

基於心律變異度方法之服飾穿著舒適度分析

*王智昊、高銳芝、蔡子方、余育璉

南臺科技大學資訊管理系

*zhwang@stust.edu.tw

摘要

面對新冠疫情對全球的肆虐長達近兩年時間，反映出人類涉及活動空間與環境的擴展，接觸到的天然氣候條件更為廣泛。庇護人類機體面臨千變氣象侵襲即是穿著服飾的最主要功能，服飾舒適度會影響使用者穿著的體驗。隨著時代的推移和發展，現代人對於衣服的舒適感要求更高。很多衣服配備保護功能，強調舒適性衣服就是以此為基礎製作的趨勢。穿著服裝的舒適度並非與生俱來，決定穿著的舒適因素有三個大方向：熱生理學舒適度、人體工學舒適度以及皮膚觸感舒適度。光體積描記法（Photoplethysmography, PPG）是臨床上常見的生理訊號之一，PPG 訊號結合心率變異度分析之後可以進行自律神經系統的活性評估。舒適度雖然是主觀的感受，但是生理上對於環境的變化仍是客觀的反應，因此本研究使用 PPG 訊號與分析作為基礎，利用機器學習進行舒適度的分類與預測。根據實驗結果顯示，機器學習模型可以提供客觀指標以輔助使用者挑選適當的服飾。

關鍵詞：服飾舒適度、光體積描記法訊號、心率變異度

Apparel Comfort Analysis Based on Heart Rate Variability Method

*Zhi-Hao Wang, Jui-Chih Kao, Zi-Fang Tsai, Yu-Lain Yu

Department of Information Management, Southern Taiwan University of Science and Technology

Abstract

In the past two years, the COVID-19 epidemic has ravaged the world, reflecting the expansion of human activity space and environment, and the wider range of natural climate conditions that humans are exposed to. Protecting the human body from the effects of the ever-changing weather is the most important function of wearing clothing, and the comfort of the clothing will affect the user's wearing experience. With the passage of time and development, modern people have higher requirements for the comfort of clothing. Many clothes have protective functions, and the emphasis on comfortable clothes is the trend of making clothes based on them. The comfort of wearing clothing is not inherent. There are generally three directions that determine the factors of wearing comfort: thermal physiological comfort, ergonomic comfort and skin tactile comfort. Photoplethysmography (PPG) signal is one of the common physiological signals in clinical practice. The activity of the autonomic nervous system can be assessed when the PPG signal is combined with heart rate variability analysis. Although comfort is a subjective feeling, it is still an objective physiological response to environmental changes. Therefore, this study uses machine learning to classify and predict comfort based on PPG signals and analysis. According to the experimental results, the machine learning model can provide an objective indicator to help users find suitable clothing.

Keywords: Apparel comfort, PPG signal, Heart rate variability analysis

Received: May 29, 2023; first revised: Aug. 29, 2023; second revised: Oct. 12, 2023; accepted: Nov. 2023.

Corresponding author: Z.H. Wang, Department of Information Management, Southern Taiwan University of Science and Technology, Tainan 710301, Taiwan.

壹、緒論

一、研究動機與背景

現代人夏季在烈日下奔走大汗淋漓後，經常進出冷氣房，忽冷忽熱的狀態下極容易中暑，這時服裝的防曬、排汗及保暖功能就顯得格外的重要。在不盡理想的各種環境條件下，服飾功用的設計滿足人類的安全健康和生活生產過程的需要，因此當衣服問世，「服裝」和「環境」這兩個概念就是不可分割的。隨著人類文明的進程，衣物從抗禦自然環境對人身的侵襲開始，人們對服裝的要求逐步提高，至今現代人希望服裝更能兼顧安全性、實用性、美觀性，以及舒適性是最基礎的要求[1]。

現代人對於衣服的舒適感要求更高。很多衣服配備保護功能，強調舒適性衣服就是以此為基礎製作的趨勢。過去學者建立的與穿著者的舒適度相關因子 5P 模型，列出了與穿戴者舒適度相關的五個因子，包括五個層次：物理（physical）、生理（physiological）、心理（psychological）、心理物理（psychophysical）、心理/生理（psychophysiological or physiological psychology）[2]。除了心理因素、外部環境以及生理因素等因素皆是考慮影響人體整體舒適感的主因。然而描述衣服的舒適性是困難的，其原因當代的舒適感較多還是通過觸覺，直覺性來判斷心理因素，且每位穿戴者的生理和心理作為以及外部環境可能不同。例如：睡眠、坐著和站立等靜態姿勢的能量支出約為 1.2-1.8 kcal / min，而在跑步和游泳，最高可達 14-20 kcal/min，心率大約則從 60 次/分鐘開始增加到 180 次/分鐘或更高。不同個體之性別、身體狀況和訓練質量也會改變生理反應，男性消耗的能量比跑步時的女性多 20%。此外除了其它變因，在不同的環境條件下（例如氣溫、濕度、風速、熱輻射量等）也顯著影響思考狀態、運動狀態和表現。例如過熱會出現熱痙攣、熱衰竭、中暑，而風寒、顫抖和體溫過低，則都是寒冷時常見的病症條件[3-4]。

有許多學者做出許多努力來評估舒適性，大多採用的方法是問卷調查，基於參與者對穿戴舒適滿意度的問卷答案大多是主觀的。然而，近期生物反饋等先進系統技術成熟，在精神醫學科學上被用來作監測工具來檢測和擴展內部生理訊息。可以通過交感神經和副交感神經的活動，進行心率變異性分析，可以以客觀數據準確說明生理舒適度 [5-6]。

二、研究目的

過去，在實驗舒適性分析中，受試者主觀的認知通常直接被作為研究資料的依據，尤其是在電腦科學不發達的年代。而隨著科技進步，已經有許多檢測工具可以協助研究獲得客觀舒適性的測試結果。而本研究欲實現之研究目的，在於運用基於光體積描記法的脈搏血氧儀，以心率變異度分析方法剖析自律神經系統的活性，評值人體穿著不同特性之外套，個別和混搭外套之不同參數與心率變異變化，其研究目的如下：

- （一）心率變異分析評估人體主觀之舒適度關係。
- （二）結合生理感測、個性化預測建模和可穿戴舒適系統。
- （三）大數據的收集使研發設計可貼近生活需求，使機能服飾發揮最大功能。

貳、文獻回顧

一、自律神經系統與心率變異度分析

（一）自律神經

心率、動脈血壓等之所以會有不同的頻率及波動，歸因於自律神經系統的兩個分支的活動：交感神經（sympathetic system）和副交感神經系統（parasympathetic system）。兩種神經系統分佈始於下視丘、腦幹經由脊髓傳達至全身各處的內臟、動脈或靜脈等神經上，頭尾主要分佈為副交感神經，中間分佈為交感神經。大部份器官受到這兩者的雙重支配，通常這兩個系統的作用互相拮抗，共同維持人體內臟機能及腺體運作的恆定狀態[7-8]。交感神經支配整個內臟使個體處於緊繃狀態，通常於日間工作或活

動時作用。副交感神經使個體呈休息放鬆狀態於夜間休息時發生作用 [9–10]。

(二) 心率變異分析

臨床上醫生常用心率變異度分析 (heart rate variability, HRV) 來做為生理評估指標, 其分析法又分為兩種模式, 第一種模式是時域分析, 主要針對心率變異程度進行討論, 最主要的是輸入參數是一連串的波峰間距時間差 (RR 間隔或 NN 間隔)。相鄰正常心跳間期差值超過 50 毫秒的比例 (pNN50) 與正常心跳間期差值平方和的均方根 (RMSSD) 是屬於短期的變異度指標, 正常心跳間距之標準差 (SDNN) 則反應自主神經系統的總活性指標。第二種模式則是頻域分析是使用功率譜密 (power spectral density, PSD), 可提供有關整個頻率上功率分佈的基本訊息。心率變異度功率頻譜分析法是檢測心臟自主神經功能並且測量心臟交感神經與副交感神經活性 [8, 11]。

