

國立臺灣大學工學院機械工程研究所

碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis



主動式脈搏量測暨重現系統

Active Pulse Measurement and Reproduction System

蔡証仲

Cheng-Chung Tsai

指導教授：陳湘鳳 博士

Advisor: Shana Smith, Ph.D.

中華民國 109 年 7 月

July 2020

致謝



在兩年的碩士生活中，過得相當得充實有意義。首先我要感謝指導教授陳湘鳳老師的在研究上的指導，讓我順利的完成論文研究，還有碩士研究的兩年充實地學習到許多能力。再來也特別感謝廖先順教授及黃育熙教授在百忙之中來擔任我的口試委員，並且給予了我許多論文中的建議，以及研究上的修正，使我在其中也得到許多的收穫。

而在這兩年中，實驗室的氛圍一直都是我相當滿意的地方。在許多大大小小的事情，不管是學長、學弟還是同屆的夥伴，在遇到困難時都會互相幫助，我想印象最深的應該莫過於去年的爬樹機器人計畫了。雖然過程中因為時間上的問題不管是製作過程，還是實際爬樹的過程都相當緊湊。然而大家也都一步一步完成目標，積極地將自己負責的部份完成，最後雖然距離計畫目標還有一段距離，不過也順利地完成爬升的動作，由此件事情使我了解到團隊合作的重要性。在碩士的生涯中，我個人的研究也是依靠實驗室夥伴的幫助才能得以順利完成，也真的再次感謝實驗室的各位。

摘要



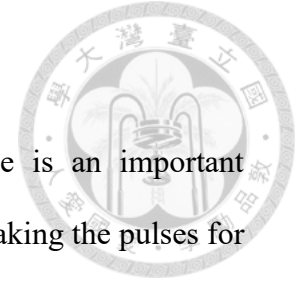
在中醫的診斷中，把脈為診斷疾病的重要依據。然而中醫師為病患把脈時，無法將患者的脈搏跳動觸感轉換成量化的數據儲存，也難以得知該患者前次的脈象情況。目前大多數的脈搏量測裝置僅針對單一按壓力度下的脈搏量測，使用者難以任意調整按壓力度進行量測。在脈搏重現裝置方面，多數的裝置本體體積龐大且難以攜帶，而且多以進行固定的脈搏波形呈現。

本研究開發一套脈搏量測暨重現系統，量測及重現裝置皆基於體積小且方便攜帶的條件下開發。量測裝置方面，使用者能夠施加不同按壓力度，並且方便調整位置進行脈搏量測所開發的脈搏量測裝置，利用壓力感測器量測按壓力度，同時用薄膜式振動感測器(polyvinylidene difluoride, PVDF)量測人體脈搏原始振動訊號。使用田口法針對脈搏量測裝置進行最佳化設計。在重現裝置方面，依照使用者施加的按壓力度下，能夠重現由脈搏量測裝置所測得的脈搏訊號。

本研究使用類神經網路(artificial neural network, ANN)建立重現裝置電壓輸入訊號與脈搏重現訊號的轉換關係。結果顯示，浮、中、沉取之脈搏重現訊號，與原始脈搏訊號的判定係數 R^2 分別為 0.966、0.973、0.968。由此可證明本研究所開發之五指脈搏重現裝置，能夠正確重現人體脈搏振動訊號。

關鍵字：脈搏量測、脈搏重現、田口法、類神經網路

ABSTRACT



In the traditional Chinese medicine (TCM) diagnosis, pulse is an important indicator for medical diagnosis. However, when TCM doctors are taking the pulses for a patient, it is hard for them to quantize the pulse data. Without the quantitative pulse data, it is hard to obtain the past pulse history. Current measurement devices mostly focus on developing single pressure pulse measurement, making it less flexible to measure the pulse. As for the current reproduction devices, the size of the devices is large, which makes them unhandy and immovable.

Since the portability is the key element in device development, this research develops a small-size pulse measurement and reproduction system. When using the measurement device, users are able to apply multiple pressures and adjust the position of the device according to their needs. In the measurement device, the pressure sensor is used to measure the pressure force, and the piezo film vibration sensor is used to measure the original vibration signal of human pulse. This research also applied Taguchi method for the measurement device optimization. The pulse signals obtained from the measuring device are further reproduced by the proposed reproducing device.

This research uses an artificial neural network to establish the conversion relationship between the voltage input signal of the reproducing device and the pulse reproduce signal. The experiment results show that the three-finger pulse reproducing device developed by this research can correctly reproduce the human pulse vibration signal accurately.

Keywords: pulse measurement, pulse reproduction, Taguchi method, artificial neural network

目錄



致謝.....	i
摘要.....	ii
ABSTRACT.....	iii
目錄.....	iv
圖目錄.....	vii
表目錄.....	x
第 1 章 緒論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究動機與目的.....	2
第 2 章 文獻回顧.....	3
2.1 脈搏量測裝置.....	3
2.1.1 壓力感測器(pressure sensor).....	3
2.1.2 壓電感測器(piezoelectric sensor).....	6
2.1.3 應變感測器(strain sensor).....	7
2.1.4 光學感測器(photoplethysmography sensor).....	8
2.1.5 脈搏量測裝置總結.....	9
2.2 脈搏重現裝置.....	11
2.2.1 機械式致動.....	11
2.2.2 液壓式致動.....	13
2.2.3 氣壓式致動.....	15
2.2.4 脈搏重現裝置總結.....	16
第 3 章 研究方法.....	18
3.1 硬體裝置.....	18
3.1.1 脈搏量測裝置.....	18
3.1.2 脈搏重現裝置.....	19
3.2 研究架構.....	19

第 4 章 主動式按壓脈搏量測裝置.....	21
4.1.1 硬體選用	21
4.1.2 機構設計	22
4.2 感測器訊號特性.....	25
4.3 脈搏量測裝置驗證機構.....	26
4.3.1 凸輪生成	26
4.3.2 驗證機構	28
4.3.3 脈搏量測裝置驗證結果	30
4.4 最佳化參數實驗設計.....	31
4.4.1 設計參數	31
4.4.2 田口法	33
4.4.3 實驗架構	34
4.4.4 設計參數實驗結果	35
4.5 脈搏量測裝置實體.....	37
4.5.1 量測裝置的壓力校正	37
4.5.2 主動式按壓脈搏量測裝置實體圖	38
第 5 章 脈搏重現裝置.....	41
5.1.1 重現裝置硬體選用	41
5.1.2 重現裝置機構設計	42
5.2 脈搏重現裝置模組.....	43
5.2.1 脈搏重現模組	43
5.2.2 壓力感測模組	44
5.2.3 脈搏重現裝置實體	45
5.3 脈搏重現訊號.....	47
5.4 脈搏重現裝置校正.....	49
第 6 章 類神經網路.....	51
6.1 轉換函式.....	51
6.2 NN 訓練資料蒐集	53

6.2.1	脈搏訊號處理	54
6.2.2	驅動訊號轉換	54
6.2.3	NN 訓練資料擷取硬體架構.....	55
6.2.4	NN 訓練脈搏資料擷取流程.....	57
6.3	類神經網路模型訓練.....	59
6.3.1	NN 模型	59
6.3.2	NN 模型參數	60
6.3.3	類神經網路模型訓練結果	61
6.4	脈搏重現結果.....	62
6.4.1	脈搏重現測試	62
6.4.2	重現驗證結果與討論	67
第 7 章	結論與未來展望.....	68
7.1	結論.....	68
7.2	未來展望.....	69
參考文獻	70

圖目錄



圖 2-1 寸、關、尺脈搏對照圖(Luo et al., 2016)	3
圖 2-2 脈搏陣列感測器量測平台示意圖(Hu et al., 2012).....	4
圖 2-3 柔性電路板上的感測器配置圖(Sun et al., 2018).....	5
圖 2-4 穿戴式裝置實體圖(Kaisti et al., 2019)	5
圖 2-5 脈搏量測分析儀器實體圖(Li et al., 2008)	6
圖 2-6 壓電材料量測裝置示意圖(Nie et al., 2019).....	7
圖 2-7 應變規量測裝置裝配示意圖(Peng et al., 2014).....	7
圖 2-8 量測裝置示意圖(Wang et al., 2018).....	8
圖 2-9 脈搏重現裝置實體圖(Shin et al., 2011).....	11
圖 2-10 擬真脈搏重現裝置實體圖(Wu et al., 2017)	12
圖 2-11 脈搏重現裝置示意圖(Liu et al., 2018)	12
圖 2-12 重現裝置機構示意圖(Carneiro et al., 2018).....	13
圖 2-13 心血管模擬系統示意圖(Lee et al., 2017).....	14
圖 2-14 MR 流體模擬系統實體圖(Koo et al., 2018).....	14
圖 2-15 心血管模擬系統硬體架構圖(Yang et al., 2019)	15
圖 2-16 凸輪脈搏重現裝置實體圖(Yang et al., 2019).....	16
圖 3-1 脈搏量測裝置架構圖	18
圖 3-2 脈搏重現裝置架構圖	19
圖 3-3 脈搏量測暨重現系統架構圖	20
圖 4-1 FSR402 尺寸表示圖	21
圖 4-2 SDT1-028K 實體圖	22
圖 4-3 STD1-028K 頻率響應圖	22
圖 4-4 主動式按壓脈搏量測裝置爆炸圖	23

圖 4-5 主動式按壓脈搏量測裝置組合圖	24
圖 4-6 脈搏量測裝置浮、中、沉取量測訊號圖	26
圖 4-7 脈搏波形圖(Li et al., 2018)	26
圖 4-8 波形示意圖(Shu et al., 2007).....	27
圖 4-9 PSO 擬合脈搏波形示意圖	27
圖 4-10 脈搏輪廓凸輪實體圖	28
圖 4-11 直流馬達 GA12-N20 實體圖	28
圖 4-12 脈搏量測裝置驗證機構實體圖	29
圖 4-13 凸輪輪廓與 PVDF 振動感測器量測積分後比較圖	30
圖 4-14 夾持方式示意圖	32
圖 4-15 探頭材質示意圖	32
圖 4-16 探頭高度示意圖	33
圖 4-17 兩感測器間隔方式示意圖	33
圖 4-18 田口法分析結果圖	36
圖 4-19 凸輪輪廓與量測裝置的積分訊號比較圖	36
圖 4-20 脈搏量測裝置壓力校正平台示意圖	37
圖 4-21 壓力感測器校正曲線圖	38
圖 4-22 主動式按壓脈搏量測裝置尺寸示意圖	38
圖 4-23 脈搏量測裝置實際使用狀況	39
圖 4-24 浮、中、沉取脈搏量測訊號圖	40
圖 5-1 壓電致動器實體圖	41
圖 5-2 脈搏重現裝置爆炸圖	42
圖 5-3 脈搏重現裝置組合圖	43
圖 5-4 脈搏重現模組組合圖	44
圖 5-5 壓力感測模組組合圖	44

圖 5-6 三指脈搏重現裝置整體尺寸	45
圖 5-7 三指脈搏重現裝置實體圖	46
圖 5-8 重現裝置實際使用情況	46
圖 5-9 重現裝置電路處理流程圖	47
圖 5-10 Teensy 3.2 實體圖	48
圖 5-11 偏壓電路圖	48
圖 5-12 脈搏量測裝置壓力校正示意圖	49
圖 5-13 脈搏重現裝置壓力感測器校正曲線圖	50
圖 6-1 轉換函式架構圖(Wu et al., 2017)	53
圖 6-2 脈搏資料擷取流程圖	54
圖 6-3 螺旋進給機構實體圖	55
圖 6-4 NN 訓練機構實體圖	56
圖 6-5 NN 訓練硬體架構圖	56
圖 6-6 NN 脈搏資料資料擷取流程圖	58
圖 6-7 NN 演算法架構圖(Khashei et al., 2010)	59
圖 6-8 NN 模型結構圖	60
圖 6-9 各組 NN 模型訓練收斂結果曲線圖	62
圖 6-10 浮取訊號擬合圖	64
圖 6-11 中取訊號擬合圖	65
圖 6-12 沉取訊號擬合圖	66

表目錄



表 2-1 量測裝置文獻回顧統整表	10
表 2-2 脈搏重現裝置文獻回顧統整表	17
表 4-1 FSR402 規格表	21
表 4-2 SDT1-028K 規格表	22
表 4-3 主動式按壓脈搏量測裝置零件表	23
表 4-4 設計參數規格表	32
表 4-5 L ₉ 直交表	34
表 4-6 田口法參數對照表	34
表 4-7 田口法實驗結果	35
表 5-1 壓電致動器規格表	41
表 6-1 NN 模型參數表	61
表 6-2 重現波形誤差結果	66
表 6-3 重現穩定性結果	67

第1章 緒論



1.1 研究背景

中國傳統醫學(traditional Chinese medicine, TCM)專業的診斷方法中，有望、聞、問，以及切等四個重要的方面。望是對於患者的外觀進行觀察，例如膚色，有時是針對舌頭的顏色及形狀進行診斷。聞是聆聽患者的聲音，以及嗅患者身上的氣味，輔助對於疾病上判斷。問則是藉由詢問疾病史，或是發病時間、經過等作為診斷的依據。最後的切則是觸診診斷的一種形式，通過中醫師對於患者的手腕脈搏位置進行按壓去感受脈搏的強度大小、頻率快慢等特徵，評估身體的器官是否有異狀來做診斷。在患者看診期間，中醫師會結合以上所述四種方法進行診斷，而此稱為四診合參(鄧鐵濤, 1999)。在四種方法中，望、聞、問由於對患者的外表特徵進行判斷，以及詢問身體狀態。因此這些診斷更為客觀，也有較為明確的基準。

在切的部分，也就是脈搏診斷方面，中醫師利用自身的經驗對於患者進行把脈。即使中醫師會將患者當前的脈象以量化的方式記錄，卻無法儲存患者當下的脈搏振動觸感。而且每位中醫師的把脈過程中，手指對於脈搏跳動的感受皆不同，因此受到主觀的觸覺感受因素影響而有不同的診斷結果。

1.2 研究動機與目的

在中醫的觸診診斷中無法儲存患者的脈搏振動觸感，而且也無法得知前次的脈象情況。對此如果能夠開發一套將脈搏訊號進行量測，並且能夠擬真地再重現脈搏的跳動，那勢必能夠協助中醫醫療有更為明確的診斷結果。採集到的脈搏資料也可以更進一步的進行病理分析。

本研究旨在開發一套脈搏量測暨重現系統。藉由量測裝置同時量測使用者施加的按壓力度及受測者的脈搏訊號，經過訊號處理後再由重現裝置重現人體寸、關、尺的脈搏跳動。為了實現該系統的重現性，重現裝置也需要偵測使用者按壓力度的大小，依照按壓的力度大小，將脈搏訊號轉換為實際的脈搏跳動。

第2章 文獻回顧

本章節將回顧先前相關研究的文獻內容。首先介紹脈搏量測裝置，回顧各類型感測器在量測脈搏上的使用。接著回顧脈搏重現裝置，探討不同類型的機構及致動器如何重現脈搏振動，最後進行文獻回顧總結。

在傳統中醫診斷中，中醫師藉由按壓患者手腕部寸、關、尺的脈搏位置來診斷患者的身體狀態，左右手的脈搏位置也分別對應了不同身體器官的健康狀況，如圖 2-1 所示。

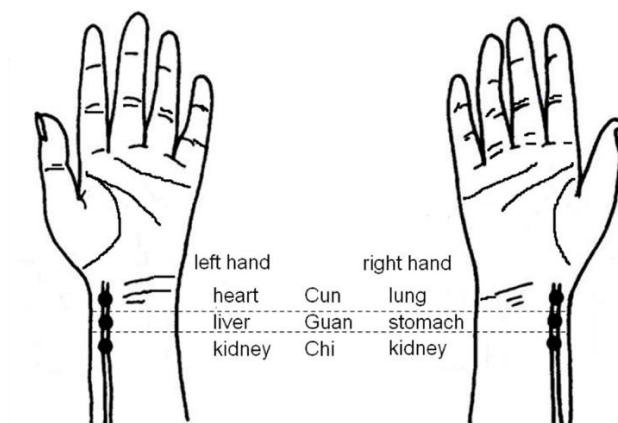


圖 2-1 寸、關、尺脈搏對照圖(Luo et al., 2016)

2.1 脈搏量測裝置

2.1.1 壓力感測器(pressure sensor)

Hu et al. (2012)開發一個脈搏陣列感測器的量測平台，如圖 2-2 所示。利用陣列形式的壓力感測器，量測脈搏訊號在三維空間的變化。藉由量測到的脈搏訊號可以獲得訊號的長、寬，上升及下降斜率等特徵。利用上述的訊號特徵進行變異數分析(analysis of variance, ANOVA)，結果顯示該平台能夠量測出不同的脈搏訊號，有著深度(depth)的特徵差異。此平台的量測可重複性與傳統中醫脈象診斷的臨床經驗一致，因此該平台可用於脈搏診斷的量化研究。然而，此研究的量測

裝置本體較大，其三個寸、關、尺獨立的感測端在量測時較難隨時調整彼此的間距。

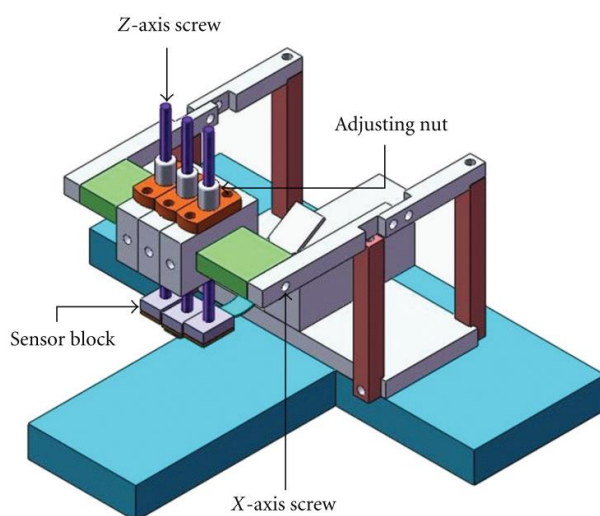


圖 2-2 脈搏陣列感測器量測平台示意圖(Hu et al., 2012)

Goyal et al. (2017)利用壓阻式感測器(MPXM2053D)，配合放大器(INA128)進行脈搏訊號量測。量測所得的脈搏訊號由資料擷取卡進行類比數位轉換，利用 LabVIEW 程式讀取並儲存，且提供即時脈搏顯示。在脈搏分析上，利用 band energy ratio (BER)進行脈搏頻譜能量分段，結果可得知在判斷健康與否的脈搏訊號中，3~12Hz 的區間的差異最為顯著，表示此頻率區間最能夠區分人的健康狀況。

Sun et al. (2018)建立由複數感測器所建立的脈搏監測裝置，主要有微機電(micro-electromechanical system, MEMS)壓力感測器、一個血氧感測器(DCM05)和一個三軸感測器(ADXL335)所組成，如圖 2-3 所示。上述的幾種感測器分別焊於柔性電路板上。並在 MEMS 壓力感測器上附著矽膠層以避免皮膚與感測器直接接觸。在測試中將量測到的脈搏波形進行分析，經計算後得到脈搏波速度(pulse wave velocities, PWV)及 K value，K value 為血壓中的平均壓與舒張壓的差值，以及收縮壓與舒張壓的差值，兩個差值之間的比值。並將其參數作為判定健康與否

的標準。測試結果得知，此裝置能夠藉由量測並計算 PWV 及 K value 來判斷受試者是否為健康狀態。

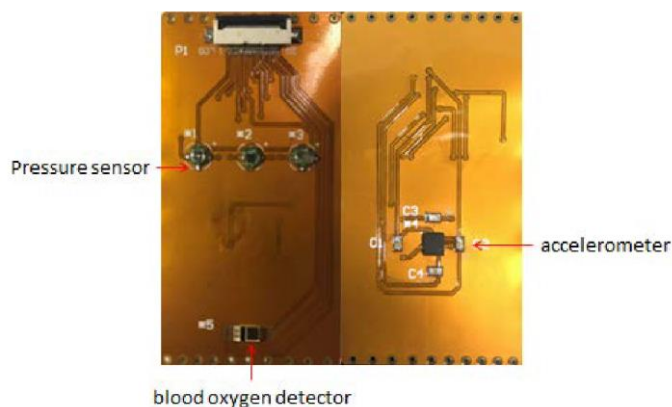


圖 2-3 柔性電路板上的感測器配置圖(Sun et al., 2018)

Kaisti et al. (2019)為了開發滿足臨床、低成本和易於使用等條件的可穿戴式量測裝置，透過柔性耐磨腕帶的微機電陣列壓力感測器，建立一個心血管監測裝置，如圖 2-4 所示。利用其開發的量測裝置，與侵入式的導管量測進行比較。相關係數為 $R=0.9$ 到 0.99 。結果顯示，健康受試者在心率節拍上有相當好的準確度；與此相反，量測有冠狀動脈患者時，其準確度的還有待改進。此裝置的腕帶束縛力難以實現浮、中、沉當中力度較大的中與沉取按壓力。

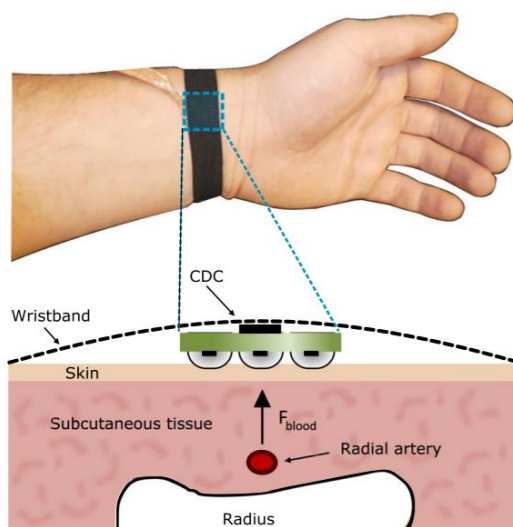


圖 2-4 穿戴式裝置實體圖(Kaisti et al., 2019)

