

南華大學科技學院永續綠色科技碩士學位學程

碩士論文

Master Program of Green Technology for Sustainability

College of Science and Technology

Nanhua University

Master Thesis

無線心電、肌電與腦電擷取系統設計

Wireless Acquisition System Design for ECG, EMG, and EEG

Signals

洪瑛秀

Ying-Hsiu Hung

指導教授：黃冠雄 博士

Advisor: Guan-Shyong Hwang, Ph.D.

中華民國 108 年 7 月

July 2019

南華大學
永續綠色科技碩士學位學程
碩士學位論文

論文中文題目：無線心電、肌電與腦電擷取系統設計

論文英文題目：Wireless acquisition system design for
ECG,EMG, and EEG signals

研究生：洪瑛秀

經考試合格特此證明

口試委員：蔡文河

賴信忠

指導教授：黃冠雄

系主任(所長)：

口試日期：中華民國 108 年 7 月 6 日

謝誌

首先感謝南華大學資訊工程系賴信志主任在本研究的經費支持與技術指導，從研究中學習到許多電路的知識以及訊號處理的方式，還讓我參與產學合作計畫、帶領參加許多比賽，另外也向朋友一般時時關心我的生活與身體健康狀況。再來要感謝實驗室的學長在這交通不便的地方時常要從車站接送我到學校，以及關心我是否有吃飯，帶我出去吃飽喝足。也感謝資訊工程系提供實驗室雕客機、焊接相關器具、實驗室空間，致使本研究得以順利完成，作者在此表達謝意。

最後要感謝我的家人的肯定與鼓勵，至今從未對我的選擇有質疑，在背後默默的支持我成長，回家時總是用滿桌的好料鼓勵以及滿滿關心，特別感謝媽媽時常打電話加油打氣，在最難熬的時間當我最強大的後盾，總是鼓勵我勇敢面對挑戰，以至於能順利完成學業。

摘要

近年有許多生理信號穿戴式裝置，但因價錢在市場上偏高，所以本論文打造低成本且縮小化的生理信號擷取整合系統電路，本系統包含：數位式低壓差穩壓器(Digital Low-dropout regulator, D-LDO)、肌電(Electromyography, EMG)、心電(Electrocardiography, ECG)、腦電(Electroencephalography, EEG)讀取電路、類比濾波器、核心控制與擷取顯示，由 D-LDO 負責提供生理信號擷取電路穩定的電壓，再將擷取到的訊號經透過 Micro Control Unit (MCU) 內的數位濾波器演算法處理出更清晰的訊號，最後由連接的藍牙 4.0 傳輸即時的生理資料於手機 App 上。

關鍵詞：生理信號擷取裝置、數位式低壓差穩壓器、微處理器

Abstract

In recent years, there are many body signal wearable devices, but the price is high in the market. This paper proposed a low-cost and minify Biomedical Sensing Device (BSD). The system includes: Digital Low-Dropout Regulator (D-LDO), electromyography (EMG), electrocardiography (ECG), electroencephalography (EGG) circuit, digital filtering , MCU control and display. The D-LDO is responsible for providing the BSD of the stable voltage , and then the captured signal is processed through the digital filter algorithm to processed a clearer signal in the Micro Control Unit (MCU). Finally the connected Bluetooth 4.0 Transfer instant physiological data to the Android App.

Keywords: Biomedical Sensing Device, Digital Low-Dropout Regulator, MCU

目錄

謝誌.....	I
摘要.....	II
Abstract.....	III
目錄.....	IV
表次.....	VII
圖次.....	VIII
第 1 章 緒論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究動機.....	2
1.3 研究目的.....	3
1.4 論文架構.....	4
第 2 章 背景知識與相關研究.....	5
2.1 生理信號擷取電路.....	5
2.1.1 生理信號量測.....	5
2.1.2 常見生理信號擷取裝置.....	6
2.2 數位式低壓差穩壓器.....	7

第 3 章 提出之系統架構與研究方法	9
3.1 系統架構	9
3.2 生理信號擷取電路	10
3.2.1 電路設計概念.....	10
3.2.2 儀表放大電路與右腳驅動電路設計.....	12
3.2.3 類比濾波器設計(帶斥、帶通濾波器).....	13
3.2.4 增益放大器設計.....	15
3.3 D-LDO 電路設計與二元權重演算法	16
3.3.1 基礎架構說明.....	16
3.3.2 使用元件規格介紹.....	17
3.3.3 Binary Weighted Algorithm (BWA)	18
3.4 數位濾波設計	20
3.5 核心控制與擷取傳輸	22
第 4 章 實現結果與討論	23
第 5 章 結論與未來展望	28
5.1 結論	28
5.2 未來展望	29



表次

表 3-1 各種生理信號範圍與頻率	10
表 3-2 生理信號擷取電路之放大倍率分配	11
表 3-3 提出之生理信號擷取整合電路之濾波範圍與放大倍率	12
表 3-4 元件規格表	17
表 3-5 PMOS Array 電流輸出值	18
表 3-6 數位濾波器參數設定	20
表 4-1 生理信號擷取電路花費表	24
表 4-2 D-DLO 電路花費表	25



圖次

圖 1-1 十大死因死亡人數及死亡率	3
圖 2-1 傳統 D-LDO 架構	8
圖 3-1 系統架構圖	9
圖 3-2 生理訊號擷取電路方塊圖	11
圖 3-3 右腳驅動電路及儀表放大器	13
圖 3-4 帶斥與帶通濾波器設計	14
圖 3-5 帶斥與帶通濾波器頻率響應圖	14
圖 3-6 增益放大器電路	15
圖 3-7 提出之 D-LDO 架構	16
圖 3-8 D-LDO Regulator 電路架構圖	17
圖 3-9 BWA 流程圖	19
圖 3-10 FIR 100Hz 低通濾波器設計	21
圖 3-11 摺疊計算結構	21
圖 3-12 Atmega328p 程式流程圖	22
圖 4-1 生理信號擷取整合電路(5cm*5cm)	23
圖 4-2 D-LDO 實體電路：上圖為 Protel DXP 繪製電路圖；下圖為雕刻完成電路 與焊接	25
圖 4-3 從示波器中看到 50mV 雜訊	26

圖 4-4 電路整量測及顯示實際使用狀況27

圖 4-5 電路實際使用近照27



第1章 緒論

1.1 研究背景

近幾年來亞健康與精準醫療成為熱門的研究方向之一，亞健康是介於健康與不健康的臨界點，有研究指出全世界的人中真正健康的人約占 5%，不健康者約占 20%，而處於亞健康者約占 75%^[1]。這是一個不容忽視的問題，但卻因為目前醫療資源短缺，無法允許所有人擁有完善且專業的醫療診斷與照護。隨著物聯網(Internet of Thing, IoT) ^[2]與穿戴式裝置^[3]的興起而逐漸被推廣，優點在於可以進行遠距離的資料傳輸，因此居家照護、復健與預防疾病等醫學管理可以更加容易，且方便輔助醫師診斷。

但目前用於醫療上的穿戴式裝置還並不普及，目前主要都是醫學研究專用的穿戴式裝置，目前市面上常看到的都是保健等級的穿戴式裝置，稱得上醫療等級的器材必須通過美國食品藥物管理局(FDA) ^[4]或是國家的醫療器材相關法規^[5]，其中可能還包含臨床驗證，難度比保健等級高出許多。根據知名市場調查機構 Frost & Sullivan 的調查，2021 年醫療級的穿戴式裝置將會佔據保健用穿戴式裝置市場的 44%，市場規模可達 105 億美元^[6]，看準此商機且容易下手的製作的裝置即是生理信號擷取裝置，因為類的器材才是非侵入性的，民眾願意穿戴的比例較高，且收集到的心電、肌電、腦電信號在醫療上具有很高的參考價值。

近年來有許多常見的無線傳感器逐漸的應用到各種裝置上，例如：Bluetooth [7]、WiFi [8]、Zigbee [9]，都是協助醫療級穿戴式裝置成長的重要推手，不僅可以解決遠距離傳輸問題，能傳送到手機 App 或是專用的裝置上即時顯示，其優點為隨時的監控，因此較能觀察到病患不舒服的時間點，提高醫師診療的準確率，避免耽誤病患的黃金治療時間。

1.2 研究動機

生理信號擷取可以應用在非常多醫療領域，例如：肌電可以協助運動員平的的訓練[10]、復健或是輔助了解運動姿勢是否正確以防受傷[11]、即時的心電狀況可以提供心臟病患者更保險的生活[12]、細微的腦電訊號可以用來判斷使用者的專注度[13]。根據衛生福利部 106 年的統計心臟疾病為國人十大死因排行第二[14]，如圖 1-1，僅次於癌症死亡率，造成此現象是因為測量心臟病的臨床準確度只有 50%[15]，這是因為在做心臟檢查通常都是靜態檢查，而能看出心臟真正的問題通常是在運動過後，目前檢查的常見項目有：十二導程心電、24 小時心電、X 光、超音波，這些檢查都是靜態檢查，且檢查時間都很短暫，而且醫院也不願意讓可能有心臟疾病的患者冒著運動後的風險做檢查，也因此很難去斷定患者是否有罹患心臟病。長時間的居家監控可以提早發現病患病情，隨時偵測生理信號捕捉到病患在生活中真正不舒服的時刻，記錄到的數據讓醫師可以有根據的判斷病人症狀。