(三) 光體積描記法

光體積描記法是在醫學領域通常用於檢測組織中血容量變化的非侵入式 (non-invasive) 光學技術, 也是本研究中推斷體溫調節狀態的主要方法。環境溫度變化時, 下丘腦發出神經衝動來調節分流血管和小動脈。回顧 PPG 在臨床應用上, 這靠近皮膚表面的小動脈調整是影響 PPG 信號的關鍵機制幅度變化, PPG 波形包含作為組件之一的溫度調節訊息。也被證明了血管收縮 (收縮血管以減少散熱) 過程會導致 PPG 信號幅度的降低, 反之亦然 [10, 12]。

PPG 技術的基本工作方式是對心臟產生的動態心血管脈搏波進行光學檢測, 而血容量的週期性的變化可導致光吸收率 (透射率) 的變化。此量測可以避免訊號受到外界電訊號及人體體電位的干擾, 更可以提高測量的正確性 [13–14], 當量測 PPG 的脈搏血氧儀施以不當的接觸壓力, 雖然會造成訊號的振幅失真, 但不影響基於 NN 訊號的時域分析, 對於頻域分析而言, 也只有影響頻譜中的直流值, 對於整體分析而言不受影響。PPG 訊號由二個部分所組成: (1) 心臟收縮時, 會對全身血管內的壓力以及血流體積產生週期連續性變化。(2) 當心臟舒張時, 壓力相對的減小, 此時前一次心臟收縮打出的血液循環會撞擊心臟瓣膜而產生反摺的現象。因此一個完整的 PPG 波形包含了心臟收縮與血管壁本身壓力作用的綜合效應, 此外 PPG 也會同時受到自律神經系統與血管本身狀態的影響 [15–16]。

二、舒適度

心理因素、外部環境以及生理因素等因素皆是考慮影響人體整體舒適感的主因。決定穿著的舒適因素有三個關鍵分別是熱生理學舒適度、人體工學舒適度以及皮膚觸感舒適度 [3]。在 ISO 7730 和 ASHRAE 55 標準中, 表述了如何評估熱舒適 (thermal comfort) 是藉由人體主觀感知、判斷對周圍環境所做的主觀滿意度評價 [17–19]。人們本身擁有調節自身生理的能力, 來適應天氣的變化, 可以從野營的棚外到棚內、地鐵的車廂內到捷運出口等地方活動, 去適應冷暖環境, 以及防範天氣冷熱突然變化, 但生理的感受上不一定都是擁有最佳舒適感的狀態 [18]。熱舒適標準為 ASHRAE 55-2016 和 ISO 7730。第一個經典的熱舒適模型是基於丹麥學家 P.O. Fanger 研究者於 1972 年所提出的人體熱平衡方程的 PMV 模型 (predict mean votes, PMV), 該模型用來闡述人類機體對於環境中涼爽、溫暖、炎熱等感受。PMV 模型結合人體熱調節理論, 人體的體溫調節機制, 目標是維持人體核心溫度在 36.5°C 左右的恆定體溫, 維持舒適度需通過控制產熱和熱交換來進行反饋調節 [17, 20]。

三、人工智慧發展

人工智慧屬於計算機科學領域之部分範疇, 知識工程 (knowledge engineering)、機器學習 (Machine Learning) 是過去以及現在人工智慧研究的核心部位, 意指讓機器具備和人類相同的思考邏輯與行為模式。發展過程包括讓機器大量讀取資料做學習、並讓機器判斷物件進行感知與推理, 判讀資料的關聯度做歸類統整, 以及自我校正, 還有如何操縱移動物品。人工智慧發展的領域包括但不限於: 語音識別 (speech recognition)、電腦視覺 (computer vision) 與專家系統 (expert systems) [21–22]。

計算統計也側重於使用計算機進行預測, 這與數學優化有著密切的聯繫, 為機器學習這塊領域提供方法、理論和應用領域 [23–24]。常用的機器學習算法包括例如多層感知機、決策樹和貝葉斯。有很多

參數比如層數和節點數可以選擇，也是為了改進模型和集成，訓練完成後，還有一些替代模型可以在不同方面進行評估。評估模型是機器學習任務中非常重要的一部分。不同的機器學習任務有不同的評價指標，而同一類型的機器學習任務也有不同的評價指標，各有側重，如分類、回歸等 [25–26]。

參、研究架構與方法

一、研究架構設計

首要，會先實測各機能服飾舒適性，針對個別個體做舒適性實驗，以及填寫主觀舒適滿意度調查問卷，並將非結構化資料存進資料庫，接下來會進行 PPG 訊號資料前處理再存回資料庫中。接著利用已知的個別人體基礎生理指標評值 HRV 數值與主觀舒適滿意度進行資料分析，找出人體在不同環境之中常態舒適狀態，之後進行模型的建置，將所需要的參數納入考量，最後為了解機器學習算法中的準確性，採用準確性悖論來做模型的評估。其研究架構如下圖 1 所示。

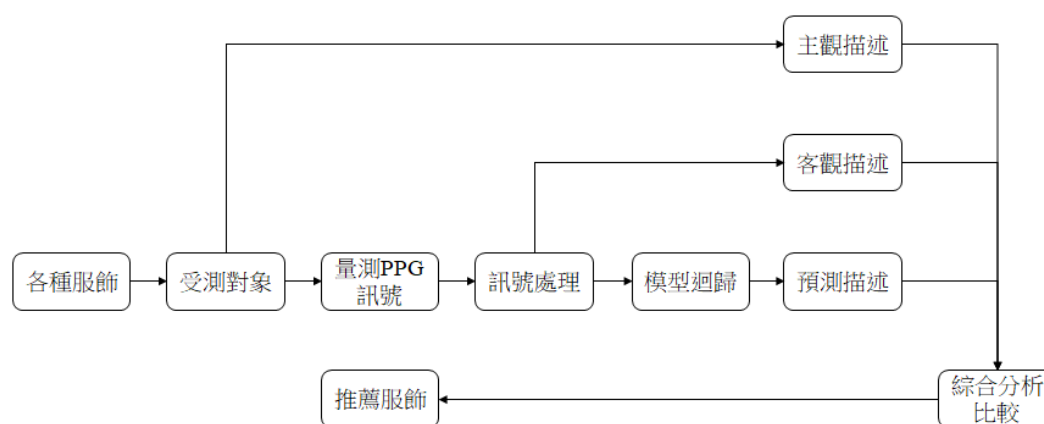


圖 1 研究架構圖

本研究採用五種不同功能性分別之外套與單著純棉織物為對照組，以及為了使得這次實驗更貼近日常生活，也加入現今多層次穿搭方式的變項來進行舒適度分析，以薄款加厚款為基礎穿搭，添增穿著多樣性。客觀的實驗數據由 PPG 訊號進行心率變異分析取得交感神經與副交感神經的活性強度。舒適度分析是針對五種不同服裝與舒適度的差異，探討個人生理感受、穿著環境與服裝款式之間的關係。最後，也進行主觀的問卷調查，紀錄受試者本人在實驗過程中對於熱、舒適度主觀感覺，並將其量化。

二、受測服飾

本研究以棉 T 和基於款式與材質考量下五種常見於日常中，分別代表性強的機能外套做受測服飾，並參閱相關文獻資料，及問卷調查收集，整合符合大眾印象的功能性特徵說明，其研究受測服飾內容如表 1。

