

生醫渦流感測技術用於廣泛膚色族群適應性之穿戴手錶應用

Biomedical Eddy Current Sensing Technology (BECS) for Wearable Watches with Broad Skin-tone Applicability

王廷瑋

Ting-Wei Wang

現行穿戴式裝置多以光電容積脈搏波描記法 (photoplethysmography, PPG) 量測心率與血壓，但其效能易受膚色與光學條件影響。本文介紹一種可穿戴生醫渦流感測器 (biomedical eddy current sensor, BECS)，透過線圈與生物組織間的電磁耦合，非接觸式量測心血管活動所引起的共振頻率變化。BECS 可整合於智慧手錶實現即時動脈脈搏、心率與連續血壓監測，並具備膚色不敏感，為光學感測之新替代方案。

Conventional wearable devices rely on photoplethysmography (PPG) for cardiovascular monitoring; however, their performance is sensitive to variations in skin tone and optical conditions. This article presents a wearable biomedical eddy current sensor (BECS) that enables non-contact cardiovascular sensing by detecting resonance frequency shifts induced by electromagnetic coupling between a coil and biological tissue. The BECS can be integrated into smartwatches, offering skin-tone-insensitive and structurally robust monitoring as a promising alternative to optical sensing.

一、前言

隨著物聯網 (internet of things, IoT) 技術的快速發展，以及近年全球疫情的影響，穿戴式裝置在消費性電子與醫療應用市場中迅速普及⁽¹⁻³⁾。其能夠長時間、連續地進行個人健康監測，加上大眾對自身生理數據監測重要性的認知提升，進一步帶動整體穿戴式醫療與健康裝置市場的成長^(4, 5)。對穿戴式醫療裝置的需求，主要來自於人們希望以非侵入且便利的方式，持續監測生命徵象與健康指標，藉此改善健康管理成效與生活品質⁽⁶⁻⁸⁾。穿戴式健康裝置可用於偵測與監測多種健康狀態，包括心律不整^(9, 10)、高血壓^(11, 12) 以及壓力狀態⁽¹³⁾。透過對生命徵象的連續監測，使用者能夠及早察覺潛在健康風險，並採取適當的因應措施。因

此，穿戴式裝置在促進長期健康監測方面，具備改變醫療與研究模式的潛力。在長期健康監測應用中，現有多種非侵擾式穿戴裝置已被提出並廣泛應用^(14, 15)，其配戴形式涵蓋戒指型⁽¹⁶⁾、手腕型⁽¹⁷⁾、胸部配戴式⁽¹⁸⁾、耳掛式⁽¹⁹⁾以及頸部貼片式裝置⁽²⁰⁾。其中，手腕型穿戴裝置因可與日常配戴的手錶自然結合，兼顧舒適性與便利性，已成為長時間健康監測最具代表性的穿戴平台之一⁽²¹⁾。此外，手錶型穿戴裝置可整合多種嵌入式感測器，實現多面向的健康與活動監測功能，例如光電容積脈搏波描記法 (photoplethysmography, PPG^(22, 23))、生物電阻抗分析 (bioelectrical impedance analysis, BIA^(24, 25))、加速度計⁽²⁶⁾與陀螺儀⁽²⁷⁾等。其中，PPG 訊號為目前最常用於評估手腕動脈搏動血流變化的生理量測技術之一^(28, 29)。PPG 感測元件係利用光在皮膚組織中的穿透與反射特性，藉由量測動脈搏動所引起的血流變化，進而推估心血管相關生理訊號。當血液容積隨心搏週期改變時，反射光強度亦隨之產生變化，據此可擷取脈搏波訊號以進行心血管健康監測^(22, 30)。然而，不同族群之膚色差異主要源自黑色素含量不同，將影響光在皮膚中的穿透深度，進而可能導致生理量測結果產生誤差^(16, 31, 32)。為改善膚色對量測準確度的影響，Sel 等人提出一種以戒指結構實現的生物電阻抗量測方法，其在脈波量測上展現對膚色變化不敏感的特性⁽¹⁶⁾，並已於 Fitzpatrick 膚色分級中的第 1、4 與 6 型受試者身上獲得驗證。此外，亦有多項研究指出，基於生物電阻抗技術的手腕型穿戴裝置可應用於心率 (heart rate, HR) 與血壓 (blood pressure, BP) 監測^(24, 25, 33, 34)。然而，生物電阻抗感測仍需仰賴電極與皮膚直接接觸，乾式電極所產生的高接觸阻抗，可能降低訊號品質並影響生理量測的準確性^(35, 36)。

為解決現行手錶型穿戴裝置中，光電容積脈搏波描記法量測對膚色高度敏感的問題，本研究開發一種採用生醫渦流感測器 (biomedical eddy current sensor, BECS) 技術的線圈式手錶型穿戴裝置，藉由建立線圈與動脈之間的電磁耦合效應，在無需與皮膚直接接觸的情況下，實現脈搏訊號的連續量測。該線圈所產生的電磁波可透過手錶底蓋與皮膚，穿透至骨間動脈及微小動脈區域，進而持續擷取脈搏訊號。相較於傳統以 PPG 為基礎的手錶型感測器，所提出的 BECS 手錶不需於底蓋預留類似 PPG 所需的透明視窗或特定光學開孔，有助於維持手錶整體機構設計的完整性，並簡化製造與組裝流程。更重要的是，該電磁感應式感測方式在脈搏訊號量測上不受膚色差異影響，展現相較於光學 PPG 感測技術更高的適用性與穩定性。本研究發表於國際頂尖儀器與量測學期刊：IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement⁽³⁷⁾。

二、技術原理與方法

2.1 量測理論模型建立

本研究所提出之手腕配戴式非接觸心血管量測裝置，係採用生醫渦流感測器技術，透過手錶底殼建立感測線圈與手腕血管之間的磁耦合關係，如圖 1(a) 所示。根據法拉第電磁感應定律 (Faraday's law of electromagnetic induction)，線圈會產生時間變化的電磁場 $B_1(t)$ ，進而在鄰近的血管內誘發渦流；同時，這些渦流所產生的反向電磁場 $B_2(t)$ 亦會回饋並耦合至線圈端。圖 1(b) 顯示本研究所設計之感測器配置於手腕背側，主要量測目標為後骨間動脈及其微小動脈分支 (posterior interosseous artery and arterioles)⁽²²⁾。後骨間動脈的位置與深度係透過超音波影像系統 (H1300, BenQ) 搭配線性陣列探頭 (H1300 L154BH) 進行定位與確認，其平均深度約為 2.5 mm，血管直徑約為 1.4 mm⁽³⁸⁾。如圖 1(c) 所示，線圈與手腕動脈之間的磁耦合現象可透過等效變壓器電路模型加以描述^(39, 40)。在等效電路的一次側，感測線圈可

表示為一次側電感 L_r 、一次側電阻 R_r (代表線圈繞線電阻) 以及一次側電容 C_r ，共同形成一耦合式 LC tank。於二次側，具有即時脈動血流之手腕動脈則可等效為一個並聯組合，由時間變化的二次側電感 $L_v(t)$ 、電阻 $R_v(t)$ 與電容 $C_v(t)$ 所構成，用以描述血管於收縮期與舒張期期間，其導電率與介電常數隨時間變化的特性。根據圖 1(c) 所示之等效電路模型，其輸入阻抗 $Z_{in}(t)$ 可表示為公式 (1)，並可進一步分解為輸入電阻 $R_{in}(t)$ 與輸入電感 $L_{in}(t)$ ，分別如公式 (2) 與公式 (3) 所定義^(41, 42)。其中， $R_c(t)$ 與 $L_c(t)$ 代表由線圈與手腕動脈之間磁耦合效應所導入之等效電阻與電感項。其中， ω 為線圈所產生電磁波之角頻率，而 $M(t)$ 則為線圈與手腕動脈之間的互感值，如公式 (4) 所示。此處的 k 為一次側與二次側之間的距離相關耦合係數，其數值介於 0 與 1 之間；此外，由於手腕動脈具有週期性搏動特性，線圈與血管之間的距離亦隨時間改變，使得耦合係數呈現時間變化，表示為 $k(t)$ 。除了磁耦合效應之外，一次側電容 C_r 亦會受到線圈與血管表面之間寄生 C_{stray} 的影響，而該寄生電容與線圈至搏動血管表面之距離 d 呈反比關係^(41, 43)。在考慮電容耦合效應後，其有效一次側電容可表示為公式 (5)⁽⁴³⁾。

$$Z_{in} = R_{in} + j\omega L_{in} \quad (1)$$

$$R_{in}(t) = R_r + R_c(t) = R_r + \frac{\omega^2 M^2 R_v(t)}{\omega^2 L_v^2(t) + R_v^2(t) + \omega^4 L_v^2(t) R_v^2(t) C_v^2(t) - 2\omega^2 L_v(t) R_v^2(t) C_v(t)} \quad (2)$$

$$L_{in}(t) = L_r - L_c(t) = L_r - \frac{\omega M^2 (L_v(t) + \omega^2 L_v(t) R_v^2(t) C_v^2(t) - R_v^2(t) C_v(t))}{\omega^2 L_v^2(t) + R_v^2(t) + \omega^4 L_v^2(t) R_v^2(t) C_v^2(t) - 2\omega^2 L_v(t) R_v^2(t) C_v(t)} \quad (3)$$

$$M(t) = k(t) \sqrt{L_r L_v(t)} \quad (4)$$

$$C(t) = C_r + C_{stray}(t) \quad (5)$$

為量測因血液容積隨脈搏變化所引起的 $R_{in}(t)$ 、 $L_{in}(t)$ 與 $C(t)$ 之即時變動，本研究採用由 $R_{in}(t)$ 、 $L_{in}(t)$ 與 $C(t)$ 所構成之簡化等效 RLC 共振電路。透過交流電源驅動該 RLC 電路，其暫態響應可由公式 (6) 所示之二階微分方程式描述；在滿足 $R_{in}^2(t)/L_{in}^2(t) < 4/[L_{in}(t)C(t)]$ 的條件下，系統將呈現欠阻尼 (underdamped) 響應，其波形如公式 (7) 所示⁽⁴⁴⁾。因此，圖 1(c) 所示等效電路模型之共振頻率可表示為公式 (8)。藉由即時監測因手腕動脈搏動所引起之共振頻率變化，即可重建對應於 $R_{in}(t)$ 、 $L_{in}(t)$ 與 $C(t)$ 變動的脈波訊號，如圖 1(d) 所示。其中，圖 1(d) 中的紅色脈波訊號即對應於公式 (8)，其直流成分主要來自 L_r 、 C_r 、 R_r 以及非搏動性組織 (皮膚、軟組織與非搏動血液)，而交流成分則源自手腕動脈中的搏動血流。

$$\frac{d^2 U(t)}{dt^2} + \frac{R_{in}(t)}{L_{in}(t)} \frac{dU(t)}{dt} + \frac{U(t)}{L_{in}(t)C(t)} = 0 \quad (6)$$

$$U(t) = e^{-\frac{R_{in}(t)}{2L_{in}(t)}t} \left\{ A_1 \cdot \sin \left(\sqrt{\frac{1}{L_{in}(t)C(t)} - \left(\frac{R_{in}(t)}{2L_{in}(t)} \right)^2} t \right) + A_2 \cdot \cos \left(\sqrt{\frac{1}{L_{in}(t)C(t)} - \left(\frac{R_{in}(t)}{2L_{in}(t)} \right)^2} t \right) \right\} \quad (7)$$

$$f(t) = \frac{\omega(t)}{2\pi} = \frac{\sqrt{\frac{1}{L_{in}(t)C(t)} - \left(\frac{R_{in}(t)}{2L_{in}(t)} \right)^2}}{2\pi} \quad (8)$$

