

國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程研究所

碩士論文



Institute of Biomedical Engineering

College of Medicine and College Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

智慧型手機作為穿戴式心電圖記錄器

Smartphone-based Wearable ECG Recorder

李佳芯

Chia-Hsin Lee

指導教授：趙福杉 博士

Advisor: Fu-Shan Jaw, Ph.D.

中華民國 111 年 6 月

June, 2022

誌謝



碩班生涯中，首先要感謝我的指導教授趙福杉老師。在研究的過程中遇到無數的問題，老師總是有耐心的教導我、支持我，帶領我一步步解決問題，順利完成口試及論文。感謝實驗室的學長姐，在我剛進入實驗室的時候帶我了解實驗室，讓我能快速進入狀況，在我遇到困難時也不厭其煩地幫我解惑。也感謝所辦宇寧姐及小慈，協助我處理各項行政事務，讓口試過程更加順利。另外，也要感謝口試委員曾乙立老師、高瑀絜老師、陳光萱老師在百忙之中對本論文提供寶貴的建議，使本論文更加完善。

同窗好友芳瑜、佩珊，我們一起經歷過碩士生活中的喜怒哀樂，無論是研究上的協助或是生活中的陪伴，我們總是互相鼓勵、支持。無論遇到甚麼事情，你們也總能給我許多建議、幫助。感謝你們這段時間的陪伴，有你們讓我的碩士生涯更加豐富、精彩！願未來我們也能繼續互相扶持、成長。

最後，我要感謝我的家人，謝謝你們一路上的栽培，如果不是你們在我求學中全力的支持與鼓勵，讓我能心無旁騖的讀書，就沒有今天的我，更不可能順利完成學業。在此將這份榮耀獻給我最親愛的家人。

李佳芯 謹致

2022.07.01

中文摘要



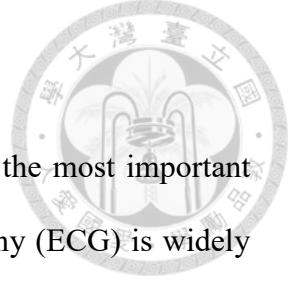
心臟疾病為全球最大死因，是現代人不容忽視的問題。在眾多的診斷方法中，心電圖由於具有非侵入性及連續量測之優點而成為最廣泛的應用。本文探討智慧型手機作為穿戴式心電圖記錄器之系統。本系統量測第二導程(Lead II)之心電圖(Electrocardiography, ECG)訊號，並透過 2.4 GHz 無線傳輸技術，實現以手機即時觀看心電圖波形，成為一套個人化的穿戴式心電圖記錄器系統。

本系統由類比心電圖量測電路、EPS32 DEVKIT V1 開發板及智慧型手機之 APP 所組成。在硬體方面採用 ESP-32 作為主控晶片，其中內含了類比數位轉換器(Analog-to-Digital Converter, ADC)及 Wi-Fi、藍牙雙模組，可以將類比心電圖的訊號數位化，並傳輸至智慧型手機端。使用者介面以示波器之形式呈現，操作方式及畫面呈現皆與示波器相似。直覺式的操作方式，簡單、易上手，大幅降低使用者之學習難度。

本系統低功率電路與小型化設計，達成了一個低功率消耗、精巧便於攜帶之穿戴式心電圖即時記錄系統，有利於穿戴式無線傳輸記錄系統之應用。期許本系統的完成，能提供醫療器材應用於物聯網(Internet of Things, IOT)之可能性，對未來醫護人員使用穿戴式醫療器材有所助益。

關鍵字：智慧型手機、穿戴式、心電圖

Abstract



Heart disease is the major cause of death in the world, and is the most important issues. Among the many diagnostic methods, the Electrocardiography (ECG) is widely used due to its a non-invasive nature of measurement. This study aims to develop a wearable ECG recorder system based on a smartphone. This system measures the Lead II ECG signal. Through the 2.4 GHz wireless transmission technology, the recorded ECG were displayed on a smartphone, and then tuning the smartphone into a personalized wearable ECG recorder system.

This system consists of an amplifier and filter circuits, EPS32 DEVKIT V1 development board, and an APP for smartphones. The ESP-32 is used as the main control chip, which contains an analog-to-digital converter (ADC), Wi-Fi, and Bluetooth modules. It can digitize the ECG signal and then transmitted wirelessly to the smartphone. The user interface is designed in analogous to the operation of an oscilloscope. Operation and screen display are very similar to an oscilloscope. The operation is simple and easy to use, which greatly reduces the learning difficulty of users.

A wearable ECG real-time recording system with low-power consumption, compact and easy to carry were implemented in this thesis. The system will provide the possibility of applying medical equipment to the Internet of Things (IOT), which will be helpful for medical staff to use wearable medical equipment in the future.