	死亡人數(人)		死亡率 (每十萬人口)				標準化死亡率 (每十萬人口)		
	106年	較上年 增減%	105年 順位	106年 順位	106年	較上年 增減%	順位	106年	較上年 增減%
所有死亡原因	171,857	-0.3			729.6	-0.5		424.3	-3.4
癌症	48,037	0.6	1	1	203.9	0.4	1	123.4	-2.7
心臟疾病 (高血壓性疾病 除外)	20,644	-0.8	2	2	87.6	-1.0	2	48.5	-3.6
肺炎	12,480	2.2	3	3	53.0	2.1	4	26.5	-1.5
腦血管疾病	11,755	-0.8	4	4	49.9	-1.0	3	27.5	-3.8
糖尿病	9,845	-1.2	5	5	41.8	-1.4	5	23.5	-4.1
事故傷害	6,965	-3.3	6	6	29.6	-3.3	6	21.9	-5.2
慢性下呼吸道疾病	6,260	-7.8	7	7	26.6	-8.0	7	13.3	-11.9
高血壓性疾病	6,072	3.2	8	8	25.8	3.2	8	13.3	-1.5
腎炎、腎病症候群及腎病 變	5,381	3.0	9	9	22.8	2.7	10	12.4	0.0
慢性肝病及肝硬化	4,554	-3.9	10	10	19.3	-4.0	9	12.6	-6.0

資料來源：衛生福利部統計處

圖 1-1 十大死因死亡人數及死亡率

1.3 研究目的

本研究基於近年居家健康裝置的市場需求，將縮小化生理信號擷取裝置以及降低硬體成本，提供讓一般民眾更能夠接受的價格，且讓使用者不會因裝置太大或是特殊的服裝，而影響生活降低配戴的願意，長期的針對生活上的所有狀況追蹤。除此之外為配合實際使用，生理信號擷取裝置必須省電，因此設計數位式低壓差穩壓器。最後顯示介面部分可以即時在手機 App 上看到即時測量到的 ECG、EMG、EEG。

1.4 論文架構

本論文共有五個章節，第一章敘述本研究之研究背景、動機、目的，說明目前市場上的動向與醫療上的需求；第二章為生理信號的背景知識與相關的技術、文獻的探討；第三章為系統的整體架構，其中包含：電路模擬、電路板雕刻與焊接、實驗方法、實驗流程；第四章結果與討論針對設計出的電路實測結果做討論，以及說明優缺點；最後，第五章結論與未來可行性方向的評估。



第2章 背景知識與相關研究

2.1 生理信號擷取電路

2.1.1 生理信號量測

目前常見的生理信號有 ECG、EMG、EEG 這幾種，以下將介紹其生理結構如何產生電訊號：

- **心電圖 (ECG)**

一個完整的心電信號由 PQRST 五個波形組成一個週期訊號，生理原理是當身體的缺氧血會從上腔與下腔靜脈進入右心房，右心房收縮時血液送到右心室，再經壓縮後血液到肺動脈中，缺氧血進入肺臟進行氣體交換肺動脈含氧的血液會再帶回左心房，最後當心室舒張時進入左心室，然後由主動脈送到全身。每次心跳心肌細胞的去極化皮膚都會引起微小的電信號產生，從右心房竇房結開始傳播到整個心房，再傳播到心室。

- **肌電圖 (EMG)**

肌電信號是測量肌肉在靜止、輕微收縮、強力收縮的電位變化，當運動神經元刺激肌纖維時會產生電位上的變化，越多神經元刺激肌纖維電位振幅會越大，越少的神經元刺激代表肌肉是相對放鬆的狀態，只會有微弱的電信號。

- **腦電圖 (EEG)**

腦電信號採集於大腦皮層，生理上的產生方式是因大腦皮層錐體細

胞當離子經過其樹突與軸突的流動，而產生的電位變化。腦電信號的波形通常較不規則，主要分成 α 、 β 、 θ 與 δ 四種波段，可以由這幾種波段判斷人目前的專注度、情緒與精神上的狀態。

2.1.2 常見生理信號擷取裝置

生理信號擷取的方式有分侵入式與非侵入式，侵入式通常有些許痛感，較容易被受測者排斥而不受歡迎，目前市面上主要都是非侵入式的產品，以下將針對光體積變化紀錄圖(Photoplethysmography, PPG) [16]、電極貼片、侵入式電極幾種常見的生理信號擷取方式做介紹：

- **光體積變化紀錄圖**

目前市面有許多智慧運動手錶深受消費者喜愛，其主要技術是使用 PPG 計算心率、血氧濃度，基於心臟收縮與舒張的出血量不同，利用人體皮膚可以吸收光的特性，將 LED 燈光打入皮膚靠血管收縮與舒張影響皮膚吸收光的多寡，再依照光接收器回收的光去計算心跳。這種非接觸式的設計時常會因使用者穿戴的位置、貧血、體溫、外光源干擾，導致不準確或是量測不到的問題，而且也無法看到心電圖，因此也無法成為醫師診療心臟病時的依據，此方法較適用於睡眠呼吸中止症之診療。

- **電極貼片**

常用的生理信號擷取裝置採集時的電極貼片有乾式電極與濕式電極兩類，兩者差別在於濕式電極需要在皮膚上塗膠，而乾式電極則不

需要。塗膠是為了在測量不易導電的區域，例如：測量腦電時頭髮不導電導致量測不到信號。這種方式因清洗麻煩或敏感性皮膚而容易感到搔癢，因此不受受試者的喜愛；相對的乾式電極雖然沒有上述濕式電極之問題，受試者接受度也比較高，但要如何解決雜訊的干擾與導電問題，勢必就要避開採集信號不易的區域。

- **侵入式電極**

侵入式電極是由探針插入皮下組織測量到生理的電位改變，使用時必需經過專業的消毒，避免量測後造成感染，雖然此方式可以避開乾式電極與濕式電極的雜訊問題，但會些微傷害到表皮組織，所以容易導致受試者疼痛不舒服，也因此不適合容易讓肌肉收縮的運動型實驗。

2.2 數位式低壓差穩壓器

近年許多穿戴式裝置透過無線傳輸到一個簡單的介面即可看到最基本的呼吸、ECG、EMG，而要如何讓裝置電池更省電與更有效的提供所需的電壓成為了一個重要的課題。數位式低壓差穩壓器(Digital Low-dropout regulator, D-LDO)是常見的技術，其概念是利用前端的比較器以及一個控制開關MOS電流的核心，目前設計上常遇到的問題是MOS Array要選用PMOS還是NMOS，另外最重要的是要如何增快控制核心的運算開關MOS Array的速度，才有效的控制電流輸出，以下將介紹現今常見的D-LDO設計方式：

- **Shift Register 核心**

傳統的 D-LDO 主要控制 MOS Array 的核心為 Shift Register [17]，如圖 2-1 所示，在這樣的架構下穩壓的方式是利用前端比較器比較迴授電壓與比較電壓，當迴授電壓 V_{SUP} 超過比較電壓 V_{FLY} 時就關一顆 MOS，反之 V_{SUP} 低於 V_{FLY} 時就開一顆 MOS，這種以硬體架構控制 MOS 電流輸出的方式非常沒效率，且在切換時容易流失不必要的電流。

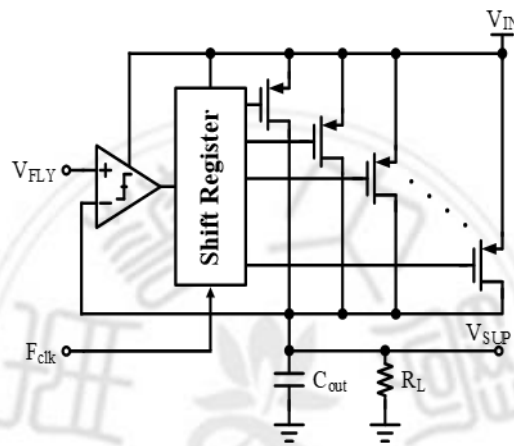


圖 2-1 傳統 D-LDO 架構

- **MOS Array**

D-LDO 會使用的 MOS 為 PMOS [18]或 NMOS [19]，兩者的差別在於電流驅動能力的速度，NMOS 是比較快速的，但用 NMOS 在設計穩壓器時有個難以解決的缺點，因為是數位式的穩壓器前極的比較器部分只會有 0 與 1 的狀況來開關 MOS 電流，而在關閉 NMOS 時並不會關閉，這是因為 NMOS 在 IC 的設計上本身仍然在關閉時會有部分的電流，所以必須產生出相對應的負電流才能抵銷，使得 D-LDO 設計上變的更加困難；而 PMOS 雖然電流驅動能力比較慢，但是就沒有上述 NMOS 的電流控制問題，能夠很方便的開關 MOS 電流，因此 PMOS 相對比較容易設計 D-LDO 電路。

第3章 提出之系統架構與研究方法

3.1 系統架構

本系統是以 ECG、EMG、EEG 三合一的生理信號擷取系統，系統架構如圖 3-1 所示。為了讓本系統可以量測到三種生理信號，必須將信號頻帶調整到所有生理都可以採集到的範圍內，如表 3-1 所示各種生理信號之頻帶範圍，因此擷取頻帶範圍為 0.5Hz 至 1000Hz。前端擷取電路將信號傳入 MCU 中做 AD 轉換後，由低功耗藍牙(Bluetooth Low Energy)傳輸到手機 App 中顯示。D-LDO 提供穩定電壓給整個系統，本研究對 PMOS Array 的每顆 PMOS 輸出電流做了的調整，PMOS Array 中的 PMOS 由輸出電流大到小排列，透過 BWA 計算開關 PMOS Array 維持穩定的 3.3V。