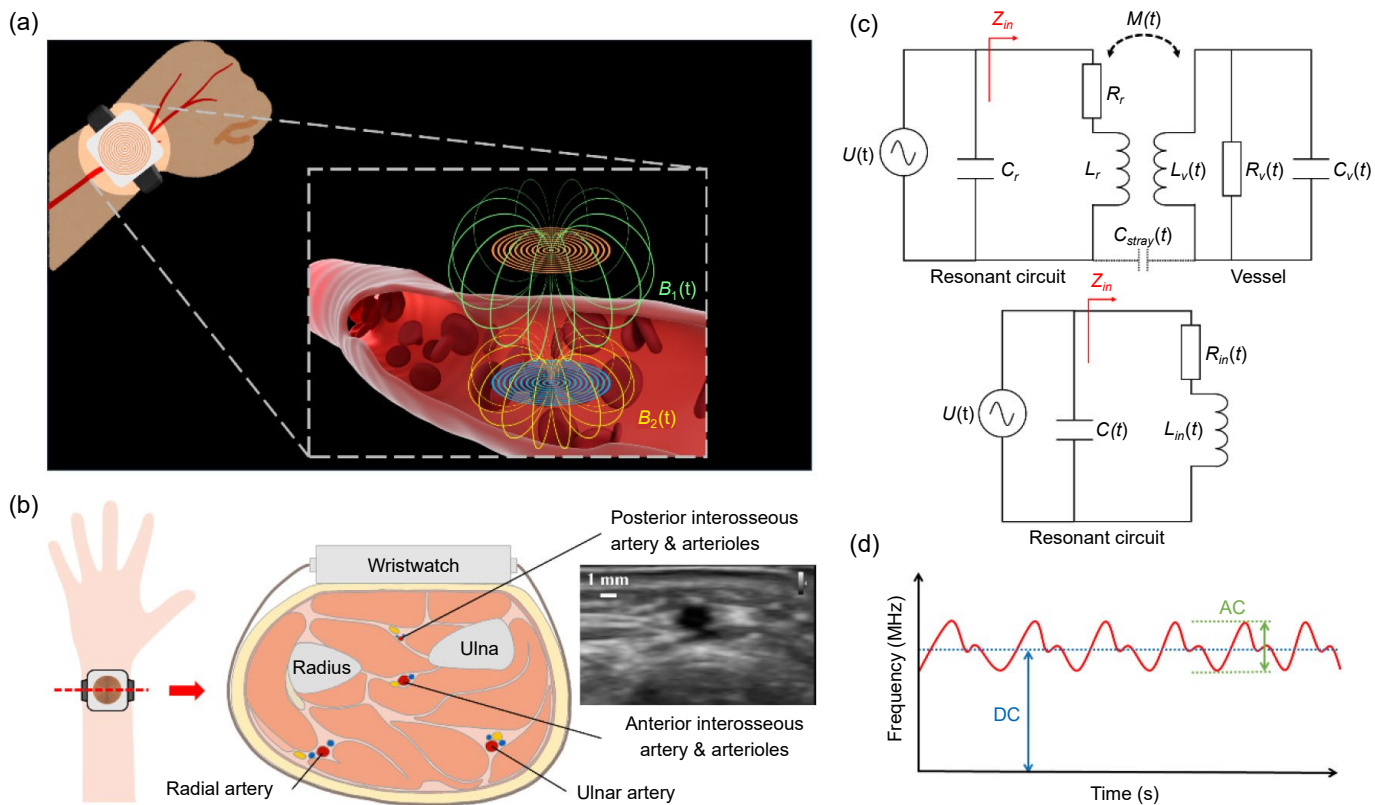


圖 1. 感測原理⁽³⁷⁾。

2.2 感測裝置設計

本研究所提出之 BECS 手錶型穿戴裝置主要由 LC 共振電路、電流源、頻率計數器及無線微控制單元 (microcontroller unit, MCU) 所組成，如圖 2(a) 所示。各元件於手錶殼體內之配置方式則如圖 2(b) 的爆炸圖所示，其核心模組包含一組 LC 共振電路、一顆電感轉數位轉換器 (Inductance-to-digital converter, LDC) 晶片 (LDC1614, Texas Instruments) 以及一顆無線 MCU (BMD-380, u-blox)。為驗證所提出之設計概念，所有元件皆整合於一個壓克力材質的手錶外殼中，其外型尺寸分別為長 45 mm、寬 45 mm 與厚 18 mm，如圖 2(c) 所示。LC 共振電路係由一顆電感值為 $8.06 \mu\text{H}$ 的線圈所構成，該線圈以 AWG46 規格之 Litz 線繞製，直徑為 1.7 cm，總繞線圈數為 11 圈，分布於 4 層結構中，並與一顆 1.34 nF 的 C0G/NP0 陶瓷電容並聯，形成約 1.5 MHz 的共振頻率。電感轉數位轉換器與無線 MCU 則整合於同一印刷電路板 (printed circuit board, PCB) 上，板尺寸約為 $2.08 \text{ cm} \times 2.30 \text{ cm}$ 。本研究選用 LDC1614 作為電感轉數位轉換器晶片，主要考量其內建電流源與頻率計數功能，並可提供高達 28 位元解析度及寬廣的共振頻率量測範圍 (1 kHz 至 10 MHz^(45, 46))，適合用於高解析度之共振頻率偵測應用。整體感測系統由一顆額定電壓為 4.2 V 的鋰電池供電，並透過錶帶固定於手腕上方。在量測過程中，LDC1614 內建之電流源提供最高 1.5 mA 的驅動電流⁽⁴⁵⁾，以激發 LC 共振電路產生穩定的共振波形；隨後，利用 LDC1614 內部之頻率計數器，搭配 40 MHz 之參考時脈⁽⁴⁷⁾，即時量測該共振波形的共振頻率。最後，所量測之共振頻率資料會透過 I2C 通訊介面傳送於無線 MCU (BMD-380, u-blox)，以進行後續無線資料傳輸與系統控制。

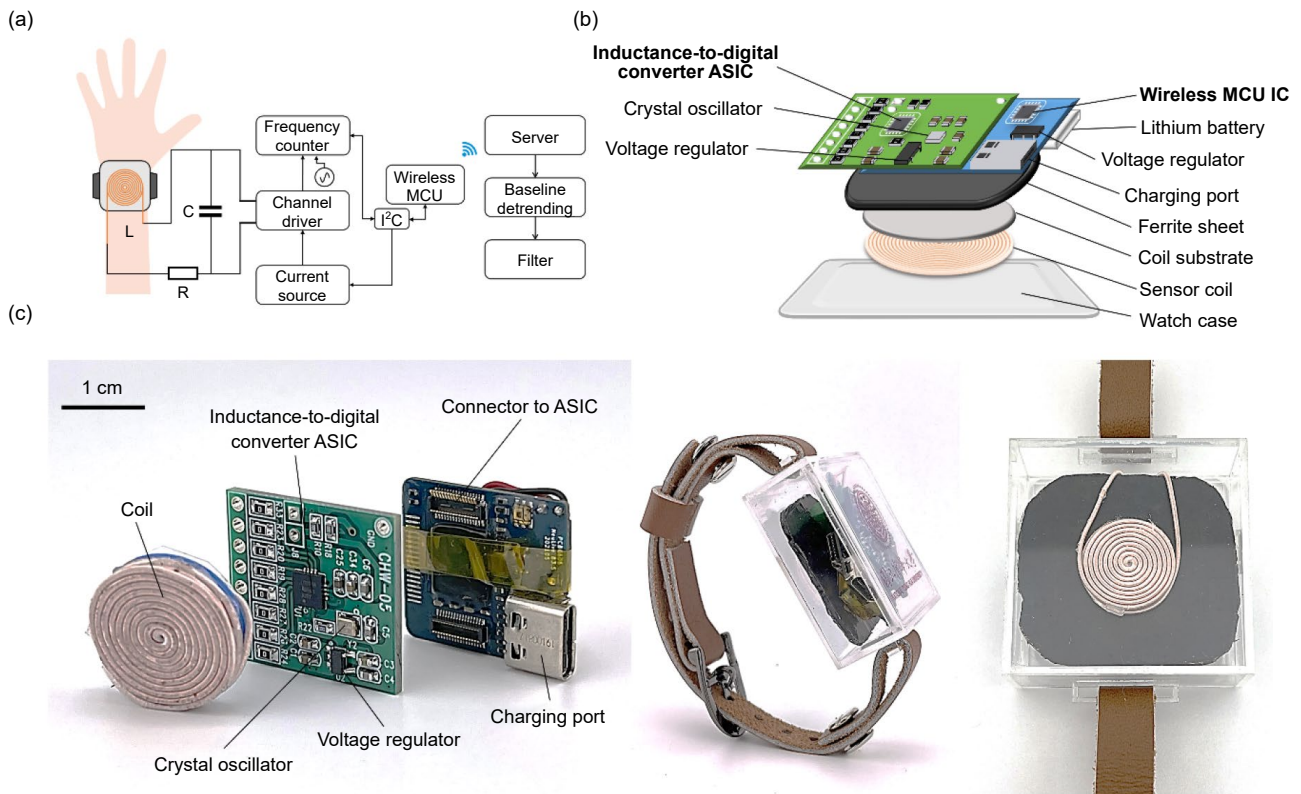


圖 2. 感測裝置設計⁽³⁷⁾。

三、實驗結果

3.1 感測器線圈特性

本研究使用阻抗分析儀 (E4990A, Keysight) 搭配阻抗探棒套件 (16047E, Keysight) 量測感測線圈之電氣特性，量測頻率範圍由 20 Hz 掃描至 120 MHz，共取 1601 個頻率點。線圈於整個頻率範圍內的電感值與電阻值如圖 3(a) 所示。由於線圈繞線所造成的分佈式寄生電容與繞線電阻影響，其電感行為在高頻時會產生不理想的自共振頻率 (self-resonant frequency, SRF)，本研究量測得到之 SRF 為 28.28 MHz。當操作頻率高於 SRF 時，線圈的等效行為將趨近於電容特性，可能導致電感不穩定，進而影響所提出之 LC 共振式感測效能。在本研究的設計中，所提出之 LC 共振電路其操作共振頻率設定為 1.5 MHz，明顯低於線圈的自共振頻率 28.28 MHz。於該設計共振頻率下，量測所得線圈電感值與電阻值分別為 8.06 μH 與 0.71 Ω 。此外，品質因數 (quality factor, Q factor) 常被視為影響感測靈敏度的重要指標之一，可用以評估感測線圈於特定頻率下的能量儲存與損耗特性⁽⁴⁸⁾。圖 3(b) 顯示所提出線圈在不同頻率下的 Q 因數變化情形。量測結果顯示，線圈之最大 Q 因數為 134.95，對應之中心頻率約為 0.68 MHz，其 3 dB 頻寬約為 1.5 MHz，涵蓋頻率範圍由 0.3 MHz 至 1.8 MHz。所設計之共振頻率 1.5 MHz 落於該 3 dB 頻寬範圍內，對應之 Q 因數為 106.72。綜合上述結果可知，本研究所設定之操作共振頻率不僅顯著低於線圈之自共振頻率，亦位於線圈高 Q 值之半功率頻寬範圍內，顯示該線圈設計適用於本研究所提出之 LC 共振式感測應用。