Keywords: Smartphone, Wearable, ECG

目錄



口試委員會審定書	1
誌謝	ii
中文摘要	iii
Abstract	iv
圖目錄	vii
表目錄	ix
第一章、緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究動機及目的	3
第二章、研究方法與系統設計	4
2.1 系統架構	4
2.2 設計考量	5
第三章、實驗結果	11
3.1 系統之電路設計	11
3.2 使用者介面	16
3.3 系統外觀	20
3.4 實際量測結果	21
第四章、討論	23
4.1 選擇適當參考電壓之重要性	23
4.2 醫療儀器於物聯網之應用	25
4.3 示波器 APP 之應用	26

4.4 右腹直接接地	27
4.5 導線及外殼接地	29
第五章、結論	30
參考文獻	31



圖目錄



圖 1. 系統架構圖	4
圖 2. 各主要電路之串接方式	5
圖 3. 心電圖十二導程	6
圖 4. 電極貼片記錄位置	6
圖 5. 心臟電氣傳導圖	7
圖 6. 三個運算放大器作為儀表放大器	9
圖 7. ESP-32 DEVKIT V1 開發板	10
圖 8. 心電圖量測電路	11
圖 9. 參考地電位電路	12
圖 10. 儀表放大器電路	13
圖 11. 濾波器電路圖	14
圖 12. ESP-32 硬體線路圖	15
圖 13. 使用者介面	16
圖 14. 使用多通道示意圖	17
圖 15. 示波器操作	18
圖 16. 系統操作流程圖	19
圖 17. 系統外觀圖	20
圖 18. 心電圖量測成果呈現	21
圖 19. 心電量測電路類比輸出端之實際量測頻率響應圖	22
圖 20. 以供應電壓之一半作為參考地電位之電路	23
圖 21. 正負半週電壓輸出範圍不對稱	24



圖 22. 含右腳驅動電路之放大器	27
圖 23. 使用右腳驅動電路之波形輸出	27
圖 24. 不含右腳驅動電路之放大器	28
圖 25. 導線及電路外殼皆以鋁箔紙包裹接地	29

表目錄



表 1. 2019 年世界前三大死因	1
表 2. 2020 年台灣前三大死因	1
表 3. 頻率響應圖重要量測點.....	22

第一章、緒論



1.1 研究背景

現代人因為生活作息不正常、精緻飲食及工作壓力大等因素，心臟病患者年齡層逐漸下降。根據世界衛生組織(World Health Organization, WHO)在 2020 年發布的《2019 年全球衛生估計報告》。過去 20 年來，心臟病死亡人數增加 200 多萬例，2019 年已增至近 900 萬人，約佔死亡總數的 16%，為當年全球最大死因(如表 1 所示)[1]。而衛生福利部在《109 年國人死因統計結果》中亦表示，心臟疾病(不含高血壓性疾病)僅次於癌症，為臺灣第二大死因，佔死亡總數的 12%(如表 2 所示)，每十萬人中就有 86.7 人因心臟疾病而過世[2]。心臟疾病對現代人的威脅可見一斑，因此檢測心臟疾病為臨床上重要的議題。

順位	所有死亡原因	占死亡人數百分比
1	缺血性心臟病	16%
2	中風	11%
3	慢性阻塞性肺病	6%

表 1. 2019 年世界前三大死因[1]

順位	所有死亡原因	占死亡人數百分比
1	癌症	29%
2	心臟疾病 (高血壓性疾病除外)	12%
3	肺炎	8%

表 2. 2020 年台灣前三大死因[2]

目前臨床上最常見的心臟檢驗方式主要可分為：抽血檢查(Blood Test)、心電圖及心臟超音波(Echocardiography)三大項。抽血檢查主要是檢驗血液中是否有和心肌損傷相關的物質，如：心肌酵素上升。為一種侵入式檢驗且須等待檢驗報告，不易立即獲得結果。心電圖可以記錄心臟電位變化、顯現心臟傳導及心肌狀態，基本的心臟資訊如：脈搏、心臟電位變化等，都能由心電圖結果得知，針對心律不整及心肌梗塞有明顯的判斷特徵，是一種非侵入性且方便、快速的心臟檢測方法。而心臟超音波可以評估心臟結構及功能，特別是心肌厚度及動態收縮。注射顯影劑之後可以更清楚看到心肌內層的邊緣，用以評估心肌灌注及微小血管之阻塞情形。心臟超音波雖然與心電圖同為非侵入式檢驗，但其價格較昂貴且不普及，因資料量大



也難以執行連續監測。綜觀三種診斷方式，僅有心電圖囊括非侵入性、即時、便宜、普及性高且可連續監測等優點。因此被視為重要的診斷依據，無論是急診室或加護病房，都是不可或缺的重要儀器。亦是三項檢測項目中，最有機會達成穿戴式需求的診斷儀器。

而近年來，嚴重特殊傳染性肺炎(COVID-19)肆虐，遠距照護需求大增。世界衛生組織在另一項統計資料中指出，全球的心臟病患者，至少有 2000 萬人出院後仍有持續監控心臟動態之必要。相較於其他疾病，心臟疾病對診斷的即時性有較高的要求。因此與其相關的生理參數，例如：脈搏、心電圖、血壓等皆成為量測重點。因而彰顯穿戴式心臟活動監控系統的重要性。



1.2 研究動機及目的

目前市面上常見的心電圖儀器大多體積較大且為有線傳輸。因此我們以穿戴式及無線傳輸為出發點，設計一套省電且小型的心電圖記錄系統。考慮到物聯網的興起與個人手機 APP 之普及，本研究利用智慧型手機平台，透過無線傳輸接收穿戴式心電圖記錄器的訊號，搭配淺顯易懂的使用者介面，讓醫護人員及病患方便攜帶，隨時隨地掌握病患的身體狀況。