2.1.2 壓電感測器(piezoelectric sensor)

Li et al. (2008)建立了一個攜帶式的脈搏量測分析儀器，如圖 2-5 所示。量測裝置採用 PVDF 薄膜式振動感測器進行脈搏採集，儀器將採集到的脈搏訊號分析處理，並提供相關的分析結果來評估健康與否。在量測實驗方面，針對 4 名受測者進行早、中、晚時段的脈搏量測，量測結果顯示同一名受測者在不同時段的分析結果不一致，說明此裝置的分析方式及準確性尚待優化。

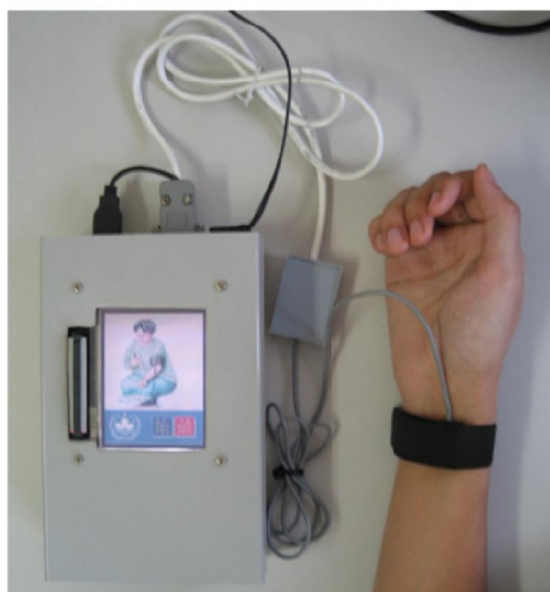


圖 2-5 脈搏量測分析儀器實體圖(Li et al., 2008)

Nie et al. (2019)建立了一個脈搏量測裝置，如圖 2-6 所示。該裝置的脈搏感測器由壓電材料薄膜前後包覆電極層所組成。將其浮貼於一個木製短圓柱上，木製圓柱能使感測器緊密接觸於皮膚上，將此裝置按於手腕部寸、關、尺位置，利用醫療用夾子施力於脈搏位置來模擬按壓力度大小。實驗結果利用近似熵 (approximate entropy, ApEn) 分析。結果顯示近似熵閾值 0.1 能夠作為區分健康與身體異常的分歧點。

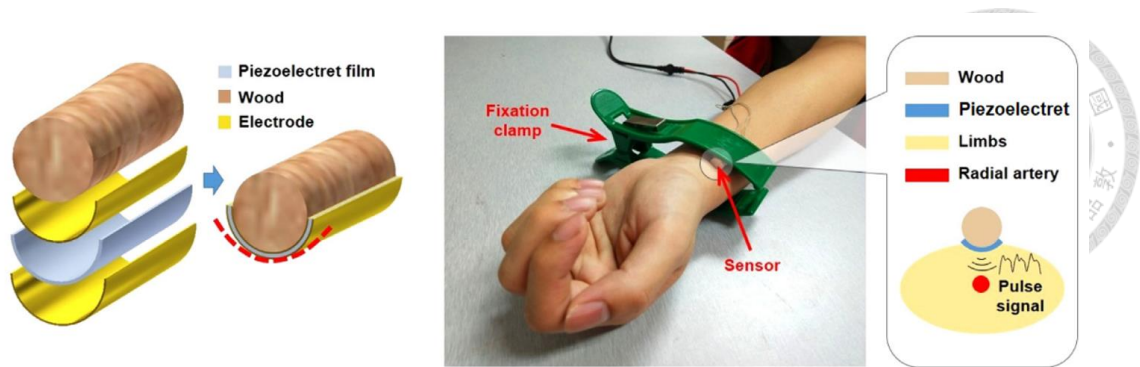


圖 2-6 壓電材料量測裝置示意圖(Nie et al., 2019)

2.1.3 應變感測器(strain sensor)

Joshi et al. (2007)建立了一個脈搏量測診斷裝置，利用三片應變感測器貼於三個脈搏位置量測。由量測量測不同生理狀況的受測者可以得出不同脈搏特徵的波形，也透過量測不同年齡層受測者的左右手，觀察各年齡層間所測量的脈搏差異。然而研究結果未利用量化比較的數據進行呈現。

Peng et al. (2014)提供了一個偵測脈搏位置的方法，如圖 2-7 所示。在裝置的感測端上，放置 12 個陣列應變感測器，用於偵測手腕上的脈搏位置。感測端與本體連接的邊緣上下各放置 2 個應變感測器，透過機構變形的方式將人體的脈搏訊號放大。實驗結果顯示，該量測裝置的準確度高於單通道感測器量測。

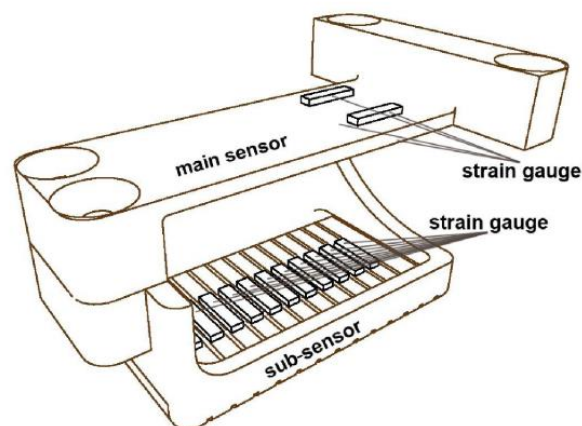


圖 2-7 應變規量測裝置裝配示意圖(Peng et al., 2014)

Yang et al. (2017)開發一款石墨稀材質的類皮膚應變感測器，此感測器能夠感測出細微的脈搏訊號變化。在本研究的測試中邀請 5 為不同年齡層的受試者分別進行運動前、後的脈搏訊號量測。根據相對較高 K value，年紀最大的受測者在血管動脈硬化的風險高於其他 4 位。然而在本研究中量測脈搏寸、關、尺時並無施加按壓力，僅將感測器平貼於脈搏位置上。

2.1.4 光學感測器(photoplethysmography sensor)

光電容積描記法(photoplethysmography, PPG)，為一種用於監測心跳速率的光學量測方式。PPG 的原理為使用紅外線或是綠光，將其發射至皮膚表面後，接收反射回來的光線，用以量測血液循環的體積變化的非侵入性的技術。近期研究除了單純的監測心率之外，也有對於量測到 PPG 訊號進行病理特徵的分析 (Castaneda et al., 2018)。

Wang et al. (2018) 使用 PPG 光學感測器和應變感測器，探討橈動脈血壓和手腕皮膚的應變關係。研究中提出了一種基於手腕皮膚組織和 PWV 的血壓物理模型。PPG 感測器套於手指上，而應變規則套於手腕上量測脈搏的跳動，如圖 2-8 所示。應變感測器包覆於自行設計的按壓機構，可以維持固定按壓力，所以適用於長期連續的血壓監測。量測測試與臨床血壓計比較，兩者誤差百分比介於 4.49 %到 6.1 %之間。

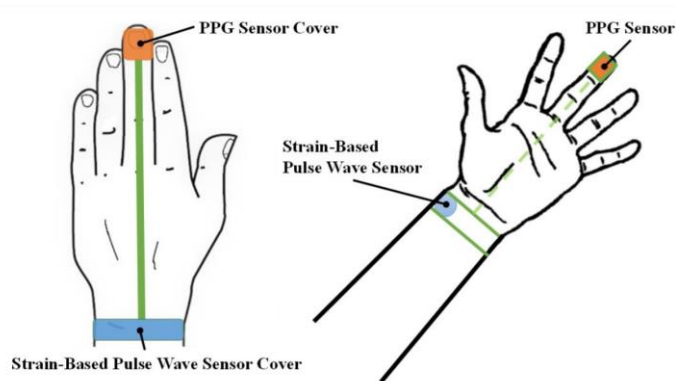


圖 2-8 量測裝置示意圖(Wang et al., 2018)

Uguz et al. (2019)所提出的多功能 PPG 感測器，能夠測量從不同皮膚穿透深度以及皮膚的溫度的多波長 PPG。同時可通過一個加速度計，提供手部運動追蹤。研究利用所製造的 PPG 感測器，評估其對動脈、靜脈，和呼吸診斷的適用性。在與臨床病患監測儀(Philips IntelliVue MX700)進行比較，在心率及脈搏率的量測上皆有相當好的準確度，判定係數 R^2 達到 0.93。

2.1.5 脈搏量測裝置總結

表 2-1 統整文獻回顧中應用於脈搏量測的感測器種類及研究成果。研究多以是否能夠分類測試者健康與否為目的。在文獻中使用的感測器種類有壓力型、應變型、壓電型及光學型，皆適於量測脈搏訊號。壓力型、應變型及壓電型的感測器皆能很好的量測出脈搏訊號，然而壓電型感測器除了能夠量測脈搏訊號外，還包含感測靈敏度高、響應頻率範圍廣等優勢。光學型的感測原理為接收光線訊號，容易受到環境光的干擾而影響感測結果，而且光學感測器無法因不同的按壓力度量測對應的脈搏訊號。本研究在脈搏量測裝置上選用壓電型感測器，作為量測脈搏的感測器。

在部份研究中，量測裝置本體較為龐大，其感測端較難調整寸、關、尺間距。另外有些研究使用腕帶式裝置量測，然而腕帶式較難施加不同按壓力度。而且文獻中在按壓浮、中、沉力度上皆為被動式，需要透過量測裝置的調整才能施加不同的按壓力度。而本研究所設計的脈搏量測裝置為使用者能夠主動的施加不同按壓力度，並且方便調整位置進行脈搏量測為開發目標。

表 2-1 量測裝置文獻回顧統整表

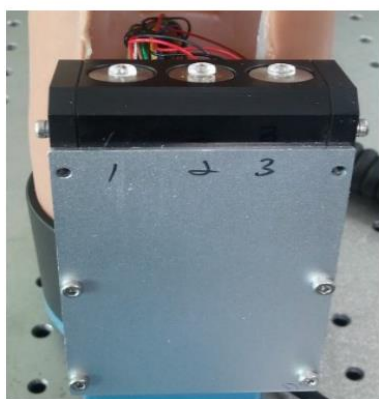
作者/年份	感測器種類	成果
Hu et al. (2012)	pressure	三維訊號提供脈搏特徵
Goyal et al. (2017)	pressure	分辨健康與否
Sun et al. (2018)	pressure	分辨健康與否
Kaisti et al. (2019)	pressure	健康受試者心率的節拍準確性高
Li et al. (2008)	piezoelectric	攜帶式的脈搏分析儀器的開發
Nie et al. (2019)	piezoelectric	分辨健康與否
Joshi et al. (2007)	strain gauge	量測不同病理特徵
Peng et al. (2014)	strain gauge	分辨糖尿病與否
Yang et al. (2017)	strain gauge	量測運動前後的脈搏差異
Wang et al. (2018)	PPG	與侵入式監測裝置比較
Uguz et al. (2019)	PPG	判定對心血管系統診斷的適用性



2.2 脈搏重現裝置

2.2.1 機械式致動

Shin et al. (2011)建立一個三指脈搏重現裝置，可分別重現寸、關、尺三個部分脈搏振動，如圖 2-9(a)所示。該重現裝置的致動器為音圈致動器(voice coil motor, VCM)，將致動器放入仿真的手臂當中，並設置了 LCD 的觸控面板提供使用者介面方便使用者操作，如圖 2-9(b)所示。而為了驗證脈搏波形的重現性，在實驗中將波形峰值的時間及電壓作為分析用的特徵，實驗結果得知重現的脈搏波形皆於允許誤差的範圍。該裝置應用於脈搏診斷中模擬人類的脈搏跳動，可做為教育性質的重現裝置。



(a)



(b)

圖 2-9 脈搏重現裝置實體圖(Shin et al., 2011)

Wu et al. (2017)建立一套單指的遠端脈搏重現系統，如圖 2-10 所示。裝置本體使用 5 片彎曲型壓電致動器進行脈搏重現。該系統將遠端的脈搏訊號，進行經驗模態分解(empirical mode decomposition, EMD)拆解，並經由 ANN 演算法處理後，將振動訊號重現於本地端。研究成果邀請 20 位中醫師進行使用者測試以及專家訪談，測試與訪談的結果顯示本系統可以實現遠端醫療，並且擬真地重現人類脈搏跳動。

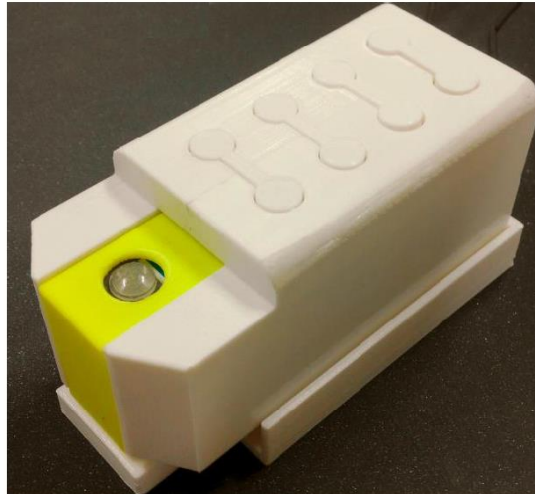


圖 2-10 擬真脈搏重現裝置實體圖(Wu et al., 2017)

Liu et al. (2018)所建立的三指脈搏重現系統，如圖 2-11 所示。從遠端資料庫提取脈搏資料並傳至本地端，接著將脈搏資料進行訊號處理，轉換為致動器的重現訊號，最後以重現裝置重現脈搏波。重現裝置主要由三個音圈致動器 (TMEC0005-005-000)、圓銷、彈簧、滑動軸承，及人工血管組成。當致動器重現脈搏波，經由一系列的零件，到達人工血管進行重現。實驗中利用標準脈搏波形進行重現驗證。重現後的波形量測，使用脈搏收集裝置(HK-2010/3)進行量測，實驗結果得知重現的波形與原始波形的特徵誤差小於 3.65%。

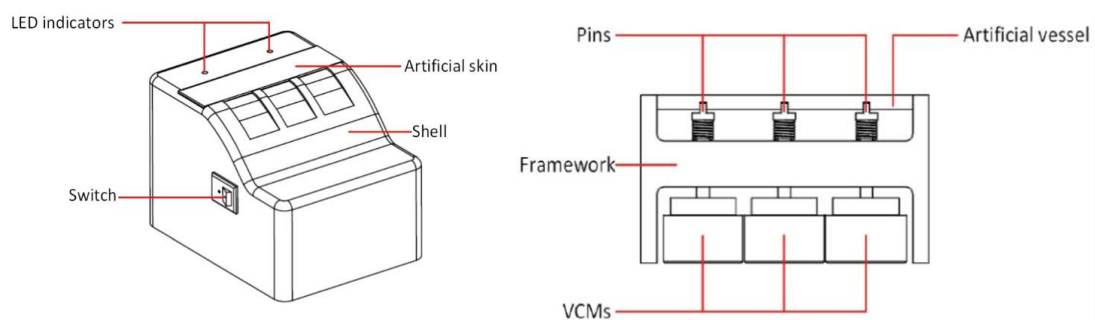


圖 2-11 脈搏重現裝置示意圖(Liu et al., 2018)

Carneiro et al. (2018)建立了一個單指重現脈搏的觸覺裝置，如圖 2-12 所示。該驅動系統採用一個線性螺線管進行致動。由於有較大的遲滯現象產生，基於 Preisach 遲滯模型，利用補償的方式來改善遲滯問題。實驗結果顯示，在正常的脈搏波形重現中，遲滯補償相較原先遲滯的平均誤差減少了 73.9%。另外在施予壓力下的最大平均誤差從 28.7%下降至 7.8%。結果得知補償技術的使用，改善效果顯著，能夠更加擬真地重現脈搏波形。

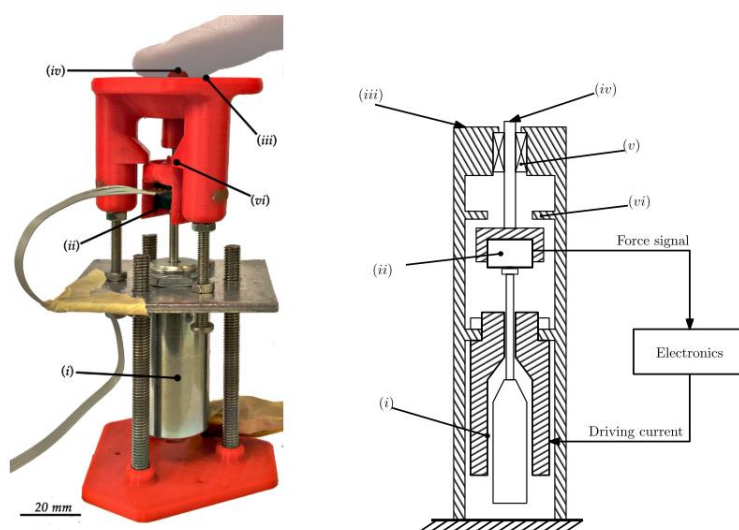


圖 2-12 重現裝置機構示意圖(Carneiro et al., 2018)

2.2.2 液壓式致動

Lee et al. (2017)建立了一套心血管模擬系統，如圖 2-13 所示。此系統可根據脈搏的波形、波速、深度及強度等特徵進行脈搏重現。利用曲柄滑塊機構模擬心室，將人工血液送入人工主動脈及血管中。利用侵入式血壓壓力感測器作為該系統脈搏重現量測。另外使用攝影機拍攝人工血管在施以與血壓壓力相同的按壓壓力下，人工血管模擬脈搏的跳動程度，實驗結果顯示此重現裝置能夠良好地重現脈搏的波形特徵。然而此篇研究並沒有使用實際數據來呈現結果的優劣。

為了校正市售的穿戴式裝置脈搏量測的準確度，Yang et al. (2019)建立了基於不同年齡人體心血管系統生理特性的橈動脈波形重現裝置，如圖 2-15 所示。該裝置模擬人體的心血管系統，包含左心室仿真模塊、主動脈模塊、外圍阻力模塊，及壓力控制儲液器模塊，來模擬心血管系統的生理機能。藉由調整裝置中的順應腔室來控制血管動脈彈性，以產生與年齡相應的脈搏波形。

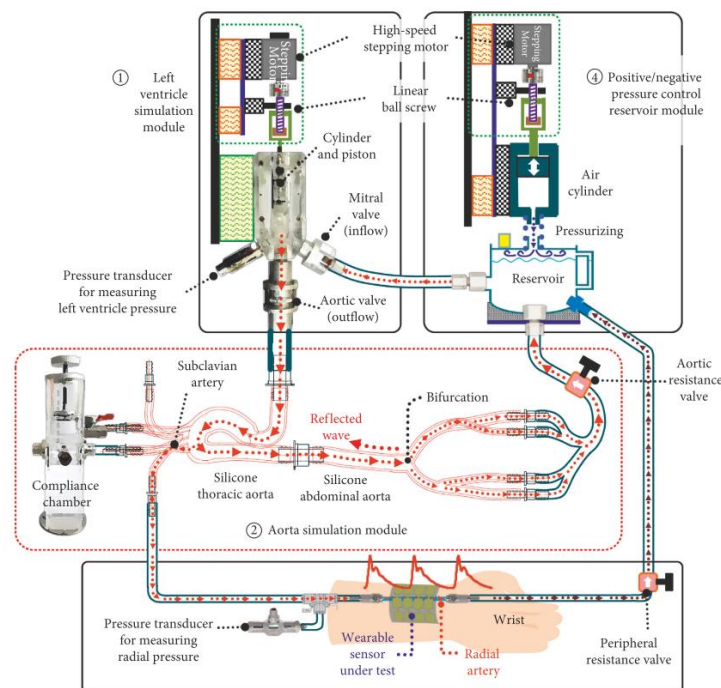
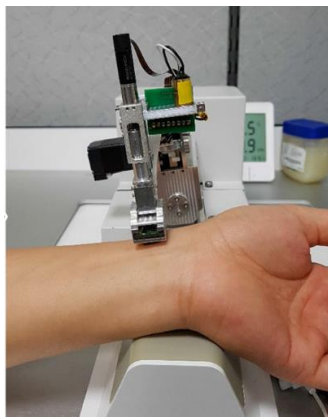


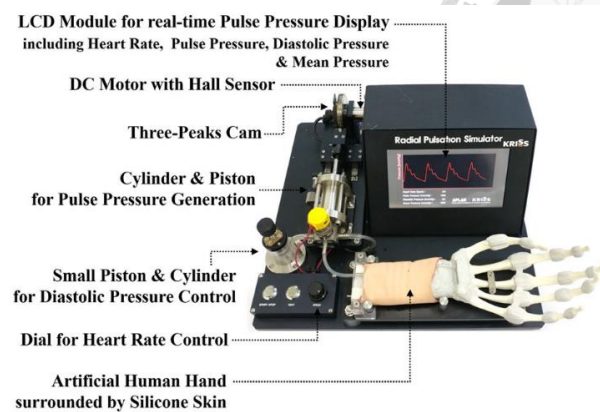
圖 2-15 心血管模擬系統硬體架構圖(Yang et al., 2019)

2.2.3 氣壓式致動

Yang et al. (2019)將 RTS 系統(robotic tonometry system, RTS)設置於六自由度機械手臂，用來偵測人體手腕脈搏位置，如圖 2-16 (a)所示。RTS 系統使用陣列壓力感測器量測脈搏訊號，再利用量測的脈搏訊號製作成脈搏曲線輪廓的凸輪。由直流馬達帶動凸輪，凸輪推動活塞氣動機構，活塞氣動機構產生的壓縮氣體，通過矽膠人造血管到達仿真人體前臂腕部的脈搏位置，重現脈搏跳動，如圖 2-16 (b)所示。重現結果在誤差百分比為 4.9%及相位延遲影響為 3.2%。