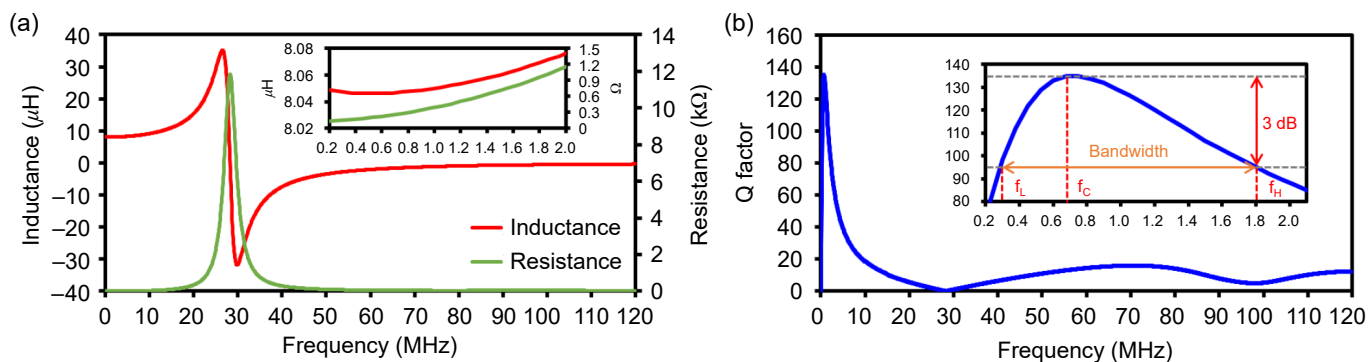


圖 3. 使用阻抗分析儀量測線圈電氣特性⁽³⁷⁾。

3.2 人體量測驗證與心律不整量測之可行性

本研究涉及人體量測實驗，已通過國立清華大學研究倫理審查委員會審核 (核准編號：11112HM120)。為驗證所提出感測器在脈搏訊號量測上的功能效能，本研究以商用心電圖系統 (MP36, BIOPAC Systems Inc.) 作為參考，進行為期 15 秒的同步生理量測。所提出之手錶型感測器配戴於受試者左手腕，以取得原始量測訊號。在後續訊號處理流程中，首先於 MATLAB 環境下利用 PolyFit 函數進行基線漂移校正⁽⁴⁹⁾；完成校正後，再以四階巴特沃斯濾波器進行頻帶濾波，設定頻寬為 0.5 Hz 至 3.5 Hz，以涵蓋一般心率範圍，並取得處理後之脈搏訊號⁽⁵⁰⁾。在同步量測 ECG 與 BECS 脈搏訊號的結果中可觀察到，經濾波後之 LC 感測器脈搏訊號在節律上與 ECG 訊號具有良好一致性，如圖 4(a) 所示。此外，對即時量測之 BECS 脈搏訊號與 ECG 訊號進行快速傅立葉轉換 (fast Fourier transform, FFT) 之頻域分析，其結果如圖 4(b) 所示。FFT 分析顯示，BECS 脈搏訊號與 ECG 訊號皆呈現 1.5 Hz 的主要頻率峰值，對應之心率為 90 bpm，進一步驗證兩者在心率量測上的一致性。進一步地，在進行 70 秒同步 ECG 與 BECS 脈搏訊號量測的過程中，發現一名受試者呈現不規則心跳現象，其 ECG 訊號與 RR 間期 (RR interval) 分析結果分別如圖 4(d) 與圖 4(c) 所示。對應之 FFT 分析結果顯示，BECS 脈搏訊號與 ECG 訊號在 70 秒量測期間皆呈現 1.18 Hz 的主要頻率峰值，分別如圖 4(h) 與圖 4(j) 所示，對應之心率約為 82 bpm。值得注意的是，在 ECG 訊號中於時間點 2 s [圖 4(e)]、27 s [圖 4(f)] 與 62 s [圖 4(g)] 觀察到一種心律不整型態，即心室早期收縮 (premature ventricular contraction, PVC)。該型心律不整之特徵包括 ECG 訊號中 P 波與 T 波缺失，以及 QRS 波群時間延長⁽⁵¹⁾。在這些 PVC 發生的時間點，BECS 所量測之脈搏訊號亦未出現對應的壓力波形，顯示心室於心房尚未完全充盈前即提前收縮，導致有效血液射出量不足。除時間域分析外，本研究亦對 BECS 脈搏訊號 [圖 4(i)] 與 ECG 訊號 [圖 4(k)] 進行連續小波轉換 (continuous wavelet transform, CWT) 之時頻分析。CWT 結果清楚顯示，在 2 s、27 s 與 62 s 等時間點，ECG 與 BECS 訊號皆呈現明顯的心律不整特徵，進一步證實所提出之 BECS 感測器具備偵測不規則心跳事件的能力。

3.3 不透明手錶外殼與長袖衣物條件下之脈搏訊號量測

為驗證所提出之 BECS 技術可在無需於手錶底殼設置類似 PPG 所需透明視窗的情況下，仍能透過電磁感應原理進行脈搏量測，本研究分別於手錶外殼為透明與不透明兩種條件下進行脈搏訊號量測與比較。不透明條件係以黑色電工膠帶完整包覆手錶外殼側面所形成。

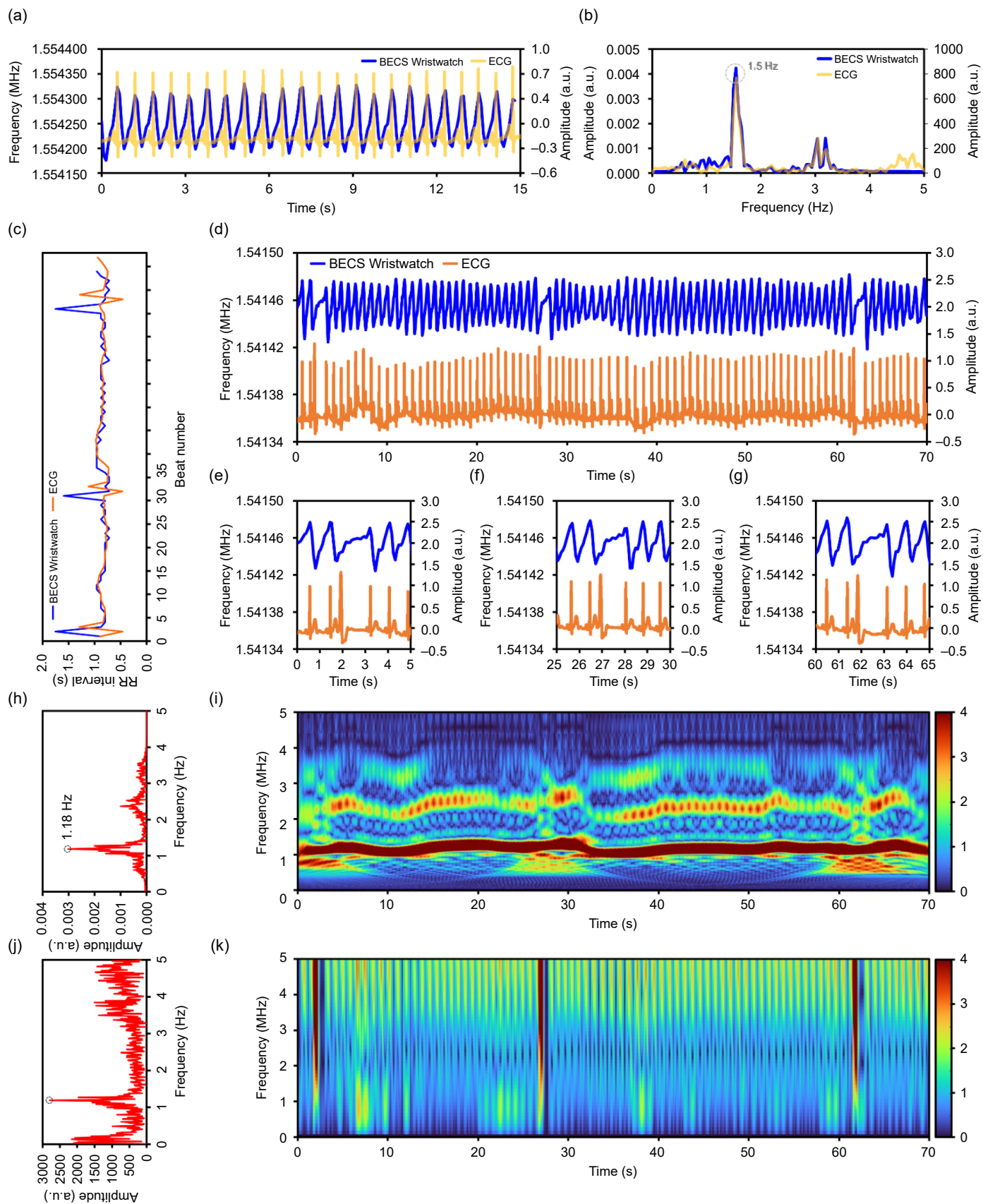


圖 4. 所提出的 BECS 感測器與 ECG 感測器進行同步量測⁽³⁷⁾。

圖 5(a) 與圖 5(b) 分別顯示在透明與不透明外殼條件下，所量測之平均脈搏振幅，其數值分別為 35.54 Hz 與 28.67 Hz。對應之快速傅立葉轉換 (FFT) 分析結果如圖 5(d) 與圖 5(e) 所示，在兩種外殼條件下皆量測得到相同的心率值，約為 63 bpm。為進一步突顯所提出 BECS 手錶在完全非接觸式量測上的能力，實驗過程中安排受試者穿著厚度為 0.38 mm 的長袖衣物進行驗證。在手腕被衣物覆蓋的情況下，量測結果仍顯示該感測器可透過非接觸式電磁感應方式量測手腕動脈訊號，其時間域分析結果可清楚辨識心臟節律，脈搏振幅約為 26.25 Hz，如圖 5(c) 所示；而 FFT 分析結果則顯示心率同樣為 63 bpm，如圖 5(f) 所示。綜合上述結果可觀察到，在透明外殼、不透明外殼，以及不透明外殼搭配長袖衣物等三種實驗條件下，雖然量測並非同步進行，但於測試時間區間內所量測之平均脈搏振幅與感測靈敏度皆呈現相近的表現，如圖 5(g) 所示。值得注意的是，透過 FFT 分析所得到的心率結果在所有測試條件下皆保持一致。上述實驗結果進一步驗證，即使在不透明手錶外殼以及手腕外覆衣物的情況下，仍可透過電磁感應原理穩定量測脈搏訊號，顯示 BECS 技術於實際穿戴情境中的高度可行性。此外，將 LC 共振電路完整整合於手錶外殼內部，無需額外設置透明開孔，不僅可維持手錶外殼的結構完整性，亦有助於簡化製造流程，提升實際產品化的可行性。