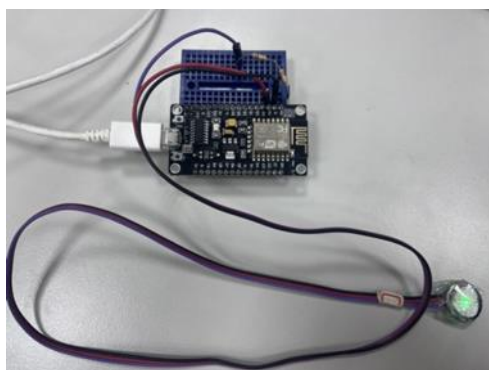
棉質衣物的材質屬於天然纖維，手感溫暖，摸起來柔軟不刺激皮膚，具良好吸濕性，公定回潮率 8.5%，縮水率較大、回彈性較差，耐磨性不夠好。長期曝曬會引起褪色。風衣外套的材質為聚酯纖維屬於人造纖維，表面光滑無孔隙。廣泛運用在常見的運動或休閒服飾上，不易破裂、快乾不易皺、不易縮水，耐酸鹼性佳，但高溫時會被分解。涼感外套的材質為尼龍，布料手感細緻、細膩平滑，耐磨性優、強力好，容易產生靜電。針織外套成分為尼龍加彈性纖維，是吸濕快乾材質，流汗也能吸附後迅速蒸發，不黏肌膚，布料手感柔軟，接觸皮膚舒服，布料有彈性貼合肌膚，伸展性好。羽絨外套的材質有抗寒保暖特性，且具有一定蓬鬆厚度，手感的部分摸起來舒服柔軟。Softshell 外套成分為聚酯纖維加彈性纖維，表面外層有防風的特性，材質摸起來比較硬挺，冷風不易接觸身體，增加保暖感，裡層材質則摸起來比較柔軟。

三、實驗設備及場地

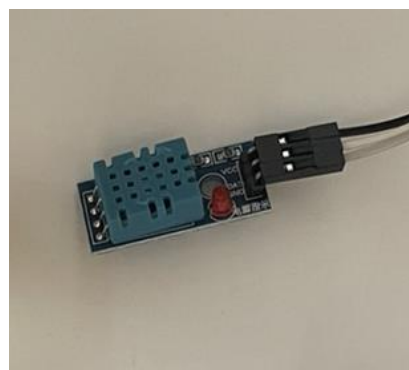
為了得到受測者在穿著不同服裝的心率，本實驗請受測者將圖 2(a)的 PPG 感測器上的綠色光按壓在任何一隻手指上，同時需要確保量測到的訊號並未因施加力量過大造成訊號失真，錯誤的施加力道將會量測到類似方波的波形或是無法觀察到 PPG 波形。為了確保實驗中的環境參數不會影響到實驗進行，因此將研究場地的基礎環境溫溼度由空調系統設置為 26°C、相對溼度為 63%至 65%，並使用圖 2(b)的溫溼度感測器來監控環境參數。

表 1 實驗服飾的綜合描述

服飾類別	穿著時機	穿著季節	服飾材質	服飾厚度
棉質 T 恤	任何休閒時，屬輕便穿著。	春夏	棉 100%	中
風衣外套	騎機車、通勤等需輕量活動時穿著。	春夏秋	聚酯纖維 100%	中
涼感外套	適合炎熱、悶熱等環境下防暑時著用。	夏	尼龍(N66)100%	薄
針織外套	適合散步、跑步、登山、打高爾夫、騎自行車等容易出汗狀況的環境下時穿著。	春	尼龍(N66)94%，彈性纖維 6%	薄
羽絨外套	任何休閒時，屬輕便穿著。	冬	90%羽絨、10%羽毛高品質台灣拒水羽絨	厚
Softshell 外套	吹冷風、低溫環境下抗寒風時著用。	秋冬	聚酯纖維 79%，彈性纖維 21%	中厚



(a) PPG 感測器



(b) 溫溼度感測器

圖 2 實驗設備

四、受測對象

本研究以南臺科技大學日間部同學為研究對象，其年齡皆為 18 歲以上未受監護宣告之人，且無患有先天性及後天之心律不整等心臟相關疾病。共計 15 人填答「前置問卷」，問卷內容針對個案之年齡、性別、體重、興趣愛好、通勤方式等生活體驗，以受試者之生活背景。最後在能夠參與研究的對象中，挑選生理性別相同與身形相仿者，作為後續的研究對象，共計 5 位女性（年齡 20 ± 2 歲，BMI 21 ± 2 kg/m²）。

五、實驗設計

(一) PPG 測試

為排除其他因素導致心率變異，受測對象必須先休息靜態 30 分鐘，再穿著棉質 T 恤（系服），然後再穿著試驗樣衣（為排除衣服與人體間產生之餘溫，故備有同款受測服飾供其他受測對象穿著），一邊透過感測器蒐集 PPG 光體積訊號，蒐集每位測試者穿著試驗樣衣 5 分鐘的心率及脈波變化。將信號進行濾波後，再將輸入的信號重新採樣，然後執行放大（約 100 倍），接著轉換相容性格式，使用分析程

式取得每位受試者的心率 (HR/bpm)、RR 間期平均值 (RR/ms)、RR 間期標準差 (SDNN/ms)、高頻頻峰 (HFH/Hz)、高頻功率 (HF/ms²)、低頻頻峰 (LFH/Hz)、低頻功率 (LF/ms²)、極低頻頻峰 (VLFH/Hz)、極低頻功率 (VLF/ms²) 低頻與高頻功率比 (LF/HF) 等各項變數，以作為進一步 HRV 分析之資料。

(二) 舒適度評級

本研究的舒適度評量使用如表 2 的問卷紀錄受測者的主觀感受。題目根據測試之服裝分為十二大項，每項再細分為二題，總共二十四題，評級受測者的感覺，配合測驗期間，每題依當下感受自我評量穿著感覺，點選 1 到 5 分感受程度。在實際進行實驗時會將代號 X 的棉質 T 恤穿在內部，並且搭配代號 A 至代號 K 的服飾，因此共有 11 組實驗。

表 2 舒適度問卷設計

實驗組別代號	項目	舒適程度
X	棉質 T 恤	1.熱感覺:1~5 分
A	風衣外套	● 非常冷
B	針織外套	● 微涼
C	涼感外套	● 微溫
D	羽絨外套	● 熱
E	Softshell 外套	● 非常熱
F	風衣外套+羽絨外套	2.舒適度感覺:1~5 分
G	針織外套+羽絨外套	● 非常不舒適
H	涼感外套+羽絨外套	● 不舒適
I	風衣外套+ Softshell 外套	● 普通
J	針織外套+ Softshell 外套	● 舒適
K	涼感外套+ Softshell 外套	● 非常舒適

(三) 預測模型設計

首先將各種服飾給受測者穿上，再請受測者填寫問卷調查，而得到主觀描述的資料，客觀描述資料則是透過受試者穿著各款服飾，經由 PPG 量測訊號再做訊號的處理而得，再者把訊號參數丟進模型迴歸進行預測，然後將預測結果進行描述。然後將預測的結果與主觀描述做綜合分析比較，最後推薦服飾給受測者對象。

本研究的模型資料集設計如表 3 所示，一共有完整參數、時域參數及頻域參數等三種資料集。輸入 (X) 的參數有心率 (HR)、相鄰波峰時間差 (NN)、相鄰正常心跳間期差值超過 50 毫秒的比率 (pNN50)、正常心跳間距之標準差 (SDNN)、主軸的標準偏差 (SD1)、短軸的標準偏差 (SD2)、低頻 (LF)、高頻 (HF)、極低頻 (VLF)，輸出 (Y) 則是 11 種服飾的分類。本實驗資料透過五位受試者獲得，實驗衣服款式共有 11 個組合。而測驗時間 300 秒中設定 15 秒為一個心率區間，所以每一組資料又會拆分出 20 筆資料，因此每人將有 220 筆資料，五個人一共為 1100 筆。資料集再依比例 7:3 方式切割分為訓練集 770 筆和測試集 330 筆。