第二章、研究方法與系統設計



本系統為達成穿戴式需求，必須滿足兩個基本條件：首先是硬體空間不可過大，以達到穿戴式的目的；其次是功率消耗必須盡可能降低，因此我們需要設計出省電且輕薄短小的心電圖記錄器。

本研究將設計量測心電訊號之放大、濾波電路及用於去除單電源供電(Single Supply)之耦合電容的參考地電壓電路。經由 ESP-32 開發板取樣，並透過無線傳輸將訊號傳至智慧型手機，顯示於 APP 中。其中，硬體前處理之電路設計，從放大器之放大倍率配置、濾波器之濾波頻帶乃至各元件之選擇，皆為本研究之設計考量。並撰寫程式，設計一直覺式使用者介面，量測同時即時顯示心電圖訊號，以利醫療人員即時做出診斷。

2.1 系統架構

本研究之系統架構圖如圖 1 所示，主要分為硬體及軟體使用者介面兩個部分。本研究之心電訊號量測使用鈕扣式氯化銀(Ag/AgCl)電極貼片，此種電極攜帶方便，適合作為穿戴式使用，貼片表面含有膠狀電解物質，其作為皮膚與電極間之介面，可使電極更加貼合皮膚，以降低皮膚與感測器間之阻抗，增加量測訊號之穩定性。心電訊號經鈕扣式訊號線傳輸至放大、濾波電路中，做訊號增益及頻寬的調整。再透過 ESP-32 開發板上的類比數位轉換器將訊號擷取至開發板，最後通過藍牙(Bluetooth)無線傳輸至手機端，並以使用者介面顯示。

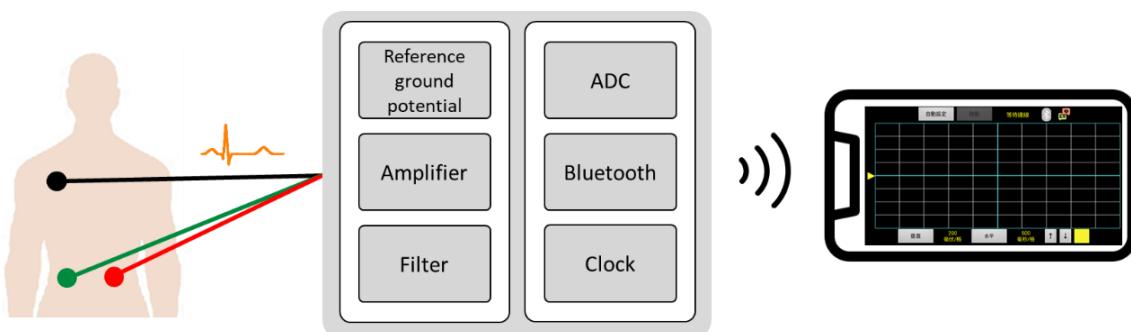


圖 1. 系統架構圖



2.2 設計考量

因應穿戴式的需求，整個系統將以低功耗及體積小作為設計考量。盡可能採用體積較小、較省電的元件及電路設計。一般而言，生理訊號非常微弱，訊雜比很低，實際量測心電訊號時，通常會伴隨很大的共模電壓。因此，第一級放大器需要有很高的共模拒斥比，以抑制訊號中的共模成分，提升量測電路排除共模雜訊的能力。心電訊號主要頻帶介於 0.05 Hz ~ 150 Hz [3]，因此我們將透過高通濾波器(High-pass Filter)及低通濾波器(Low-pass Filter)，針對心電訊號頻帶範圍作限制，濾除心電訊號之外的雜訊，各主要電路之串接方式如圖 2 所示。

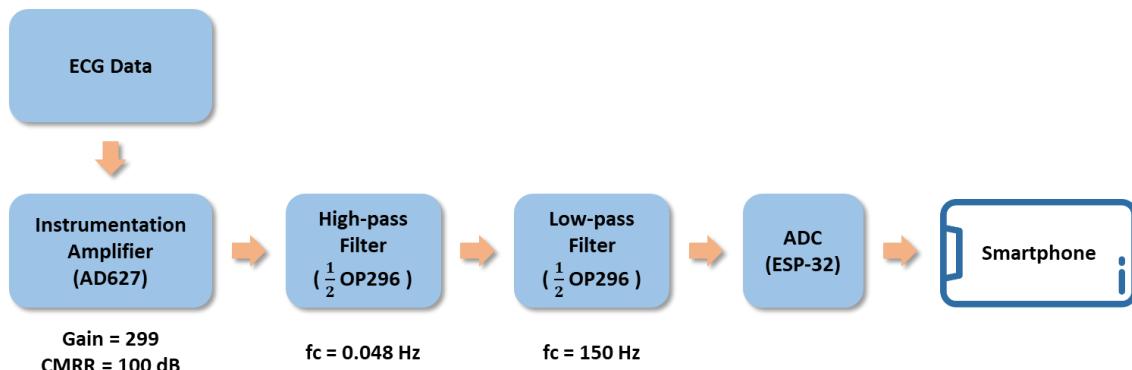


圖 2. 各主要電路之串接方式

2.1.1 心電圖導程之選擇

一般常見的心電圖至多使用十二導程(12-Lead) (如圖 3 所示) [4]，受測者須在胸口和四肢貼上 10 個電極貼片，連接到心電圖儀器。藉由不同部位的電極貼片，可以蒐集到不同方向、角度的電位變化。

