	建議項目	處理
1	參考本次課程簡報內容，建立本會心跳變異率資料處理與分析程序文件，以供本會應用心跳變異率技術於運具操作人員工作負荷、疲勞等評估之用。	☒ 已採行 ☐ 研議中 ☐ 未採行