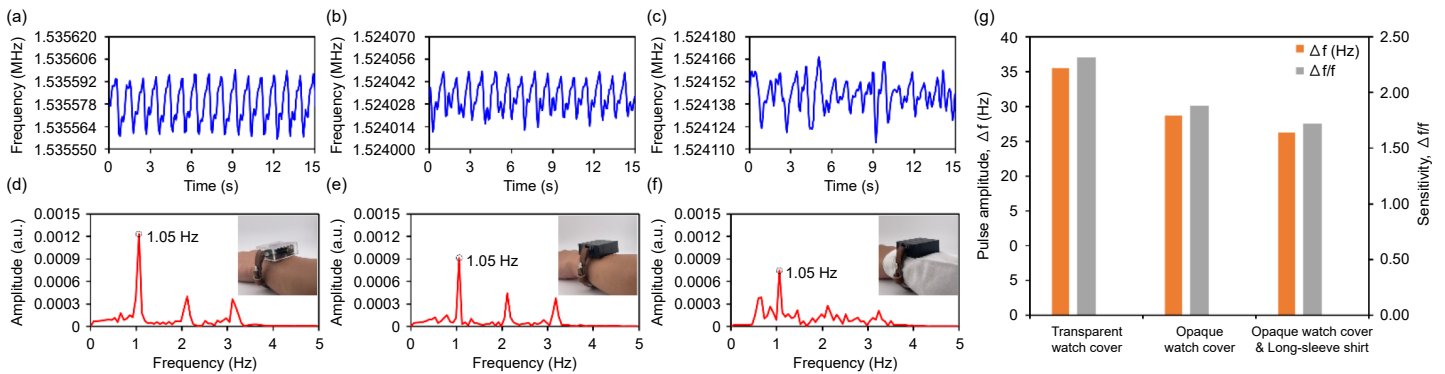


圖 5. 比較不同量測條件包含錶殼透明、錶殼非透明、錶殼非透明且受測者著長袖狀態下量測脈搏訊號⁽³⁷⁾。

3.4 不同操作共振頻率基值對脈搏量測之影響

由 LC 共振電路所產生之操作共振頻率，會同時影響線圈所發射交流磁場所誘發之渦流能量與其在組織中的穿透深度。理論上，根據集膚效應，較低的共振頻率可使電磁場穿透至較深層的血管組織⁽⁵²⁾。然而，線圈於低頻操作時，在目標區域內所誘發之渦流能量相對較低。相對地，提高共振頻率雖可增加渦流能量，但若操作頻率過高，將在理論上限制磁場穿透深度，並加劇感測線圈之寄生電容效應，使操作共振頻率逐漸接近線圈的自共振頻率，進而導致量測不穩定。為展示具個人化與最佳化潛力之感測方案，本研究針對單一受試者評估可調式操作共振頻率對脈搏量測之影響。依據線圈特性分析結果 (圖 3)，所選擇之測試頻率皆設定為顯著低於線圈自共振頻率 28.28 MHz，並落於其 3 dB 頻寬範圍內 (0.3 MHz 至 1.8 MHz)。實驗中於 PCB 轉接板上整合五顆不同電容值，分別為 14.98 nF、5.91 nF、3.85 nF、2.38 nF 與 1.34 nF，並與電感值為 8.06 μ H 之線圈形成並聯電容陣列，對應產生約 0.4 MHz、0.7 MHz、0.9 MHz、1.1 MHz 與 1.5 MHz 之操作共振頻率，如圖 6(a) 所示。在上述五種不同操作共振頻率設定下，於同一受試者身上所量測之脈搏訊號結果分別呈現於圖 6(b)

至圖 6(f)。由圖 6(g) 之彙整結果可知，當操作共振頻率為 1.5 MHz 時，其脈搏活動所引起之頻率振幅變化 Δf 與相對靈敏度 $\Delta f/f$ 為五種條件中最大，分別為 21.94 Hz 與 1.43×10^{-6} 。相較之下，其餘操作頻率之量測結果分別為 0.4 MHz (3.83 Hz 與 8.37×10^{-6})、0.7 MHz (3.55 Hz 與 4.87×10^{-6})、0.9 MHz (6.03 Hz 與 6.67×10^{-6}) 以及 1.1 MHz (8.73 Hz 與 7.61×10^{-6})。此外，對應之快速傅立葉轉換分析結果如圖 6(h) 至圖 6(l) 所示，亦顯示在五種操作共振頻率條件中，1.5 MHz 所獲得之基頻成分最為顯著。綜合上述結果可知，透過切換電容以調整操作共振頻率，能有效最佳化感測條件，並依個別受試者需求進行感測參數之調適。

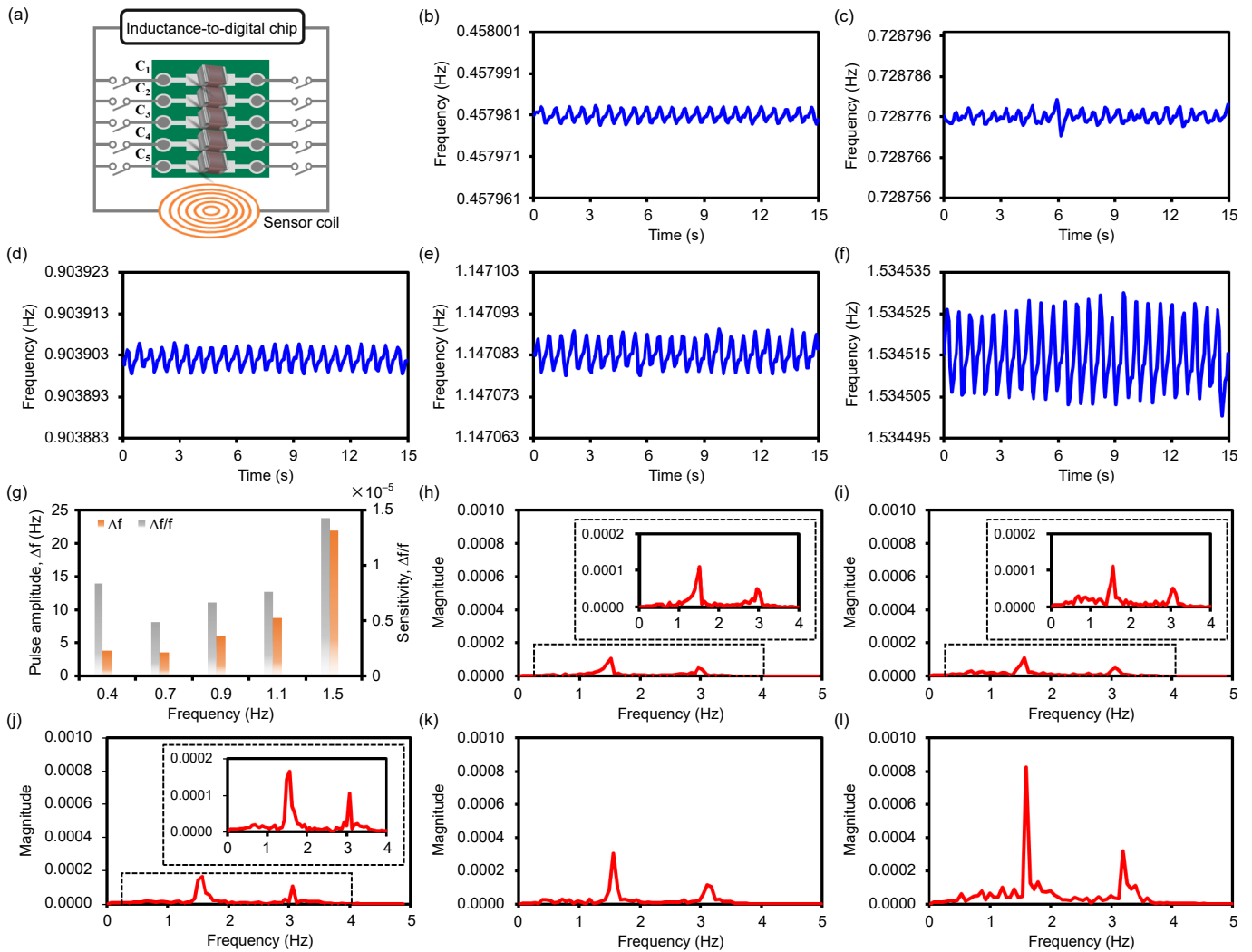


圖 6. 不同操作共振頻率基值對脈搏量測之影響⁽³⁷⁾。

3.5 不同手勢下對脈搏量測之影響

為評估所提出之 BECS 手錶型穿戴裝置在手指活動情況下對脈搏訊號量測之影響，本研究請受試者依序執行六種不同的手指動作進行訊號測試，如圖 7(a) 所示。圖 7(b) 呈現各手指動作切換期間所量測之連續 BECS 訊號，其中每一動作轉換約持續 20 秒。儘管在手指瞬間施力時，量測訊號的振幅會出現輕微變化，但整體訊號仍可作為可靠的冗餘訊號用於心率

偵測，如圖 7(c) 所示。六種手指動作下所對應之平均脈搏振幅與感測靈敏度彙整如圖 7(d) 所示。除可於不同手指動作下穩定量測脈搏訊號外，不同動作所對應之平均脈搏振幅差異亦顯示該感測系統於未來具備應用於手勢辨識之潛力。