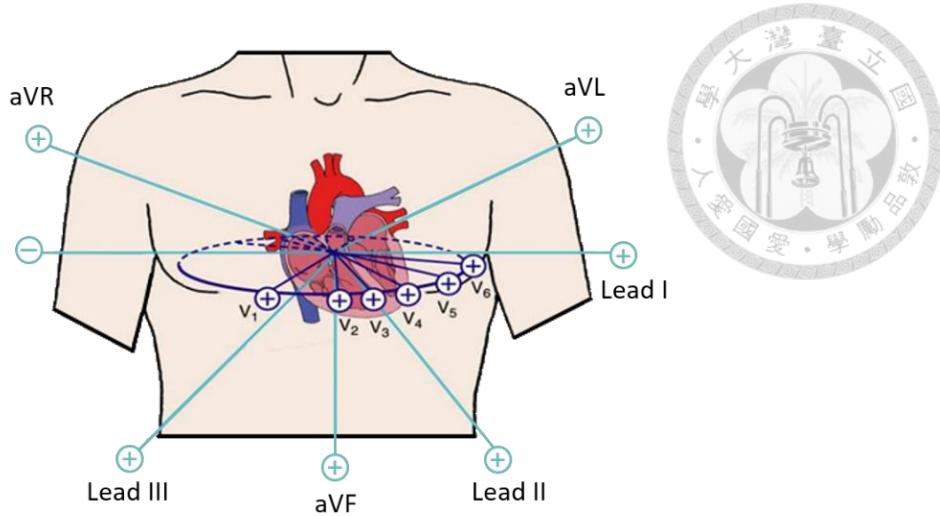


圖 3. 心電圖十二導程[4]

在僅有一個導程的前提下，第二導程可以測得絕大部分心臟節律相關的資訊，為單一導程的最佳選擇，因此本研究選用第二導程，電極貼片位置如圖 4 所示。

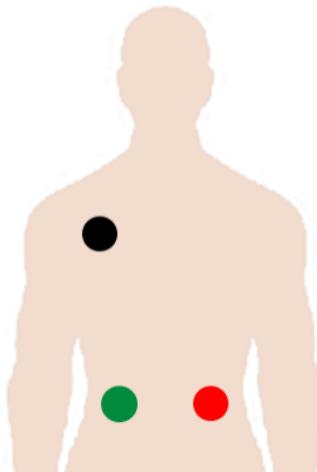


圖 4. 電極貼片記錄位置

一般來說，正常的心電圖第二導程有 PQRST 等五大特徵。當竇房結(SA Node)發出神經衝動，使心房去極化，就會產生 P 波。神經衝動沿著房室節(AV Node)、希氏束(His Bundle)，一路傳導到蒲金氏纖維(Purkinje Fibers)後，心室會去極化，產生 QRS 波組。最後，當心室再極化時就會產生 T 波(如圖 5 所示)。因此我們可以透過 PR 間期(P-R Interval)判斷出心臟的神經傳導狀態是否正常。也能透過 ST 節段(ST Segment)的變化，判斷心臟收縮的狀態，確認是否有心肌梗塞的徵兆。