表 3 資料集設計

資料集	輸入(X)	輸出(Y)
完整參數 (A)	19 個特徵 時域參數+頻域參數	
時域參數 (B)	NN_mean	HR_min
	NN_min	HR_max
	NN_max	HR_std
	NN_std	SDNN
	HR_mean	RMSSD
SDSD	NN50	服飾種類(A-K) 11 個分類
pNN50	SD1	
SD1	SD2	
SD2		
頻域參數 (C)	4 個特徵 VLF-Abs LF-Abs	HF-Abs LF/HF

隨機森林是一種常用於分類預測和回歸預測的機器學習方法。隨機森林是一種由多棵決策樹所組成的集成學習模型，它有效的解決決策樹的過擬合問題，在預測效能上表現也相當良好，因此近年來隨機森林模型非常受到機器學習領域的青睞。本研究使用的隨機森林模型設計簡述如圖 3 所示，根據表 3 的 3 種資料集分別作為輸入，而模型輸出建議的服裝款式。模型的重要參數有估計器數量（estimators）、評估標準（criterion）及最大深度（max depth），這兩個主要參數將根據實驗結果設定。劃分時考慮的最大特徵數（max features）預設為 Auto。



圖 3 隨機森林模型的參數架構

肆、實驗結果與討論

自律神經系統的活性會因為年齡、性別或是所處環境而造成數值範圍改變，Bigger JT Jr 等學者研究文獻中，對來自對 715 名心肌梗死的患者進行了研究並做了二十四小時心電圖記錄進行了分析，獲得了如表 4 所示的 HRV 正常值參考表。諸多研究者也對心律變異度分析之變項間進行相關研究如 Hoshi 等學者對於受測者分為疾病中和健康條件下進行 30 分鐘仰臥姿心率分析去驗證 SD1、SD2 和 SD1/SD2 比率與心率變異性非線性指標之間是否存在某種相關性、Hsu 等學者藉由七氟醚誘導期間的交感迷走神經波動發現由仰臥姿向上到直立坐姿時，龐加萊圖的 LF 功率和 SD2 增加，HF 和 SD1 ($p < 0.05$) 以及 LF/HF 和 SD2/SD1 ($p < 0.01$) 之間存在顯著相關性，以及先前提及的 Bigger JT Jr 等學者於文中也表示在長期記錄下許多時域和頻域分析的測量變項之間互相存在非常強的相關性彙整如表 5 所示[27–29]。

表 4 HRV 正常值參考表

常用指數	平均正常值(±標準差)	單位
SDNN	141 ± 39	ms
RMSSD	27 ± 12	ms
TP	3466 ± 1018	ms ²
LF	1170 ± 416	ms ²
HF	975 ± 203	ms ²
nLF	54 ± 4	%
nHF	29 ± 3	%
LF/HF	1.5~2.0	

表 5 時域頻域間變項相關性

常用指數	近似頻域關聯性	生理意義
pNN50	HF	與副交感神經之活性相關
RMSSD	HF	與副交感神經之活性相關
SD1	HF	與副交感神經之活性相關
SD2	LF	反映交感與副交感之活性
SD2/SD1	LF/HF	反映自主神經活性之平衡
SD1	RMSSD	與副交感神經之活性相關
SD2	SDNN	表整體心率的變異的指標

一、實驗結果分析

將於測驗時受試者同步完成後的各款受測服飾之主觀感受問卷蒐集，整理結果如總表 6 兩種感覺之舒適度評級問卷總表。以及透過感測器蒐集受試者靜態時之自律神經活性，整理每位測試者的心率及脈搏變化，並使用心率變異分析計算取得之綜合結果如表 7 之心律變異度分析總表。表 8 則是記錄每一位受測者在實驗每一款服飾後的心律變異度分析，其中時域使用 SD1、SD2、SDNN，頻域則使用 LF-Abs、HF-Abs、LF/HF。

表 6 兩種感受之舒適度評級問卷總表

受測者 實驗組	平均值 - 舒適					平均值 - 熱				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
A	3	4	3	3	3	2	3	2	1	2
B	2	3	3	2	2	2	3	1	1	1
C	5	5	3	2	2	1	1	1	1	1
D	5	3	4	4	2	5	5	3	4	4
E	3	3	4	3	1	2	4	2	2	4
F	5	3	3	4	2	5	4	5	4	3
G	3	3	3	3	3	3	4	4	4	3
H	4	4	3	4	2	3	2	3	4	4
I	3	3	3	3	2	4	4	3	3	4
J	2	3	3	2	3	1	4	2	2	3
K	3	4	3	3	3	1	3	2	2	2
X	3	5	3	3	2	3	2	1	1	1

表 7 心律變異度分析總表

變項	受試者資料				
	1	2	3	4	5
nmi_mean	697.2±23.5	824±99.9	754.1±26.8	738.7±29	669.8±63.4
nmi_min	175.8±39.9	193.7±70.2	187.9±23.8	180±41.1	205.8±52.2
nmi_max	3422.1±1202.4	3883.7±1272.6	3912.1±1574	2565.8±335.2	2416.3±542.3
hr_mean	107.7±4.5	96±6.7	102.1±4.6	102.2±4.9	108.9±10.6
hr_min	19.8±6.8	17.1±5.3	17.6±6	23.8±3.1	25.9±4.8
hr_max	372.6±141.2	375.4±196.6	326.6±58.1	365.5±143.7	310.1±78.1
hr_std	51.4±7.5	53±7.5	52.7±4.9	53.7±3.6	52.4±8.7
sdnn	386.1±50.2	469±145	415.1±52.9	355.7±24.9	292.9±39.5
rmssd	490.8±80.2	540.9±133.8	493±71.4	445.5±21.4	404.3±66.4
sdsd	375.9±70.6	425±116.8	385.6±70.5	321±17.9	308.6±57.1
nn50	319.7±69.3	291.2±26.3	305.4±16	337.1±16.1	342.3±49.8
pnn50	79.7±5.8	79±3.4	76.1±2.3	80.8±3.3	75.2±5.6
SD1	347±56.7	382.5±94.6	348.6±50.5	315±15.1	285.9±47
SD2	417±54.7	538.6±187.8	467.1±59.1	390.9±39.5	297.6±37.2
SD1/SD2	0.8±0.1	0.7±0.1	0.7±0.1	0.8±0.1	1±0.1
LF-Abs	138212±85885	357629±392245	167946±178723	55893±17576	96396±166050
HF-Abs	132187±56176	147774±119510	122173±47471	88462±23836	117850±137147
LF/HF	0.9±0.4	2.6±3	1.2±1	0.6±0.2	0.6±0.2