(a)



(b)

圖 2-16 凸輪脈搏重現裝置實體圖(Yang et al., 2019)

2.2.4 脈搏重現裝置總結

表 2-2 為統整脈搏重現裝置文獻回顧中，致動器的種類與研究成果。在研究成果中多以呈現標準的脈搏波形並計算其呈現誤差為目的，或是重現對應不同年齡層的脈搏波形，然而鮮少重現任意的脈搏波形。

本研究在脈搏重現裝置上選用壓電致動器。壓電致動器有著頻寬廣、響應時間快，且成本相對較低等優勢，故選擇此致動器進行脈搏重現。在裝置的重現性上，本研究使用自行開發的脈搏量測裝置對人體進行量測。在重現裝置上能夠重現出量測裝置所量測的脈搏訊號，以此驗證重現裝置的重現性。

表 2-2 脈搏重現裝置文獻回顧統整表

作者/年份	致動方式	結果	脈搏波形
Shin et al. (2011)	機械式/ VCM	重現訊號的時間與速度皆於允許誤差內	固定
Liu et al. (2018)	機械式/ VCM	波形特徵誤差 3.65%	固定
Wu et al. (2017)	機械式/ piezoelectric	透過 EMD 與 ANN 方法重現脈搏	任意
Carneiro et al. (2018)	機械式/ solenoid	遲滯補償控制，提升波形準確性	固定
Lee et al. (2017)	液壓式/ hydraulic	正常脈搏波形的重現性良好	固定
Koo et al. (2018)	液壓式/ hydraulic	重現各年齡層相應的脈搏波形	固定
Yang et al. (2019)	液壓式/ hydraulic	重現各年齡層相應的脈搏波形	固定
Yang et al. (2019)	氣壓式/ pneumatic	AI 值誤差為 4.9%	固定

第3章 研究方法

人體脈搏的特徵大部分能量都集中在 20 Hz 以下，也就是指脈搏的頻譜能量集中於低頻區域(Che et al. (2015)、Suguna et al. (2019))。當人類出現身體上的病狀時，通常脈搏分佈在 8-10 Hz 的頻譜能量將會增加(Thakker et al., 2010)。因此，許多研究將脈搏頻譜能量的分佈做為病理特徵分析的一部份。考慮到脈搏訊號的特徵，硬體裝置需要能夠量測及重現出脈搏頻域分佈的訊號。本章節將介紹本研究脈搏量測裝置及重現裝置的設計目標，並說明本研究的系統架構。

3.1 硬體裝置

3.1.1 脈搏量測裝置

依據 Luo et al. (2016)的脈搏按壓力度分佈為 35 mmHg 到 350 mmHg。而三個脈搏的跳動區域各別約為 1 cm^2 ，1 mmHg 的壓力轉換約為 $1.36 \times 10^{-3}\text{ kg/cm}^2$ ，則按壓力度轉換重量單位為約 48 gw 到 480 gw。因此按壓脈搏會施以浮(< 90 gw)、中(90~150 gw)、沉(> 150 gw)三種不同範圍的按壓力度。不同力度下所呈現的脈搏訊號亦不同，量測裝置需要使用壓力感測器，進行按壓力度的數值讀取，以檢視當下按壓力度；同時脈搏訊號擷取部分則是藉由振動感測器進行當下脈搏的擷取，兩者感測器各自同時感測按壓力及脈搏跳動且不互相干擾，如圖 3-1 所示。

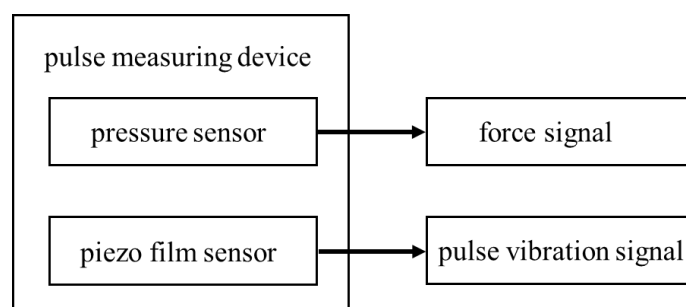


圖 3-1 脈搏量測裝置架構圖

3.1.2 脈搏重現裝置

人體寸、關、尺三個位置的脈搏分別對應於不同的器官的健康狀態(Suguna et al., 2019)。為了能夠重現不同位置的脈搏，重現裝置設計為三指有其必要性。脈搏的能量分佈為 20Hz 以下，裝置的致動器的頻寬必須涵蓋脈搏的分佈頻域區間。重現裝置除了包含進行脈搏重現的致動器之外，也須包含壓力感測器感測使用者對於重現裝置按壓力度，在使用者的特定按壓力度下重現對應的脈搏跳動，如圖 3-2 所示。

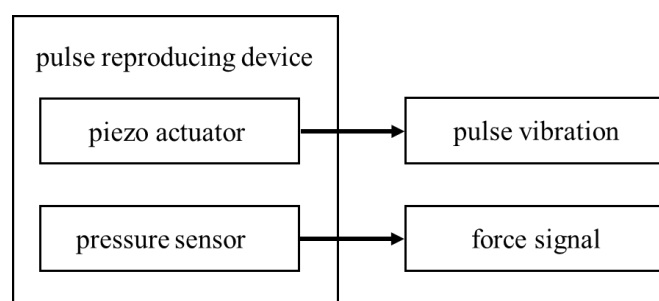


圖 3-2 脈搏重現裝置架構圖

3.2 研究架構

本研究的系統架構如圖 3-3 所示。首先使用脈搏量測裝置，量測人體的寸、關、尺等不同脈搏位置的脈搏訊號，傳送至 PC 端進行訊號處理。將量測到的原始訊號進行平滑化後，再將訊號降取樣率並進行積分處理，得到脈搏積分訊號。而為了良好地重現脈搏，需要找出量測裝置所測得人的脈搏積分訊號，與重現裝置輸出振動訊號之間的轉換關係，本研究使用人工神經網路 ANN 找出上述的轉換函式。經由 NN 模型訓練完成的轉換函式轉換成的驅動訊號，由微控制器輸出驅動電壓。驅動電壓經過重現電路的濾波、放大等訊號處理，最後將重現訊號利用脈搏重現裝置進行脈搏重現。

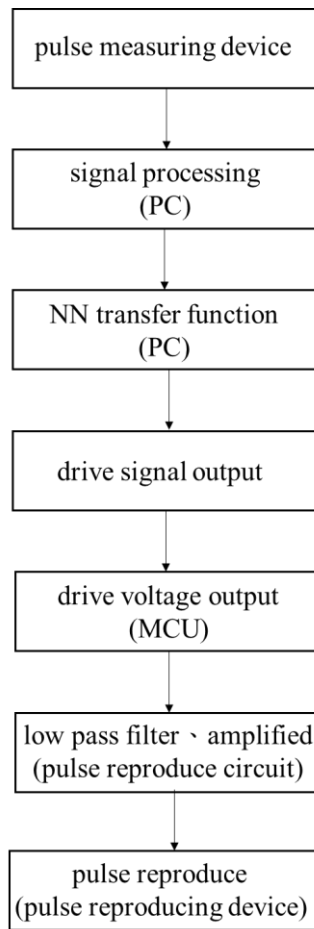


圖 3-3 脈搏量測暨重現系統架構圖

第4章 主動式按壓脈搏量測裝置

本章節將介紹脈搏量測裝置的感測器選用，並說明裝置的硬體設計。藉由探討感測器的特性並進行實驗驗證，再透過最佳化實驗分析裝置的結構設計參數。

4.1.1 硬體選用

為了達成在浮、中、沉取的按壓壓力下，量測其所對應的脈搏訊號。本機構結合了兩種感測器，量測使用者按壓力度選用由 Interlink Electronics 所開發的壓力感測器(FSR402)，如圖 4-1 所示。其壓力感測器的規格如表 4-1 所示。脈搏部分選用由 TE Connectivity 所生產 PVDF 薄膜式振動感測器(SDT1-028K)，如圖 4-2 所示。其 PVDF 振動感測器的規格如表 4-2 所示。PVDF 振動感測器在應變大而加速度小的低頻處以及在應變小而加速度大的高頻處表現良好，而且 PVDF 振動感測器在寬廣的頻率範圍內具有平坦的響應，且諧振頻率高於 10 MHz，如圖 4-3 所示。

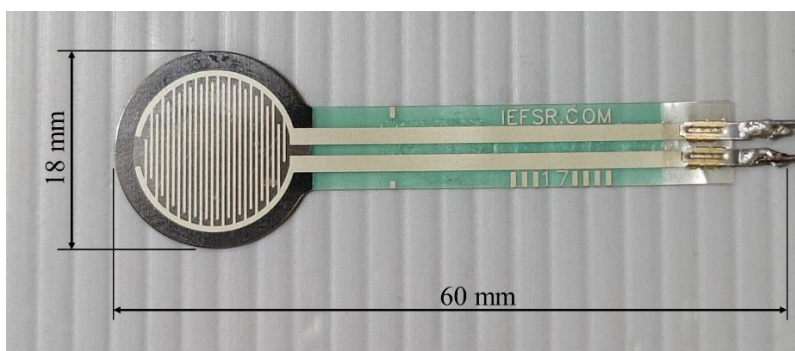


圖 4-1 FSR402 尺寸表示圖

表 4-1 FSR402 規格表

規格	感測力範圍	長度	感測面積
數值	0.1-100 N	60 mm	126 mm ²

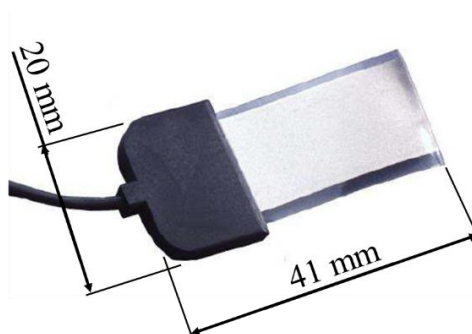


圖 4-2 SDT1-028K 實體圖

表 4-2 SDT1-028K 規格表

規格	感測力範圍	訊號輸出	感測面積
數值	up to 2% strain	15-20 mV/ μ strain	28.6 mm x 11.2 mm

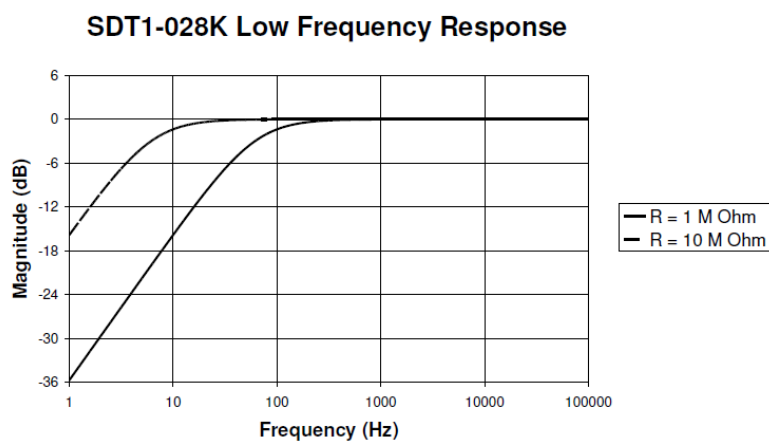


圖 4-3 STD1-028K 頻率響應圖

4.1.2 機構設計

圖 4-4 為主動式按壓脈搏量測裝置的立體分解圖，包含外殼(零件 1)、薄膜矽膠層(零件 2)、壓力感測器(零件 3)、間隔墊片 (零件 4)、上夾持結構(零件 5)、PVDF 振動感測器(零件 6)、圓錐形探頭(零件 7)、下夾持機構(零件 8)、螺絲 M1.6x10(零件 9)以及 M1.6 六角螺帽(零件 10)，量測裝置組內零件名稱及數量如表 4-3 所示。

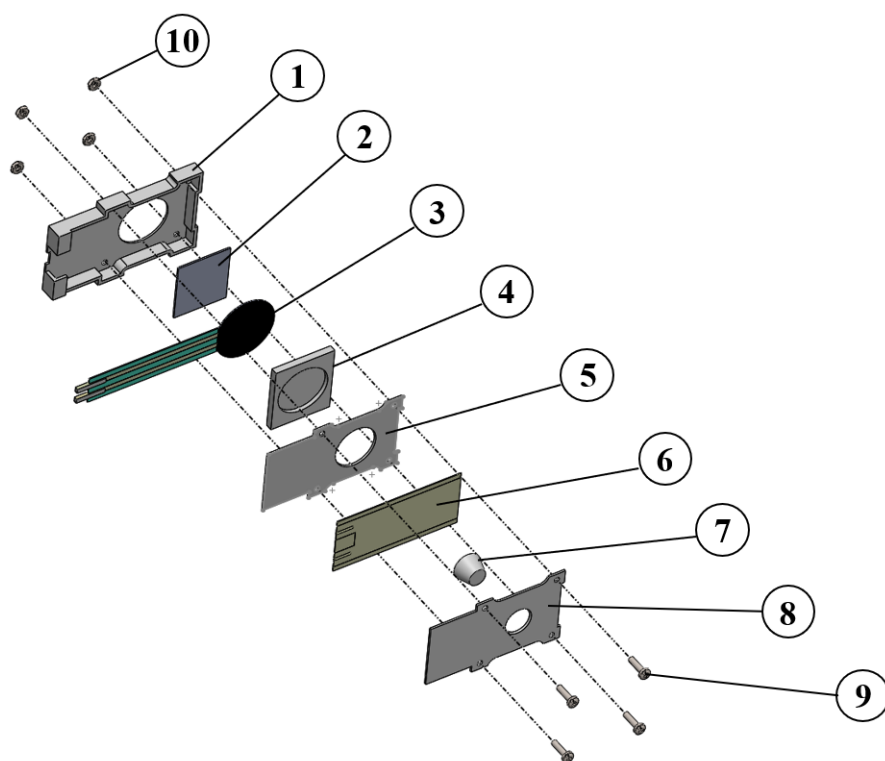
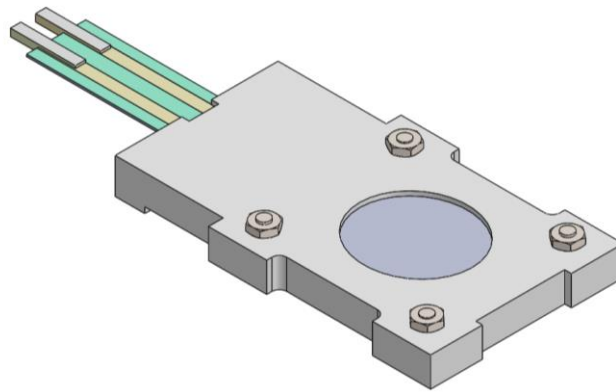


圖 4-4 主動式按壓脈搏量測裝置爆炸圖

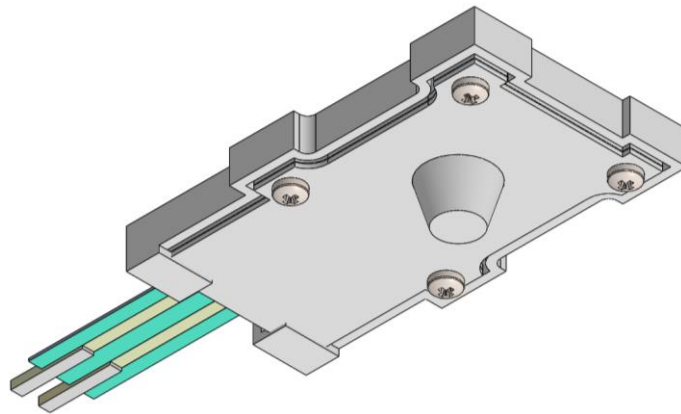
表 4-3 主動式按壓脈搏量測裝置零件表

件號	名稱	數量
1	外殼	1
2	薄膜矽膠層	1
3	壓力感測器	1
4	間隔墊片	1
5	上夾持結構	1
6	PVDF 振動感測器	1
7	圓錐形探頭	1
8	下夾持結構	1
9	螺絲 M1.6x10	4
10	螺帽 M1.6	4

其中 PVDF 振動感測器(零件 6)下方附著一塊圓錐形的探頭(零件 7)，用於與手腕脈搏位置的皮膚接觸。PVDF 振動感測器周圍利用上下方的夾持結構(零件 5、8)對感測器進行夾持固定。而為了避免壓力感測器與 PVDF 振動感測器相互影響，在兩個感測器之間加入間隔墊片。量測裝置組合圖如圖 4-5 所示。



(a) 上視圖

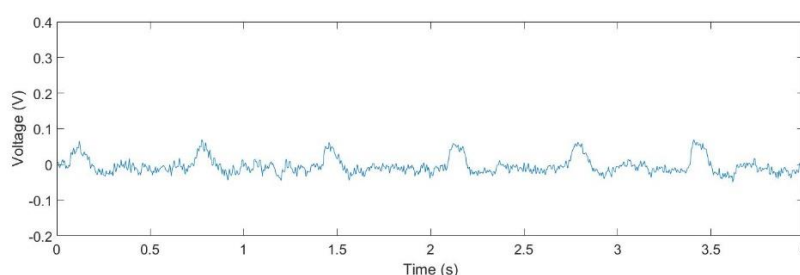


(b) 下視圖

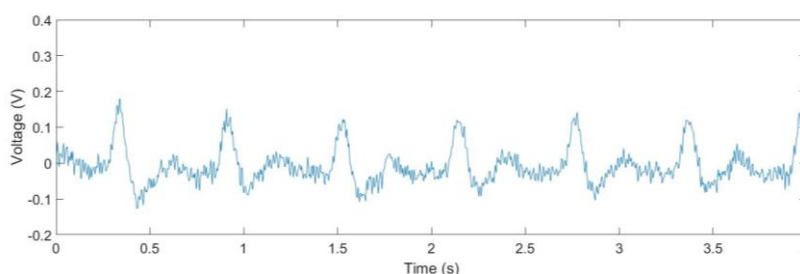
圖 4-5 主動式按壓脈搏量測裝置組合圖

4.2 感測器訊號特性

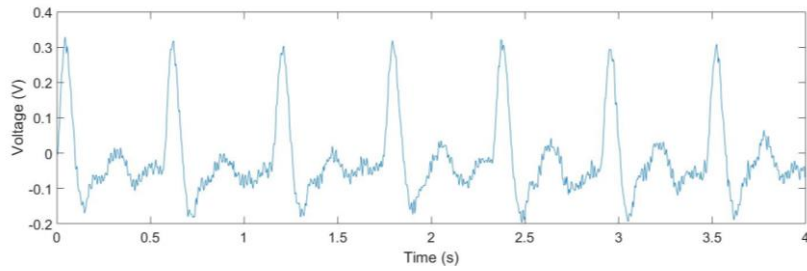
使用本裝置量測人體腕部寸、關、尺的脈搏位置，所量測到的脈搏浮、中、沉取原始訊號，如圖 4-6 所示。在 Li et al. (2018)、Suguna et al. (2019)等文獻中的脈搏波形如圖 4-7 所示，發現由 PVDF 振動感測器量測到的脈搏訊號與文獻中的脈搏波形特徵並不同。在圖 4-6 中可發現每個周期的第一個波峰與第二個波峰之間分隔明顯，彼此之間的波谷落在基準線之下；而在圖 4-7 中的波形可看出兩至三個不同大小的波峰部份相互重疊，波峰之間的波谷並沒有落在基準線之下。受到置於下方的錐形探頭擠壓，PVDF 振動感測器量測其應變所產生的電荷，藉由數位示波器擷取到當前的電壓訊號。PVDF 振動感測器的位移實際上與電荷累積成正比，即為電壓訊號的積分，透過積分後的積分訊號會近似於文獻中的脈搏訊號特徵。因此本研究需要對量測到的原始訊號進行積分處理，並驗證積分處理的正確性。



(a)左手關脈浮取(70 g)



(b)左手關脈中取(123 g)



(c)左手關脈沉取(155 g)

圖 4-6 脈搏量測裝置浮、中、沉取量測訊號圖

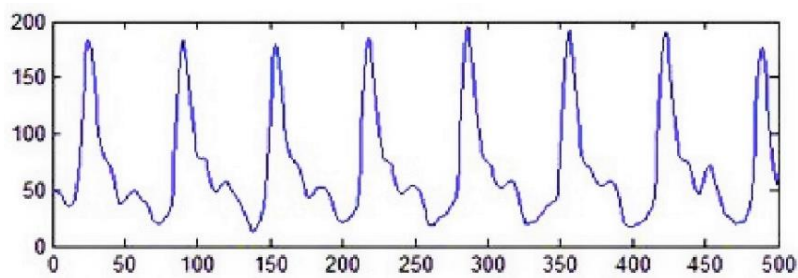


圖 4-7 脈搏波形圖(Li et al., 2018)

4.3 脈搏量測裝置驗證機構

本研究將利用凸輪建立一個驗證機構，使其產生相對波形位移，進行脈搏量測裝置驗證。驗證機構經由旋轉的凸輪而使量測裝置中的 PVDF 振動感測器產生變形後得到電壓訊號，將電壓訊號進行積分處理。最後比對凸輪輪廓的脈搏波形，與積分後的量測所得訊號，以此驗證脈搏量測裝置的積分準確性。

4.3.1 凸輪生成

首先進行凸輪輪廓的點資料生成，根據 Shu et al. (2007)研究提出單一週期脈搏波形可以表示成一個前波(forward wave)和一個有時間延遲的後波(backward wave)組成(圖 4-8)，其公式如式(4-1)所示。