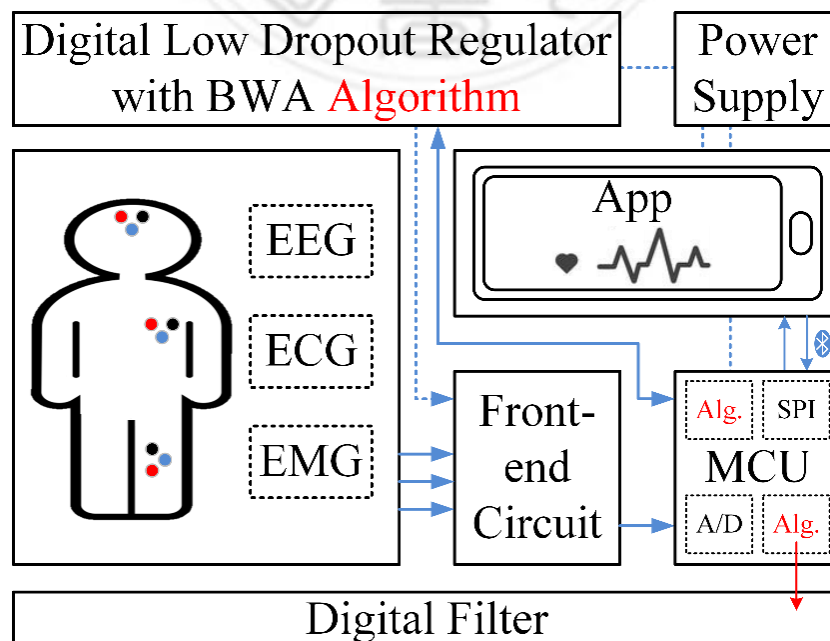


圖 3-1 系統架構圖

表 3-1 各種生理信號範圍與頻率

種類	信號	頻率
心電	0.1mV~1mV	0.1Hz~100Hz
腦波	0.5uV~100uV	0.5Hz~150Hz
肌電	50uV~2mV	10Hz~1000Hz

3.2 生理信號擷取電路

3.2.1 電路設計概念

本研究設計出 ECG、EMG、EEG 三合一的生理信號擷取電路，此電路為單電源設計，這種設計可以縮減文獻[20]中的電路如：負電壓轉換電路、準位提升電路。除此之外本研究也將其中必要電路帶斥濾波器、高通濾波器、低通濾波器的頻率重新做模擬與調整，使生理訊號擷取電路可以更加精準的接收訊號。生理訊號擷取電路之電路架構，如圖 3-2 所示，ECG、EMG、EEG 雖然分別測量不同的部位，但在電路設計概念上大致相同，僅差別於不同部位測量的信號與頻率有所不同，表 3-1 各種生理信號範圍與頻率。本系統前端擷取電路包含：儀表放大器與右腳驅動電路、帶斥濾波器、帶通濾波器、增益放大器。

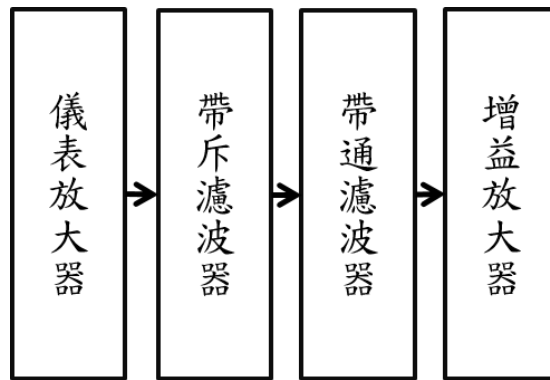


圖 3-2 生理訊號擷取電路方塊圖

由於所提出的前端讀取電路期望採用單電源設計，為了使電路最小化且提高效率，將文獻 [20] 的雙電源設計重新做調整，如表 3-2 所示，可看出不同生理信號可放大的倍率，以及儀表放大器、增益放大器應放大多少倍率。儀表放大器與增益放大器為了能方便調整倍率都改用可變電阻，除此之外還將帶通濾波器改成 Sellen-key 架構，並利用電路模擬程式 TINA-TI 模擬出了一個更改後的模型，作為 ECG、EEG、EMG 電路雛型設計。

表 3-2 生理信號擷取電路之放大倍率分配

種類	訊號	期望電壓範圍	所需的放大倍率	電路上的 INA	電路上的 Gain Stage
ECG	0.1mV~1mV	0~3.3V	1833.33	101	1~16
EEG	0.5uV~100uV	0~3.3V	16582.91	10	1~1001
EMG	50uV~2mV	0~3.3V	1692.30	17	1~98

由表 3-2 可得知若是想要將 ECG、EEG、EMG 三種電路整合成一塊，勢必要對整體的放大倍率做一致的調整，也可以得知三種訊號若是要在同個

平台上使用的話，必須將高通與低通濾波器調整到所有生理訊號可接收到的頻帶之間，才能在同一個平台上接收並看到其訊號。表 3-3 所列為本論文為了整合三種生理信號擷取所作的調整：(1)將儀表放大器統一在前端放大 101 倍；(2)擷取頻帶參考 ECG 最小頻率與 EMG 最大頻率，將接收頻帶調整為 0.1Hz~1000Hz；(3)最後在增益放大器隨著量測的生理信號再將信號放大 16~100 倍。

表 3-3 提出之生理信號擷取整合電路之濾波範圍與放大倍率

應用	儀表放大器	信號頻帶範圍		帶斥濾波器	增益放大器
ECG	101	0.1Hz~100Hz		60Hz	16
EEG	101	0.5Hz~100Hz		60Hz	100
EMG	101	10Hz~1KHz		60Hz	16
	INA118	Sallen key topology		Band-Stop	Signal
		ECG	EMG		
Spec.	101	0.1Hz~1000Hz		60HZ	16~100

3.2.2 儀表放大電路與右腳驅動電路設計

一般生理訊號都非常微弱，需要透過放大電路放大信號才能加以處理。理想的電壓放大器特色是輸入阻抗為無窮大，輸出阻抗為零，故本研究利用 INA333[21]作為電路最前端放大右腳驅動電路[20]信號的儀表放大器，根據表 3.4，我們將在此階段把信號放大 101 倍，如圖 3-3 所示。根據公式(1)計算，G 為儀表放大器放大倍率，因此可得到 $R_g = 1 \text{ k}\Omega$ ，但在這部份為了讓電

路調整更有彈性我們使用 100 kΩ 的可變電阻取代。

$$G = 1 + \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_g} \quad (1)$$

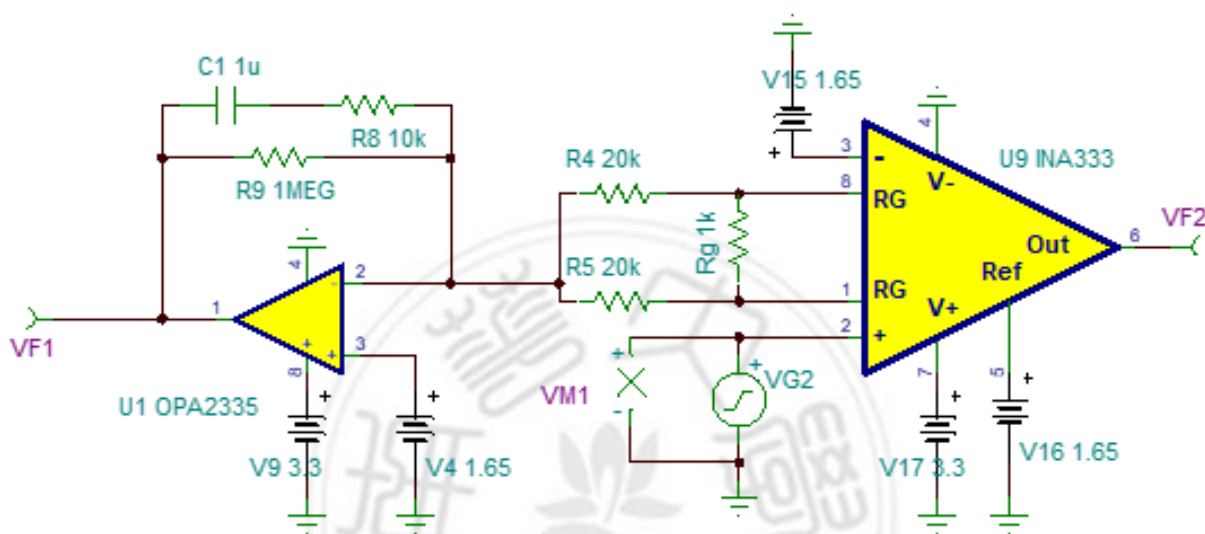


圖 3-3 右腳驅動電路及儀表放大器

3.2.3 類比濾波器設計(帶斥、帶通濾波器)

在擷取過程中，必須濾掉來自電源 60Hz 的雜訊，尤其是當電路將信號放大一萬倍以上時影響甚鉅，故需要帶斥濾波器削減此部分的頻段使訊號不被干擾。在帶通濾波器的部分，根據表 3-3 所示，必須設計一個 ECG、EMG 與 EEG 均可以接收到信號頻帶的濾波器，也就是帶通濾波器必須要設計再可接收 0.1Hz~1000Hz 之間的信號，如圖 3-4、圖 3-5 所示。