表 8 心律變異度分析個別表

ID	服飾組	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	SD1	353	355	356	407	343	293	310	226	386	436	358
	SD2	545	393	492	474	403	364	353	332	468	476	415
	SDNN	460	376	430	442	375	331	335	300	429	457	387
	LF-Abs	369208	60330	75615	254120	224675	39049	59164	12656	271491	157147	102320
	HF-Abs	279000	117199	103519	161596	196460	71517	107696	35402	168413	234699	125374
	LF/HF	1.32	0.52	0.73	1.57	1.14	0.55	0.55	0.36	1.61	0.67	0.82
2	SD1	382	461	587	325	323	241	432	451	312	343	350
	SD2	528	637	885	315	347	277	715	684	440	488	597
	SDNN	462	556	754	321	336	259	591	580	381	422	490
	LF-Abs	220373	404198	1255814	67447	73430	22591	720494	713629	58115	108501	152071
	HF-Abs	149339	242392	446910	96083	112907	36971	67733	138219	81408	74585	128849
	LF/HF	1.48	1.67	2.81	0.70	0.65	0.61	10.64	5.16	0.71	1.46	1.18
3	SD1	343	443	352	327	296	355	425	276	362	305	344
	SD2	451	573	470	483	377	517	539	432	436	396	449
	SDNN	401	512	436	412	339	444	485	363	401	357	401
	LF-Abs	83909	621193	57642	144423	65128	78997	379652	52475	83578	35818	160554
	HF-Abs	114626	159202	89014	83551	86132	103326	188471	55054	178055	93113	185820
	LF/HF	0.73	3.90	0.65	1.73	0.76	0.77	2.01	0.95	0.47	0.39	0.86
4	SD1	378	323	319	316	345	315	328	301	294	294	314
	SD2	391	474	359	378	436	403	339	343	380	391	405
	SDNN	384	406	340	350	394	362	334	324	340	346	363
	LF-Abs	102607	76980	24471	31473	69346	59766	29619	43564	74618	54871	63927
	HF-Abs	187960	88713	63912	74246	120747	128452	91543	67140	113784	55878	80211
	LF/HF	0.55	0.87	0.38	0.42	0.57	0.47	0.32	0.65	0.66	0.98	0.80
5	SD1	294	298	368	259	353	215	279	237	275	253	322
	SD2	307	298	370	241	327	268	298	248	325	314	287
	SDNN	301	298	371	250	341	243	289	242	301	287	305
	LF-Abs	20138	32943	130935	35580	31546	16672	25302	12737	70340	23458	584449
	HF-Abs	64714	63661	181587	67168	96656	26087	47137	33722	113384	41690	507413
	LF/HF	0.31	0.52	0.72	0.53	0.33	0.64	0.54	0.38	0.62	0.56	1.15

(一) 舒適度評級表分析

第一位受試者在當熱感達到最高及最低時，顯示舒適感的比例較多且評級分數也達到滿分，若熱感約落在 2 至 4 級分相對舒適感也落在 2 至 4 級分中間段。

第二位受試者在熱感程度 4 級分時舒適感大部份維持在 3 級分，並且熱感程度較低時舒適感會相對提升，在著代號 C、代號 H、代號 K 的服飾中明顯舒適感上升。

第三位受試者的舒適感程度近全部維持在 3 級分，在熱感評級達最高與最低時，舒適感並無起伏，當熱感落在中間級數時，舒適感提升至 4 級分，尤著裝代號 D、代號 E 時。

第四位受試者的熱感與舒適感彼此逐影隨波，不過當感受的熱感評級相對較低時，還是有維持一定的舒適度，尤著裝代號 A、代號 B、代號 C 時。

第五位受試者在熱感指數偏高時，舒適感相對變差，在著代號 5 時舒適感低至一級分。而且熱感程度低於中間值偏低時，相對舒適感程度也隨之遞減，不過舒適感級分是略高於熱感評級之分數，尤著裝代號 A、代號 B、代號 C 時最為明顯。

(二) 時域和頻域分析

第一位受試者在穿著代號 A 時 SDNN 自律神經生理活性達到最高點，且 SD2 的數值皆高於 SD1，只有特別在穿著代號 A、代號 B、代號 C、代號 H、代號 J 時 SD2 數值與 SD1 數值有明顯差距，在穿著

代號 H 時，SD1 數值明顯相對更低一點，SDNN 自律神經整體活性則顯示心律變異度小表示穿著 H 時有達到較穩定健康的狀態。在頻域分析中，穿著代號 A 時交感神經總體活性相對最高，且只有在穿著代號 A、代號 D、代號 E、代號 I 時交感神經總體活性是高於副交感神經的活性，然而穿著代號 E 時交副感神經達到最佳平衡。

第二位受試者除了在穿著代號 D 時 SD2 數值低於 SD1，其餘 SD2 數值皆高於 SD1 數值。特別在穿著代號 D、代號 E、代號 F 時，SDNN 自律神經生理活性有明顯降低，且 SD1 與 SD2 數值同時降低也非常靠近。受試者在穿著代號 C 時 SDNN 自律神經生理活性達到最高點。相較於第一位受試者，第二位受試者的 SD2 與 SD1 數值的間距變化平均較大。在穿著代號 D 和 E 時，自律神經系統達到蠻不錯的平衡狀態。在頻域分析中，穿著代號 C、代號 G、代號 H 時交感神經總體活性相對突出且是高於副交感神經的活性。在穿著代號 E、代號 F、代號 I 時交感神經總體活性則是低於副交感神經的活性，然而穿著代號 K 時交副感神經達到最佳平衡。

第三位受試者 SD2 的數值皆高於 SD1，並且兩兩數值相對近乎平行並無太大變化，SDNN 自律神經整體活性以穿著代號 B、代號 G 數值較高，而穿著代號 E、代號 H 時數值較低，顯示心律變異度較小。在穿著代號 I 時，自律神經系統有較好的平衡狀態。在頻域分析中，只有在穿著代號 B、代號 D、代號 G 時交感神經總體活性相對突出且是高於副交感神經的活性，而在穿著其餘代號 A、代號 C、代號 E、代號 F、代號 H、代號 I、代號 J、代號 K 時交感神經總體活性皆是低於副交感神經的活性，然而穿著代號 H 時交副感神經達到最佳平衡。

第四位受試者在穿著服裝代號 B 時 SDNN 自律神經生理活性相對達到最高點，顯示心律變異度大。且第四位受試者 SD2 的數值皆高於 SD1，唯有在穿著服裝代號 A、代號 G 時 SD2 與 SD1 數值明顯兩兩相近，自律神經系統都有達到很好的平衡狀態。而在穿著服裝代號 H 時，SDNN 自律神經整體活性最低，顯示較穩定健康的狀態。相較其他幾位受試者，第四位受試者在頻域分析中，在穿著各種測試服裝時副交感神經的活性全部高於交感神經總體活性，並且大部分相對突出高於交感神經總體活性。而在穿著服裝代號 A 時交感神經總體活性最高，副交感神經活性也飆高，而唯有在穿著服裝代號 B、代號 J、代號 K 時交感神經總體活性上升並且極度靠近副交感神經的活性，尤著代號 J 時交副感神經達到最佳平衡。

第五位受試者 SD2 與 SD1 數值近幾乎兩兩達到一個平衡，並且與其他受試者結果對比穿著各款服飾間 SDNN 自律神經生理活性相對波動較小。只有特別在穿著代號 E、代號 K 時，SD2 數值略低於 SD1，然後在穿著代號 F、代號 I、代號 J 時 SD2 較明顯略高於 SD1。第五位受試者受試者在穿著代號 C 時 SDNN 自律神經生理活性達到最高點，而在穿著代號 H 時，SDNN 自律神經整體活性最低，顯示較穩定健康的狀態。在頻域分析中，在穿著代號 K 時相較其他受測款式交感神經總體活性與副交感神經活性達至最高，且唯有代號 K 交感神經總體活性高於副交感神經的活性，其餘皆是交感神經總體活性低於副交感神經的活性。然而穿著代號 K 時交副感神經達到最佳平衡。

二、服飾預測模型佈署

(一) 使用完整參數建立模型

本研究使用隨機森林作為核心模型，隨機森林的關鍵參數為模型評估標準、深度及估計器的數量。為了決定估計器數量以及評估標準，我們預先使用完整參數資料集建立不同參數的模型性能比較結果，如圖 4(a)和圖 4(b)所示，其中橫軸表示樹的數量、縱軸表示模型的準確率，其中模型最大深度未設定。根據這訓練及測試的結果可以觀察到隨著估計器數量增加，模型效能在前半段測試中大幅提升。圖 4(c)及 4(d)則是挑選估計器=10 並且找尋最適合的模型最大深度，從結果發現使用 Entropy 演算法效果較好，訓練資料與測試資料吻合準確率較高，因此最後根據評估結果選擇 10 棵樹且深度為 5 的 Entropy 演算法。