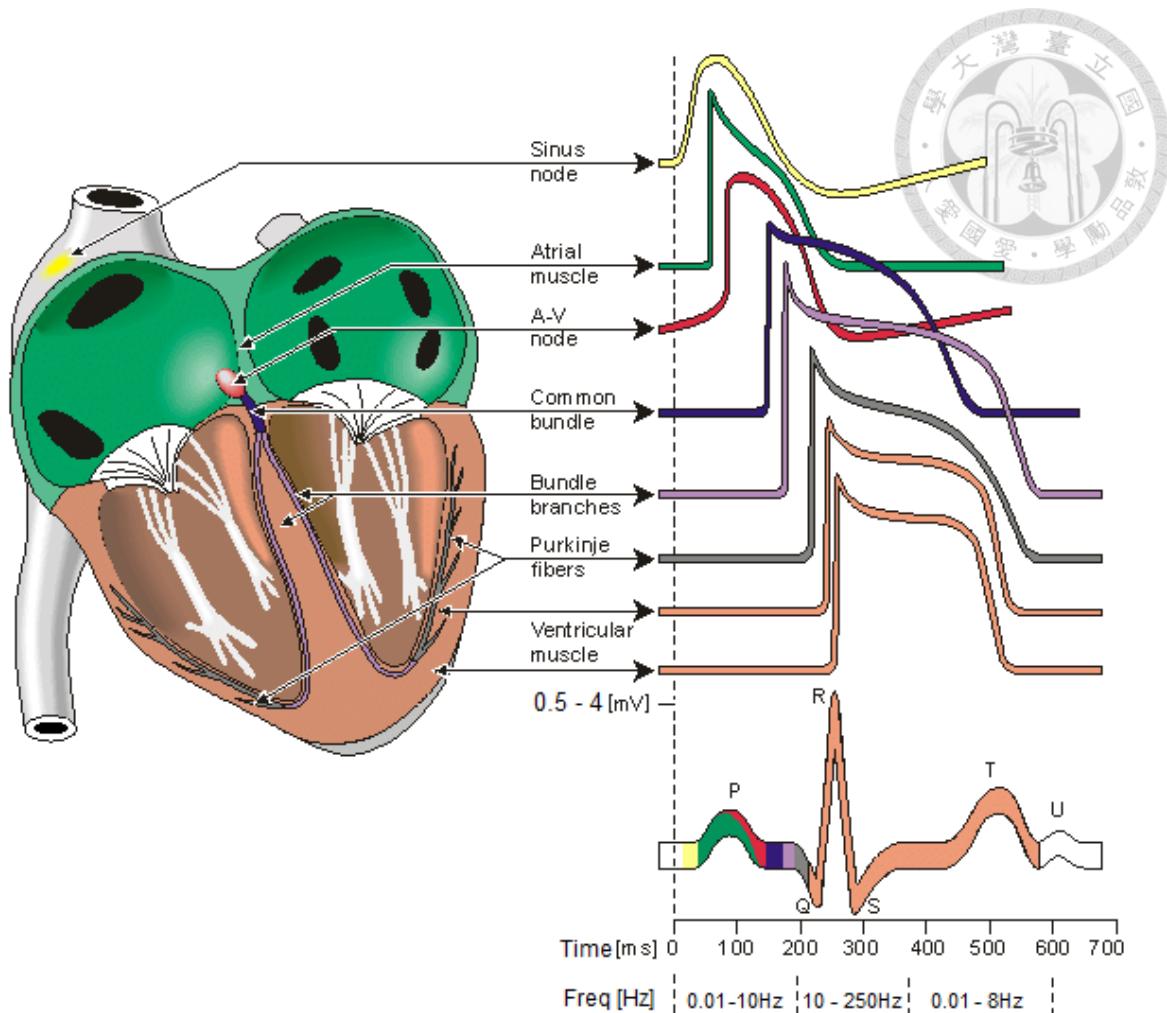


圖 5. 心臟電氣傳導圖[5]

2.1.2 參考地電位設置之考量

本系統使用單電源供電。相較於雙電源供電，單電源供電可以讓尺寸更小、重量更輕、成本更低。但是單電源供電，訊號的輸入及輸出端，皆需要耦合電容來阻隔直流電壓。若使用直接耦合則不需要耦合電容，可以增加輸入阻抗，且具有良好的低頻特性，也能降低成本、節省體積。此外，心電訊號具有正負半週，而單電源供電僅有正極沒有負極，會導致心電訊號負半週被截斷。因此本研究在單電源的基礎上，設置參考地電位。如此一來，可以省去耦合電容，並提供心電訊號完整正負半週的電壓輸出範圍。



2.1.3 放大器設計之考量

由於生理訊號微弱且體表有非常大的阻抗，為抑制共模電壓，第一級放大器需要有很高的共模拒斥比。因此第一級放大器的部分，本研究採用儀表放大器對心電訊號進行放大。此外，由於我們將使用直接耦合，當輸入訊號不是以零電位作為參考地電位時，參考地電位與零電位的差值將隨訊號一起放大，因此我們需要去除抵補電壓(Offset Voltage)。

2.1.4 濾波器設計之考量

由於省電及體積的考量，我們希望使用最少的運算放大器(Operational Amplifier, OP)來達成濾波的需求。心電訊號主要頻帶介於 $0.05\text{ Hz} \sim 150\text{ Hz}$ ，為符合心電圖訊號之要求，我們需要良好的暫態響應(Transient Response)，並將低通濾波器的截止頻率(Cutoff Frequency)設置在 150 Hz ，以濾除心電訊號之外的雜訊。

2.1.5 使用者介面設計之考量

使用者介面的部份，我們的設計考量為，提供一個對使用者友善(User-friendly)的介面。利用直覺式的操作方式，盡可能減少使用者學習的時間。而一般最常見的觀察波形介面即為示波器。因此本系統將以示波器為原型，開發一個方便使用的使用者介面，以求使用者能快速上手，降低介面轉換的陣痛期。

2.1.6 元件及儀器的選擇考量

- **儀表放大器**

儀表放大器為接收訊號之第一級放大器，其抗雜訊能力相當重要，需要抑制來自訊號源及導線所產生的雜訊。一般使用三個運算放大器組成儀表放大器(Three-

Op Amp Instrumentation Amplifiers)，其具備高輸入阻抗及低輸出阻抗之特性，但電路中的電阻需要由設計者自行匹配(如圖 6 所示) [6]。即使使用相同大小的電阻，仍可能因生產環境等因素，造成電阻間有無法忽視的差異。電阻不匹配會造成共模電壓因電路不對稱，無法被差動放大器完整抵銷，進而導致 CMRR 降低。