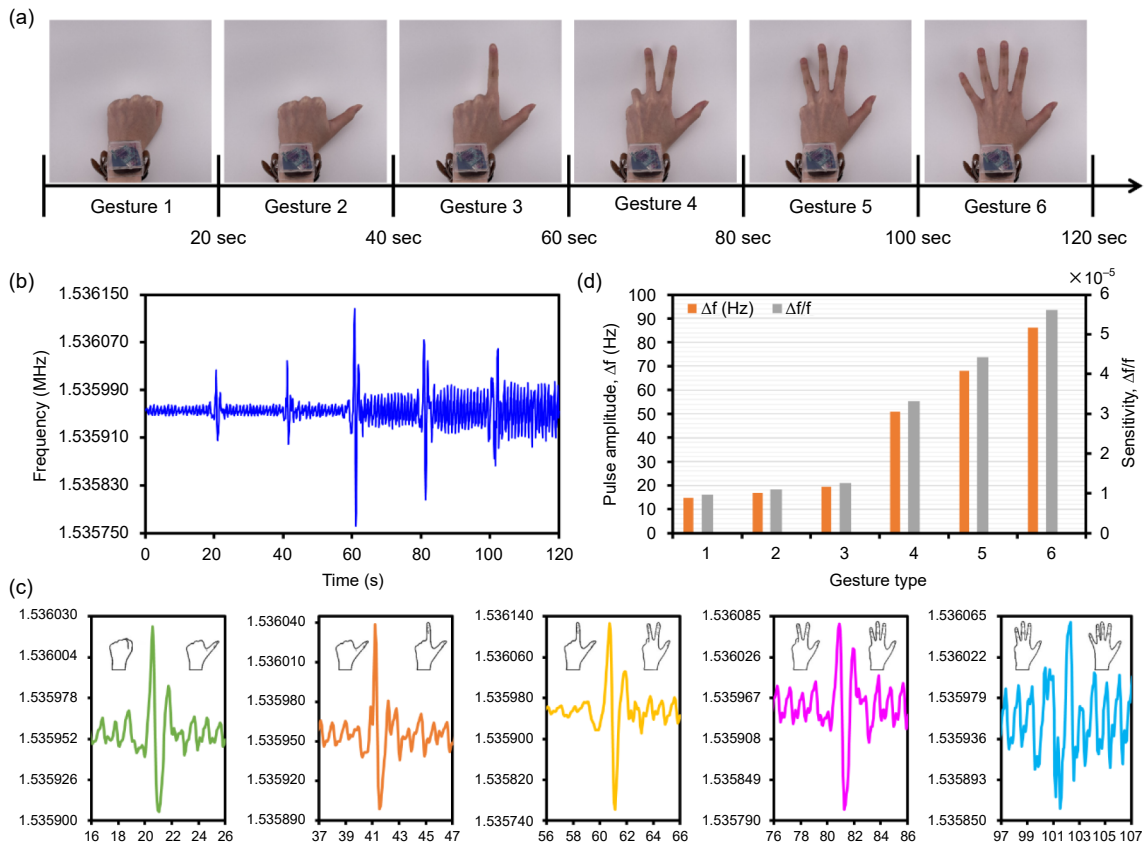


圖 7. 不同手勢下對脈搏量測之影響⁽³⁷⁾。

3.6 不同膚色族群之 BECS 與 PPG 波形比較

目前市售之穿戴式手錶多採用以 PPG 為基礎之感測器進行心率監測。然而，相關研究指出，PPG 訊號品質可能會受到膚色差異影響，其主要原因在於不同黑色素含量對光吸收程度的差異。此種對膚色變化高度敏感的特性，可能導致血液容積變化之量測準確度降低，特別是對於深色膚色族群。為評估不同膚色對訊號量測之影響，本研究比較兩種 PPG 模組 (SEN203, DFROBOT) 與本研究所提出之基於電磁感應原理的血液容積估測技術 (BECS)，並於三位具不同膚色之受試者身上進行脈搏訊號量測。受試者膚色依據 Fitzpatrick 膚色分級系統分類為第 2 型 (白皙)、第 3 型 (淺棕色) 與第 5 型 (深棕色)⁽¹⁶⁾。為確保感測器配置一致性，所有 PPG 與 BECS 感測器皆安裝於透明壓克力手錶外殼中，並分別配戴於左右手腕進行同步量測，如圖 8(a) 所示。如圖 8(b) 所示，為公平比較不同心率條件下之波形形態差異，本研究依據公式 (9)⁽⁵³⁾，利用各心跳之心搏間期 (inter-beat interval, IBI)，對 PPG 與 BECS 量測之脈搏訊號進行時間與振幅正規化處理。其中，Signal0 與 Signaln 分別代表原始脈搏訊號與經正規化後之脈搏訊號。圖 8(c) 顯示，隨著膚色加深，PPG 手錶型感測器之波形一致性明顯下降，其正規化平均波形形態之標準差由第 2 型膚色的 0.0823 增加至第 5 型

膚色的 0.1946；相較之下，BECS 量測之訊號僅由 0.0541 增加至 0.0820，且未呈現與膚色相關之顯著變化趨勢。上述結果顯示，相較於 PPG 感測器，所提出之 BECS 手錶型感測系統因採用電磁感應量測原理，在脈搏訊號量測上具備對膚色不敏感之顯著優勢，進而擴展其在多元族群中的適用性。

$$\text{Signal}_n = \frac{\text{Signal}_0 - \text{Minimum}(\text{Signal}_0)}{\text{Maximum}(\text{Signal}_0) - \text{Minimum}(\text{Signal}_0)} \quad (9)$$

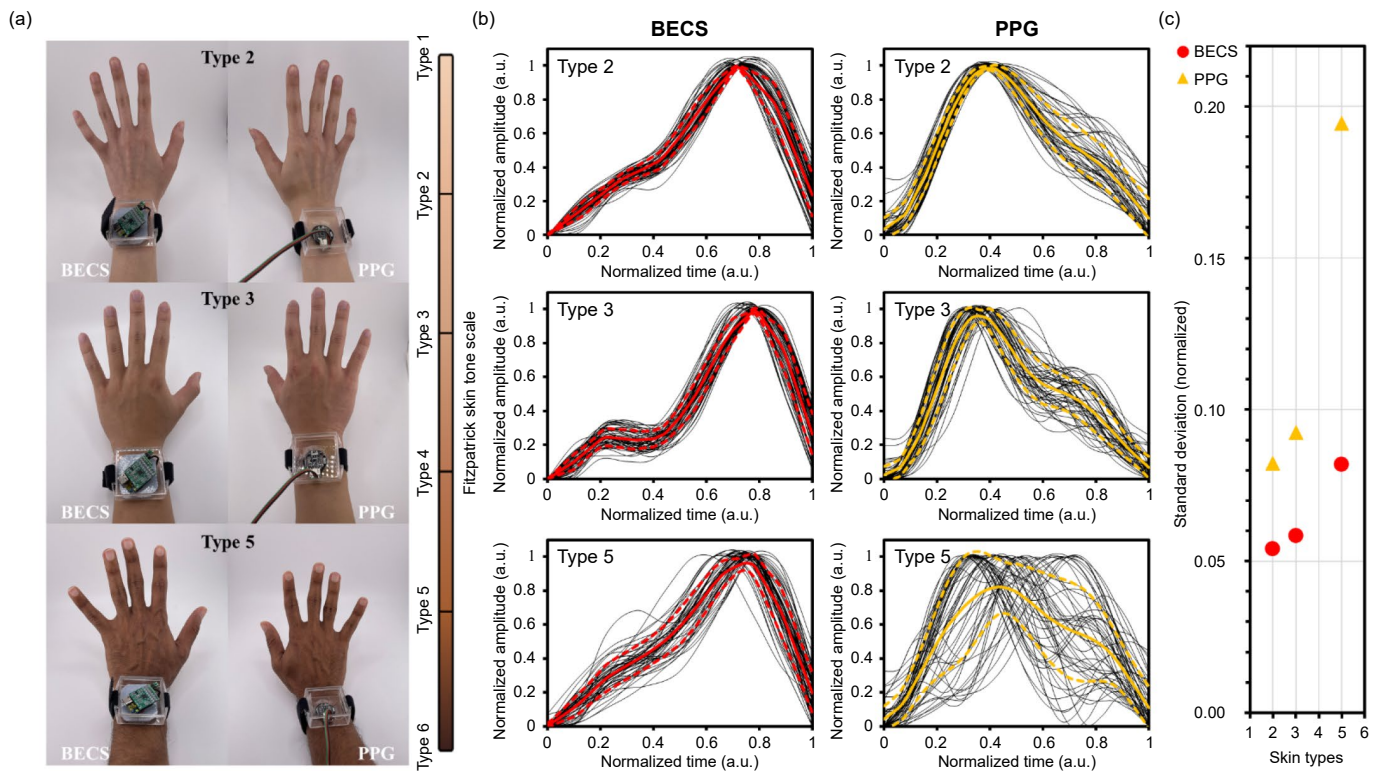


圖 8. BECS 與 PPG 感測器於不同膚色族群之脈搏波形比較⁽³⁷⁾。

3.7 血壓準確度評估

為評估所開發之基於 BECS 技術的手錶型心血管感測器在血壓量測上的表現，本研究採用袖帶式血壓量測系統 (JPN616T, OMRON) 進行同步量測，如圖 9(a) 所示。血壓估測模型係建立於血液動力學歐姆定律之基礎上，其中血壓可表示為心輸出量與總周邊阻力之乘積，亦即 $BP = CO \times TPR$ 。對等式兩側取自然對數後，可改寫為 $\ln BP = \ln CO + \ln TPR$ 。其中，心輸出量與心率具有高度相關性，而總周邊阻力則與修正後正規化脈搏容積 (modified normalized pulse volume, mNPV) 相關。mNPV 定義為量測訊號之峰對峰振幅 (交流成分) 與其基線直流成分之比值⁽⁵⁴⁻⁵⁶⁾。透過線性回歸分析，血壓模型可表示為公式 (10)^(57, 58)，其中 K_1 、 K_2 與 K_3 為個人化校正係數，其單位分別為 mmHg/bpm、mmHg 與 mmHg。上述校正係數係透過所提出之感測器與電子式血壓計進行三步驟校正流程取得。於每次袖帶式血壓量測前，先將手錶型裝置所量測之心率與 mNPV 取前 30 秒之平均值，再利用三組同步量測資料建立三元聯立方程式以求得 K_1 、 K_2 與 K_3 。完成校正後，即可將所得係數代入公式 (11)，