公式(2)為計算 Cut-off frequency 方式，將所需的頻段代入，再為 R_1 、 R_2 、

C_1 、 C_2 配值即可，從頻譜圖來看若-3dB 處越接近 f_c 則代表這個電路的 Quality factor 越接近 0.707，代表效益越好。

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (2)$$

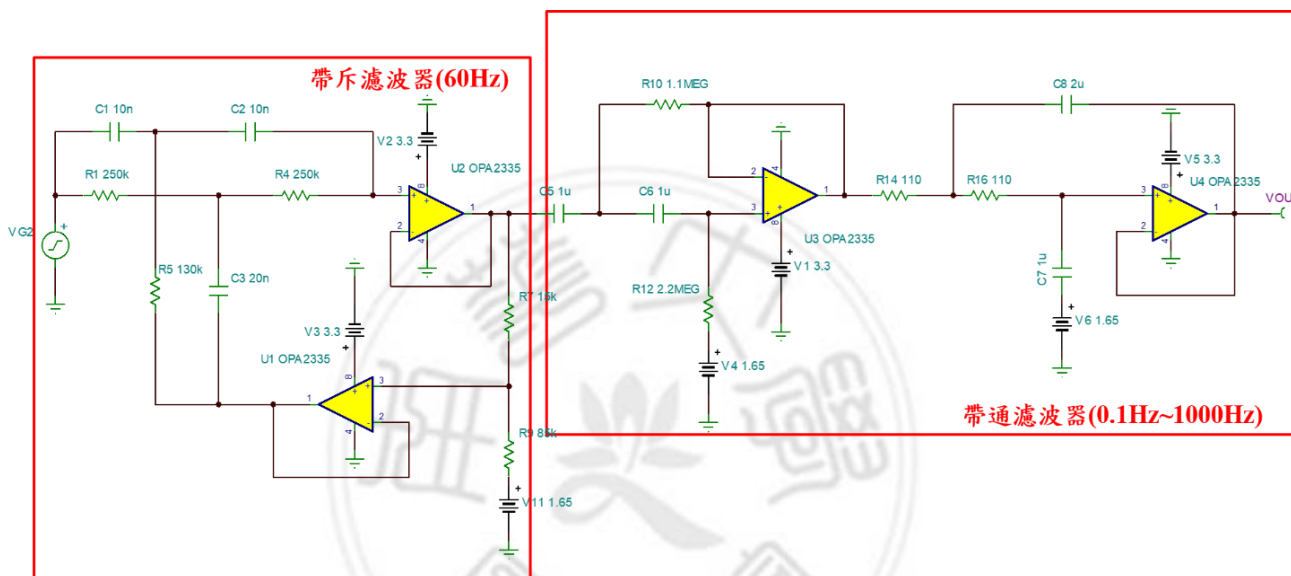


圖 3-4 帶斥與帶通濾波器設計

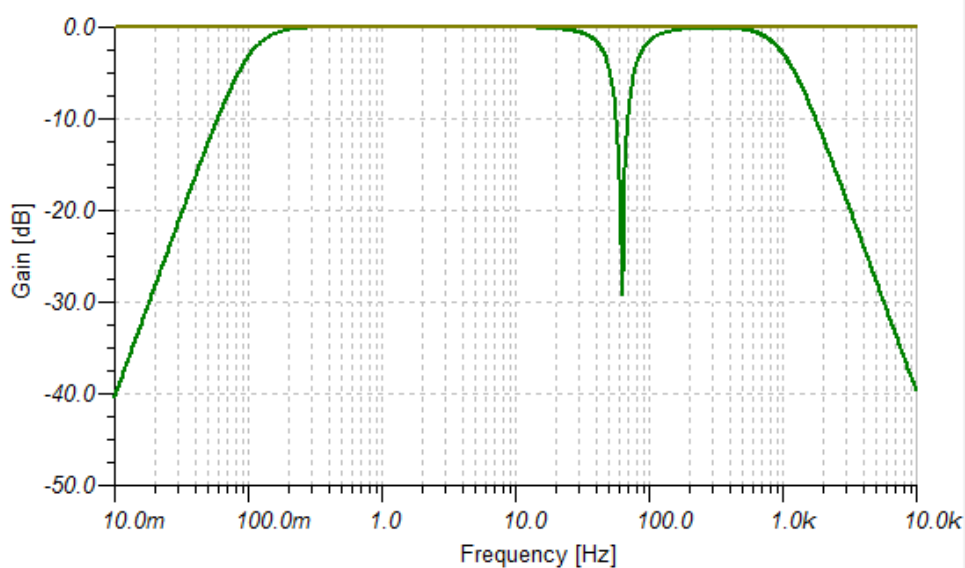


圖 3-5 帶斥與帶通濾波器頻率響應圖

3.2.4 增益放大器設計

由於生理信號都非常微弱，要經過放大才容易辨識，之所以要區分儀表放大器與增益放大器是因為未處理過的訊號一次在儀表放大器放大反而會造成雜訊跟著放大而難以處理，所以必須在儀表放大器先放大 100 倍。當訊號處理好時，再經增益放大器放大至表 3.4 之合理範圍內顯示資料，因此為了因應測量不同生理信號之需求，故本論文提出之增益放大器設計選用一個可以調整放大 16~100 倍的可變電阻，如圖 3-6。

公式(3)為放大倍率之計算方式：

$$V_{out} = \frac{R_f + P_1 + R_1}{R_1} V_{in} \quad (3)$$

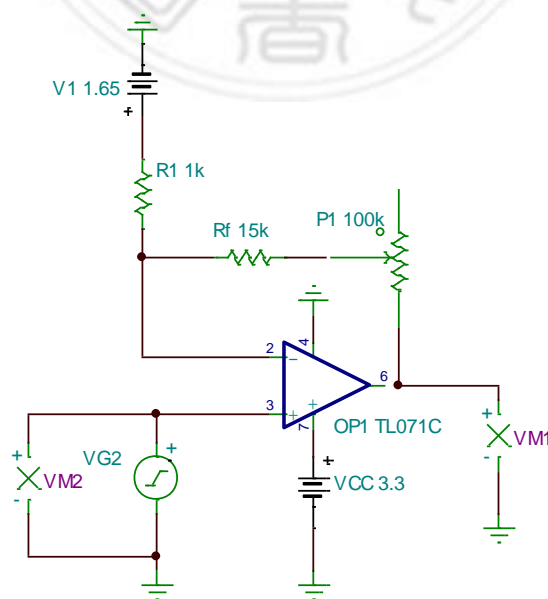


圖 3-6 增益放大器電路

3.3 D-LDO 電路設計與二元權重演算法

3.3.1 基礎架構說明

D-LDO 負責提供生理訊號擷取電路穩定的電壓，在本研究將傳統的 D-LDO 做了一些調整，如圖 3-7 所示，本論文將 Shift Register 換成 MCU 控制 PMOS，MCU 中的演算法 BWA 負責 PMOS Array 之開關，達到更有效的穩壓效果。本論文為了實現 D-LDO Regulator，如圖 3-8 之架構所示，比較電壓 V_{FLY} 與迴授電壓 V_{SUP} 透過比較器比較電壓，傳送一個數位訊號到 MCU，透過 MCU 裡的 BWA 計算後再傳輸串列傳輸十位元的數位值開關 PMOS Array，猜測系統所需電流。

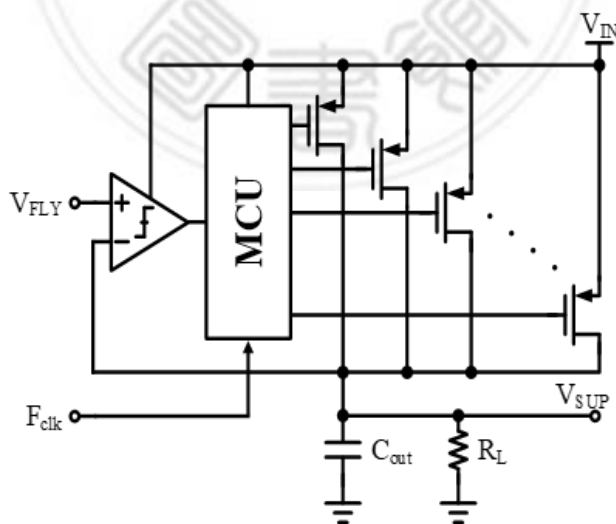


圖 3-7 提出之 D-LDO 架構

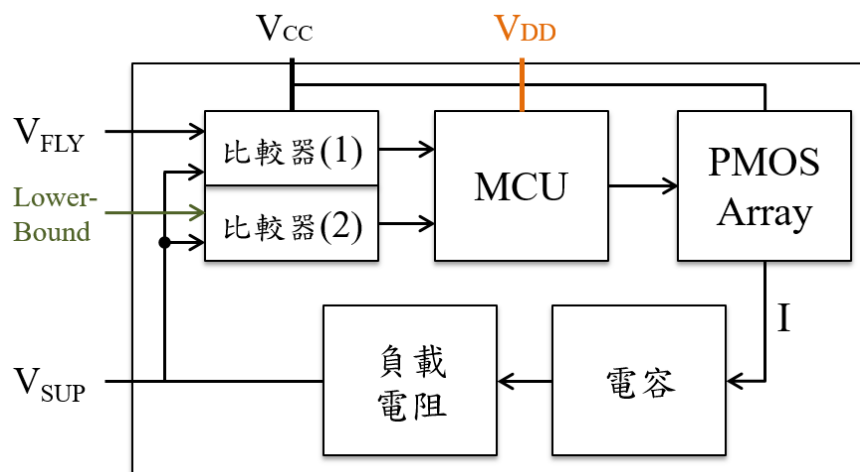


圖 3-8 D-LDO Regulator 電路架構圖

3.3.2 使用元件規格介紹

表 3-4 為 D-LDO 電路的元件規格表，本論文將預設穩定的電壓 V_{FLY} 設定為 3.3V，另外為了避免充電過頭的問題設定一個 2.8V 的 Lower-Bound，利用比較器(1)比較 V_{FLY} 與 V_{SUP} 、比較器(2)比較 V_{SUP} 與 Lower-Bound，將這兩個比較的結果傳入 MCU 中做判斷，詳細內容將在下段 BWA 中介紹。