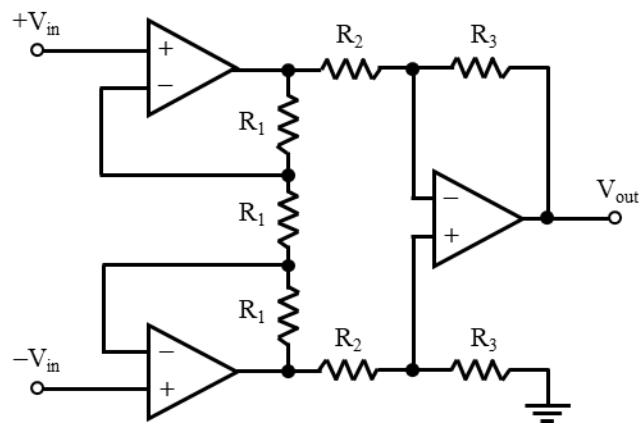


圖 6. 三個運算放大器作為儀表放大器

為避免以上的問題，我們將選用 AD627 儀表放大器。其為低功耗軌對軌(rail-to-rail)儀表放大器，工作電壓範圍非常大，高至 18 V 雙電源供電，低至 2.2 V 單電源供電。可藉由外部電阻(R_G)的配置，改變放大器增益。具有良好的輸出驅動能力，輸入阻抗高達 $20\text{ G}\Omega$ ，且最大工作電流僅 $85\text{ }\mu\text{A}$ ，在極低功率的操作下，共模拒斥比仍可提升至 $100\text{ dB}(G=+300)$ 。適合用於放大心電及腦電訊號，符合本研究心電圖訊號量測之需求。

• 運算放大器

本研究使用之放大器為 OP296 通用運算放大器。其為低功耗軌對軌運算放大器，工作電壓由單電源供電，可接受 3 V 至 12 V。一個晶片內含兩個放大器，單一放大器最多只需消耗 $60\text{ }\mu\text{A}$ ，且有低失真、低雜訊的優點。適合用於可攜式系統。

- 開發板



心電訊號等生理訊號皆為類比訊號，需透過數位類比轉換器將訊號擷取，轉換為數位訊號，才能透過藍牙無線傳輸至智慧型手機。類比數位轉換器及無線傳輸的部分，本論文採用 ESP-32 Devkit V1 開發板(如圖 7 所示)。它使用低成本、低功耗的單晶片微控制器(Xtensa® 32-bit LX6 microprocessor)。整合 Wi-Fi 及經典、低功耗雙模藍牙，並內建射頻(Radio frequency, RF)天線，且擁有多達 18 個 12 位元(12-bit)循續漸近式類比數位轉換器(Successive-approximation ADC, SAR ADC)，即使將系統擴增為 12 導程心電圖亦沒有問題。工作電壓可由 3.3 V 接腳、VIN 接腳以及 Micro USB 接頭三個位置輸入，此外，3.3 V 接腳及 VIN 接腳亦可作為電壓輸出接腳。

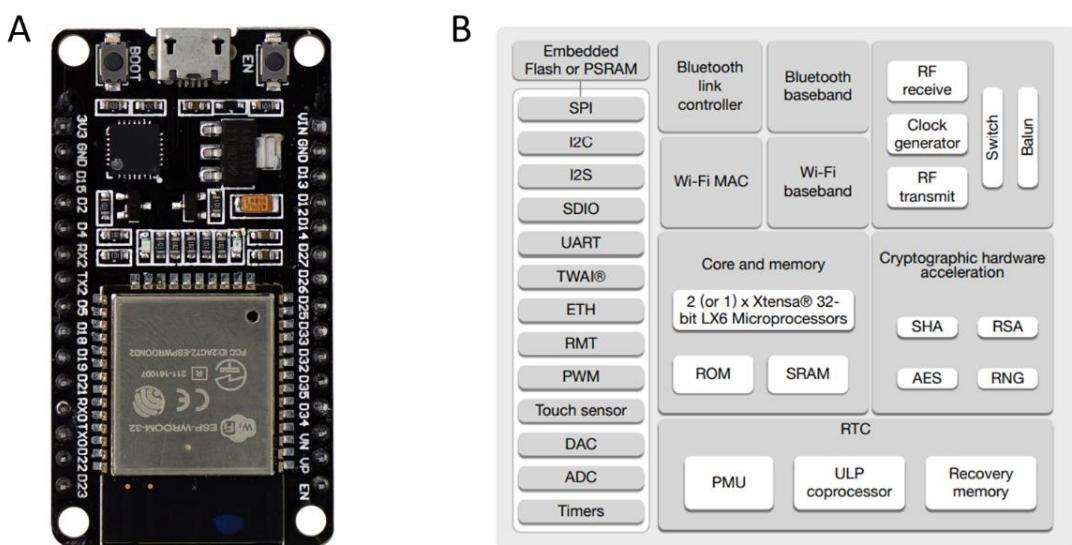


圖 7. ESP-32 Devkit V1 開發板(A)外觀 (B)功能區塊圖

第三章、實驗結果



3.1 系統之電路設計

本研究之心電圖量測電路如圖 8 所示。以分壓方式產生參考地電位，再透過運算放大器(OP296)濾除高頻雜訊，確保提供後續心電圖量測電路穩定的參考地電位。量測電路使用儀表放大器(AD627)為第一級差動放大器，心電訊號由 $+V_{in}$ 及 $-V_{in}$ 輸入，增益為 299 倍。經兩個運算放大器(OP296)做直流抵補及濾波，頻寬為 0.048 Hz 至 150 Hz。使用開發板 3.3 V 接腳提供各部分之工作電壓，供電電壓皆為 3.3 V。