建立個人化血壓估測模型。受試者 4 之校正流程與血壓估測模型建立之流程圖分別如圖 9(b) 與圖 9(c) 所示。

$$\ln BP = K_1 \times \ln HR(t) + K_2 \times \ln mNPV(t) + K_3 \quad (10)$$

$$BP(t) = e^{K_1 \times \ln HR(t) + K_2 \times \ln mNPV(t) + K_3} \quad (11)$$

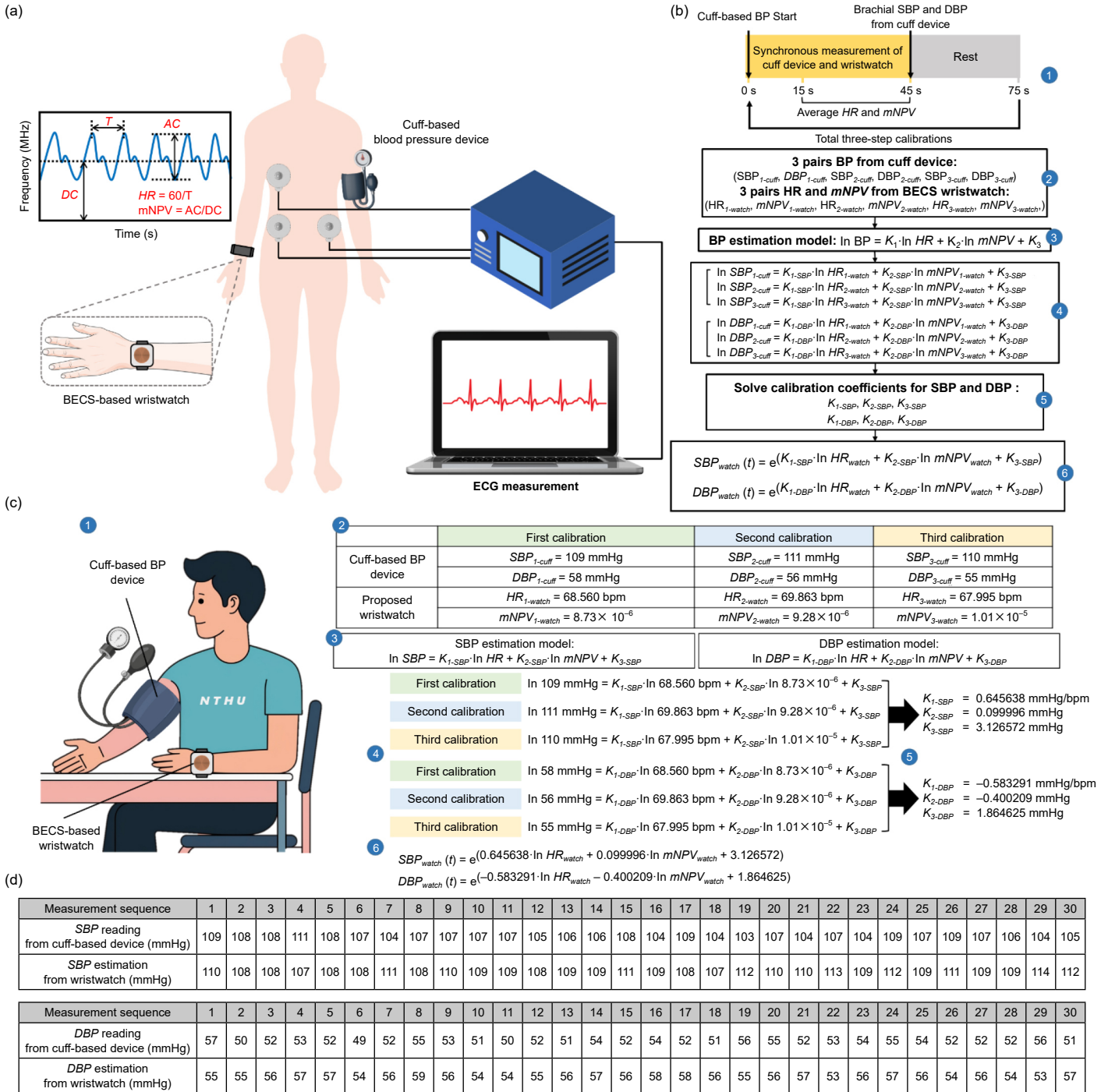


圖 9. 基於 BECS 感測器所開發的連續血壓量測演算法⁽³⁷⁾。

為評估所提出 BECS 血壓估測方法之準確度，本研究以所提出之感測器與袖帶式血壓計進行 30 次同步量測，作為測試資料集。手錶型血壓估測係依據個人化校正係數 K_1 、 K_2 與 K_3 ，並使用每次袖帶式血壓量測前 30 秒之平均心率與 mNPV 進行估算。圖 9(d) 呈現受試者 4 之血壓準確度評估結果，比較袖帶式血壓計與所提出手錶型裝置之量測結果。整體實驗共蒐集 1200 筆資料，包含 10 位受試者之 300 筆袖帶式收縮壓、300 筆手錶型收縮壓、300 筆袖帶式舒張壓與 300 筆手錶型舒張壓。血壓估測誤差係以平均絕對誤差 (Mean absolute error, MAE) 進行評估，其定義如公式 (12) 所示。

$$MAE_{BP} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |BP_{BECS_{wristwatch}} - BP_{cuff}| \quad (12)$$

盒狀圖分析呈現 BECS 手錶型裝置與袖帶式血壓量測系統於十位受試者所量測之收縮壓與舒張壓分布情形，如圖 10(a) 與圖 10(b) 所示。由袖帶式血壓計量測之平均收縮壓為 97.99 ± 6.38 mmHg (範圍為 82 至 111 mmHg)，而所提出之 BECS 手錶型裝置所估測之平均收縮壓為 99.21 ± 6.17 mmHg (範圍為 88.22 至 113.93 mmHg)。相對應地，袖帶式血壓計之平均舒張壓為 51.03 ± 4.92 mmHg (範圍為 40 至 68 mmHg)，而 BECS 手錶型裝置之平均舒張壓為 53.28 ± 5.54 mmHg (範圍為 39.32 至 65.90 mmHg)。散佈圖如圖 10(c) 與圖 10(d) 所示，用以呈現 BECS 手錶型裝置與袖帶式血壓計之血壓量測相關性，其中收縮壓與舒張壓之皮爾森相關係數 (Pearson's correlation coefficients) 分別為 0.80 與 0.74。

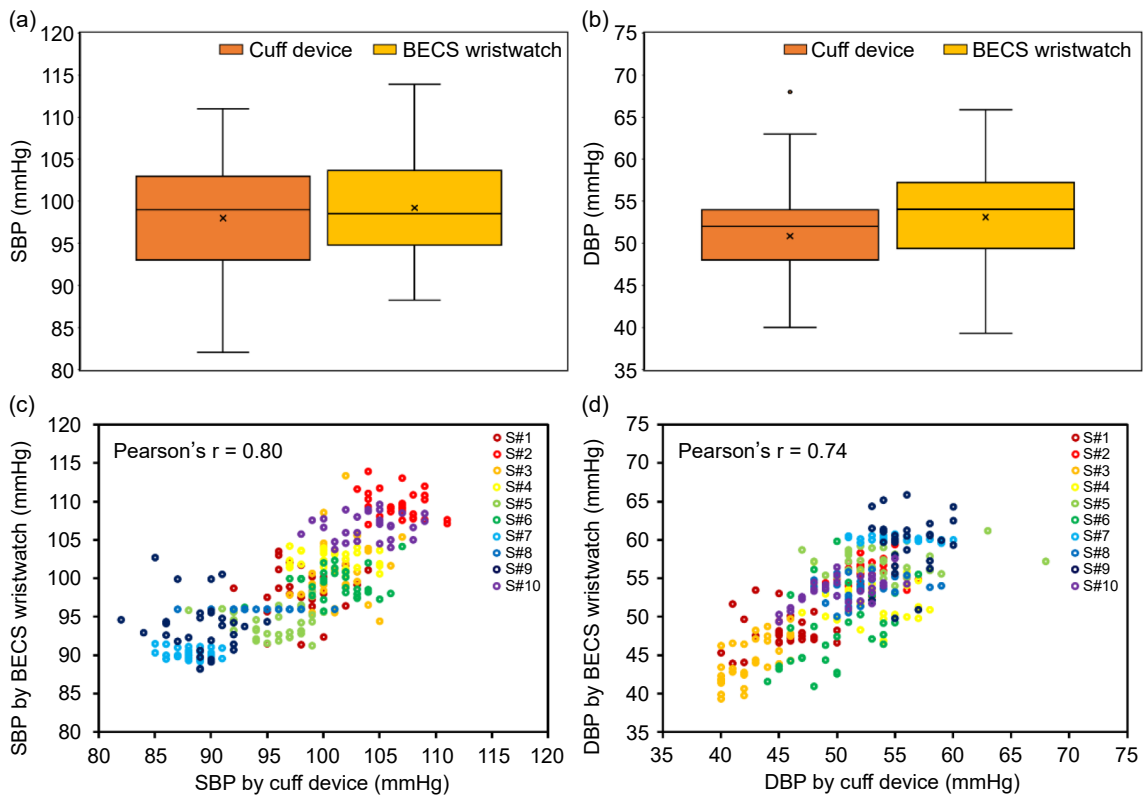


圖 10. 袖帶式血壓計與所提出 BECS 手錶型裝置於十位受試者之收縮壓與舒張壓量測範圍與相關性分析，包含兩種裝置之 SBP 與 DBP 分布盒狀圖以及兩者量測結果之散佈相關圖⁽³⁷⁾。

圖 11(a) 與圖 11(b) 顯示 BECS 手錶型裝置於收縮壓與舒張壓估測之誤差直方圖及其對應之累積百分比分布曲線。BECS 手錶型裝置於誤差 ≤ 5 mmHg、 ≤ 10 mmHg 及 ≤ 15 mmHg 之累積比例，分別為收縮壓 84.33%、98.67%、99.67%，以及舒張壓 77.33%、98.33%、100%，如表 1 所示。依據英國高血壓學會準則，本研究所提出之感測系統於收縮壓與舒張壓估測皆達到 A 級準確度。此外，本研究亦透過 Bland-Altman 分析評估 BECS 手錶型裝置之平均絕對誤差，其結果如圖 11(c) 與圖 11(d) 所示。其一致性界限定義為 $[\mu - 1.96\sigma, \mu + 1.96\sigma]$ ，其中 μ 為 BECS 估測血壓與袖帶式血壓計之平均差值， σ 為其標準差。收縮壓與舒張壓之一致性界限分別為 $[-1.94, 8.30]$ mmHg 與 $[-1.39, 8.67]$ mmHg。相較於袖帶式血壓計，BECS 手錶型裝置於收縮壓與舒張壓之估測誤差分別為 3.18 ± 2.61 mmHg 與 3.64 ± 2.57 mmHg，且皆符合美國醫療儀器促進協會所制定之 5 ± 8 mmHg 標準規範。

表 1. 本研究結果與英國高血壓學會 (BHS) 標準之比較。

Comparison		Cumulative error percentage		
		≤ 5 mmHg	≤ 10 mmHg	≤ 15 mmHg
Our result	SBP	84.33 %	98.67%	99.67%
	DBP	77.33%	98.33%	100 %
BHS standard	Grade A	60 %	85%	95%
	Grade B	50%	75%	90%
	Grade C	40%	65%	85%