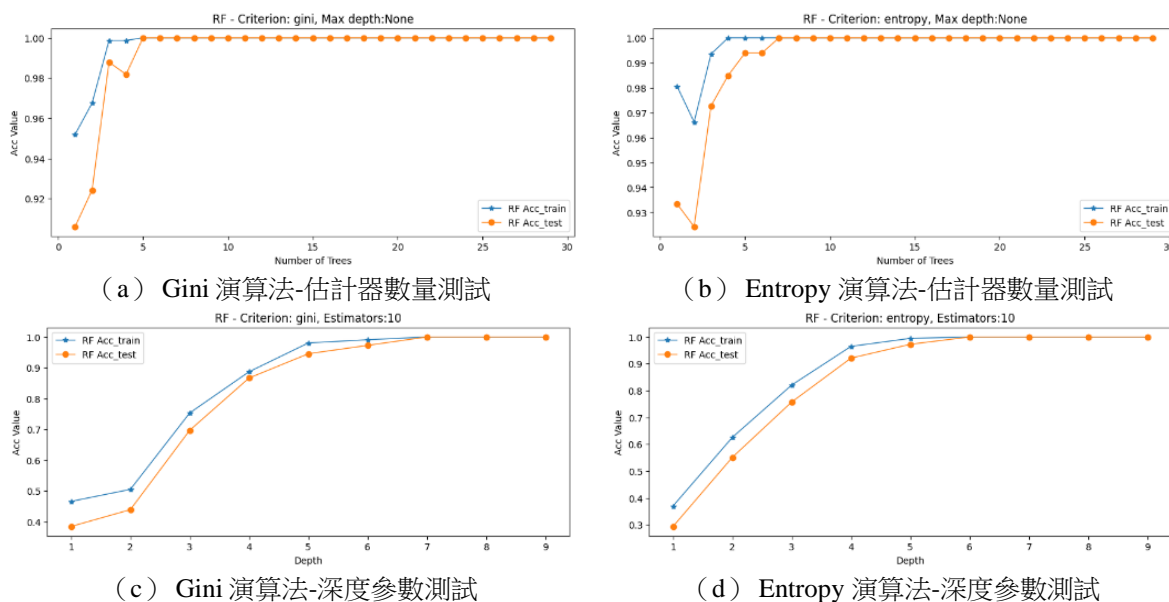


圖 4 資料集 A 使用不同演算法的訓練結果

(二) 使用時域參數建立模型

圖 5(a)和圖 5(b)中橫軸表示樹的數量、縱軸表示模型的準確率，根據這兩個結果可以觀察到隨著決策樹數量增加，模型的效能也會越好，而圖 5(d)使用 Entropy 演算法顯示比使用圖 5(c) Gini 演算法效果來的更好，訓練資料與測試資料吻合準確率較高，所以最後選擇 10 棵樹且深度為 5 的 Entropy 演算法。模型訓練完成後可以獲得各輸入特徵對於輸出的重要性分析，這可以觀察到第一個重要特徵是熱、第二個是心率等，這些特徵在臨床醫學上皆是有重要意義，且在生理學上熱感覺在生理熱舒適中也具有實質意義，所以這些特徵的重要性很高是合理的。

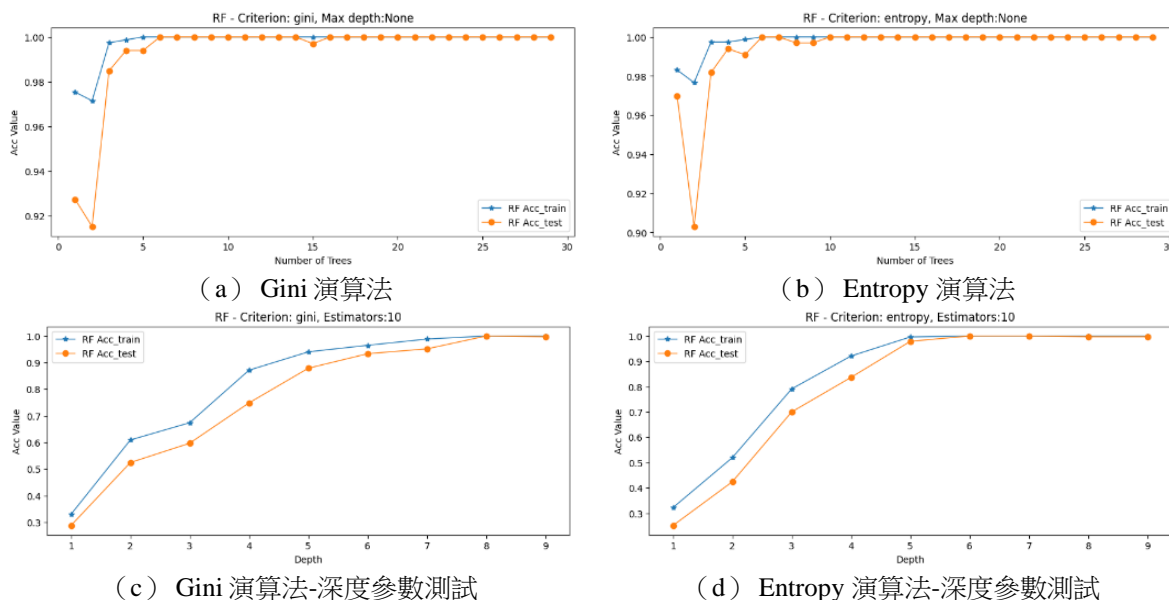


圖 5 資料集 B 使用不同演算法的訓練結果

(三) 使用頻域參數建立模型

圖 6(a)和圖 6(b)中橫軸表示樹的數量、縱軸表示模型的準確率，根據這兩個結果可以觀察到隨著決策

策樹數量增加，模型的效能也會越好，而圖 6(d)使用 Entropy 演算法顯示比使用圖 6(c) Gini 演算法效果來的更好，訓練資料與測試資料吻合準確率較高，所以最後選擇 10 棵樹且深度為 5 的 Entropy 演算法。模型訓練完成後可以獲得各輸入特徵對於輸出的重要性分析，這可以觀察到第一個重要特徵是熱、再來是 VLF、HF 等，這些特徵在臨床醫學上皆是有重要意義，且在生理學上熱感覺在生理熱舒適中也具有實質意義，所以這些特徵的重要性很高是合理的。