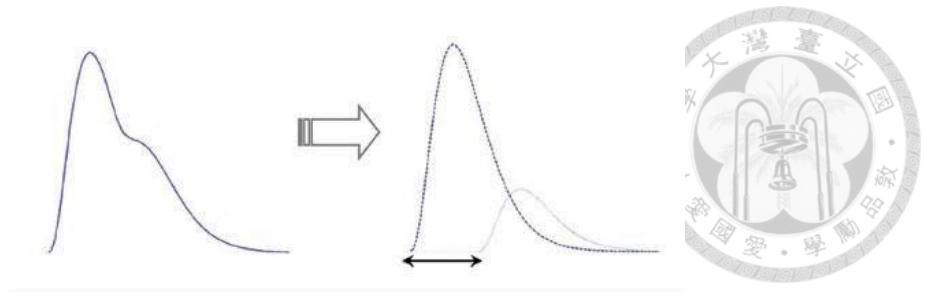


圖 4-8 波形示意圖(Shu et al., 2007)

$$F(t|\alpha, \beta, \Delta, A, B) = At^{\alpha}e^{-\beta t/10} + B(t - \Delta)^{\alpha}e^{-\beta(t-\Delta)/10}, \quad t \geq \Delta \quad (4-1)$$

此方程式是由一個冪函式(power function)和一個指數函式(exponential function)組成，其中包含五個變數， α 和 β 分別為前、後波的形狀及比例變數。 A 與 B 分別代表前、後波的振幅大小。 Δ 代表前、後波的相位偏移變數。

利用上述公式並藉由調整五個變數來擬合擷取裝置所得的脈波點資料。本研究使用粒子群演算法(particle swarm optimization, PSO)求解五個變數的最佳解，使公式得到的波形能夠擬合實際點資料。並由擬合後的波形生成 1000 個點數的一筆資料(圖 4-9)，作為生成凸輪輪廓曲線的資料點。

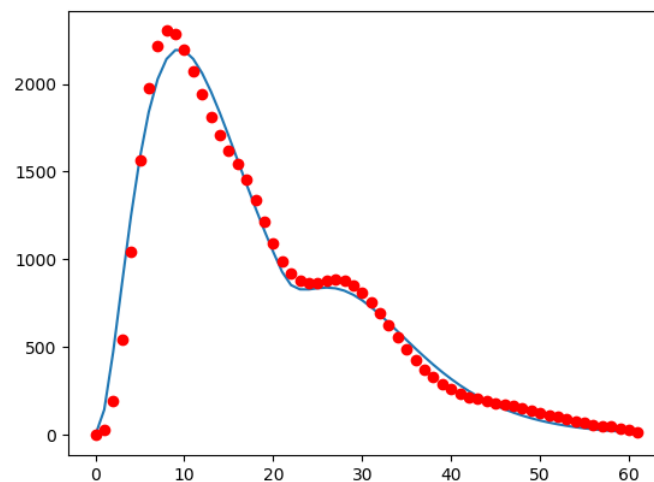


圖 4-9 PSO 擬合脈搏波形示意圖

將單一週期的脈搏波形點資料，利用 SolidWorks motion analysis 進行凸輪輪廓生成。以之脈搏波形生成後的凸輪輪廓曲線繪製成 3D 模型，完成模型後利用 3D 列印機印製出脈搏凸輪，如圖 4-10 所示。

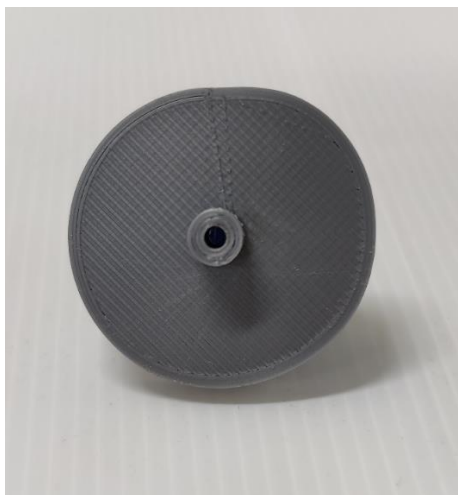


圖 4-10 脈搏輪廓凸輪實體圖

4.3.2 驗證機構

驗證機構主要由四個部份所組成，第一部份為脈搏輪廓外型的凸輪，第二部份為脈搏量測裝置。第三部份驅動馬達及馬達固定座，以及第四部份的凸輪裝置底座。凸輪裝置中包含一個 GA12-N20 直流馬達，如圖 4-11 所示，固定於馬達支撐架上。利用止付螺絲將凸輪固定在馬達軸上。另外脈搏量測裝置則固定於從動件支撐架上，凸輪裝置整體藉由側邊虎鉗固定於桌面上，凸輪裝置組合之實體圖如圖 4-12 所示。

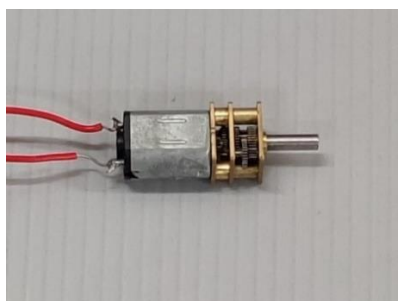
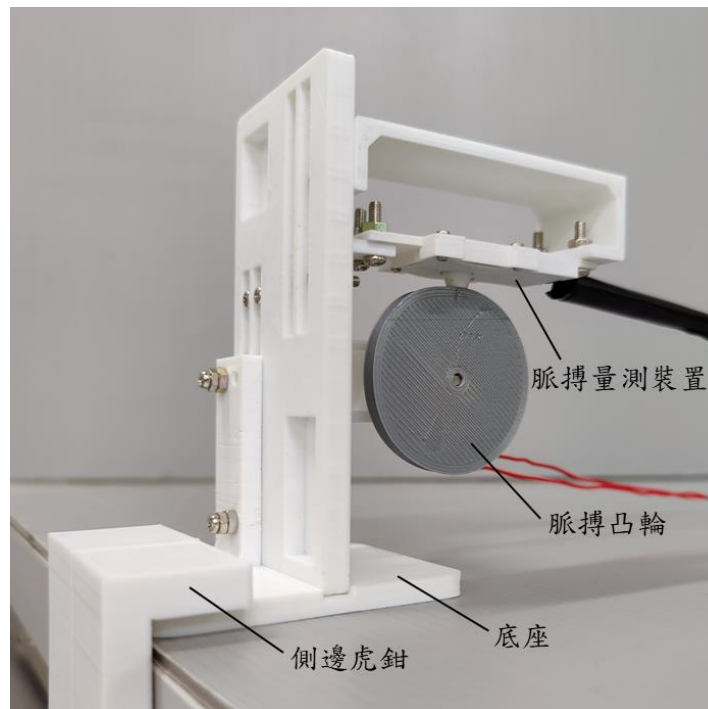
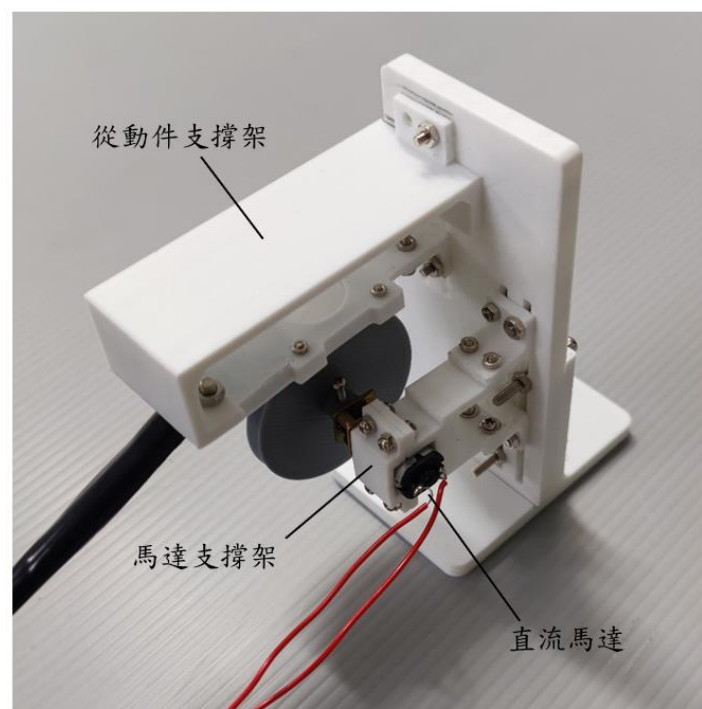


圖 4-11 直流馬達 GA12-N20 實體圖



(a)



(b)

圖 4-12 脈搏量測裝置驗證機構實體圖

接下來進行實驗設置，使用電源供應器提供 3.8 V 的電壓給直流馬達，直流馬達旋轉驅動凸輪，轉動速度為等速 60 rpm。凸輪旋轉中的表面輪廓起伏推動探頭進行上下移動，而移動中的探頭使 PVDF 振動感測器變形而產生電壓訊號，電壓訊號利用數位示波器進行擷取，取樣頻率為 1 kHz。

4.3.3 脈搏量測裝置驗證結果

使用 MATLAB 數學工具將脈搏量測裝置測得的原始脈搏訊號進行積分運算，得出的新的脈搏訊號。凸輪驗證實驗結果將生成的原始波形與積分後的波形進行比較，以波形特徵來看相當接近，如圖 4-13 所示。在許多研究中，RMSE 與 R^2 時常作為波形訊號失真程度的判斷依據。例如 Yang et al. (2019) 建立一個基於 PPG 波形特徵的右心室數學模型，並設計了 PPG 訊號產生器來模擬脈搏變化，利用 RSME 與 R^2 評估其擬合結果。Johnson et al. (2019) 設計了一個應用雷達感測的脈搏量測裝置，利用此裝置與先前的研究所用的眼平眼壓計(applanation tonometry) 進行脈搏量測比較，利用 R^2 比較波形的特徵相似度。

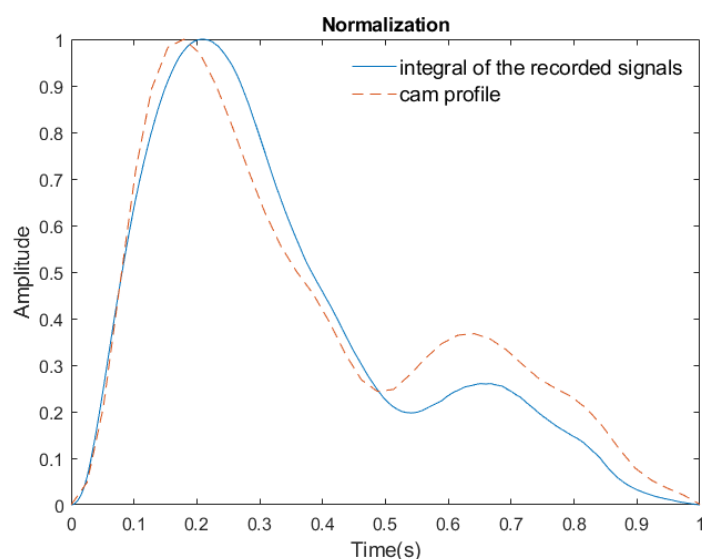


圖 4-13 凸輪輪廓與 PVDF 振動感測器量測積分後比較圖

本研究計算凸輪實驗的驗證結果， R^2 為 0.953 及 RMSE 為 0.075 %，藉由此結果可說明，原始波形與積分後的波形兩者呈現相當高的相似性。另外利用計算 AI 值誤差分析如式(4-2)所示，AI 值實際的計算方式為脈搏第一個波峰與第二個波峰峰值的比值百分比。由計算結果可知，AI 值誤差百分比為 6.7 %。因此透過凸輪驗證實驗可以證明，脈搏量測裝置量測的脈搏訊號，需要進行積分運算，才會得到脈搏波形的特徵。

$$AI\ value = \frac{Late\ Systolic\ Pulse\ Pressure}{Early\ Systolic\ Pulse\ Pressure} \times 100\ (\%) \quad (4-2)$$

在圖 4-13 波形比較中，積分訊號波形的第 2 個波峰並沒有很好地擬合凸輪輪廓的特徵，可能是因為量測裝置的結構影響了 PVDF 振動感測器的感測能力。因此為了更好的發揮脈搏量測裝置的感測能力，接下來的章節針對脈搏量測裝置硬體結構進行調整。

4.4 最佳化參數實驗設計

4.4.1 設計參數

本裝置機構在設計時，部分硬體的尺寸、安裝方式和材質會影響量測的優劣性，因此需要進行最佳化設計。首先，選擇以下參數作為設計時的考量：第一項為不同的 PVDF 振動感測器夾持方式分為兩邊夾持及四邊夾持，如圖 4-14 所示。第二項為 PVDF 振動感測器上所安裝的感測頭材質分為 3D 列印而成 PLA 硬材質及矽膠軟材質，如圖 4-15 所示。第三項為探頭的高度分為 3、4、5 mm，如圖 4-16 所示。第四項為 PVDF 振動感測器與壓力感測器之間的間隔方式分為盲孔結構、3 mm 厚矽膠層及 1 mm 薄矽膠層，如圖 4-17 所示。上述四項設計考量之

設計參數如表 4-4 所示。



表 4-4 設計參數規格表

控制變因	設計參數
夾持方式	兩邊、四邊
探頭材質	PLA(硬)、矽膠(軟)
探頭高度	3、4、5 mm
感測器的間隔方式	厚矽膠層(3 mm)、薄矽膠層(1 mm)、盲孔結構

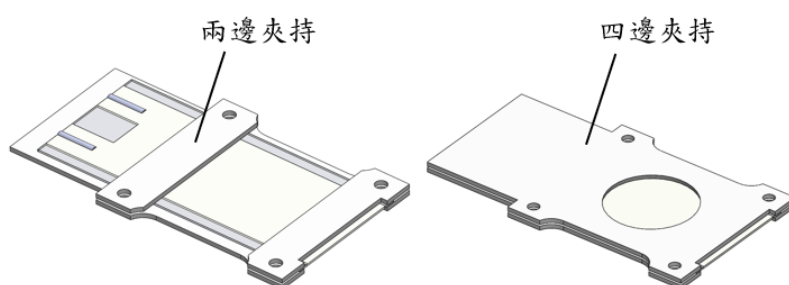


圖 4-14 夾持方式示意圖

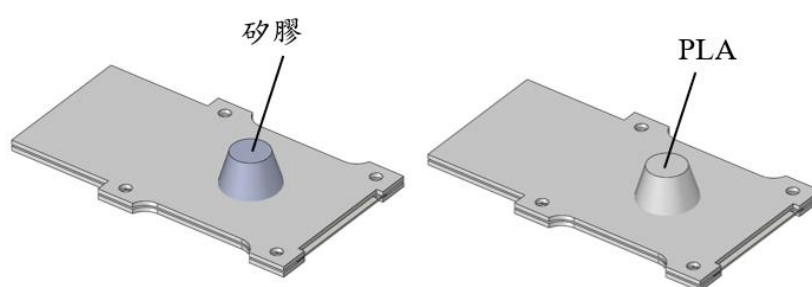


圖 4-15 探頭材質示意圖

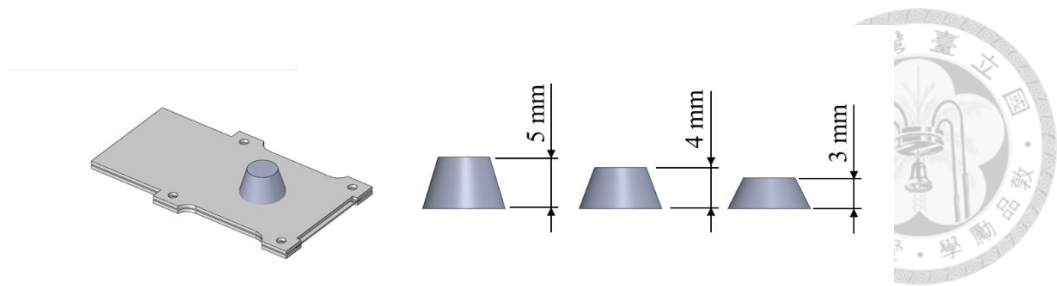


圖 4-16 探頭高度示意圖

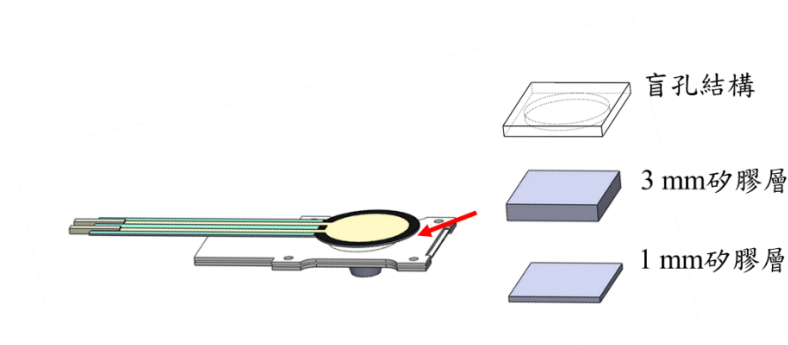


圖 4-17 兩感測器間隔方式示意圖

4.4.2 田口法

為了減少在不同控制變因下，各種組合的實驗次數，本量測裝置使用田口法 (Taguchi method) 進行最佳化實驗。田口法為田口玄一 (Genichi Taguchi) 博士整理，為了提高品質且降低成本，逐漸發展成控制產品的製程品質的一套方法。以少量的實驗數據，分析而得出最佳化的設計參數。根據上節提到，本實驗的設計變因主要有四項，3 種探頭高度、3 種兩個感測器的間隔方式 2 種 PVDF 振動感測器夾持方式和 2 種探頭材質。依照田口法中自由度計算，求得總自由度為 6，因為實驗總自由度不可小於計算的總自由度 6，故選擇 L_9 直交表如表 4-5 所示。X1 為 PVDF 振動感測器夾持方式、X2 為探頭材質、X3 為探頭高度、X4 為兩感測器的間隔方式，將 L_9 直交表將制變因依實驗參數填入得到總共 9 次的實驗，如表 4-6 所示。

表 4-5 L₉ 直交表

	X1	X2	X3	X4
1	1	1	1	1
2	1	2	2	2
3	1	3	2	1
4	2	1	2	1
5	2	2	1	1
6	2	3	1	2
7	3	1	2	2
8	3	2	1	2
9	3	3	2	1

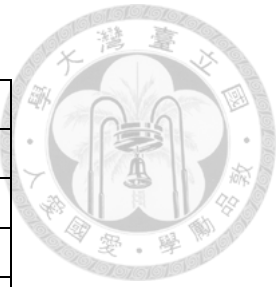


表 4-6 田口法參數對照表

	種類	探頭高度	感測器間隔	夾持方式	探頭材質
1	1111	5	矽膠層(厚)	兩邊	硬
2	1222	5	矽膠層(薄)	四邊	軟
3	1321	5	中空	四邊	硬
4	2121	4	矽膠層(厚)	四邊	硬
5	2211	4	矽膠層(薄)	兩邊	硬
6	2312	4	中空	兩邊	軟
7	3122	3	矽膠層(厚)	四邊	軟
8	3212	3	矽膠層(薄)	兩邊	軟
9	3321	3	中空	四邊	硬

4.4.3 實驗架構

本實驗的量測裝置基於田口法的參數基礎，利用脈搏量測驗證裝置進行脈搏量測裝置最佳化設計。直流馬達(GA12-N20)通以 3.8 V 使其轉速約 60 rpm，驅動凸輪使脈搏量測裝置中的 PVDF 振動感測器產生脈搏訊號。

由各參數組成的脈搏量測裝置測得到的訊號積分，與凸輪輪廓的脈搏波形訊號進行比較。結果 1 為利用判定係數 R^2 比較訊號相似性；結果 2 為將量測 PVDF 振動感測器所得原始訊號的最大峰值，作為量測裝置的靈敏度依據。

4.4.4 設計參數實驗結果

完成田口法實驗所記錄的資料如表 4-7 所示，各脈搏量測裝置所量得之脈搏訊號，與凸輪輪廓點資料進行 R^2 分析。表 4-7 中 R^2 數值結果皆達到 0.9 以上。另外，測得各實驗參數的電壓峰值，並將此數值進行正規化的調整。利用所有實驗參數中的電壓最大值作為正規化的數值上限進行正規化，計算結果如表 4-7 第二欄位所示。田口法實驗的量測結果為將 R^2 及正規化後的電壓峰值相加，得到表 4-7 的第三欄，將此欄的結果輸入至 JMP 統計軟體進行最佳化分析。

表 4-7 田口法實驗結果

項目	R^2	normalized V	結果
1	0.98	0.65	1.63
2	0.97	0.43	1.4
3	0.97	1	1.97
4	0.94	0.63	1.57
5	0.91	0.57	1.48
6	0.93	0.56	1.49
7	0.92	0.49	1.41
8	0.93	0.35	1.28
9	0.95	0.83	1.78

JMP 統計軟體分析結果如圖 4-18 所示。分析結果顯示最佳化的參數為夾持方式選擇四邊夾持，探頭材質選擇 PLA(硬)材質，探頭厚度選擇 5 mm 為最佳，壓力感測器與 PVDF 振動感測器的間隔方式為盲孔結構。利用最佳化參數設置的主動式按壓脈搏量測裝置得出凸輪輪廓與量測裝置測得的積分訊號比較圖如圖 4-19 所示。計算出 AI 值由原先的 6.7 %減少為 1.2 %，圖中的第 2 個波峰特徵能夠很好地擬合，由此可證明最佳化的硬體結構提升了脈搏量測裝置的感測能力。