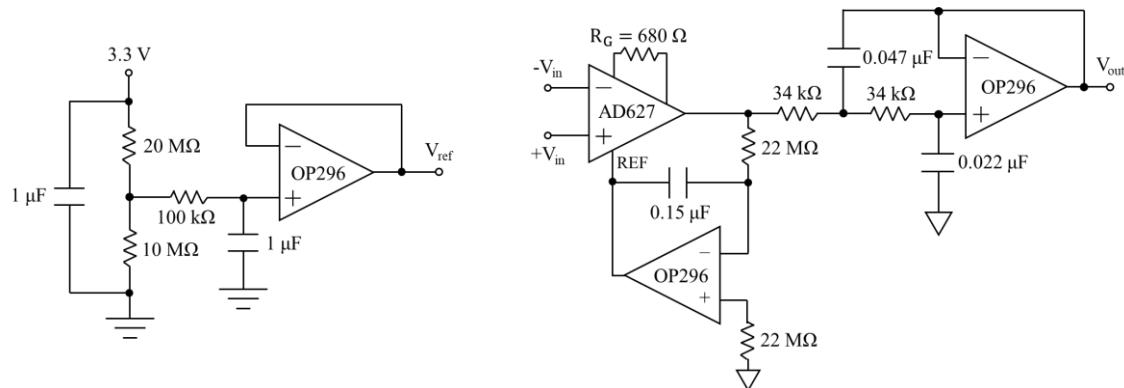


圖 8. 心電圖量測電路

3.1.1 參考地電位電路

單電源供電時，為了使用直接耦合，增加系統輸入阻抗、避免耦合電容對輸入阻抗的影響，我們必須產生參考地電位。藉此省去耦合電容，並提供心電訊號負半週的電壓輸出範圍。

圖 9 為本系統之參考地電位電路，我們將參考地電位設置在 1.1 V。後端使用運算放大器(OP296)以緩衝放大器的方式連接，藉此降低輸出阻抗。由於參考地電位本身並不需要提供電路電流，因此在確保能驅動 OP296 的前提下，為達省電效

能，我們使用 $10\text{ M}\Omega$ 及 $20\text{ M}\Omega$ 的電阻來進行分壓，降低電流損耗。考量到電源端引入高頻雜訊對輸出端可能帶來的影響，我們將分壓後的參考地電位進行一階低通濾波，截止頻率設為 0.023 Hz 。以此確保參考地電位為穩定且低雜訊的直流電壓。

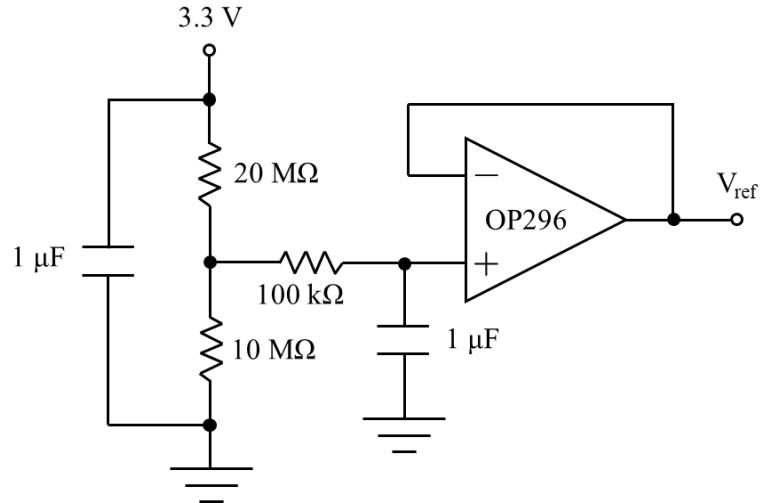


圖 9. 參考地電位電路

3.1.2 放大器

本研究之目的為量測心電訊號，因此必須針對心電訊號設計適當之電路參數。根據其訊號特性、參考文獻之評估，採用 $0.05\text{ Hz} \sim 150\text{ Hz}$ 之頻帶設計。放大倍率方面，本系統在 3.3 V 供應電壓源及 ESP-32 開發板之綜合考量下，此處選用 299 倍之放大倍率。

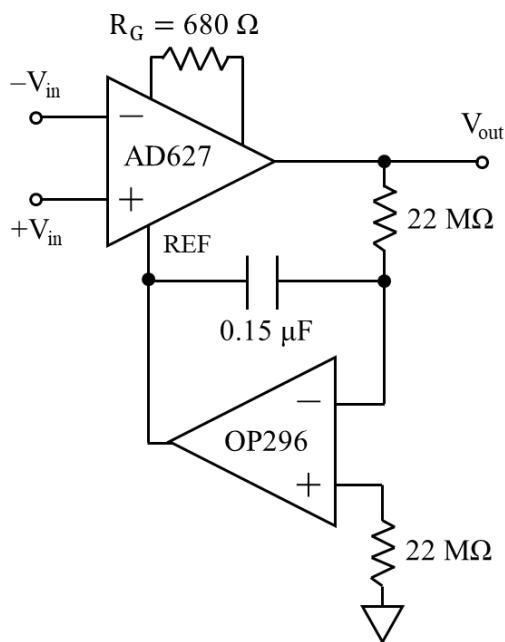


圖 10. 儀表放大器電路

圖 10 為儀表放大器的詳細電路圖，此部分由低功率儀表放大器(AD627)及通用運算放大器(OP296)達成。此儀表放大器的放大倍率公式如(3.1)式所示，我們利用外部電阻(R_G)將放大倍率配置為 299 倍。

$$Gain = 5 + \frac{200 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (3.1)$$