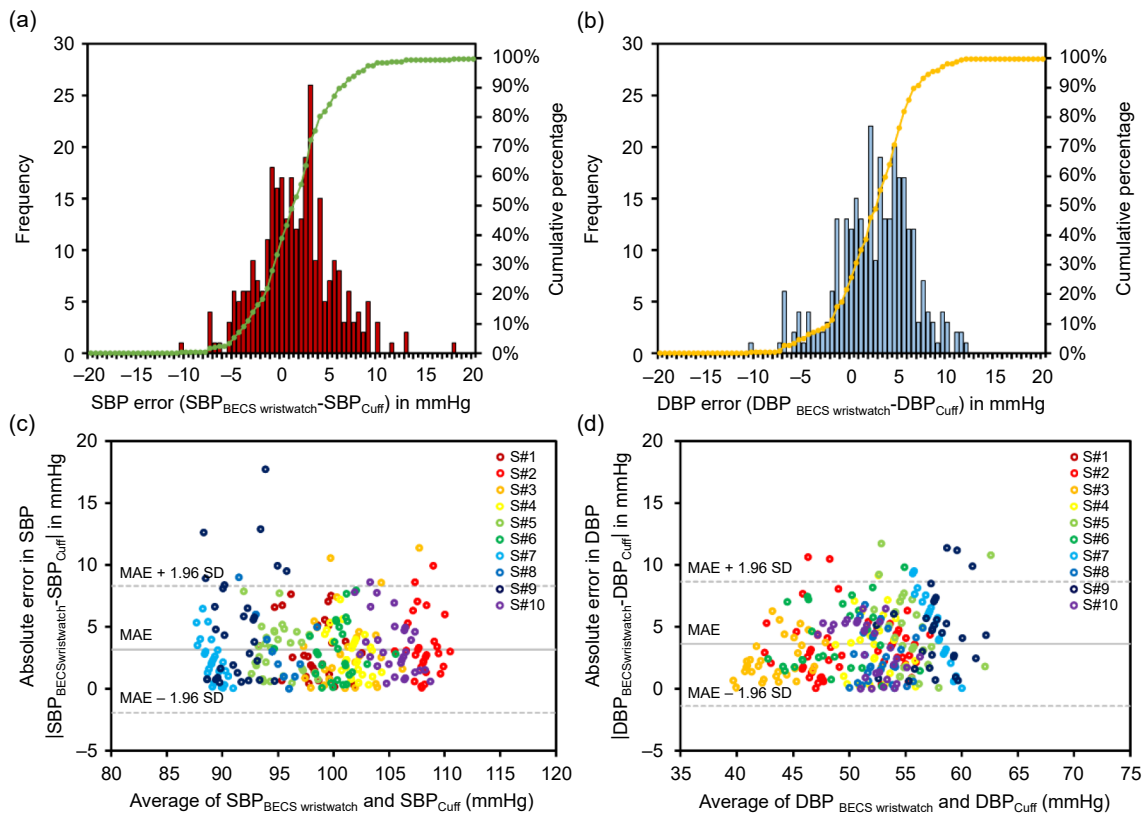


圖 11. 所提出 BECS 手錶型裝置之血壓量測準確度評估，包含收縮壓與舒張壓誤差分布直方圖及與袖帶式血壓計比較之 Bland-Altman 分析結果⁽³⁷⁾。

為進一步評估個人化血壓估測模型之泛化能力，本研究採用訓練與測試驗證方式進行分析。每位受試者之完整量測資料包含 33 組袖帶式血壓計所量測之收縮壓與舒張壓，以及對應之心率與 mNPV 資料。本研究將其中 70% 資料 (約 24 組) 作為訓練資料集，其餘 30% 資料 (約 9 組) 作為測試資料集，並採用 10 種不同資料分割策略，如圖 12(a) 所示。以分割策略一為例，訓練資料集中之 24 組收縮壓、舒張壓、心率與 mNPV 代入公式 (10) 所示之血壓估測模型，其計算流程可表示為矩陣形式，如公式 (13) 所示，並透過最小平方方法求得校正係數 K_1 、 K_2 與 K_3 。所得模型參數再代入公式 (11)，建立以心率與 mNPV 為基礎之個人化血壓估測模型。其餘 30% 資料則用於測試，並計算各分割策略下之平均絕對誤差與標準差。圖 12(b) 與圖 12(c) 分別呈現十位受試者於十種分割策略下之收縮壓與舒張壓測試結果統計分析，所有測試結果之平均絕對誤差與標準差皆低於 5 mmHg 與 ± 8 mmHg，驗證本研究提出血壓估測模型具備良好之泛化能力。

$$\begin{bmatrix} \ln(\text{BP}_1) \\ \ln(\text{BP}_2) \\ \vdots \\ \ln(\text{BP}_{24}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ln(\text{HR}_1) & \ln(\text{mNPV}_1) & 1 \\ \ln(\text{HR}_2) & \ln(\text{mNPV}_2) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \ln(\text{HR}_{24}) & \ln(\text{mNPV}_{24}) & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} K_1 \\ K_2 \\ K_3 \end{bmatrix} \quad (13)$$

四、結論

本研究展示可穿戴式非接觸生醫渦流感測技術，將 LC 共振電路整合於手錶背殼中，透過向手腕動脈發射交流磁場，並同步量測即時動脈活動所引起之連續共振頻率變化。所提出之 BECS 感測器利用電磁感應原理，可穿透皮膚與不透明手錶外殼以擷取心血管訊號，無需於手錶背殼設計特定透明區域即可完成動脈脈搏量測。實驗結果驗證，嵌入於不透明手錶外殼中的 LC 感測器，即使在穿著長袖衣物之情況下，仍可穩定量測脈搏訊號，兼顧手錶結構完整性並簡化製造流程。此外，所提出之 BECS 手錶型裝置在脈搏量測上對膚色變化具高度不敏感性，顯著優於傳統以光電容積脈搏波描記法為基礎之手錶型感測器。為提升脈搏量測品質，本研究亦系統性探討不同操作共振頻率對訊號品質之影響，並透過結合單一線圈與電容陣列，在線圈 Q 值之 3 dB 頻寬內進行人體實驗，確立個人化最佳操作共振頻率為 1.5 MHz。在實際應用層面，本研究凸顯所提出 BECS 手錶型裝置於心血管監測上之高度彈性，不僅可於心律不整發生時即時反映心臟節律變化，亦展現良好的血壓估測準確度，其收縮壓與舒張壓之平均絕對誤差分別為 3.18 ± 2.61 mmHg 與 3.64 ± 2.57 mmHg，皆符合 AAMI 所制定之標準規範。整體而言，本研究提出一種嵌入於手錶背殼之創新感測技術，具備高度產品整合潛力，未來可望結合既有穿戴式手錶產品，推動新一代感測解決方案之發展，並為穿戴式感測技術帶來嶄新視角。

參考文獻

1. X. Ding, D. Clifton, N. Ji, N. H. Lovell, P. Bonato, W. Chen, X. Yu, Z. Xue, T. Xiang, X. Long, K. Xu, X. Jiang, Q. Wang, B. Yin, G. Feng and Y. T. Zhang, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, **14**, 48 (2021).
2. J. R. Walter, S. Xu and J. A. Rogers, *Nature Communications*, **15** (1), 123 (2024).
3. A. Alavi, G. K. Bogu, M. Wang, E. S. Rangan, A. W. Brooks, Q. Wang, E. Higgs, A. Celli, T. Mishra, A. A. Metwally, K. Cha, P. Knowles, A. A. Alavi, R. Bhasin, S. Panchamukhi, D. Celis, T. Aditya, A. Honkala, B. Rolnik, E. Hunting,