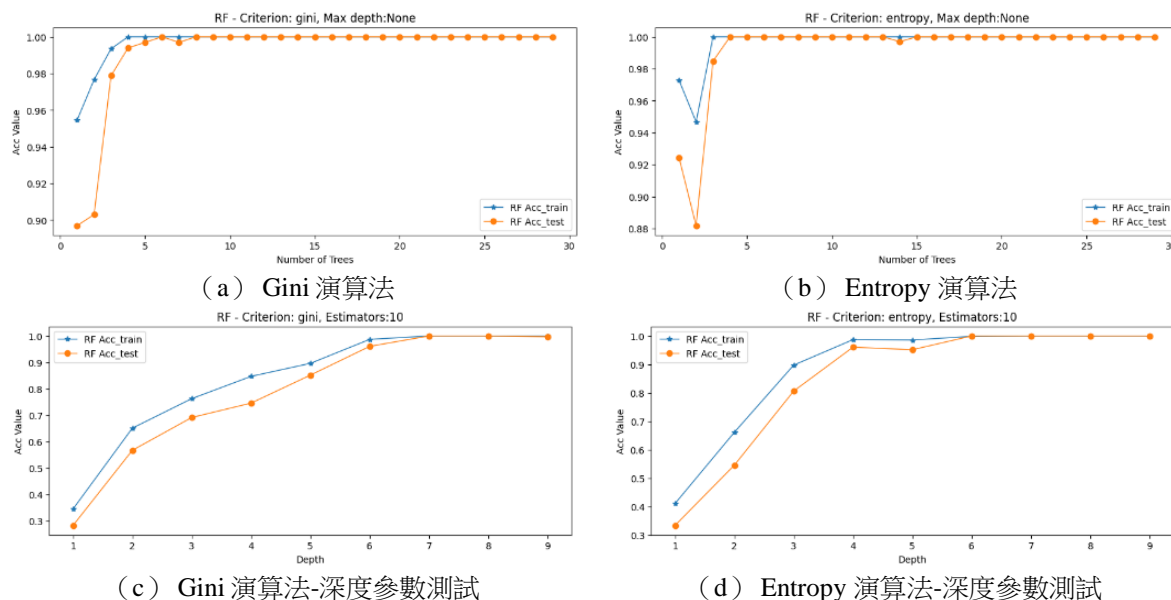


圖 6 資料集 C 使用不同演算法的訓練結果

(四) 模型測試結果

表 9 顯示的是完整的模型測試結果，其中分別使用了三種不同的資料集於訓練及驗證程序。結果表示時域參數資料集的訓練測試效果最好，而使用頻域資料集的效果最差。從表 3 也可以知道時域資料集共有 15 個輸入特徵，而頻域資料集僅有 4 個輸入特徵，相較之下應是少量特徵的頻域資料集更具備良好的預測能力。

表 9 各資料集的設計結果

資料集	訓練準確率	測試準確率
完整參數 (A)	0.993	0.978
時域參數 (B)	0.993	0.987
頻域參數 (C)	0.992	0.975

三、預測結果驗證

為驗證預測推薦結果，依據圖 7 的預測結果驗證流程，邀請受試者 4 穿上本實驗另外隨機提供的同材質不同顏色的服飾，先根據表 4 HRV 正常值參考表、表 8 心律變異度分析個別表之結果分析 HVR 各值為偏高值或是偏低值，再根據表 6 受測服飾主觀感受問卷之數值結果判斷自身冷熱以及服飾穿著舒適度，透過模型預測得知服飾的分類，在既有的資料當中，於相同環境條件下，驗證穿著相同材質的狀況下再次推薦他的服飾是否與既有資料一致，若受試者感覺微冷，則根據綜合分析結果來推薦受試者感覺微熱且舒適的服飾。

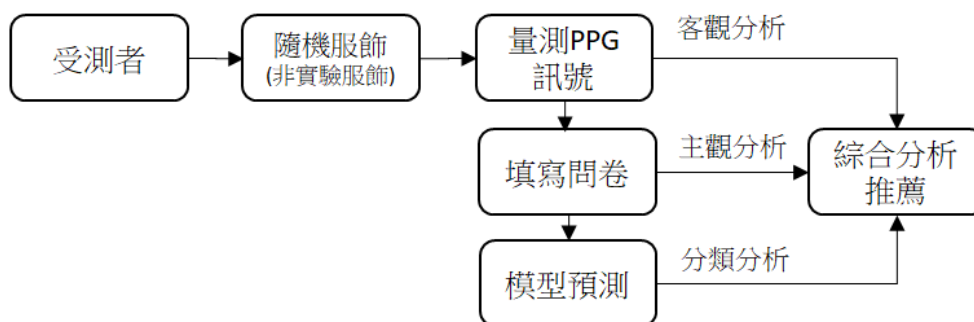


圖 7 預測結果驗證流程

表 10 受測對象之驗證實驗數據

變項	參數	變項	參數
nni_mean	697.2	nn50	342.3
nni_min	200.8	pnn50	78.7
nni_max	2700.4	SD1	301.7
hr_mean	104.7	SD2	343.7
hr_min	22.8	SD1/SD2	0.88
hr_max	300.2	VLF-Abs	29998.9
hr_std	49.5	LH-Abs	43564.3
sdsn	324.2	HF-Abs	67140.3
rmssd	426.8	LF/HF	0.65
sdsd	306.6		

給受測者 4 於量測前穿著的是代號 H 同款不同色的涼感外套加羽絨外套的組合，在相同的室內環境 26°C 條件下，執行 PPG 訊號量測並進行分析，從表 10 驗證實驗數據中可看出心率標準差維持在 49.5ms，表示受測者處於穩定狀態，而 LF/HF 數值比正常值偏低也表示受測者的身心狀態不處於活躍狀態。從受測者自填問卷結果分析應推薦暖感的外套，為避免穿著暖感外套感覺不舒適，因此搭配了涼感外套，與既有測試資料相同。最後模型預測分類結果為 H 類別，而綜合分析也推薦穿著的代號 H 之涼感外套加羽絨外套的組合，實際情況與預測結果吻合。

伍、結論

依據 SDNN 自律神經總體活性指標，在室內環境溫度 26°C、濕度 63%-65% 狀況下，推薦第一位受測對象的服飾為代號 H 的涼感外套加羽絨外套，推薦第二位受測對象的服飾為代號 F 的風衣外套加羽絨外套，推薦第三位受測對象的服飾是為代號 E 的 Softshell 外套，推薦第四位受測對象的服飾則為代號 H 的涼感外套加羽絨外套，最後推薦第五位受測對象的服飾也為代號 H 的涼感外套加羽絨外套。整體而言於此溫溼度條件下的實驗室內，五位年齡約 20 歲左右的受試者裡有三位皆被推薦代號 H 涼感外套加羽絨外套這組搭配，且在主觀舒適度分析中，此組合搭配的舒適度程度也是居冠。

每個人對於自己的舒適度具有不同的定義，透過本實驗觀察到從監測生理感測器角度切入可以輔助個人了解在指定的溫溼度狀況下，穿著甚麼樣的服裝搭配之熱感受與舒適感受，是可以達到最佳的交副感神經平衡以及降低 SDNN 整體心率變異率，並且可以透過模型的預測，在特定的環境條件下，推薦適當的服飾給每位實測對象。

參考文獻

- [1] Wolska, A., Owczarek, G., & Bartkowiak, G. (2010). UV protective textile clothing for workers exposed to natural and artificial UV radiation. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology (pp. 6260–6263). Buenos Aires, Argentina. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5628070>
- [2] Liu, R., Little, T. & Williams, J.R. (2014). Compression form-fitted athletic wear: Pressure performance, moisture management properties under different tension ratios, and corresponding psychophysical responses. *Fibers Polym*, 15, 632–644.
- [3] Li, M., Li, D.-P., Zhang, W.-Y., & Tang, X.-Z. (2009). *Factor analysis on subjective attributes affecting knitted fabric's comfort sensation*. First International Workshop on Database Technology and Applications, 2009 (pp. 695–698). Wuhan, China. <https://doi.org/10.1109/DBTA.2009.156>
- [4] Ferri, A., Corbellini, S., Parvis, M., & Splendore, M. (2010). *Compact RF sensors for monitoring thermo-physiological comfort of sportswear*. 2010 IEEE Instrumentation & Measurement Technology Conference Proceedings (pp. 1262–1267). Austin, TX, USA. <https://doi.org/10.1109/IMTC.2010.5487992>
- [5] Komazawa, M., Ito, K., Kobayashi, H., & Luo, Z. (2016). *Analysis of human autonomic nervous activity based on big data measurement via smartphone*. 2016 IEEE 14th Intl Conf on Dependable, Autonomic and Secure Computing, 14th Intl Conf on Pervasive Intelligence and Computing, 2nd Intl Conf on Big Data Intelligence and Computing and Cyber Science and Technology Congress (DASC/PiCom/DataCom/CyberSciTech) (pp. 842–847). Auckland, New Zealand. <https://doi.org/10.1109/DASC-PiCom-DataCom-CyberSciTec.2016.144>
- [6] Ahmed, A.K. (1988). *Integrated entrainment system for testing the autonomic nervous system in health and disease*. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 593–594, vol.2). New Orleans, LA, USA. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1988.94739>
- [7] Valenza, G., Fata, F., Citi, L., Saul, J., Bruno, R., & Barbieri, R. (2020). *Validation of sympathetic activity index from heart rate variability series: A preliminary muscle sympathetic nerve activity study*. 2020 Computing in Cardiology (pp. 1–4). Rimini, Italy. <https://doi.org/10.22489/CinC.2020.365>
- [8] Zhong, Y., Jan, K.-M., & Chon, K.H. (2006). Frequency modulation between low- and high-frequency components of the heart rate variability spectrum may indicate sympathetic-parasympathetic nonlinear interactions. 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 6438–6441). New York, NY, USA. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260815>
- [9] Lin, S.-H., Huang, Y.-C., Chien, C.-Y., Chen, Y.-C., Chou, L.-C., Huang, S.-C., & Jan, M.-Y. (2008). *A study of the relationship between two musical rhythm characteristics and heart rate variability (HRV)*. 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics (pp. 344–347). Sanya, China. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2008.305>
- [10] Meng, H., Lv, Y., Cui, L., Wang, Z., Lin, W., Yu, X., & Huang, M. (2011). *Hypothalamus mediates the cardiovascular changes induced by insular epilepsy*. Proceedings 2011 International Conference on Human Health and Biomedical Engineering (pp. 315–320). Jinlin, China. <https://doi.org/10.1109/HHBE.2011.6027962>
- [11] Scharf, J.E., & Rusch, T.L. (1994). *Spectral analysis of digital pulse plethysmograms during autonomic nervous system changes*. Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in