表 3-4 元件規格表

Input	規格	元件	規格\型號
V_{FLY}	3.3V	比較器	LM393 [22]
V_{DD}	5V	MCU	Atmega328p [13]
V_{CC}	5V	PMOS	IRFR9010 [18] *10
Lower-Bound	2.8V	電容	100 μ F
總電流	20.46mA	電阻	200 Ω

表 3-5 PMOS Array 電流輸出值

MOS 數目	權重值	*	基礎電流	=	輸出電流
PMOS1	1	*	0.02	=	0.02mA
PMOS2	2	*	0.02	=	0.04mA
PMOS3	4	*	0.02	=	0.08mA
PMOS4	8	*	0.02	=	0.16mA
PMOS5	16	*	0.02	=	0.32mA
PMOS6	32	*	0.02	=	0.64mA
PMOS7	64	*	0.02	=	1.28mA
PMOS8	128	*	0.02	=	2.56mA
PMOS9	256	*	0.02	=	5.12mA
PMOS10	512	*	0.02	=	10.24mA
總電流					20.46mA

本論文將每顆 PMOS 之輸出電流做了調整，當電壓已達穩定狀態時，只有輸出電流最小的 PMOS (PMOS1) 開關做細微調整，因此可以達到更好的穩壓效果，不會導致充電過頭的情形產生，PMOS Array 的每顆 PMOS 之電流調整比是利用 500Ω 的可變電阻去做微調，表 3-5 列出每顆 PMOS 輸出電流。

3.3.3 Binary Weighted Algorithm (BWA)

BWA 是本研究在 D-LDO 中最大的特色，利用 Atmega328p [23] 去實現，目前以 LM393 裡的兩個比較器分別做為：(1) V_{FLY} 與 V_{SUP} 之比較；(2) LowerBound 與 V_{SUP} 之比較。經過 BWA 去判斷目前電壓的狀況，以 10bit 串列輸出開關 PMOS Array，當輸出值為“0”為開 PMOS，“1”為關 PMOS。分為兩個比較器去做比較是為了當 LowerBound > V_{SUP} 時，可以提

早設定 PMOS Array 開關的數值以免充電過頭的情形發生，以目前穩壓的 3.3V 為例：當上述情形發生時，Number_of_PMOS (NumofPMOS) =799，轉變成二進位做 NOT 運算則是 0000011100，計算完後將原本全開的 PMOS 關掉 3 顆；接下來再利用比較器(1) V_{FLY} 與 V_{SUP} 之比較使迴授電壓盡量保持在 $3.3V \pm 0.2V$ ，流程如圖 3-9 所示。

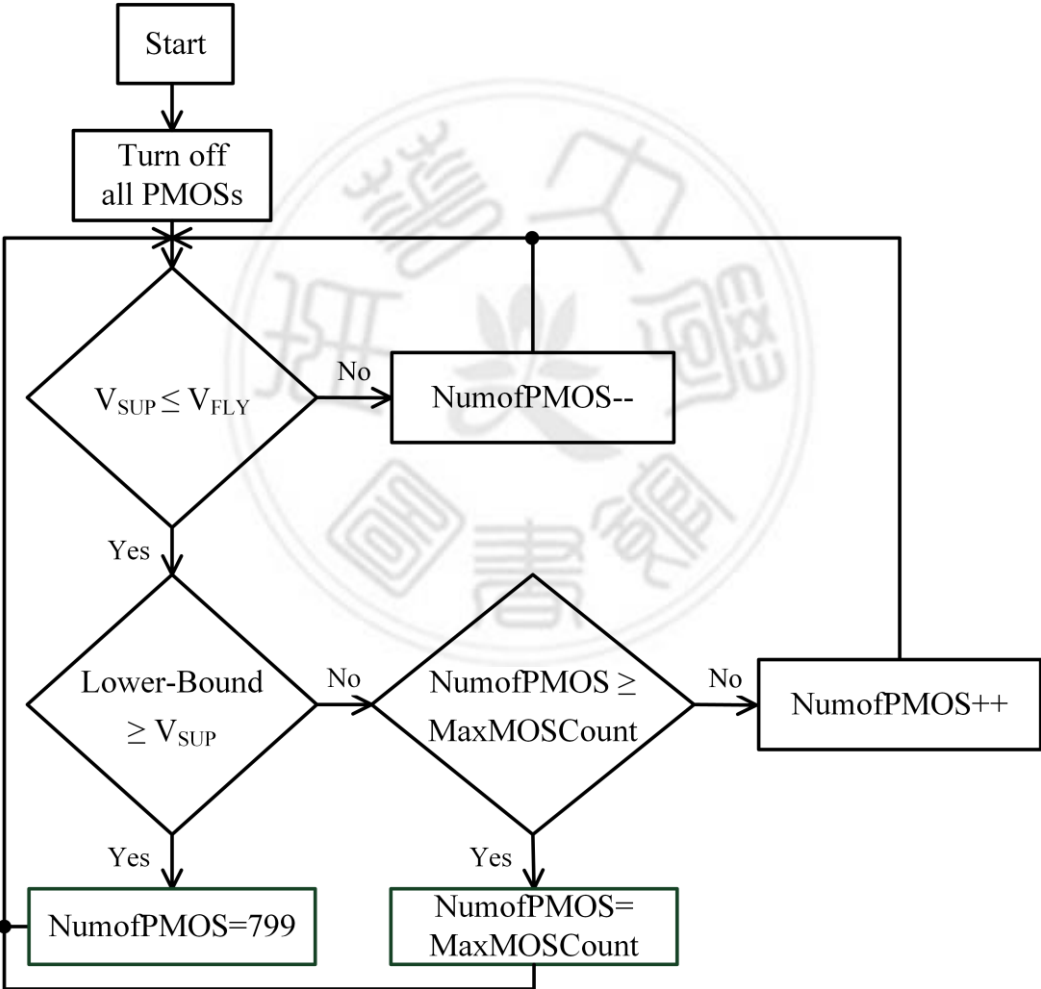


圖 3-9 BWA 流程圖

3.4 數位濾波設計

為了解決各種生理信號之擷取頻率不同的問題，本論文透過 Atmega328p 作為核心控制，利用 Matlab's FDA tool 設計 FIR (Finite impulse response) 數位濾波器。依據表 3-3 所示之需求本論文設計了 100Hz 與 1000Hz 的濾波器，為符合共用設計架構採樣率均為 2000，考慮到生理信號擷取電路之設計是使用的是 Atmega328p 內部震盪器是 8MHz，為減低硬體運算負擔，所以選擇使用較剛好的取樣率，圖 3-10 為詳細的參數設定，當生理信號為 ECG 時 F_{pass} 為 100、 F_{stop} 為 110，為 EMG 時 F_{pass} 調整成 990、 F_{stop} 為 1000，兩個低通濾波器都具有 -40db 的衰減。本論文使用 C 語言去實現一個具有摺疊計算結構 Order/2-tap 的低通 FIR 濾波器，摺疊計算結構的優點是可以減少一半的乘法縮短了計算時間，這種計算可以降低硬體計算的負擔，如圖 3-11 所示。將採集到的生理信號通過數位濾波器處理後，App 即可顯示更加清晰的生理信號。

表 3-6 數位濾波器參數設定

生理信號	採樣率 (Fs)	低通濾波器	F_{pass}	F_{stop}	A_{pass}	A_{stop}	Order
EMG	2000	1000Hz	990	1000	0.1	40	422
ECG	2000	100Hz	100	110	0.1	40	422