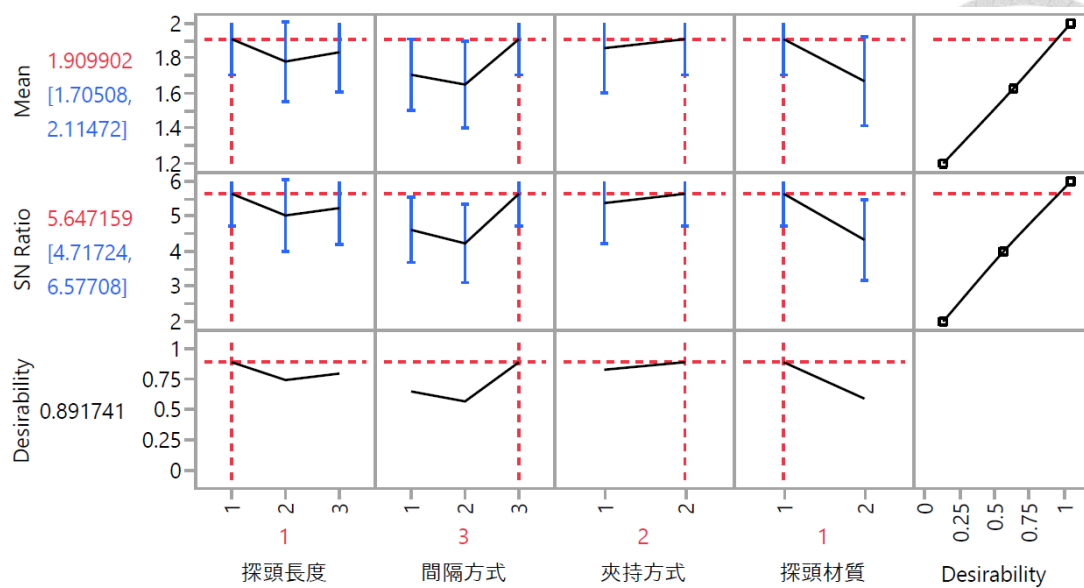


圖 4-18 田口法分析結果圖

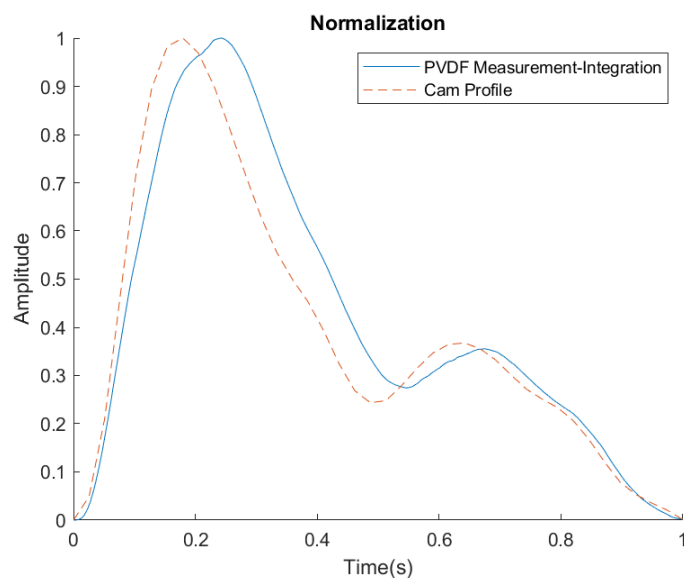


圖 4-19 凸輪輪廓與量測裝置的積分訊號比較圖

在控制變因中探頭高度選用最大的 5 mm，然而在高度上是否有數值越大越好的可能性，因此在此額外進行了在夾持方式、探頭材質以及兩感測器的間隔方式不變的狀況下，將探頭高度調整為 7 mm 進行測試。經過測試後 R^2 值及正規化後的電壓值為 0.96 及 0.85，以數值來看並沒有好於由田口法實驗得出的結果。

並且以實際使用來看，過高的探頭容易影響量測中的訊號穩定度，因此探頭高度維持 5 mm 為佳。



4.5 脈搏量測裝置實體

4.5.1 量測裝置的壓力校正

量測裝置在量測之前，需先對裝置中的壓力感測器進行基本的校正。校正壓力感測器的實際狀況，如圖 4-20 所示。首先將量測裝置放置於校正平台，將 50 至 300 gw 的砝碼至於校正平台的上蓋板上，校正的重量間隔為 50 gw。由於校正平台的上蓋板有約 15 gw 的重量，在校正時會將砝碼重量加上蓋板的重量進行計算。放置砝碼後利用 Teensy3.2 讀取壓力感測器，得出當下重量下的類比訊號數值(analog value)，重量對於類比數值的對應圖，如圖 4-21 所示。

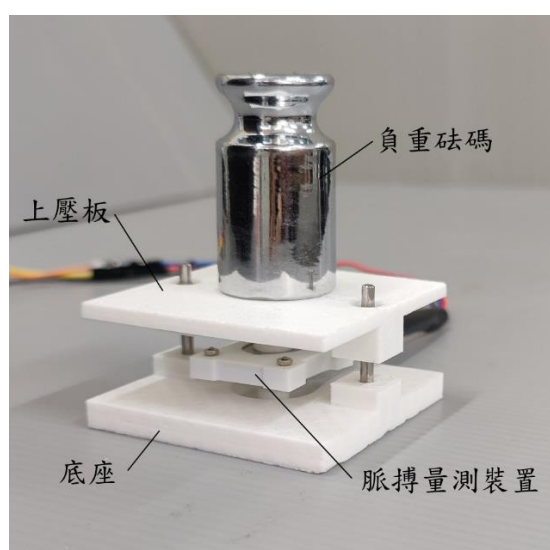


圖 4-20 脈搏量測裝置壓力校正平台示意圖

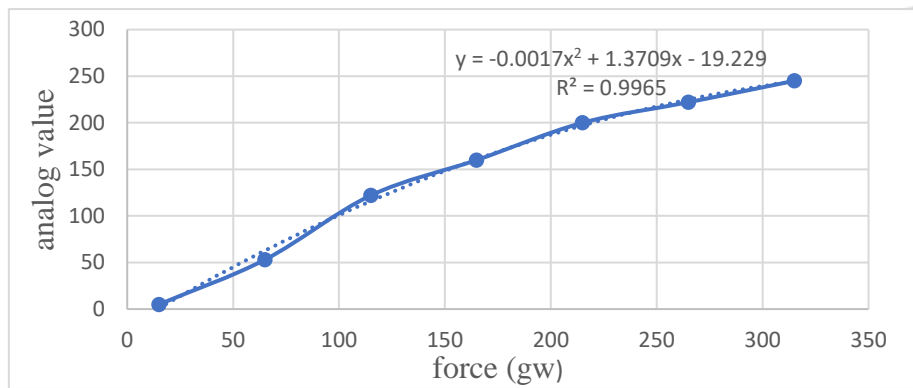


圖 4-21 壓力感測器校正曲線圖

4.5.2 主動式按壓脈搏量測裝置實體圖

本裝置的整體尺寸如圖 4-22 所示，重量為 14 g。在實體的裝置中使用了 4.4.4 節所得出最佳化的設計結果。外殼上有一橢圓形的槽，壓力感測器與外殼之間放置一塊薄膜矽膠層，讓使用者在按壓本裝置時能有近似按壓皮膚的感受，實際使用情況如圖 4-23 所示。利用脈搏量測裝置，使用浮、中、沉不同力度，量測手腕寸、關、尺之脈搏振動訊號，將量測所得的原始振動訊號進行平滑化後，再將訊號降取樣率並進行積分處理，得到脈搏波形訊號如圖 4-24 所示。

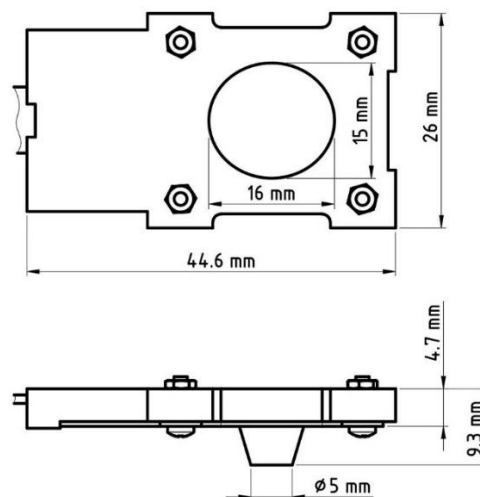
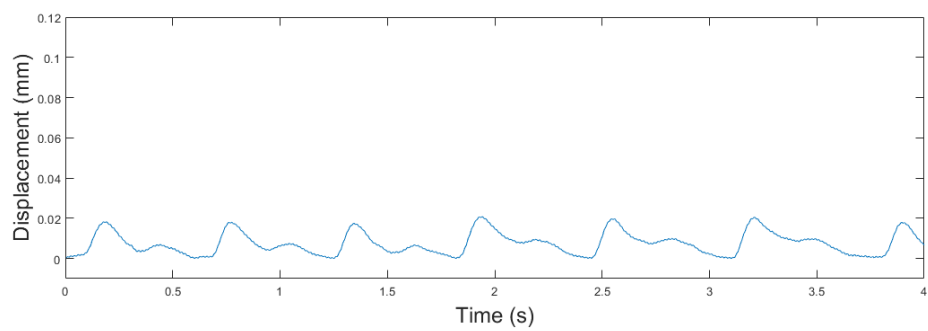


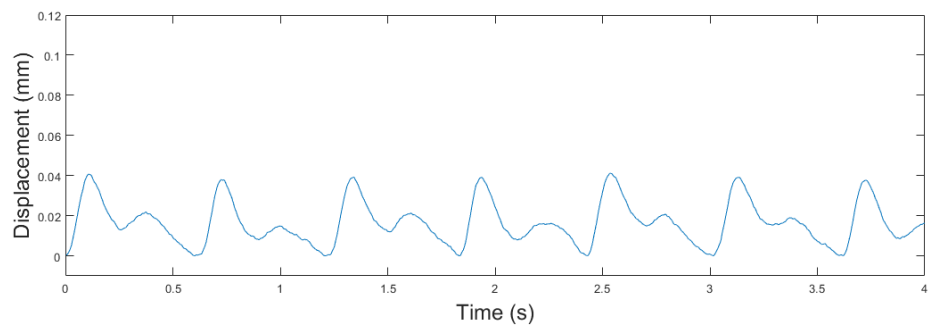
圖 4-22 主動式按壓脈搏量測裝置尺寸示意圖



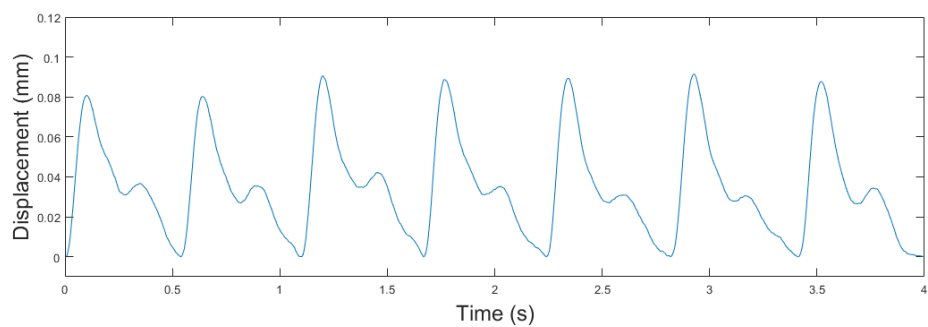
圖 4-23 脈搏量測裝置實際使用狀況



(a)左手關脈浮取(80 g)



(b)左手關脈中取(120 g)



(c)左手關脈沉取(180 g)

圖 4-24 浮、中、沉取脈搏量測訊號圖

第5章 脈搏重現裝置

本研究在重現裝置上分為脈搏重現模組，以及壓力感測模組兩個部份。脈搏重現模組用於重現脈搏振動，然而在脈搏擷取的時候會有對應的按壓力度，因此本重現裝置需要壓力感測模組來感測使用者的按壓力度。

5.1.1 重現裝置硬體選用

為了達到脈搏重現的設計需求，本研究選用詠業科技股份有限公司所生產壓電致動器進行脈搏重現致動，如圖 5-1 所示。壓電致動器的規格如表 5-1 所示，在使用此致動器時會夾持致動器中的圓柱節點，此為壓電致動器的振動節點。在中醫的把脈中會施加浮、中、沉的按壓力度進行診斷，因此脈搏重現裝置使用時需要感測使用者的按壓力度，在按壓位置處使用了 FSR402 壓力感測器進行按壓力感測，此感測器規格與 4.1.1 節主動式按壓脈搏量測裝置相同。

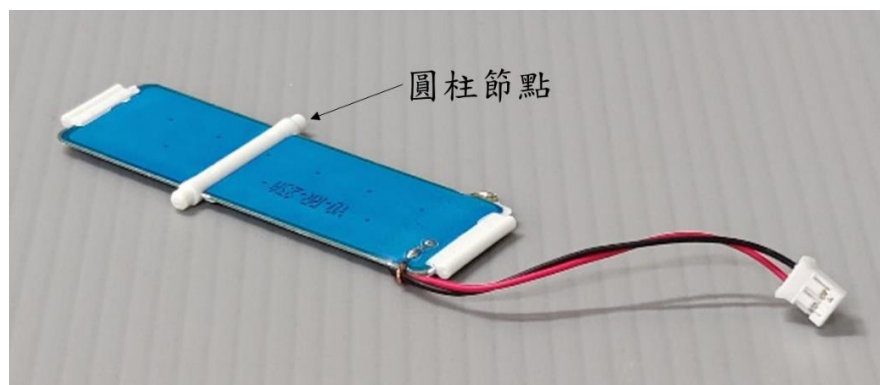


圖 5-1 壓電致動器實體圖

表 5-1 壓電致動器規格表

規格	尺寸	驅動電壓	最大位移量
數值	64 × 26.3 × 0.56 mm	±48 V DC	1.00 mm

5.1.2 重現裝置機構設計

本重現裝置分為主要兩個部分，分別為脈搏重現模組與壓力感測模組。整體機構由方形外殼與底座包覆整體機構，脈搏重現裝置爆炸圖如圖 5-2 所示。在方形外殼的上方開一矩形槽，此矩形槽中放置按壓矽膠片用於模擬手部的皮膚軟度。其中按壓矽膠片上開三個圓洞，如圖 5-3 中三個紅色箭頭所標示之位置，從圓洞露出重現脈搏的圓形按壓點。

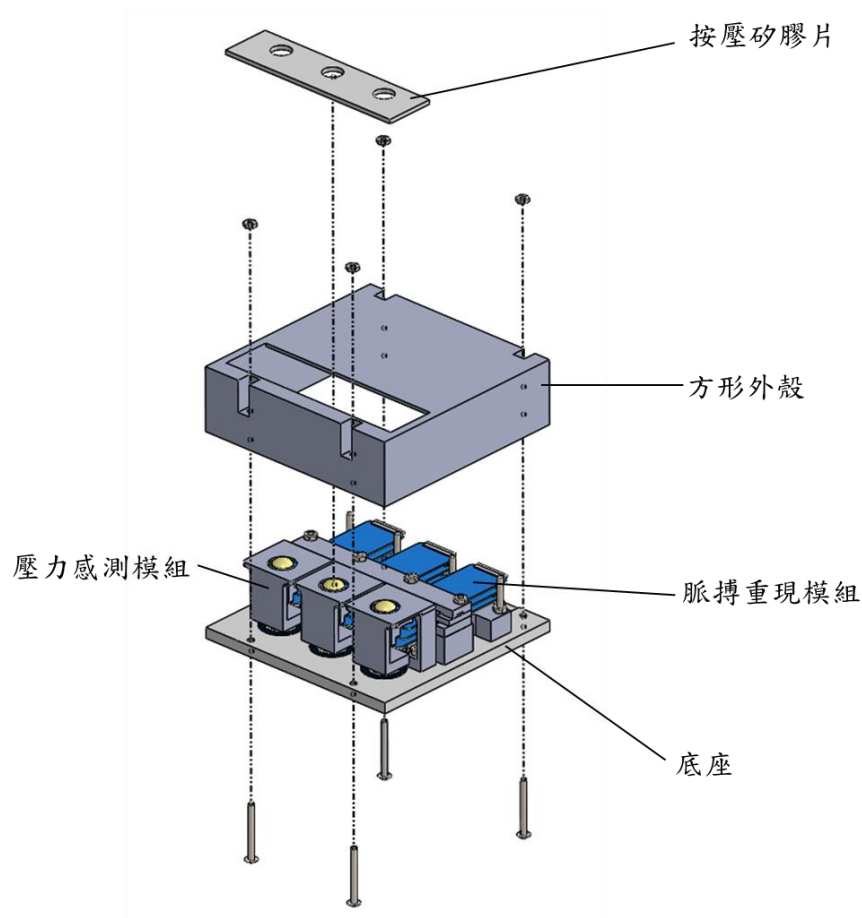


圖 5-2 脈搏重現裝置爆炸圖

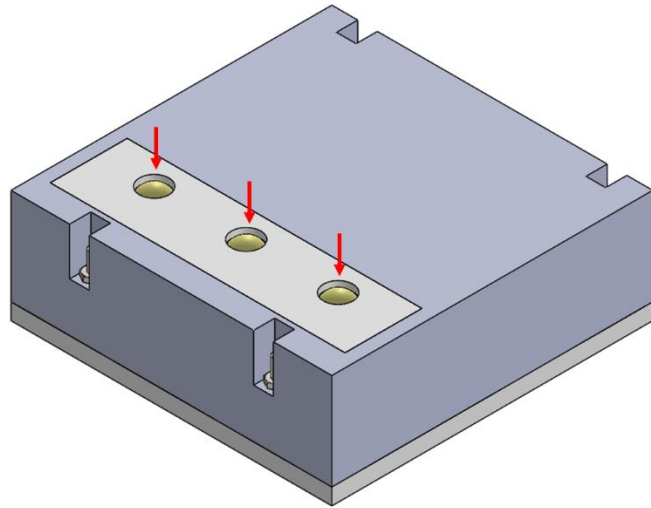


圖 5-3 脈搏重現裝置組合圖

5.2 脈搏重現裝置模組

5.2.1 脈搏重現模組

為了分別重現人體脈搏寸、關、尺的脈搏振動，在脈搏重現模組中，將重現裝置設計為三指的脈搏致動重現，如圖 5-4 所示。各重現位置分別使用三片壓電致動器，透過上、中、下的夾持結構及結構底座夾持圓柱節點。致動器前端使用致動器結合塊將三片致動器形變產生的力進行合成，再由按壓凸塊將合成力傳達至按壓的手指上，按壓凸塊的尺寸為直徑 8 mm。

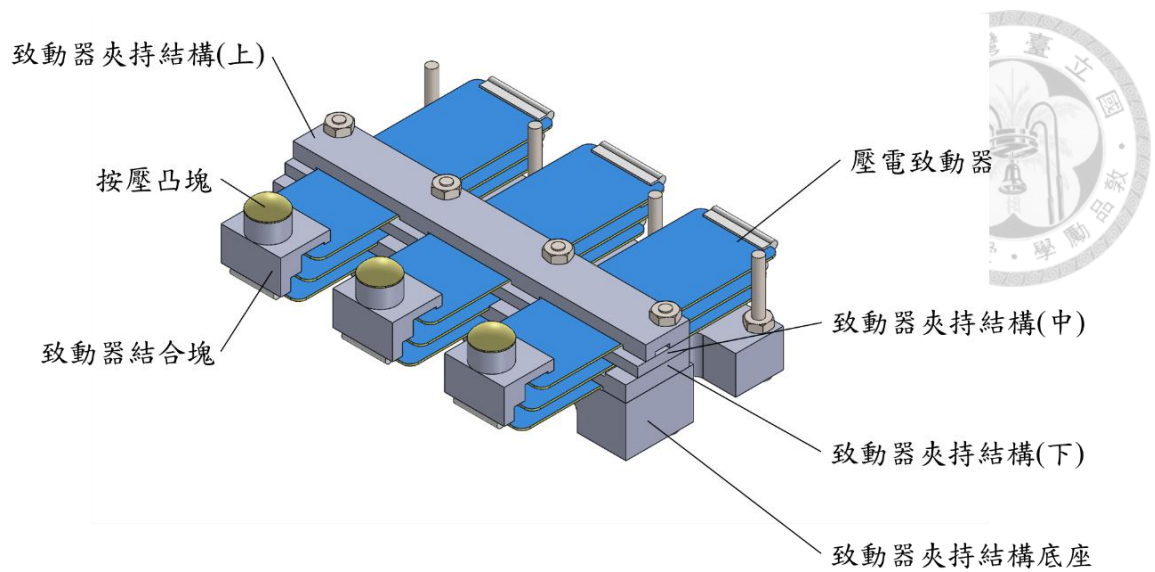


圖 5-4 脈搏重現模組組合圖

5.2.2 壓力感測模組

在壓力感測模組中，將按壓塊側柱固定於底座，且壓力感測器緊貼於底座上。當使用者對於按壓塊施以壓力，按壓塊將所施壓力傳達至壓力感測器，由壓力感測器得知目前使用者的按壓力度大小，如圖 5-5 所示。依據 Lin et al. (2018)統計食指的平均尺寸為 14.68mm，因此按壓塊中間圓孔設計為直徑 12 mm。

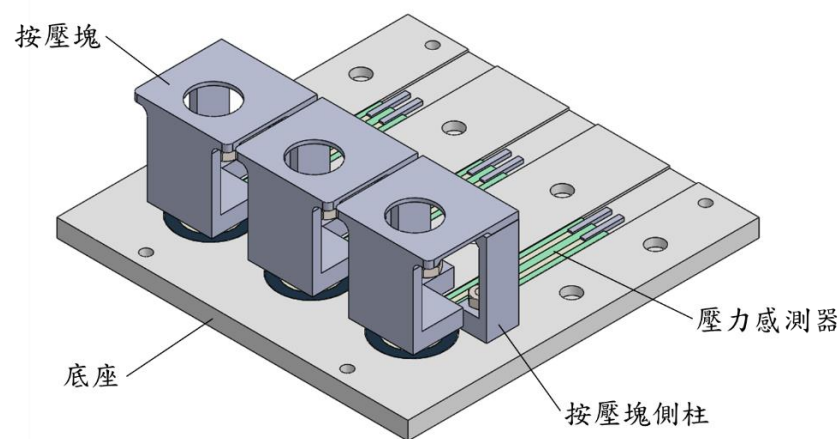


圖 5-5 壓力感測模組組合圖

5.2.3 脈搏重現裝置實體

三指脈搏重現裝置的整體尺寸如圖 5-6 所示。重現裝置的實體外殼與內部結構皆由 3D 列印製 PLA 材料而成，如圖 5-7 所示。裝置中的按壓矽膠片另外使用 PLA 製矽膠模具製作而得。在實際按壓情況中，手指指腹會對中間脈搏重現按壓凸塊與周圍的按壓力度感測區域同時施以浮、中、沉的壓力，如圖 5-8 所示。對應按壓力度，致動器提供相應的脈搏重現感受。