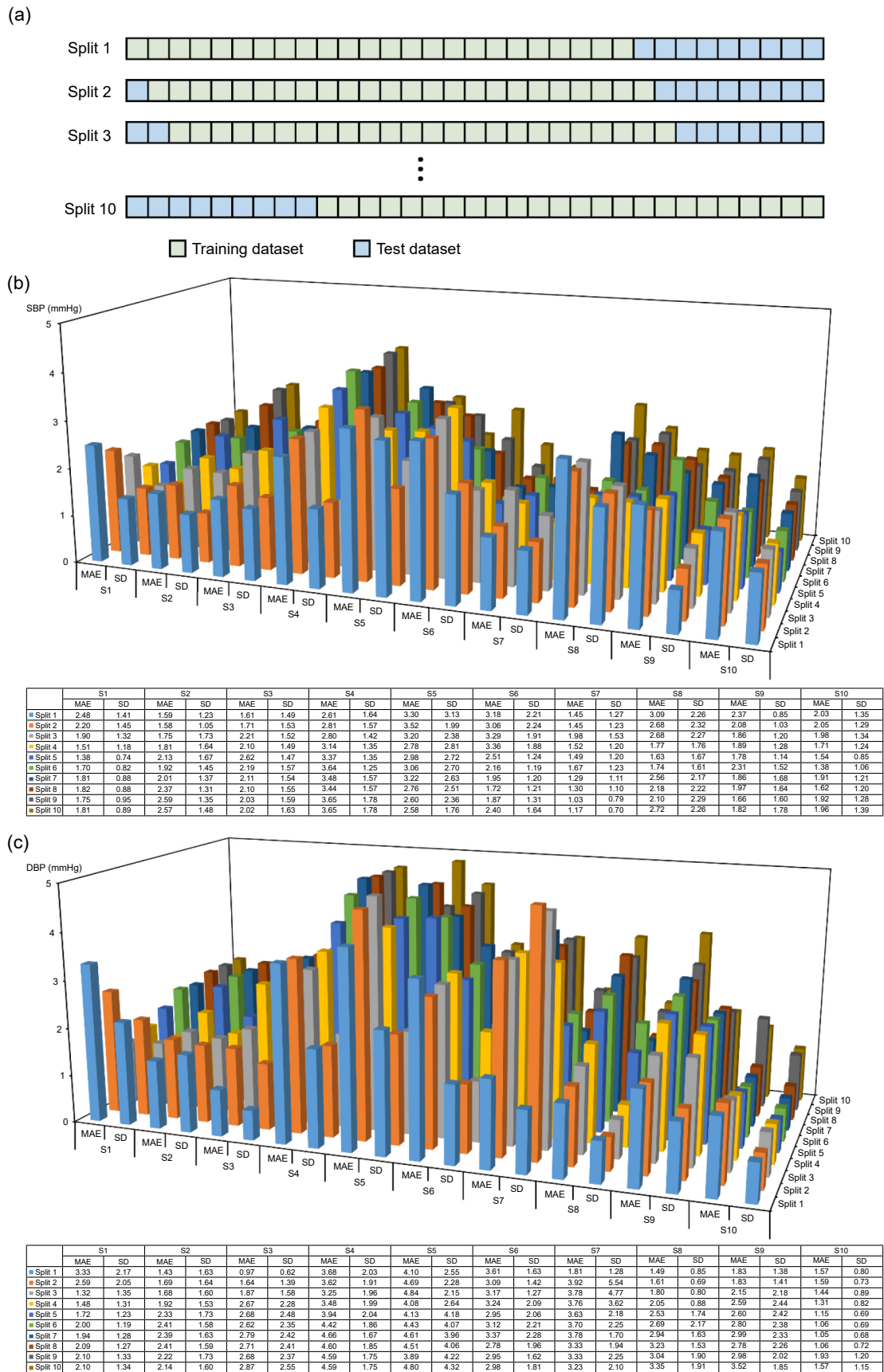


圖 12. 個人化血壓估測模型之泛化能力評估⁽³⁷⁾。

- O. Dagan-Rosenfeld, A. Chauhan, J. W. Li, C. Bejikian, V. Krishnan, L. McGuire, X. Li, A. Bahmani and M. P. Snyder, *Nature Medicine*, **28** (1), 175 (2022).
4. H. S. Kang and M. Exworthy, *JMIR Mhealth Uhealth*, **10** (7), e35684 (2022).
 5. J. V. Vaghasiya, C. C. Mayorga-Martinez and M. Pumera, *npj Flexible Electronics*, **7** (1), 26 (2023).
 6. H. C. Ates, P. Q. Nguyen, L. Gonzalez-Macia, E. Morales-Narvaez, F. Guder, J. J. Collins and C. Dincer, *Nature Reviews Materials*, **7** (11), 907 (2022).
 7. D. Pan, J. Hu, B. Wang, X. Xia, Y. Cheng, C.-H. Wang and Y. Lu, *Advanced Science*, **11** (5), 2303264 (2024).
 8. V. Galli, S. K. Sailapu, T. J. Cuthbert, C. Ahmadizadeh, B. C. Hannigan and C. Menon, *Advanced Science*, **10** (22), 2206665 (2023).
 9. D. Mannhart, M. Lischer, S. Knecht, J. du Fay de Lavallaz, I. Strelbel, T. Serban, D. Vogeli, B. Schaer, S. Osswald, C. Mueller, M. Kühne, C. Sticherling and P. Badertscher, *JACC: Clinical Electrophysiology*, **9** (2), 232-242 (2023).
 10. K. Bayoumy, M. Gaber, A. Elshafeey, O. Mhaimeed, E. H. Dineen, F. A. Marvel, S. S. Martin, E. D. Muse, M. P. Turakhia, K. G. Tarakji and M. B. Elshazly, *Nature Reviews Cardiology*, **18** (8), 581 (2021).
 11. H.-Y. Pan, C.-K. Lee, T.-Y. Liu, G.-W. Lee, C.-W. Chen and T.-D. Wang, *Hypertension Research*, **47** (4), 1033 (2024).
 12. J. Li, H. Jia, J. Zhou, X. Huang, L. Xu, S. Jia, Z. Gao, K. Yao, D. Li, B. Zhang, Y. Liu, Y. Huang, Y. Hu, G. Zhao, Z. Xu, J. Li, C. K. Yiu, Y. Gao, M. Wu, Y. Jiao, Q. Zhang, X. Tai, R. H. Chan, Y. Zhang, X. Ma and X. Yu, *Nature Communications*, **14** (1), 5009 (2023).
 13. S. Hosseini, R. Gottumukkala, S. Katragadda, R. T. Bhupatiraju, Z. Ashkar, C. W. Borst and K. Cochran, *Scientific Data*, **9** (1), 255 (2022).
 14. Y. L. Zheng, X. R. Ding, C. C. Y. Poon, B. P. L. Lo, H. Zhang, X. L. Zhou, G. Z. Yang, N. Zhao and Y. T. Zhang, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **61** (5), 1538 (2014).
 15. S. M. A. Iqbal, I. Mahgoub, E. Du, M. A. Leavitt and W. Asghar, *npj Flexible Electronics*, **5** (1), 9 (2021).
 16. K. Sel, D. Osman, N. Huerta, A. Edgar, R. I. Pettigrew and R. Jafari, *npj Digital Medicine*, **6** (1), 59 (2023).
 17. S. Mahmud, M. E. H. Chowdhury, S. Kiranyaz, M. Islam Tapotee, P. Saha, A. M. Tahir, A. Khandakar and A. Alqahtani, *Expert Systems with Applications*, **246**, 123167 (2024).
 18. R. E. Arif and T. S. Horng, *IEEE Microwave and Wireless Technology Letters*, **33** (4), 483 (2023).
 19. A. Ferlini, A. Montanari, C. Min, H. Li, U. Sassi and F. Kawsar, *IEEE Pervasive Computing*, **21** (1), 65 (2022).
 20. C. Wang, X. Li, H. Hu, L. Zhang, Z. Huang, M. Lin, Z. Zhang, Z. Yin, B. Huang, H. Gong, S. Bhaskaran, Y. Gu, M. Makihata, Y. Guo, Y. Lei, Y. Chen, C. Wang, Y. Li, T. Zhang, Z. Chen, A. P. Pisano, L. Zhang, Q. Zhou and S. Xu, *Nature Biomedical Engineering*, **2** (9), 687 (2018).
 21. K. Vijayalakshmi, S. Uma, R. Bhuvanya and A. Suresh, *International Journal of Engineering & Technology*, **7** (1.7), 1 (2018).
 22. L. Wang, S. Tian and R. Zhu, *Microsystems & Nanoengineering*, **9** (1), 117 (2023).
 23. Y. Wang, F. Miao, Q. An, Z. Liu, C. Chen and Y. Li, *IEEE Sensors Journal*, **22** (13), 13462 (2022).
 24. T. W. Wang, W. X. Chen, H. W. Chu and S. F. Lin, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **70**, 1 (2021).
 25. D. Kireev, K. Sel, B. Ibrahim, N. Kumar, A. Akbari, R. Jafari and D. Akinwande, *Nature Nanotechnology*, **17** (8), 864 (2022).
 26. C. Zhao, W. Zeng, D. Hu and H. Liu, *IEEE Sensors Journal*, **21** (14), 15962 (2021).
 27. S. M. Ali, S. P. Arjunan, J. Peter, L. Perju-Dumbrava, C. Ding, M. Eller, S. Raghav, P. Kempster, M. A. Motin, P. J. Radcliffe and D. K. Kumar, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, **12**, 194 (2024).
 28. J. He, J. Ou, A. He, L. Shu, T. Liu, R. Qu, X. Xu, Z. Chen and Y. Yan, *Biomedical Signal Processing and Control*, **75**, 103616 (2022).
 29. M. Han *et al.*, *Hypertension Research*, **46** (4), 922 (2023).
 30. S. S. Chowdhury, R. Hyder, M. S. B. Hafiz and M. A. Haque, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, **22** (2), 450 (2018).
 31. B. Bent, B. A. Goldstein, W. A. Kibbe and J. P. Dunn, *npj Digital Medicine*, **3** (1), 18 (2020).
 32. B. W. Nelson, C. A. Low, N. Jacobson, P. Areán, J. Torous and N. B. Allen, *npj Digital Medicine*, **3** (1), 90 (2020).
 33. M. Namkoong, J. McMurray, K. Branan, J. Hernandez, M. Gandhi, S. Ida-Oze, G. Cote and L. Tian, *Advanced Materials Technologies*, **9** (3), 2301407 (2024).
 34. T. H. Huynh, R. Jafari and W. Y. Chung, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **66** (4), 967 (2019).
 35. Y. M. Chi, T. P. Jung and G. Cauwenberghs, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, **3**, 106 (2010).
 36. L. Yang, L. Gan, Z. Zhang, Z. Zhang, H. Yang, Y. Zhang and J. Wu, *ACS Omega*, **7** (16), 13906 (2022).

37. C. Y. Huang, Y. L. Sung, S. H. Ni and T. W. Wang, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **74**, 1 (2025).
38. W. Al-Talalwah, D. Getachew and R. Soames, *Scholars Journal of Applied Medical Sciences*, **3**, 1126 (2015).
39. I. Bhar and N. Mandal, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **71**, 1 (2022).
40. S. Roy, Y. J. Chan, N. F. Reuel and N. M. Neihart, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **71**, 1 (2022).
41. D. Teichmann, J. Foussier, J. Jia, S. Leonhardt and M. Walter, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **60** (8), 2142 (2013).
42. D. Teichmann, A. Kuhn, S. Leonhardt and M. Walter, *Sensors*, **14**, 1039 (2014).
43. M. G. Pepper, D. J. E. Taylor and M. C. Kwok, *Medical and Biological Engineering and Computing*, **29** (2), 141 (1991).
44. D. Zheng and Y. Dong, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, **69** (7), 4476 (2020).
45. C. Yang, G. Tian, M. Robinson and E. T. Ibrahim, *IEEE Sensors Journal*, **23** (15), 17470 (2023).
46. A. Byberi, M. Ravan and R. K. Amineh, *IEEE Sensors Journal*, **23** (9), 9210 (2023).
47. M. Tavassolian, T. J. Cuthbert, C. Napier, J. Peng and C. Menon, *Advanced Intelligent Systems*, **2** (4), 1900165 (2020).
48. N. Shah, M. Etemadi, R. Kant, K. Goldman and S. Roy, *IEEE Sensors Journal*, **14** (8), 2452 (2014).
49. S. K. Kim, C. Y. Yeun, E. Damiani and N. W. Lo, *IEEE Access*, **7**, 94858 (2019).
50. V. R. Pamula, J. M. Valero-Sarmiento, L. Yan, A. Bozkurt, C. V. Hoof, N. V. Helleputte, R. F. Yazicioglu and M. Verhelst, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, **11** (3), 487 (2017).
51. O. Sayadi, M. B. Shamsollahi and G. D. Clifford, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **57** (2), 353 (2010).
52. T. W. Wang, Y. L. Sung and S. F. Lin, *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, **4** (4), 279 (2020).
53. A. Nishan, S. M. Taslim Uddin Raju, M. I. Hossain, S. A. Dipto, S. M. Tanvir Uddin, A. Sijan, M. A. S. Chowdhury, A. Ahmad and M. Mahamudul Hasan Khan, *Heliyon*, **10** (6), e27779 (2024).
54. N. Hasanzadeh, M. M. Ahmadi and H. Mohammadzade, *IEEE Sensors Journal*, **20** (8), 4300 (2020).
55. T. Yamakoshi, P. Rolfe and K. I. Yamakoshi, *Peer J*, **9**, e11479 (2021).
56. L. Frey, C. Menon and M. Elgendi, *npj Digital Medicine*, **5** (1), 86 (2022).
57. K. Matsumura, P. Rolfe, S. Toda and T. Yamakoshi, *Scientific Reports*, **8** (1), 7298 (2018).
58. S. Toda and K. Matsumura, *Sensors*, **23** (7), 3689 (2023).

作者簡介

王廷璋先生為國立交通大學電機系博士，現為國立清華大學醫工系副教授。

Ting-Wei Wang received his Ph.D. in Electrical Engineering from National Chiao Tung University. He is currently an Associate Professor in the Department of Biomedical Engineering and Environmental Sciences at National Tsing Hua University.