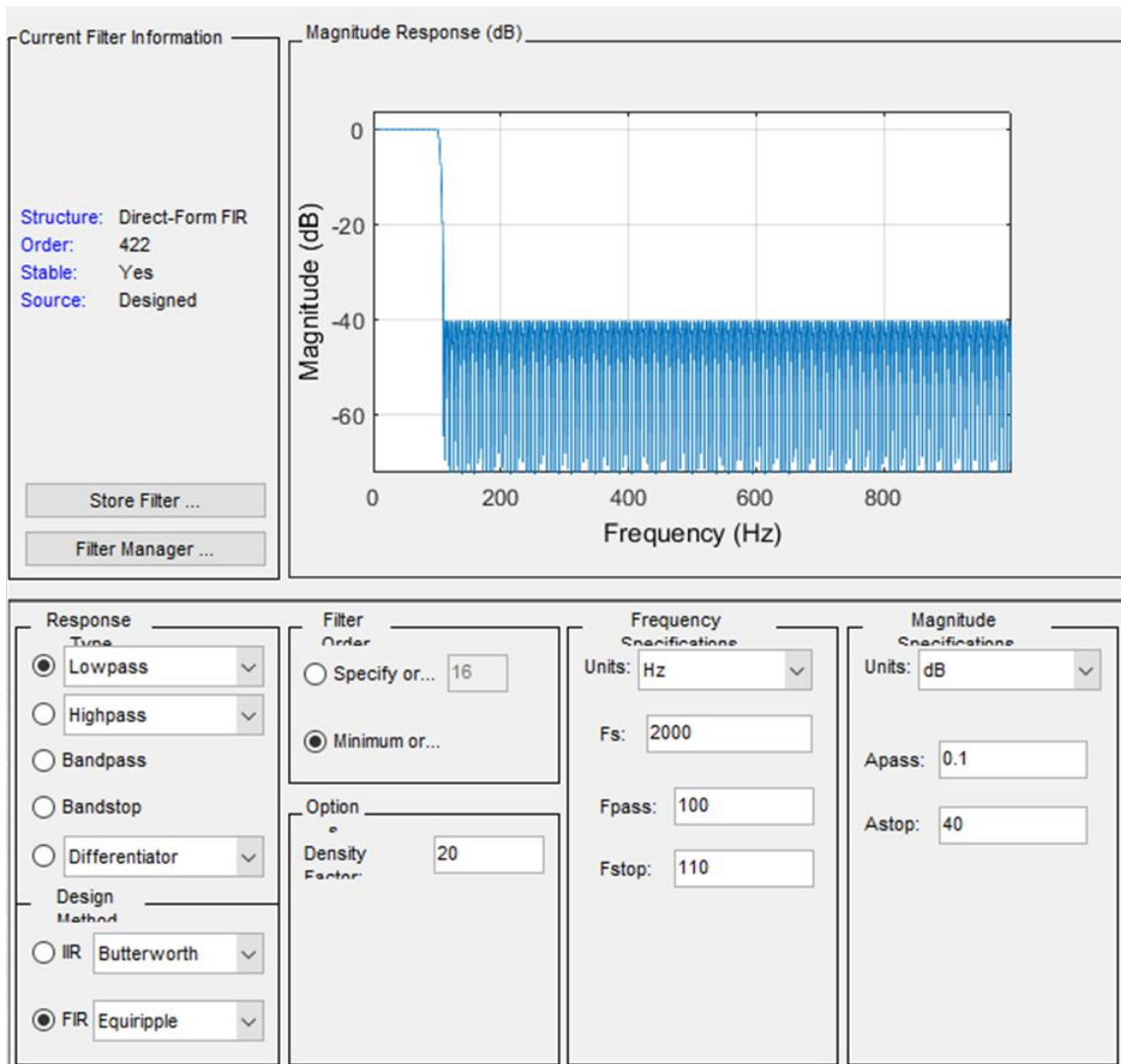


圖 3-10 FIR 100Hz 低通濾波器設計

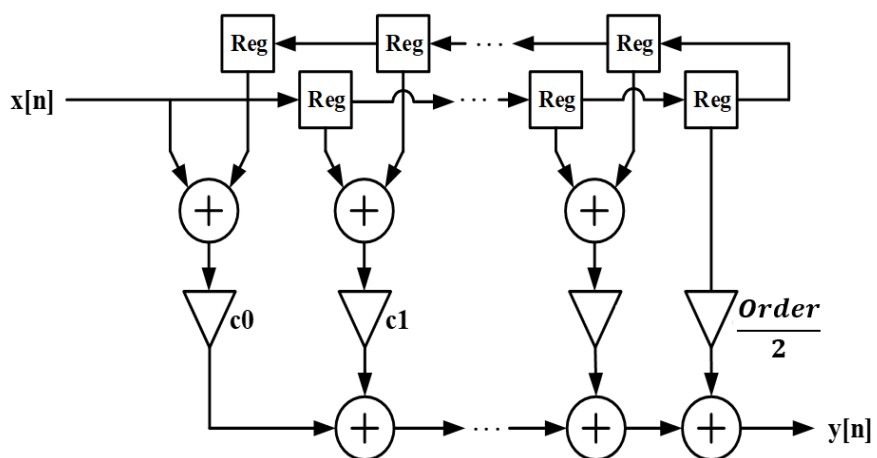


圖 3-11 摺疊計算結構

3.5 核心控制與擷取傳輸

本研究的生信號擷取電路中使用的 MCU 是 Atmega328p，其優點是價格便宜、不佔電路空間，程式語法與 C 語言很相似，相較於 FPGA 等硬體描述語言較好上手。如圖 3-12 的流程圖所示，MCU 每 50 毫秒會判斷一次藍牙是否有連線成功，如果有的話每 2 毫秒會從 Port A0 讀前端電路擷取到的生理信號做 ADC (Analog-to-digital converter)，最後用 Serial.write() 由藍牙 4.0 傳輸轉換後的信號出去給連接到的 Android App 顯示及時信號；反之沒連線成功則會回傳 disable，以此流程不斷的循環。

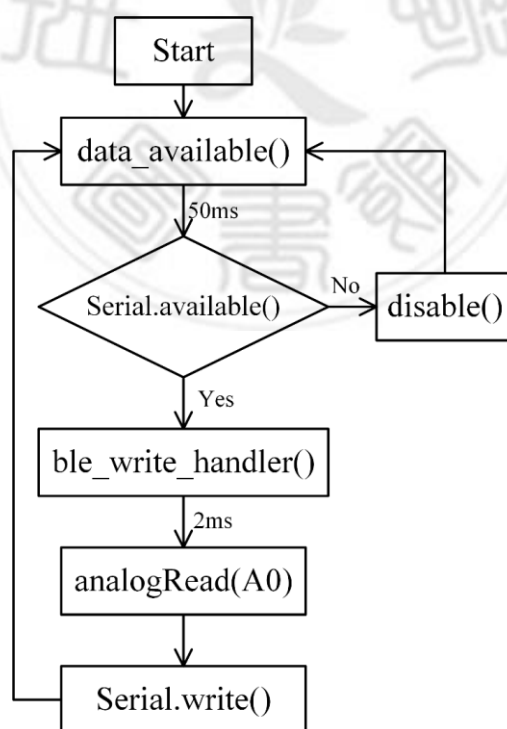


圖 3-12 Atmega328p 程式流程圖

第4章 實現結果與討論

在生理信號擷取方面，本論文將 ECG、EEG、EMG、Atmega328p [23]、Bluetooth ver4.0 [24] 電路整合在同一塊板子上，如圖 4-1。目前可以將接收到的 ECG、EMG 信號透過 Bluetooth 傳送到 Android App 即時顯示訊號，未來會利用 Atmega328p [23] 加入數位濾波器判斷測量不同部位時使用不同的頻帶，使電路更加實用於各式生理信號並減低雜訊。

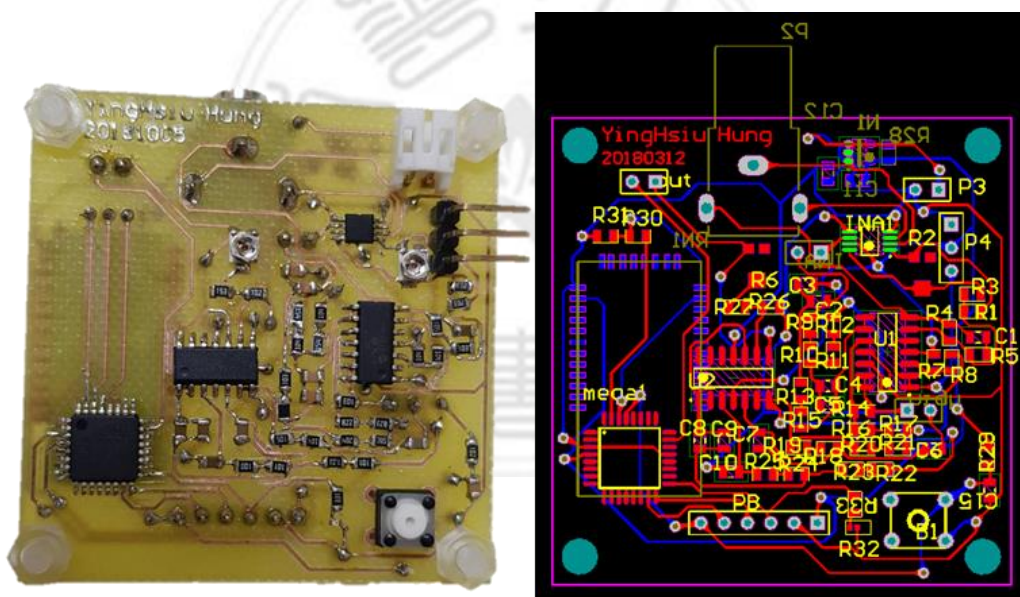


圖 4-1 生理信號擷取整合電路(5cm*5cm)

本電路採單電源設計，供電為 3.3V，主要是為了盡量減化硬體需求與尺寸。根據 Atmega328p 晶片的規範，若在使用 3.3V 供電情況下，該處理器操作頻率無法達到 16MHz，故而我們直接使用 Atmega328p 之 8MHz 內部震盪器來達成預設的設計目標。

與參考文獻 [25]相比本研究的生理信號擷取電路降低的許多成本，原因主要是把使用的藍牙 2.1 更換成藍牙 4.0，藍牙 2.1 附帶鍵盤功能，在文獻[25]中是因為藍牙 2.1 有鍵盤功能方便連結遊戲的需求而設計，因此價格貴上許多，使用藍牙 4.1 除了較省電外，相較起來節省了 23.982(USD)的花費，本電路花費如表 4-1 所示。

表 4-1 生理信號擷取電路花費表

元件	數量	花費 (USD)
藍牙 4.0 (HM-10) [24]	1	6
MCP6074 [26]	2	2.86
INA333 [21]	1	4.23
3.5mm 耳機孔	1	0.5
按鈕	1	0.02
LED	2	0.136
ATMega328p [23]	1	1.9
可變電阻	2	0.4
NCP752 [27]	1	0.56
電阻、電容	48	0.63
總花費		17.236