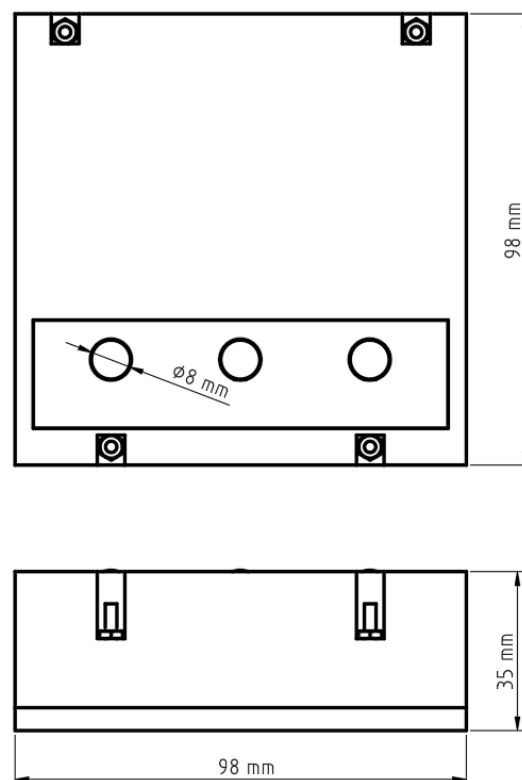


圖 5-6 三指脈搏重現裝置整體尺寸

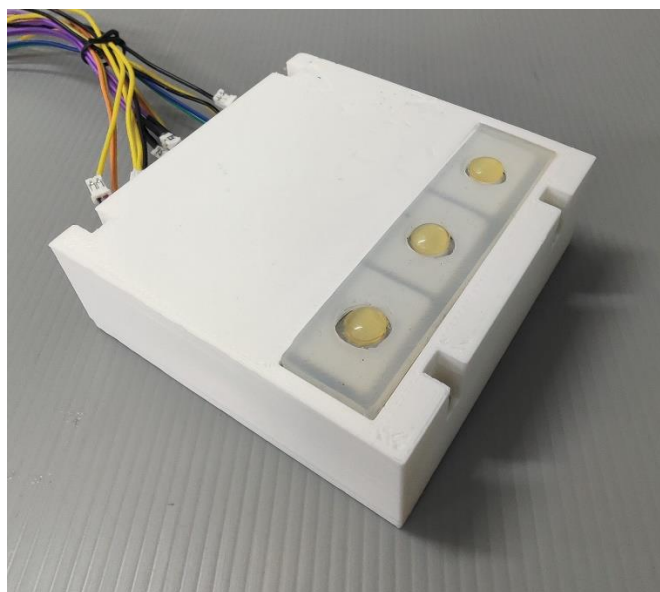


圖 5-7 三指脈搏重現裝置實體圖

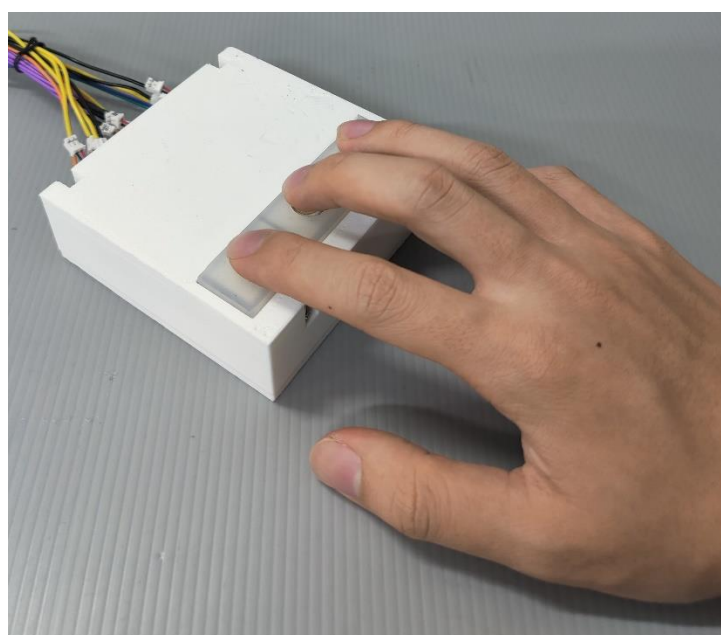


圖 5-8 重現裝置實際使用情況

5.3 脈搏重現訊號

圖 5-9 所示為脈搏重現裝置訊號電路處理的流程圖。驅動訊號由 Teensy3.2 的 DAC 腳位進行輸出驅動電壓，首先通過偏壓電路偏壓 1.5V 後，經由低通濾波器對高頻雜訊進行濾除。最後由 OP 放大器對訊號放大，作為壓電致動器的驅動電壓訊號。

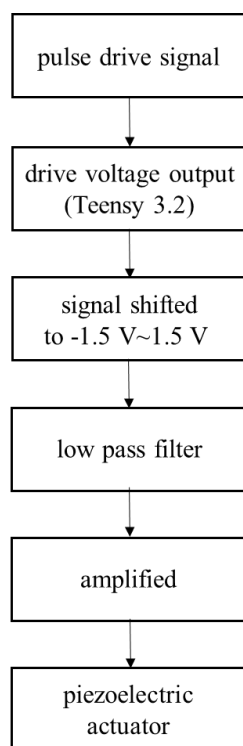


圖 5-9 重現裝置電路處理流程圖

本重現裝置使用 Teensy 3.2 微控制器輸出驅動電壓，如圖 5-10 所示，在此微控制器中的 DAC 腳位可以輸出解析度 12bit 的 0-3.3 V 類比訊號，其表示能輸出較高解析度的驅動電壓。然而此 DAC 腳位的電壓相對的也限制輸出電壓範圍為 0-3.3 V。本研究訊號處理過後的驅動訊號，依輸出比例調整為符合微控制器訊號輸出的電壓範圍內。



圖 5-10 Teensy 3.2 實體圖

根據正負電壓的輸入訊號，壓電致動器本體會產生上下偏移的懸臂樑振動。為了充分使用壓電致動器的位移量，以電壓訊號移位電路將 Teensy 3.2 的輸出電壓訊號向下偏移 1.5 V，使輸出的電壓範圍介於-1.5 V 至 1.5 V 之間，如圖 5-11 所示。

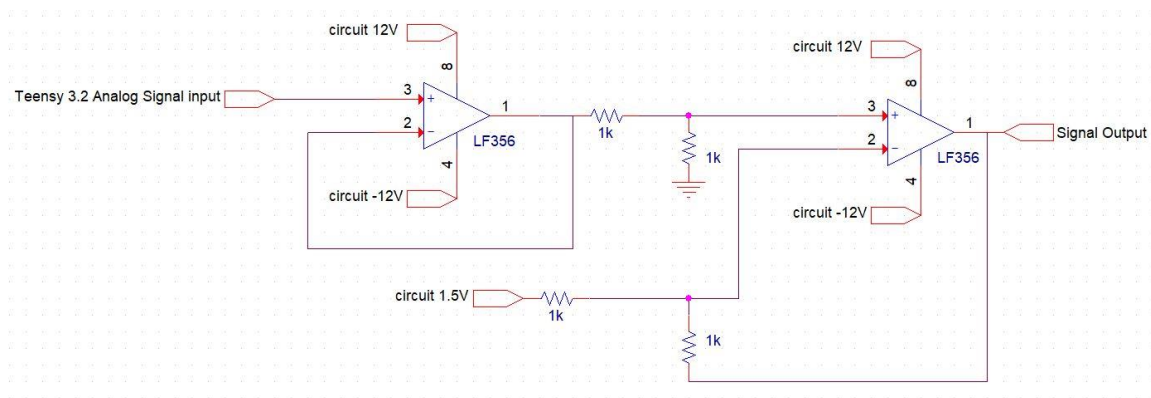


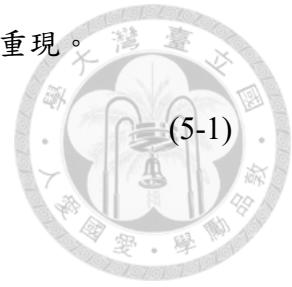
圖 5-11 偏壓電路圖

訊號在電路傳輸過程中，包含如電路雜訊等會影響訊號本身。因此在訊號傳輸中間加入 RC 低通濾波，將頻率 30 Hz 以上的高頻雜訊進行消除。在 Che et al. (2015)、Suguna et al. (2019)等文獻中，脈搏所擁有的主要波形特徵，與病理特徵皆為 20 Hz 以下。所以此電路中的低通濾波設計，保留完整的脈搏波形資訊。

為了使壓電致動器有足夠的電壓致動，本裝置中電路的輸出部份加入了 OP 運算放大電路。其設計的放大電路的放大增益(gain)如式(5-1)所示，計算所得值

出為 18.7，將訊號放大輸出給壓電致動器，使其驅動進行脈搏重現。

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (5-1)$$

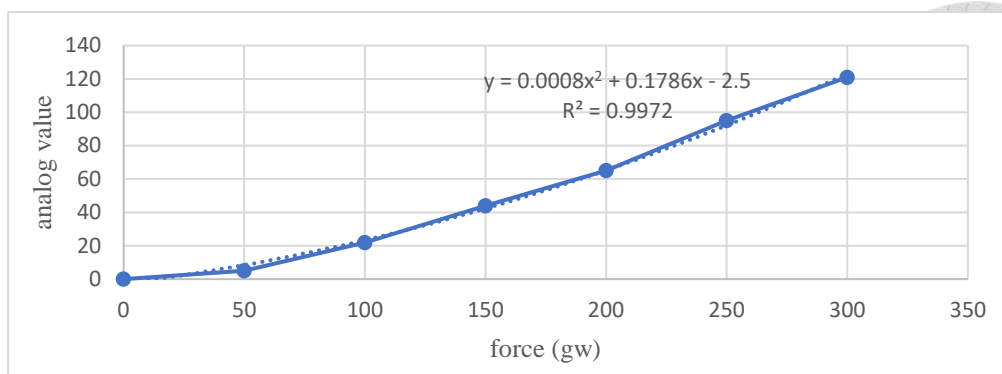


5.4 脈搏重現裝置校正

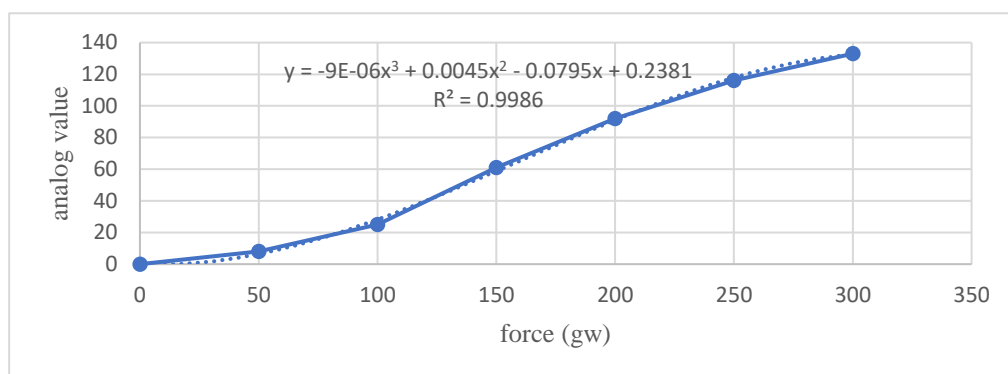
脈搏重現裝置在進行重現之前，需先對裝置中的壓力感測器進行校正。校正壓力感測器的實際狀況，如圖 5-12 所示。首先將重現裝置上重現位置放置校正壓塊，將 50 至 300 gw 的砝碼置於校正壓塊上，校正的重量間隔為 50 gw。由於校正壓塊的重量小於 3 gw，故將壓塊的重量忽略。放置砝碼後利用 Teensy 3.2 讀取壓力感測器，得出當下重量下的類比訊號數值(analog value)，重量對於類比數值的對應圖，三個重現位置皆進行校正如圖 5-13 所示。



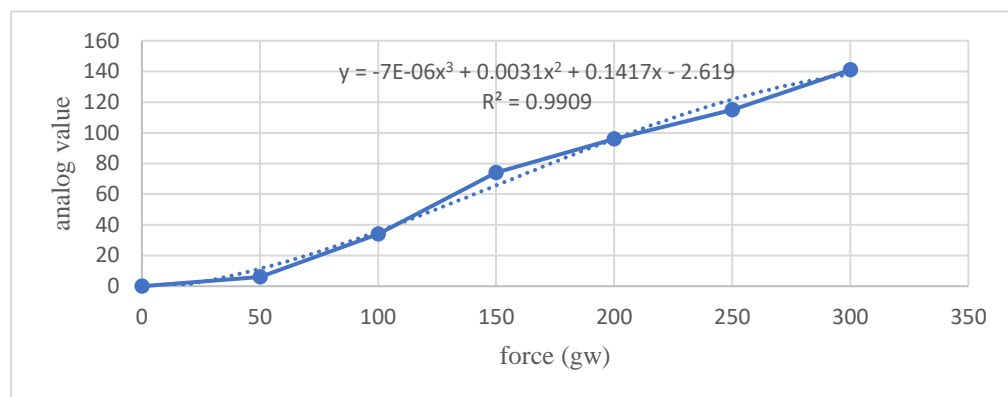
圖 5-12 脈搏量測裝置壓力校正示意圖



(a)



(b)



(c)

圖 5-13 脈搏重現裝置壓力感測器校正曲線圖

第6章 類神經網路



為了準確地重現脈搏，因此需要找出用脈搏重現裝置，重現後的脈搏振動訊號與脈搏重現裝置輸入電壓訊號之間的轉換關係。本研究使用 ANN 找出上述的轉換函式。藉由 ANN 模型的轉換，使重現裝置重現性更好。

6.1 轉換函式

ANN 是一種模擬人類神經的功能的數學模型，透過給予的資訊，ANN 可以調整其內部結構得出輸入與輸出的轉移函式。Wu et al. (2017)利用 ANN 找出輸入於壓電致動器的原始訊號，與由感測器量得致動器輸出振動訊號之間的轉換函式。本研究使用 4.2 節所述積分後的脈搏訊號進行 NN 模型的訓練。

首先，假設 H 為所要模擬之人類的脈搏振動訊號， X_1 為藉由 PVDF 振動感測器所量測到的電壓訊號。而 PVDF 振動感測器的轉換函式為 S ， T_1 為 PVDF 振動感測器的裝置轉換函式。 H 脈搏振動訊號經過 T_1 的轉換，再由 PVDF 振動感測器轉換函式 S 量測所得 X_1 ，如式(6-1)。

$$HT_1S=X_1 \quad (6-1)$$

假設輸入脈搏重現裝置之電壓訊號為 U 。重現裝置所量測到的電壓訊號為 X_2 ，而重現裝置的轉移函式為 D 。重現裝置相對於 PVDF 振動感測器的轉移函式定義為 T_2 ，由上述假設得到式(6-2)。

$$UDT_2S=X_2 \quad (6-2)$$

在理想的情況下 H 會等於 UD ，重現裝置所產生的振動訊號等於欲模擬的脈搏振動訊號。然而 H 未知，如果使 X_1 等於 X_2 ，可以表示兩個量測到的訊號相等，對應於式(6-3)與(6-4)。



$$HT_1S = UDT_2S \quad (6-3)$$

$$H = UD(T_2/T_1) \quad (6-4)$$

由式(6-4)可以得知，當 T_2 與 T_1 的比值越接近 1， UD 也會接近於 H 。接下來將式(6-4)代入式(6-1)可得式(6-5)，重新整理式(6-5)得到式(6-6)。

$$UDT_2S = X_1 \quad (6-5)$$

$$X_1(DT_2S)^{-1} = U \quad (6-6)$$

由式(6-6)得知， U 可以藉由反轉移函式 $(DT_2S)^{-1}$ 與訊號 X_1 找出。如果 $X_1 = X_2$ ，需要的輸入訊號 U 可以利用式(6-6)得到。最後需要的是找出 $(DT_2S)^{-1}$ 。比較式(6-2)與式(6-6)可看出轉移函式的成分相同。因此使用式(6-2)來得到 $(DT_2S)^{-1}$ ，重新整理成式(6-7)。

$$X_2(DT_2S)^{-1} = U \quad (6-7)$$

使用 ANN 模型來得出轉移函式 $(DT_2S)^{-1}$ ，而將其表示成 T_{NN} 。為了求得 T_{NN} 需要收集 NN 模型的訓練資料，將方程式表示為式(6-8)。

$$(X_2)_i T_{NN} = U_i, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (6-8)$$

U_i 表示從重現裝置量測所得的振動訊號，而 $(X_2)_i$ 為重現裝置的輸入電壓訊號， n 作為訓練資料的筆數。訓練好的 NN 模型會接近於 T_{NN} ，並且根據式(6-6)，如果將 X_1 輸入於訓練好的 NN 模型，輸出所得的 U 會維持 $X_1=X_2$ 的結果。利用此方式可以使重現裝置產生的振動訊號相近於脈搏振動訊號 H 。圖 6-1 為轉換函式的架構流程圖，為了要重現人類脈搏 H ，則需要使 $X_1=X_2$ 以及將系統的反轉移函式作為控制器，透過訓練完成的 ANN 模型，找出人體脈搏振動訊號與置動器驅動訊號的轉換關係。

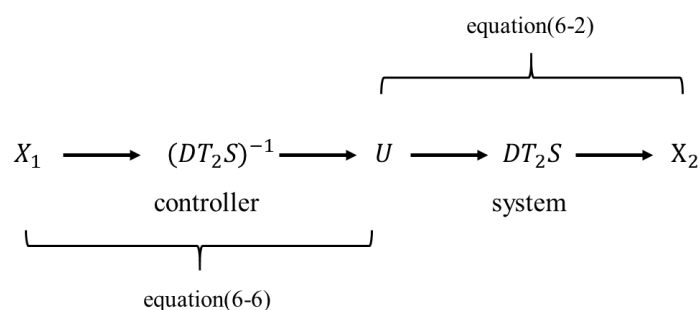


圖 6-1 轉換函式架構圖(Wu et al., 2017)

6.2 NN 訓練資料蒐集

為了訓練 NN 模型對此將進行訓練資料蒐集，在式(6-8)中，NN 模型的輸入 X_2 為 PVDF 振動感測器量測致動器所得的振動訊號，輸出 U 為輸入於致動器的驅動訊號。輸出 U 的資料蒐集為利用本研究開發的主動式按壓脈搏量測裝置，按壓於手腕脈搏寸的位置分別以浮、中、沉三個力度各取 8 筆脈搏資訊，同樣擷取方式在關、尺位置進行擷取；在三種不同的按壓力度下分別擷取 24 筆，總共 72 筆的脈搏資料提供 NN 模型訓練。

在按壓量測時，PVDF 振動感測器的輸出腳位藉由數位示波器連接。示波器利用 USB 連接埠連接到 PC 上，如圖 6-2 所示。脈搏訊號的取樣頻率為 1 kHz，

擷取時間為 8 秒。而在擷取資料時，持續讀取壓力感測器的壓力值確保維持一致的按壓力度。

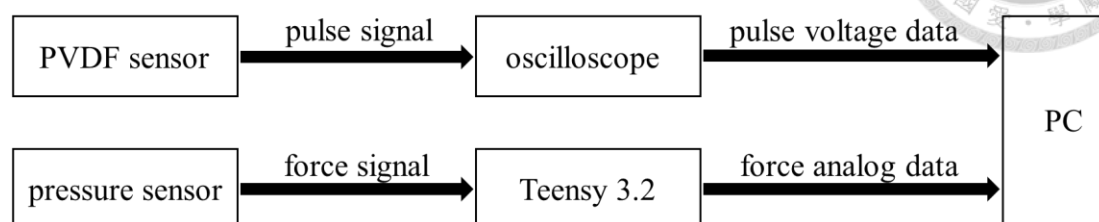


圖 6-2 脈搏資料擷取流程圖

6.2.1 脈搏訊號處理

NN 模型的輸出資料 U 在訓練之前，需要進行資料處理。首先將 PVDF 振動感測器量測的電壓訊號積分，積分後的單筆資料降取樣率，將原本約 8000 點的 8 秒脈搏積分訊號降為 2000 點。2000 點的積分訊號包含約 8 至 10 個脈搏波形，為了簡化 NN 模型訓練擬合的難度，將 8 至 10 個脈搏波形中擷取其中一個單一週期的脈搏波，單一脈搏波的點資料約為 150 至 220 個點所構成。為了使 NN 模型訓練時輸入及輸出的每筆點資料數量一致，將所有的單一週期脈搏波統一增點至 250 點，則此單一週期 250 點的積分訊號為 NN 訓練的輸出資料 U 。