- Medicine and Biology Society (pp. 1298–1299 vol.2). Baltimore, MD, USA. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1994.415441>
- [12] Chun, K.W., Sun, C.-C., & Yang, N.-J. (2017). *An improved LOMB algorithm for HRV analysis on a PPG sensor for low-cost DSP processor*. 2017 IEEE International Conference on Consumer Electronics–Taiwan (ICCE-TW) (pp. 405–406). Taipei, Taiwan. <https://doi.org/10.1109/ICCE-China.2017.7991167>
- [13] Shah, M.H., Kazmi, S.A., Sidek, K.A., Khan, S., & Iqbal, F.T.Z. (2014). *Photoplethysmographic based heart rate variability for different physiological conditions*. 2014 IEEE Student Conference on Research and Development (pp. 1–6). Penang, Malaysia. <https://doi.org/10.1109/SCORED.2014.7072998>
- [14] Pinheiro, N., Couceriro, R., Henriques, J., Muehlsteff, J., Quintal, I., Goncalves, L., & Carvalho, P. (2016). *Can PPG be used for HRV analysis?* 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 2945–2949). Orlando, FL, USA. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591347>
- [15] Bhowmik, T., Dey, J., & Tiwari, V.N. (2017). *A novel method for accurate estimation of HRV from smartwatch PPG signals*. 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 109–112). Jeju, Korea. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036774>
- [16] Kazmi, S.A., Shah, M.H., Khan, S., & Khalifa, O.O. (2015). *Respiratory rate(RR)based analysis of PPG signal for different physiological conditions*. 2015 International Conference on Smart Sensors and Application(ICSSA) (pp. 166–171). Kuala Lumpur, Malaysia. <https://doi.org/10.1109/ICSSA.2015.7322531>
- [17] Izhar, Xu, W., Wang, X., Wang, R., & Lee, Y.-K. (2019). *Low-cost micro predictive mean vote(pmv)sensor and its application for smart personal ventilation systems*. 2019 IEEE 32nd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) (pp. 841–844). Seoul, Korea. <https://doi.org/10.1109/MEMSYS.2019.8870766>
- [18] Suciu, G., Beceanu, C., Anwar, M., Balaceanu, C.M., & Dobrea, M. (2018). *Weather monitoring for predicting thermal comfort and energy efficiency*. 2018 IEEE 24th International Symposium for Design and Technology in Electronic Packaging (SIITME) (pp. 156–160). Iasi, Romania. <https://doi.org/10.1109/SIITME.2018.8599260>
- [19] Raimundo, A.M., Quintela, D.A., Gaspar A.R., & Oliveira, A.V.M. (2012). *Development and validation of a computer program for simulation of the human body thermophysiological response*. 2012 IEEE 2nd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG) (pp. 1–4). Coimbra, Portugal. <https://doi.org/10.1109/ENBENG.2012.6331338>
- [20] Bertetto, A.M., Cadeddu, A., Niccolini, G., Di Pilla, L., & Ricciu, R. (2014). *Home automation systems and PMV classification for moderate confined environments*. 2014 23rd International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region (RAAD) (pp. 1–5). Smolenice, Slovakia. <https://doi.org/10.1109/RAAD.2014.7002277>
- [21] Harika, J., Baleeshwar, P., Navya, K., & Shanmugasundaram, H. (2022). *A review on artificial intelligence with deep human reasoning*. 2022 International Conference on Applied Artificial Intelligence and Computing (ICAAIC) (pp. 81–84). Salem, India. <https://doi.org/10.1109/ICAAIC53929.2022.9793310>
- [22] Arwin Datumaya Wahyudi Sumari, Rosa Andrie Asmara, Dimas Rossiawan Hendra Putra, & Ika Noer Syamsiana. (2021). *Prediction using knowledge growing system: A cognitive artificial intelligence approach*. 2021 International Conference on Electrical and Information Technology (IEIT) (pp. 15–20). Malang, Indonesia. <https://doi.org/10.1109/IEIT53149.2021.9587367>

- [23] Walsh, P., Bera, J., Sharma, V.S., Kaulgud, V., Rao, R.M., & Ross, O. (2021). *Sustainable AI in the cloud: Exploring machine learning energy use in the cloud*. 2021 36th IEEE/ACM International Conference on Automated Software Engineering Workshops (ASEW) (pp. 265–266). Melbourne, Australia. <https://doi.org/10.1109/ASEW52652.2021.00058>
- [24] Lu, M., & Li, F. (2020). Survey on lie group machine learning. *Big Data Mining and Analytics*, 3(4), 235–258. <https://doi.org/10.26599/BDMA.2020.9020011>
- [25] Li, N., Zhao, L., Chen, A.-X., Meng, Q.-W., & Zhang, G.-F. (2009). *A new heuristic of the decision tree induction*. 2009 International Conference on Machine Learning and Cybernetics (pp. 1659–1664). Hebei, China. <https://doi.org/10.1109/ICMLC.2009.5212227>
- [26] Ariza-Lopez, F.J., Rodriguez-Avi, J., & Alba-Fernandez, M.V. (2018). *Complete control of an observed confusion matrix*. IGARSS 2018 - 2018 IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium (pp. 1222–1225). Valencia, Spain. <https://doi.org/10.1109/IGARSS.2018.8517540>
- [27] Bigger J.T. Jr, Fleiss J.L., Steinman R.C., Rolnitzky L.M., Schneider W.J., & Stein P.K. (1995). RR variability in healthy, middleage persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction. *Circulation*, 91, 1936–43.
- [28] Bigger J.T. Jr, Fleiss J.L., Steinman R.C., Rolnitzky L.M., Kleiger R.E., & Rottman J.N. (1992). Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation*, 85(1), 164–71. <https://doi.org/10.1161/01.cir.85.1.164>. PMID: 1728446.
- [29] Hsu, C.-H., Tsai, M.-Y., Huang, G.-S., Lin, T.-C., Chen, K.-P., Ho, S.-T., Shyu, L.-Y., Li, C.-Y. (2012). Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiol. Scand.*, 50(1), 12–18. <https://doi.org/10.1016/j.aat.2012.03.002>.