本論文完成的 D-LDO 實體電路，如圖 4-2 所示。利用 Protel DXP 繪製出電路圖，使用雕刻機實作出電路並焊接，完成了這個 D-LDO 電路；利用 10 顆 PMOS 去控制電流，因每顆 PMOS 都有誤差，且要完成表 3-5 所列出的 PMOS Array 每顆輸出電流都不同的狀況，本研究利用 500kΩ 的可變電阻去做微調，使每顆 PMOS 都可以盡量符合預先設定之輸出電流狀況，表 4-2

為本電路之花費。

表 4-2 D-DLO 電路花費表

元件	數量	花費 (USD)
PMOS (IRFR9110) [18]	10	7
LM393 [22]	1	0.2
可變電阻	13	1.95
電容	1	0.23
排針、短路 PIN、排母	78	0.5
總花費		9.88

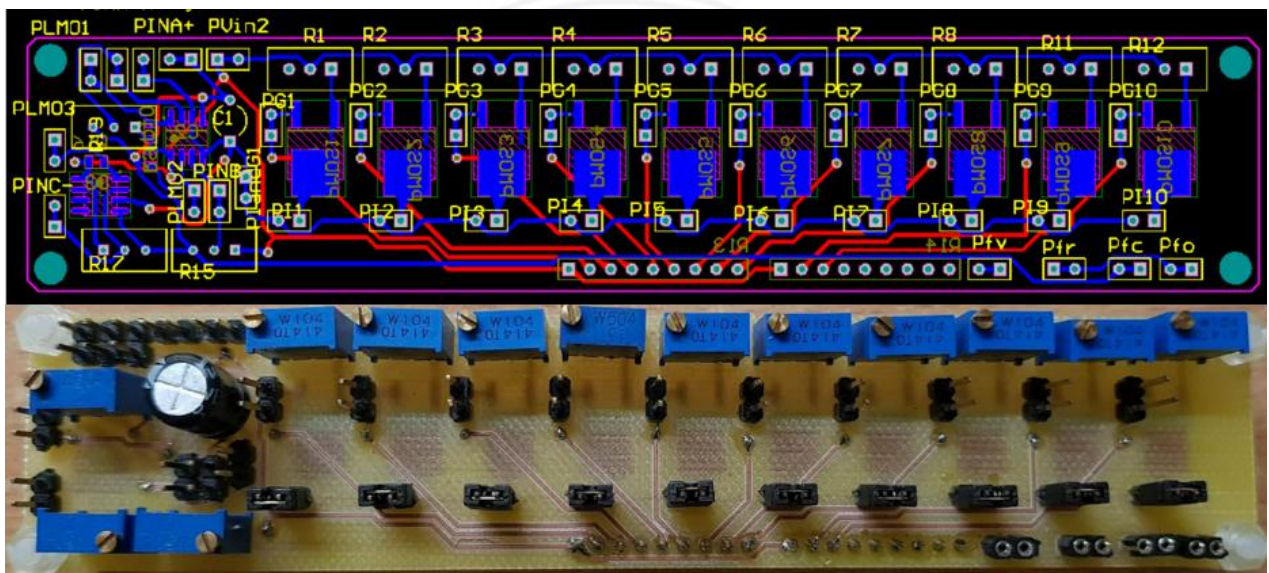


圖 4-2 D-LDO 實體電路：上圖為 Protel DXP 繪製電路圖；下圖為雕刻完成
電路與焊接

這個版本的電路目前雖然能維持電壓在 $3.3V \pm 0.2V$ 之間，但從示波器可以觀察出會有 50mV 的雜訊，如圖 4-3 所示，若是要連接到生理訊號擷取電路上勢必會成為干擾，未來將會解決此問題並使電壓可以更細微調到 1.8V 或 1.6V。除此之外，雖然在本論文有完成 BWA，但當電路連接上 Atmega328p

[23]後，還是要花費較多時間去調整演算法中的變數數值，是經過不斷的嘗試以及重新上傳程式到 Atmega328 的結果，為適合穩壓 3.3V 的最佳值，若是要穩定其他電壓則要重新配值，是未來演算法需要思考的更新方向。

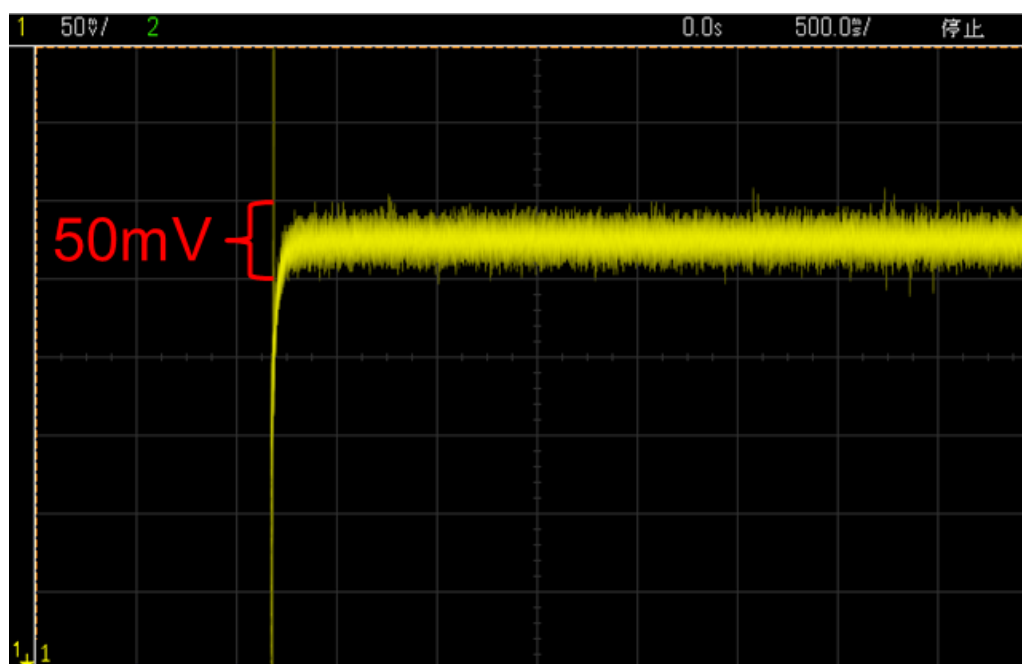


圖 4-3 從示波器中看到 50mV 雜訊

本研究將 Atmega38p、藍牙 4.0 (HM-10)，整合在生理信號擷取電路上，將擷取到的生理信號透過藍牙傳輸到手機 App 即時顯示，如圖 4-4 為實際使用之狀況。Atmega38p 的鮑率設定為 38400，相較於於使用藍牙 2.1 的生理信號擷取電路 [25]，藍牙 4.0 成本低許多，又因低功耗所以電路本身更加省電。在電路上多加了 LED 方便確認是否與 Android App 有連線成功，若是有連線成功燈會恆亮，沒有則會閃爍，如圖 4-5 近照所示。