6.2.2 驅動訊號轉換

由於在脈搏重現裝置中驅動訊號輸出為微控制器 Teensy 3.2，Teensy 3.2 的類比輸出為 0-3.3 V 的電壓訊號，解析度為 2^{12} ，為 0 至 4095 間的數值。為了將 NN 訓練的輸出資料 U 輸入給致動器進行致動，在此將輸出資料 U 的單一週期積分訊號映射為 0 至 4095 之間的驅動訊號；然而在浮、中、沉各組的脈搏資料中，組內資料彼此有訊號強度的差異，而本研究為了保留組內的訊號強度差異，映射訊號的方式為將中取脈搏資料所有的峰值進行總和後取平均，其平均值作為浮取資料組中的驅動訊號最大值，將浮取脈搏資料進行映射。而中取脈搏資料使用所有沉取脈搏資料筆數總和的平均值作為最大值進行映射。沉取脈搏資料的部分，

將沉取脈搏資料中的最大值乘以 1.5 倍作為驅動訊號峰值，對沉取資料進行映射。藉由浮、中、沉取脈搏資料各別比例映射的方式，能夠保留原始脈搏訊號之間的訊號強度差異。



6.2.3 NN 訓練資料擷取硬體架構

為了得到 NN 模型中輸入資料 X_2 ，在此進行硬體架構的準備。重現裝置為第 5 章所設計的三指脈搏重現裝置，而在量測部分使用第 4 章所設計的主動式按壓脈搏量測裝置。將量測裝置放置於重現裝置的脈搏重現區域上，量測裝置上的圓錐形探頭，壓於重現裝置按壓凸塊的正上方。為了量測裝置在獲取脈搏重現訊號的穩定性，額外設計了螺旋進給機構裝配於重現裝置上，如圖 6-3 所示，利用上方的外六腳螺栓向下施以固定壓力於量測裝置上。因為螺旋進給機構額外裝配於重現裝置，有高度上的落差，利用兩個方形墊塊放置於重現裝置的後方兩側來確保整體的裝置水平，如圖 6-4 所示。

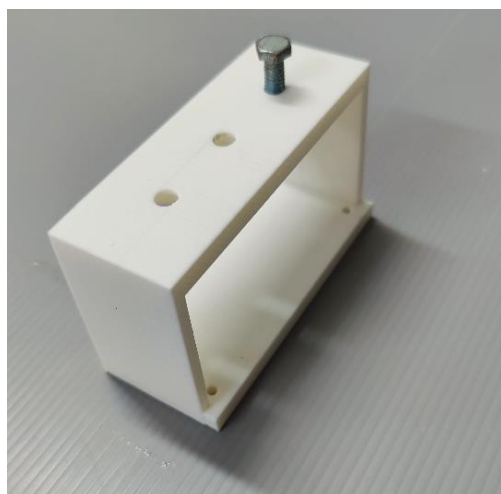


圖 6-3 螺旋進給機構實體圖

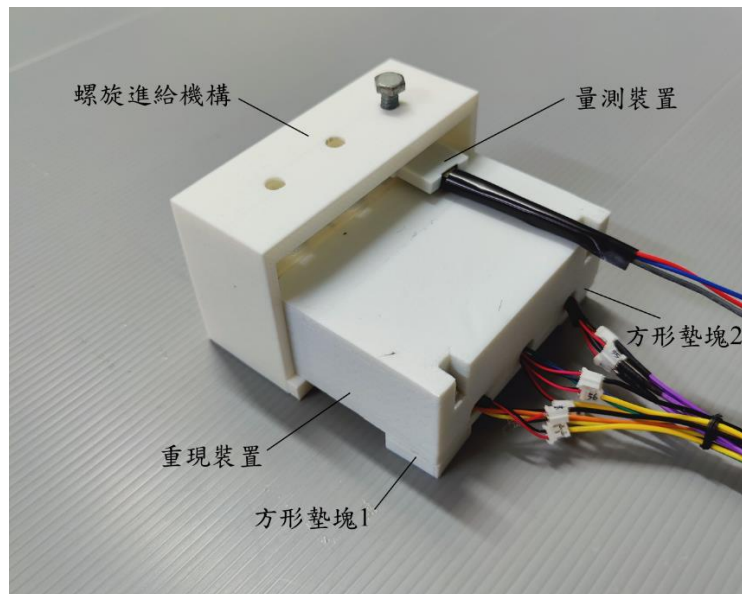


圖 6-4 NN 訓練機構實體圖

NN 訓練資料擷取硬體架構，如圖 6-5 所示。由 Teensy 3.2(MCU1)輸出映射後的輸出資料 U 的驅動訊號，驅動脈搏重現裝置。利用主動式按壓脈搏量測裝置量測振動訊號，由數位示波器進行讀取。取樣頻率為 1 kHz，取樣時間為 8 秒，最後傳輸至 PC 端存取。8 秒的振動訊號經過降取樣率至 250 Hz，進行訊號積分後取單一週期的振動積分訊號，則此振動積分訊號作為 NN 模型訓練的輸入訊號 X_2 。

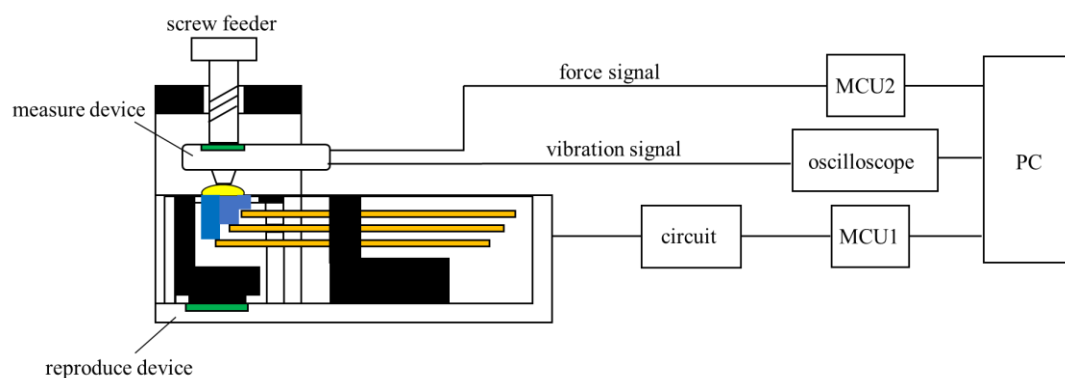


圖 6-5 NN 訓練硬體架構圖

6.2.4 NN 訓練脈搏資料擷取流程

利用脈搏量測裝置依照浮、中、沉取的按壓力度量測脈搏，量測所得的電壓訊號經降取樣率後積分；並取單一週期的脈搏積分訊號，增點至 250 點資料，作為 NN 模型的輸出資料 U 。將積分訊號轉換為驅動訊號由 Teensy 3.2 輸出驅動電壓，經過重現電路的訊號處理後，輸入至脈搏重現裝置產生振動。利用脈搏量測裝置依照對應的按壓力度進行振動訊號擷取，擷取到的振動訊號同樣經過降取樣率、積分處理、取單一週期波，以及增點至 250 點作為 NN 模型的輸入資料 X_2 。接下來透過 NN 模型訓練進行擬合，得出輸入致動器的電壓訊號與 PVDF 振動感測器量測致動器所得的振動訊號之間的轉換函式，如圖 6-6 所示。

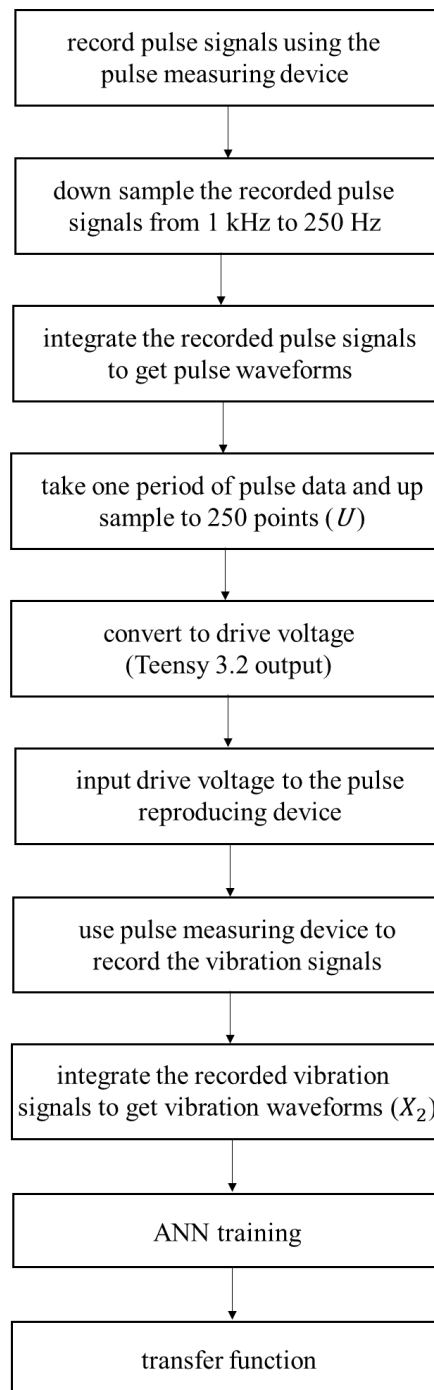


圖 6-6 NN 脈搏資料資料擷取流程圖



6.3 類神經網路模型訓練

6.3.1 NN 模型

NN 演算法的架構在於通常有輸入層(input layer)、隱藏層(hidden layer)及輸出層(output layer)三層所構成，如圖 6-7 所示。輸入層指的是輸入向量，而輸入層的節點(node)數量是基於輸入向量的維度。而同理輸出層指的是輸出向量，輸出層節點數取決於輸出向量的維度。隱藏層位於輸入層與輸出層之間，此隱藏層數量多寡，或是隱藏層的節點數量並無嚴格的規定。本研究使用單層隱藏層進行訓練。

相鄰層的節點皆利用線連結，而這些線代表著相對應的權重(weight)。此外，每一個節點都有自己的權重值，也是所謂的偏差值(bias)。在 NN 模型訓練過程中，權重值因為要收斂到預期的結果而會隨著每次的迭代(epoch)進行調整，直到收斂完成。

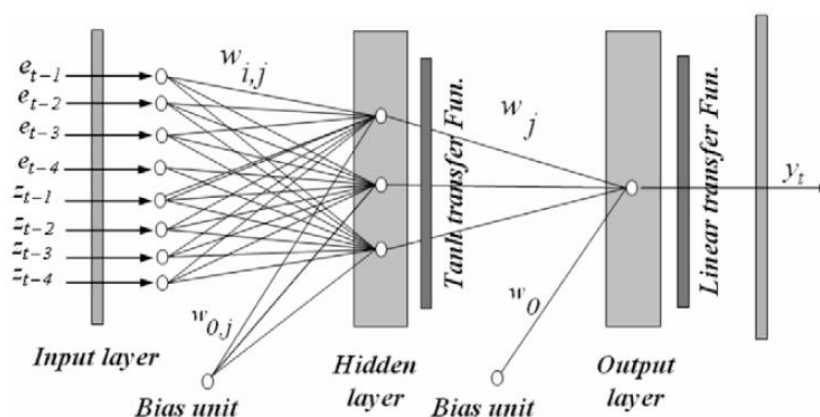


圖 6-7 NN 演算法架構圖(Khashei et al., 2010)

6.3.2 NN 模型參數

圖 6-8 為 NN 模型的架構圖。本研究使用輸入層及輸出層的神經元個數各為 250 個，而此對應於單一週期脈搏波 250 點的點資料個數。隱藏層層數為一層，神經元個數為 50 個。

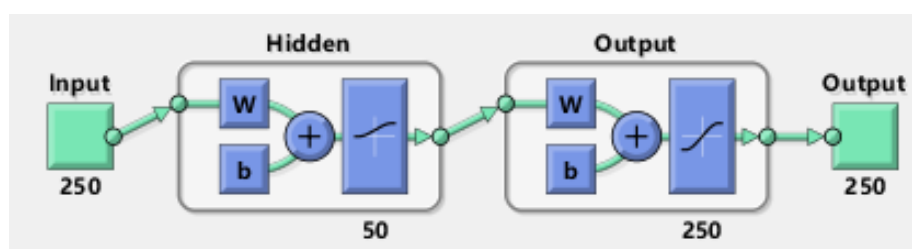


圖 6-8 NN 模型結構圖

激勵函式(active function)在隱藏層部分為 log sigmoid function 式(6-9)。

$$f(n) = \frac{1}{1 + e^{-n}} \quad (6-9)$$

另外在輸出層的激勵函式使用 hyperbolic tangent sigmoid function 式(6-10)。

$$f(n) = \frac{2}{(1 + e^{-2n}) - 1} \quad (6-10)$$

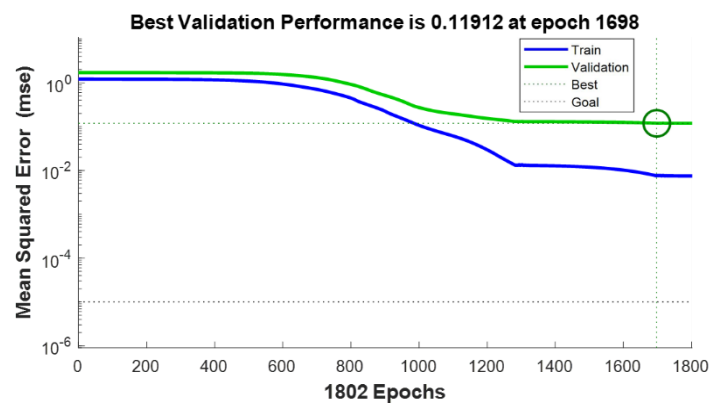
NN 的訓練過程會一直更新權重值，當一個訓練資料輸入 NN，所有的權重都會進行調整。脈搏在浮、中、沉取的按壓力度下，會產生不同強度及特徵的脈搏訊號，因此本研究將浮、中、沉取分成三個獨立的 NN 模型進行訓練，模型參數基本相同。三個 NN 模型資料筆數各取 20 筆進行模型的訓練，10%的資料進行驗證(validation)。當誤差到達設定的閾值(threshold)，或是迭代(epoch)的次數達到 2000 次，則 NN 的訓練結束。表 6-1 為 NN 模型的參數整理表。

表 6-1 NN 模型參數表

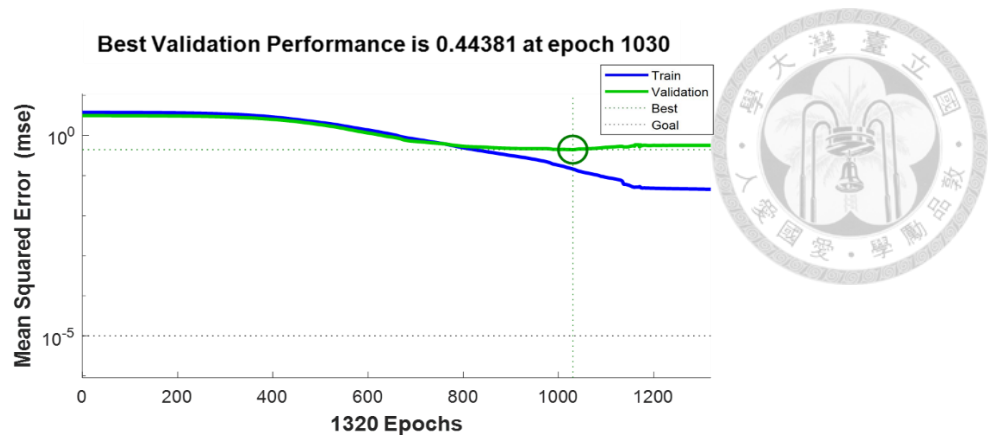
Item	Number
input layer neurons	250
output layer neurons	250
hidden layers neurons	50
hidden layers	1
learning rate	0.001
threshold	0.00001
gradient	0.001
epochs	2000

6.3.3 類神經網路模型訓練結果

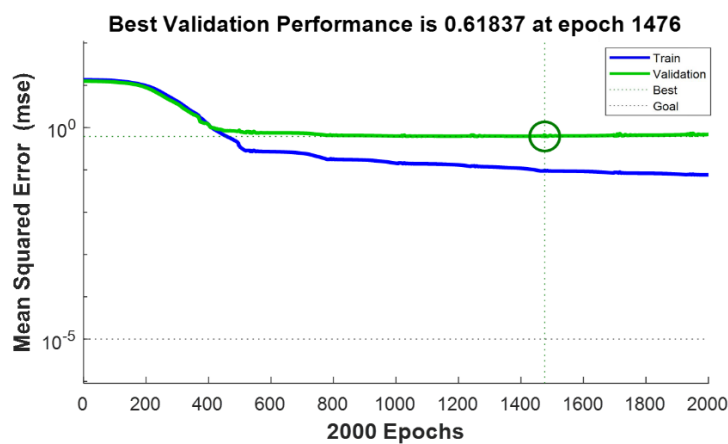
NN 模型的訓練結果如圖 6-9 所示，在浮取的 NN 訓練中的下降梯度提前收斂完成，而中取訓練也在到達迭代次數上限前梯度收斂完成，在沉取的訓練中完成 2000 次的迭代。



(a)浮取



(b)中取



(c)沉取

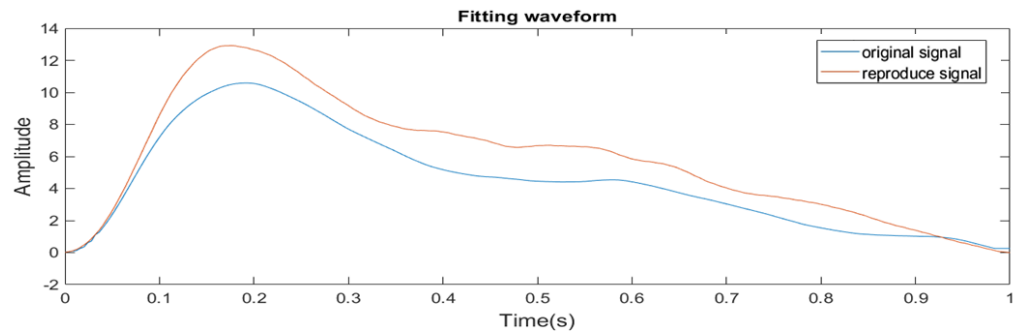
圖 6-9 各組 NN 模型訓練收斂結果曲線圖

6.4 脈搏重現結果

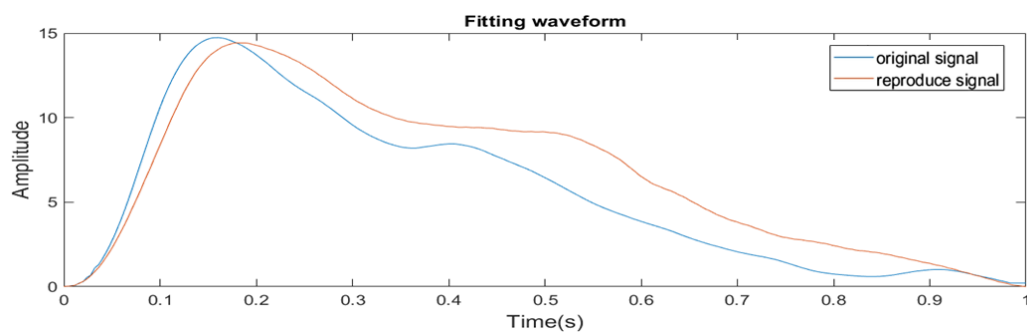
6.4.1 脈搏重現測試

NN 模型訓練完成後，分別利用浮、中、沉取未放入 NN 訓練的 4 筆脈搏資料進行模型測試。首先將這 4 筆脈搏資料輸入訓練好的 NN 轉換函式，輸出成單一週期 250 點的重現訊號，並將其轉換成驅動訊號；利用 Teensy 3.2 輸出驅動電壓經過重現電路後，輸入至脈搏重現裝置進行重現。利用脈搏量測裝置量測振動訊號，經過積分且降取樣率。將輸入訓練完成 NN 模型的脈搏資料與重現脈搏訊

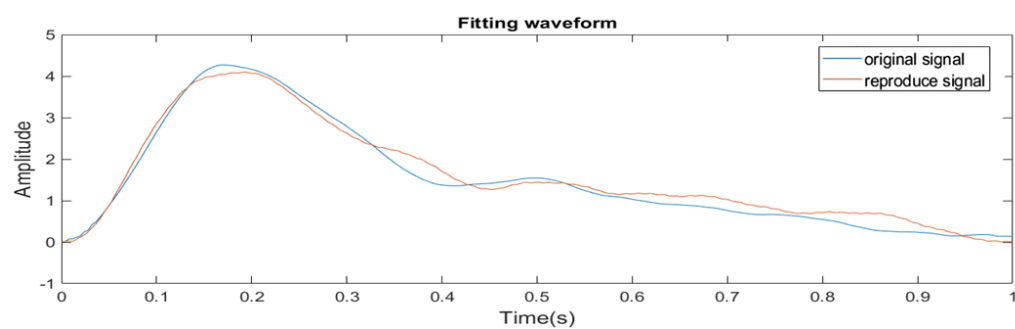
號進行比較，如圖 6-10 為浮取 4 筆資料的重現結果，中取 4 筆資料的重現結果如圖 6-11 所示。沉取 4 筆資料的重現結果如圖 6-12 所示。