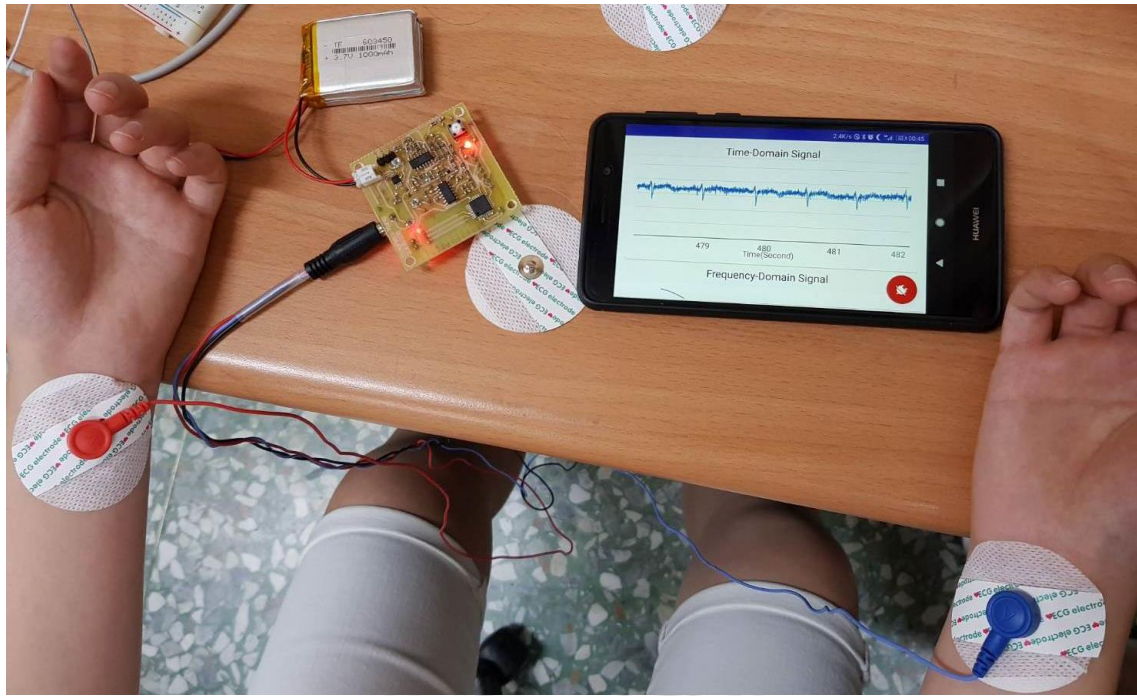


圖 4-4 電路整量測及顯示實際使用狀況

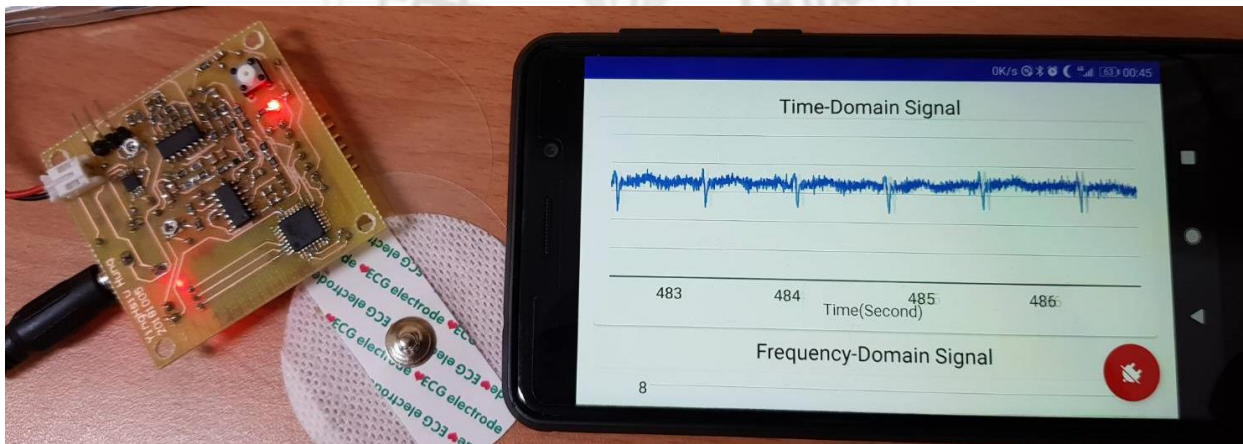


圖 4-5 電路實際使用近照

第5章 結論與未來展望

5.1 結論

本研究基於現今的醫療需求設計省電、價格便宜之生理訊號擷取電路，其特色為信號擷取頻帶範圍是 0.5Hz 至 1000Hz，是 ECG、EMG、EEG 三種生理信號都可以擷取到的頻帶，因此可測量多生理信號。相較於文獻中的生理信號擷取電路將無線傳輸硬體更換成藍牙 4.0 以及使用 Atmega328p，擁有即時傳輸、降低成本與節省用電之優點，實際硬體大小為 5cm×5cm 方便攜帶，電路花費也降低到 USD 17.236 元。

為讓裝置有穩定供電，設計數位式低壓差穩壓器電路，使用 MCU 取代了傳統的控制核心 Shift Register，且考慮到 NMOS 對於設計電路較困難之問題而選用 PMOS，使用 10 顆 PMOS 組成 PMOS Array。MCU 中的 BWA 演算法可以更有效的開關 PMOS Array，每顆 PMOS 之輸出電流都有用可變電阻調整，搭配 BWA 計算，依照所需電流需求開關 PMOS Array，始電壓維持在 $3.3V \pm 0.2V$ 之間達到有效率的電流控制，但還有 50mV 的雜訊需要解決。

核心控制與擷取傳輸使用 Atmega328p 當控制核心，其主要工作是 ADC 以及判斷當時生理信號擷取電路與 Android App 是否有連接成功，若有則會將類比信號轉換成數位信號，由擷取電路上的藍牙 4.0 傳輸到 App 即時顯示生理信號。

5.2 未來展望

因目前的生信號擷取電路本身還未有儲存空間，若將電路增加 SD 卡插槽儲存信號資料，當連結到 App 時再上傳儲存資料，即可省掉即時傳輸的功耗，也可以解決必須隨時都在傳輸裝置附近避免與 App 斷線的問題。另外電路板希望可以製作成軟式電路板，且將貼片與電路直接放在衣物內隱藏，讓使用更加簡易僅需套上不必在意貼片位置是否正確，也可以更加自在活動。

本研究雖然在數位式低壓差穩壓器有完成 BWA，但再調整演算法數值時要花費較多時間，在未來我們希望改用 Binary Search Algorithm (BSA)，利用此演算法自行去猜測變數數值，使在穩定 3.3V 以外的電壓也更加容易，不需要再依照穩壓需求不斷調整數值，達到更有效率的穩壓系統，提高數位式低壓差穩壓器之泛用性。為解決 50mV 的雜訊，應使用更加乾淨的獨立電源，像是鋰電池或是在電源乾淨的場域測量減低雜訊問題。另外現在的電路體積也較大，主要原因是使用了較大顆的可變電阻、電容，未來在硬體上可以使用 SMD 元件取代，以縮小電路大小。

參考文獻

- [1] 趙瑞芹 and 宋振峰, "亞健康問題的研究進展," *國外醫學. 社會醫學分冊*, vol. 19, no. 1, pp. 10-13, 2002.
- [2] Y. Yuehong, Y. Zeng, X. Chen, and Y. Fan, "The internet of things in healthcare: An overview," *Journal of Industrial Information Integration*, vol. 1, pp. 3-13, 2016.
- [3] H. Alemdar and C. Ersoy, "Wireless sensor networks for healthcare: A survey," *Computer networks*, vol. 54, no. 15, pp. 2688-2710, 2010.
- [4] M. B. Hamel, N. G. Cortez, I. G. Cohen, and A. S. Kesselheim, "FDA regulation of mobile health technologies," *The New England journal of medicine*, vol. 371, no. 4, p. 372, 2014.
- [5] 台灣衛生福利部食品藥物管理署. (2018). 藥事法. Available: <https://law.moj.gov.tw/LawClass/LawAll.aspx?pcode=L0030001>
- [6] 范仁志. (2018). 醫療級穿戴式裝置市場規模 2021 年可達 105 億美元. Available: https://www.digitimes.com.tw/iot/article.asp?cat=158&id=0000534989_61PLYMSF7YCQJ4LJ3UCSX
- [7] C. Gomez, J. Oller, and J. Paradells, "Overview and evaluation of bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology," *Sensors*, vol. 12, no. 9, pp. 11734-11753, 2012.
- [8] *Wi-Fi alliance: Wi-Fi direct* Available: <http://developer.android.com/guide/topics/connectivity/wifip2p.html>.
- [9] S. C. Ergen, "ZigBee/IEEE 802.15.4 Summary," *UC Berkeley, September*, vol. 10, p. 17, 2004.

- [10] A. B. Arsenault, D. A. Winter, and R. G. Marteniuk, "Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study," *Ergonomics*, vol. 29, no. 5, pp. 665-676, 1986.
- [11] L. M. Vaca Benitez, M. Tabie, N. Will, S. Schmidt, M. Jordan, and E. A. Kirchner, "Exoskeleton technology in rehabilitation: Towards an EMG-based orthosis system for upper limb neuromotor rehabilitation," *Journal of Robotics*, vol. 2013, 2013.
- [12] S. Gradl, P. Kugler, C. Lohmüller, and B. Eskofier, "Real-time ECG monitoring and arrhythmia detection using Android-based mobile devices," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2452-2455: IEEE, 2012.
- [13] D. Xiao and W. Zhang, "Electroencephalogram based brain concentration and its human computer interface application," in *2015 IEEE International Conference on Computer and Communications (ICCC)*, pp. 21-24: IEEE, 2015.
- [14] 中華民國衛生福利部. (2018). 106 年國人死因統計結果. Available: <https://www.mohw.gov.tw/cp-16-41794-1.html>
- [15] 盧映慈. (2018). 一般心電圖只有 50% 準確度！心臟病要做什麼檢查才有效？. Available: <https://heho.com.tw/archives/23277>
- [16] 許方維, "基於穿戴式裝置之 PPG 與 ECG 於不同姿勢心率異變性關聯性分析," 碩士學位論文, 國立台北科技大學, 電子工程系研究所, 2016.
- [17] Y.-H. Lee *et al.*, "A low quiescent current asynchronous digital-LDO with PLL-modulated fast-DVS power management in 40 nm SoC for MIPS

- performance improvement," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 48, no. 4, pp. 1018-1030, 2013.
- [18] VISHAY. (2013). *IRFR9010 Datasheet*. Available: <https://www.vishay.com/docs/91378/sihfr901.pdf>
- [19] infineon. (2012). *BSS126 Datasheet*. Available: https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-BSS126-DS-v02_01-en.pdf?fileId=db3a304330f6860601310483af163eba
- [20] 蘇柏源, 林明杰, 孫翊嘉, 廖怡欽, and 賴信志, "以肌電為基礎之互動遊戲研製," 南華大學, 資訊工程學系, 2016.
- [21] T. J. A. o. h. f. t. c. l. d. s. t. p. l. d. s. i. p. Instruments, "Ina333 datasheet," 2003.
- [22] Semiconductor and O.N., "LM393 Datasheet," ed, 2006.
- [23] A. J. A. A. Cooperation, "Atmel atmega328p datasheet," vol. 26, pp. 2018, 2011.
- [24] D. TECH., "HM-10 Datasheet," 2017.
- [25] S.-C. Lai, Y.-H. Hung, and Y.-T. Chang, "Low-cost prototype design of biomedical sensing device for ECG and EMG signal acquisition system," in *2018 International Conference BIOMDLORE*, pp. 1-2: IEEE, 2018.
- [26] MICROCHIP., "MCP6071/2/4 Datasheet," 2009.
- [27] C. L. Protections, "200 mA, Ultra-Low Quiescent Current, IQ 12 μ A, Ultra-Low Noise, Low Dropout Regulator," 2013.