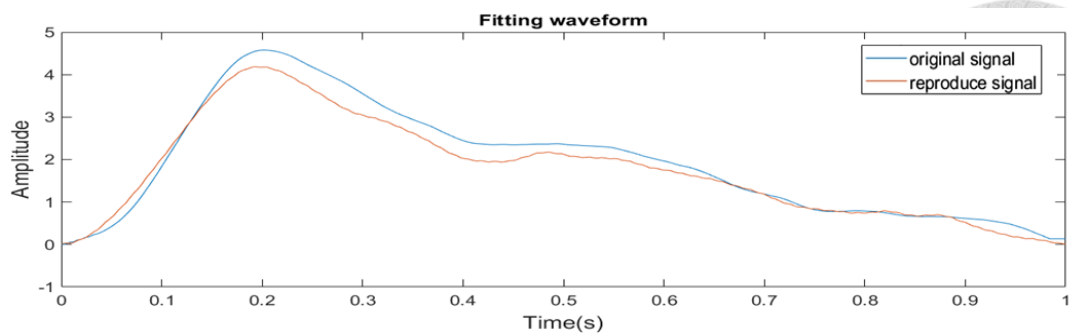
(a) 第 1 筆



(b) 第 2 筆

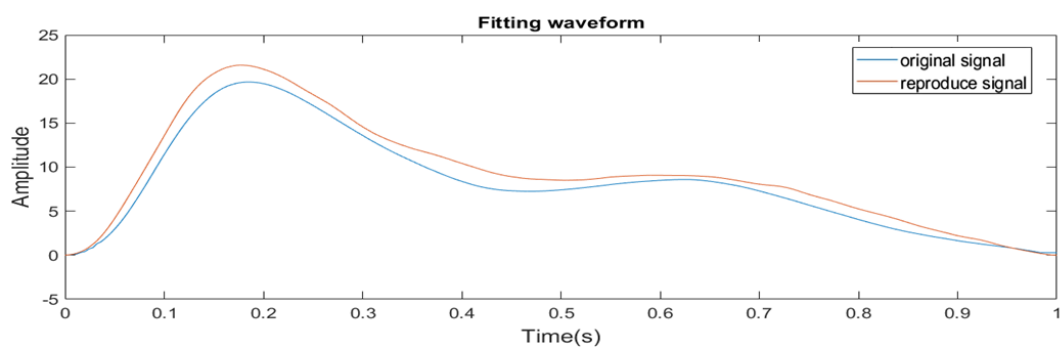


(c) 第 3 筆

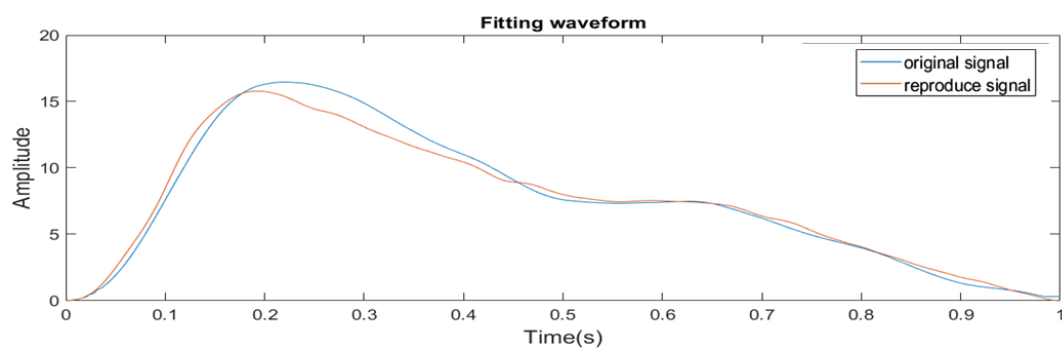


(d) 第 4 筆

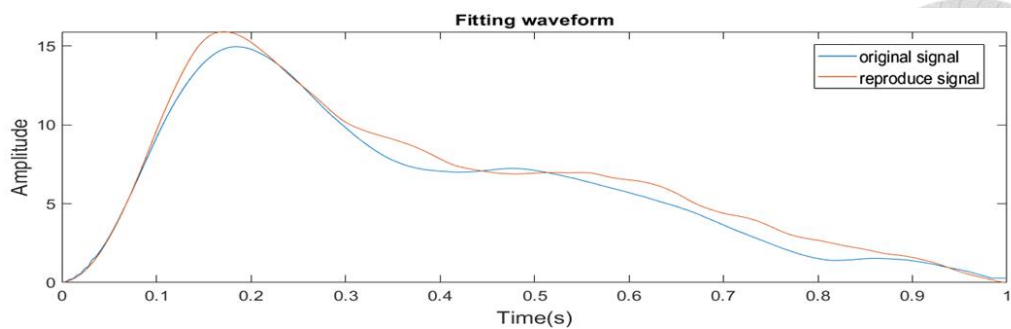
圖 6-10 浮取訊號擬合圖



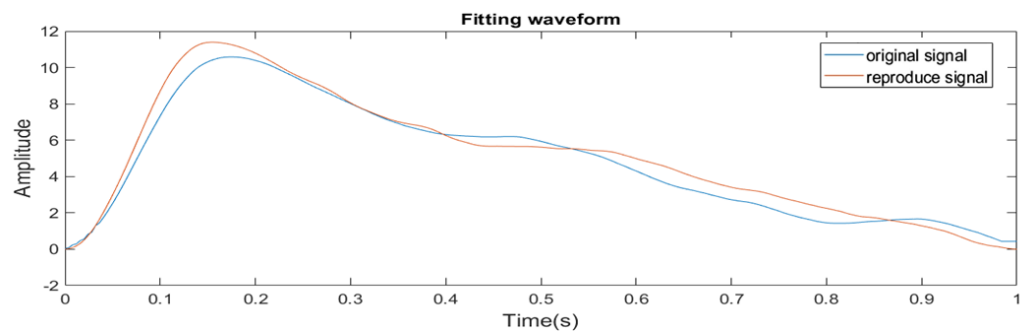
(a) 第 1 筆



(b) 第 2 筆

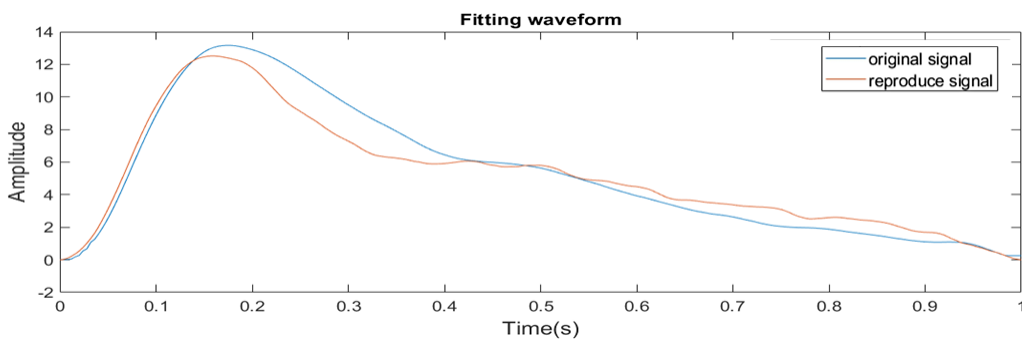


(c) 第 3 筆

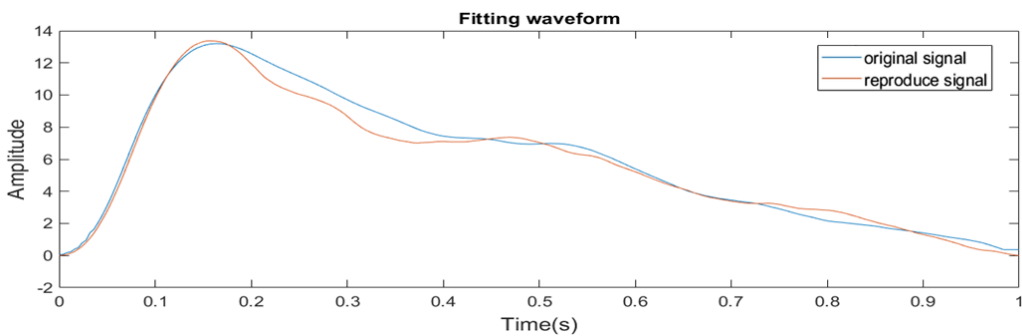


(d) 第 4 筆

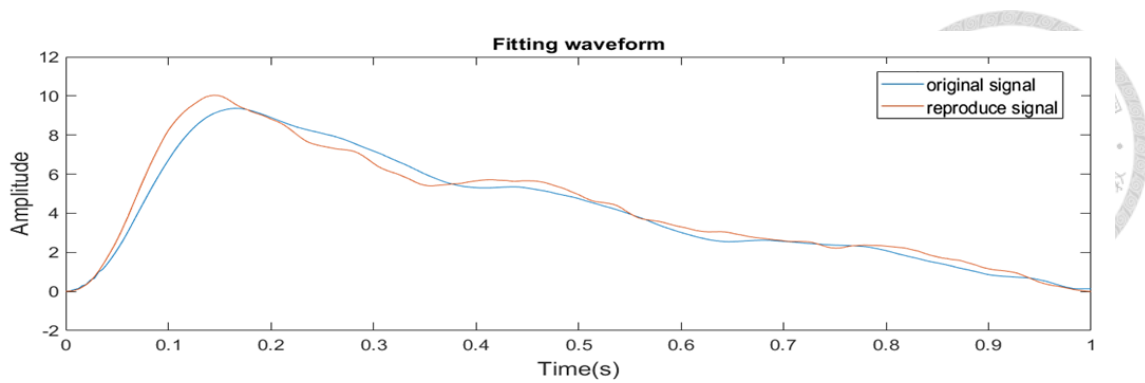
圖 6-11 中取訊號擬合圖



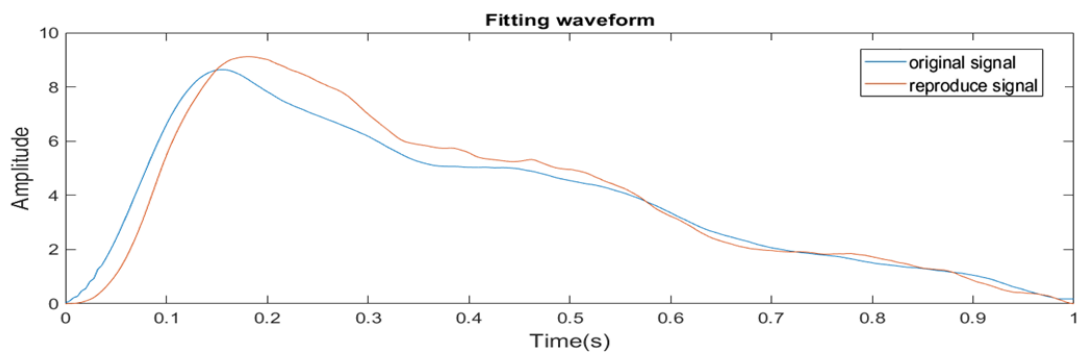
(a) 第 1 筆



(b) 第 2 筆



(c) 第 3 筆



(d) 第 4 筆

圖 6-12 沉取訊號擬合圖

將三指脈搏重現裝置的三個重現位置皆進行脈搏重現測試，並利用 R^2 計算重現裝置的訊號重現性，如表 6-2 所示。在表 6-2 中，以浮取資料 1 為例，表格中 R^2 為三個重現位置重現的 R^2 平均值。在表格的最右方一欄為浮、中、沉取各組重現的 R^2 總平均值，浮取脈搏重現平均 R^2 為 0.966，中取平均 R^2 為 0.973，以及沉取平均 R^2 為 0.969。

表 6-2 重現波形誤差結果

Light	Data	1	2	3	4	Avg
	R^2	0.97	0.944	0.971	0.98	0.966
Mid	Data	1	2	3	4	Avg
	R^2	0.955	0.986	0.984	0.967	0.973
Heavy	Data	1	2	3	4	Avg
	R^2	0.972	0.987	0.94	0.975	0.969

為了驗證脈搏線裝置的重現穩定性，本研究將浮、中、沉取未放入 NN 訓練的 4 筆脈搏資料分別進行反覆重現驗證，重現次數 10 次並取其平均 R^2 值。其驗證結果如表 6-3 所示，三組中的各脈搏資料重複重現的結果，由此可說明本研究所開發的脈搏重現裝置擁有良好的重現穩定性。

表 6-3 重現穩定性結果

Light	Data	1	2	3	4
	R^2	0.968	0.936	0.97	0.975
Mid	Data	1	2	3	4
	R^2	0.935	0.985	0.984	0.967
Heavy	Data	1	2	3	4
	R^2	0.967	0.98	0.94	0.97

6.4.2 重現驗證結果與討論

脈搏重現裝置重現脈搏之平均 R^2 值，浮取為 0.966，中取為 0.973，沉取則為 0.968。由上述的重現結果顯示，透過 NN 模型得出輸入於壓電致動器的驅動訊號，與由 PVDF 振動感測器量得致動器輸出振動訊號之間的轉換函式。使得重現裝置能夠擬真地重現出量測裝置所測得的脈搏訊號。

雖然在 R^2 的計算結果呈現相當高的相似性，透過圖 6-11 的 (c)、(d) 擬合結果可發現原始積分訊號的脈搏波形特徵為 3 個波峰所組成。然而在擬合重現的訊號波形特徵僅為 2 個波峰，顯然地波形並沒有很好的擬合出第 3 個波峰。在 NN 模型的訓練資料中包含不同數量的 2 個、3 個波峰的脈搏資料，因此 NN 的訓練結果受到波峰數不同的影響，僅能偏向擬合出較佳的 2 個波峰或是 3 個波峰的脈搏波形。如果在 NN 模型訓練之前先進行不同波峰數的分類，並且個別進行 NN 模型的訓練，則得出的 NN 轉換函式必定能更好的擬合不同波峰數的脈搏波形，以提高重現的擬真性。

第7章 結論與未來展望



7.1 結論

本研究開發之脈搏量測暨重現系統，包含量測端的主動式按壓脈搏量測裝置，以及重現端的三指脈搏重現裝置。脈搏量測裝置的感測器使用 PVDF 薄膜式振動感測器，量測所得的脈搏訊號需透過積分轉換得出脈搏波的波形特徵。利用凸輪裝置對訊號積分的方式進行實驗驗證，驗證結果顯示透過原始訊號的積分轉換，積分後的脈搏訊號與凸輪輪廓的脈搏波形有相當高的相似度。透過田口法設計出可行的脈搏量裝置，其優點為易於施加不同按壓力度，及方便使用者調整量測位置。

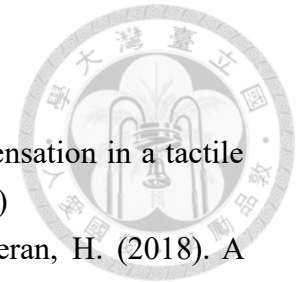
在三指脈搏重現裝置中，為了擬真重現脈搏訊號，透過 NN 模型來得出輸入於壓電致動器的驅動訊號，與由 PVDF 振動感測器量得致動器輸出振動訊號之間的轉換關係。利用訓練完成的 NN 模型進行脈搏訊號擬合，擬合結果顯示在重現裝置重現浮、中、沉取不同按壓力度的 R^2 平均為 0.966、0.973、0.969。由此可說明本研究所開發的三指脈搏重現裝置具有重現人體脈搏資訊的能力。

7.2 未來展望

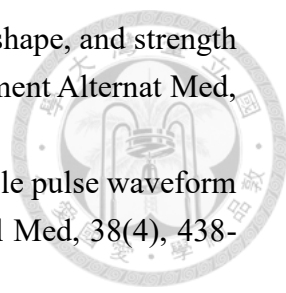
本研究開發的主動式按壓脈搏量測裝置可量測出人體的生理脈搏資訊，然而在部分的文獻中提到，部分的病理特徵需要透過長時間的脈搏量測才能得出脈搏波形的變化。基於上述的量測方式，利用其他固定機構配合量測裝置進行長時間的量測，可以更廣泛的應用於病理特徵量測之中。

在重現裝置部分，透過 NN 的轉換函式能夠實現擬重現的能力。若將單一週期脈搏訊號的訊號處理加以簡化，軟體部份加入使用者介面，並提供即時運算重現，實現更加完整的脈搏量測暨重現系統。

參考文獻



- Carneiro, F., Abreu, P., & Restivo, M. T. (2018). Hysteresis compensation in a tactile device for arterial pulse reproduction. *Sensors (Basel)*, 18(5)
- Castaneda, D., Esparza, A., Ghamari, M., Soltanpur, C., & Nazeran, H. (2018). A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *Int J Biosens Bioelectron*, 4(4), 195-202
- Che, X., Xu, X., Sun, J., & Xu, H. (2015). Research on pulse power spectrum calculation method based on tcm. Paper presented at the IEEE International Conference on Communication Software and Networks (ICCSN), Chengdu, China.
- Fan YANG, Xiang CHEN, Hua JIN, & LI, J. (2019). Design of right ventricle ppg signal generator. Paper presented at the 2019 12th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI), Suzhou, China.
- Hu, C.-S., Chung, Y.-F., Yeh, C.-C., & Luo, C.-H. (2012). Temporal and spatial properties of arterial pulsation measurement using pressure sensor array. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2012, 9
- Johnson, J. E., Shay, O., Kim, C., & Liao, C. (2019). Wearable millimeter-wave device for contactless measurement of arterial pulses. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, 13(6), 1525-1534
- Joshi, A., Kulkarni, A., Chandran, S., Jayaraman, V. K., & Kulkarni, B. D. (2007). Nadi tarangini: A pulse based diagnostic system. Paper presented at the 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France. 2207-2210
- Kaisti, M., Panula, T., Leppanen, J., Punkkinen, R., Jafari Tadi, M., Vasankari, T., Pankaala, M. (2019). Clinical assessment of a non-invasive wearable mems pressure sensor array for monitoring of arterial pulse waveform, heart rate and detection of atrial fibrillation. *NPJ Digit Med*, 2, 39
- Khashei, M., & Bijari, M. (2010). An artificial neural network (p,d,q) model for timeseries forecasting. *Expert Systems with Applications*, 37(1), 479-489
- Koo, J.-H., Tantiartyanontha, T., Kim, Y.-M., Kang, H., & Yang, T.-H. (2018). Application of magneto-rheological fluids for generating a wide range of radial pulse waveforms. *Smart Materials and Structures*, 27(12)
- Krittika Goyal, & Agarwal, R. (2017). Pulse based sensor design for wrist pulse signal analysis and health diagnosis. *Biomedical Research* (2017), 28(12), 5187-5195

- 
- Lee, J. Y., Jang, M., & Shin, S. H. (2017). Study on the depth, rate, shape, and strength of pulse with cardiovascular simulator. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2017
- Li, B. N., Fu, B. B., & Dong, M. C. (2008). Development of a mobile pulse waveform analyzer for cardiovascular health monitoring. *Comput Biol Med*, 38(4), 438-445
- Li, J. Q., Li, R., Chen, Z. Z., Deng, G. Q., Wang, H., Mavromoustakis, C. X., Ming, Z. (2018). Design of a continuous blood pressure measurement system based on pulse wave and ecg signals. *IEEE J Transl Eng Health Med*, 6, 1900114
- Lin, P.-H., & Smith, S. (2018). A teleoperation system for reproducing tactile perception using frequency channel segregation. Paper presented at the AsiaHaptics, Inchen, Korea. 54-57
- Liu, S., Hua, L., Lv, P., Yu, Y., Gao, Y., & Sheng, X. (2018). A pulse condition reproduction apparatus for remote traditional chinese medicine. In *Intelligent robotics and applications* (pp. 453-464).
- Luo, C.-H., & Chung, C.-Y. (2016). Non-invasive holistic health measurements using pulse diagnosis: Ii. Exploring tcm clinical holistic diagnosis using an ingestion test. *European Journal of Integrative Medicine*, 8(6), 926-931
- Nie, J., Ji, M., Chu, Y., Meng, X., Wang, Y., Zhong, J., & Lin, L. (2019). Human pulses reveal health conditions by a piezoelectret sensor via the approximate entropy analysis. *Nano Energy*, 58, 528-535
- Peng, W., Wangmeng, Z., & Zhang, D. (2014). A compound pressure signal acquisition system for multichannel wrist pulse signal analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 63(6), 1556-1565
- Shin, K. Y., Jin, S. O., Youn, S. H., Joo, S. B., Jo, Y. H., Kwon, O. K., & Huh, Y. (2011). A pulse wave simulator for palpation in the oriental medicine. Paper presented at the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA. 4163-4166
- Shu, J.-J., & Sun, Y. (2007). Developing classification indices for chinese pulse diagnosis. *Complement Ther Med*, 15(3), 190-198
- Suguna, G., & Veerabhadrapa, S. (2019). A review of wrist pulse analysis. *Biomedical Research*, 30(4), 538-545
- Sun, Y., Dong, Y., Gao, R., Chu, Y., Zhang, M., Qian, X., & Wang, X. (2018). Wearable pulse wave monitoring system based on mems sensors. *Micromachines (Basel)*, 9(2)
- T. H. Yang, G. Jp, Koo, J. H., Woo, S. Y., Kim, J. U., & Kim, Y. M. (2019). A compact pulsatile simulator based on cam-follower mechanism for generating radial pulse waveforms. *Biomed Eng Online*, 18(1)

- 
- Thakker, B., & Vyas, A. L. (2010). Frequency domain analysis of radial pulse in abnormal health conditions. Paper presented at the 2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Kuala Lumpur, Malaysia. 227-231
- Uguz, D. U., Venema, B., Leonhardt, S., & Teichmann, D. (2019). Multifunctional photoplethysmography sensor design for respiratory and cardiovascular diagnosis. In World congress on medical physics and biomedical engineering 2018 (pp. 905-909).
- Wang, Y. J., Chen, C. H., Sue, C. Y., Lu, W. H., & Chiou, Y. H. (2018). Estimation of blood pressure in the radial artery using strain-based pulse wave and photoplethysmography sensors. *Micromachines (Basel)*, 9(11)
- Wu, C. M., & Smith, S. (2017). A realistic remote human pulse reproduction system.
- Yang, T., Jiang, X., Zhong, Y., Zhao, X., Lin, S., Li, J., Zhu, H. (2017). A wearable and highly sensitive graphene strain sensor for precise home-based pulse wave monitoring. *ACS Sensors*, 2(7), 967-974
- Yang, T. H., Kim, J. U., Kim, Y. M., Koo, J. H., & Woo, S. Y. (2019). A new blood pulsation simulator platform incorporating cardiovascular physiology for evaluating radial pulse waveform. *J Healthc Eng*, 2019
- 鄧鐵濤(1999)。中醫診斷學，台北:知音出版社。