由於本系統使用直接耦合，當輸入訊號不是以零電位作為參考時，參考地電位與零電位的差值將隨訊號一起放大。因此我們透過積分器(Integrator)組成回授電路，將儀表放大器之輸出電壓回授到參考電壓(Reference Voltage)端，作為直流抑制(DC suppression)電路的設置[7]，以抑制差動直流電壓、進行直流抵補，再次提高系統之輸入阻抗及 CMRR。也藉由積分器形成一階高通濾波器，將 0.048 Hz 以下的雜訊濾除。此處使用的儀表放大器(AD627)和運算放大器(OP296)兩者最高工作電流相加僅有 $145 \mu\text{A}$ ，最高工作瓦數僅有 $475 \mu\text{W}$ 。



3.1.3 濾波器

由於 Butterworth 濾波器在通帶(Passband)極為平坦、無漣波的特性，因此一般心電圖常用 Butterworth 濾波器進行濾波。但相較於 Chebyshev 濾波器，Butterworth 濾波器的衰減率較低，需要較高的階數才能達到與 Chebyshev 濾波器相同的衰減率。因此綜合電路體積及暫態響應的考量，本研究採用二階 Chebyshev 低通濾波器。它可以在使用同樣使用一個放大器的前提下，提供更高的衰減，且暫態響應較佳，也可以節省三階 Butterworth 濾波器所需要增加的電容、電阻體積。

但考慮到心電圖的頻帶低頻較多，因此我們使用 0.01 dB Chebyshev 低通濾波器(截止頻率為 150 Hz)，0.01 dB Chebyshev 濾波器漣波極小，幾乎不影響 ECG 判讀，卻可在同樣的階數下提供更佳的衰減率。

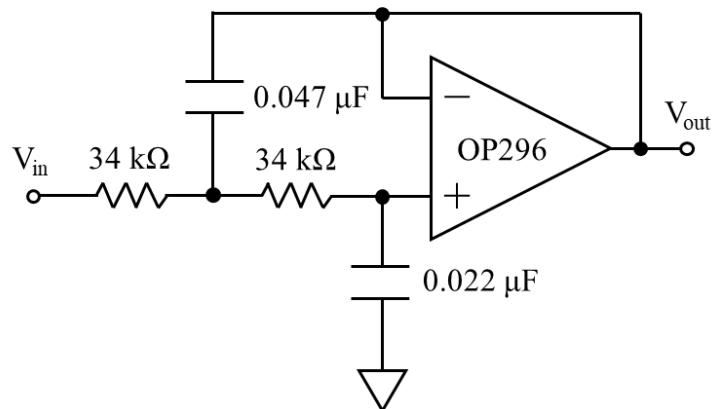


圖 11. 濾波器電路圖

3.1.4 ESP-32 開發板

圖 12 為 ESP-32 之硬體接線圖，我們使用 Micro USB(5 V)為 ESP-32 開發板供電。由於此開發板的 ADC 輸入引腳最高可承受電壓為 3.3 V，因此我們利用 ESP-32 內部的 DC/DC 轉換器(DC-DC Converter)，將 Micro USB 供給的 5 V 轉換成 3.3 V，再透過 3.3 V 接腳將電壓輸出給心電圖量測電路。如此一來量測電路最高輸出電壓必定不會大於 3.3 V，可節省保護電路，節省體積、降低功耗。

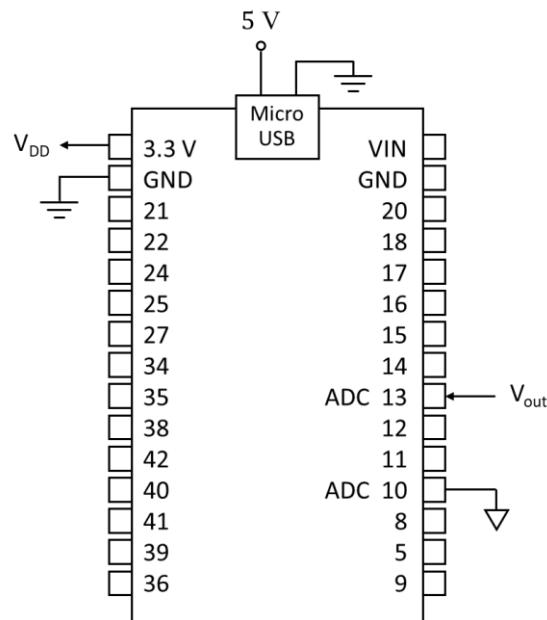


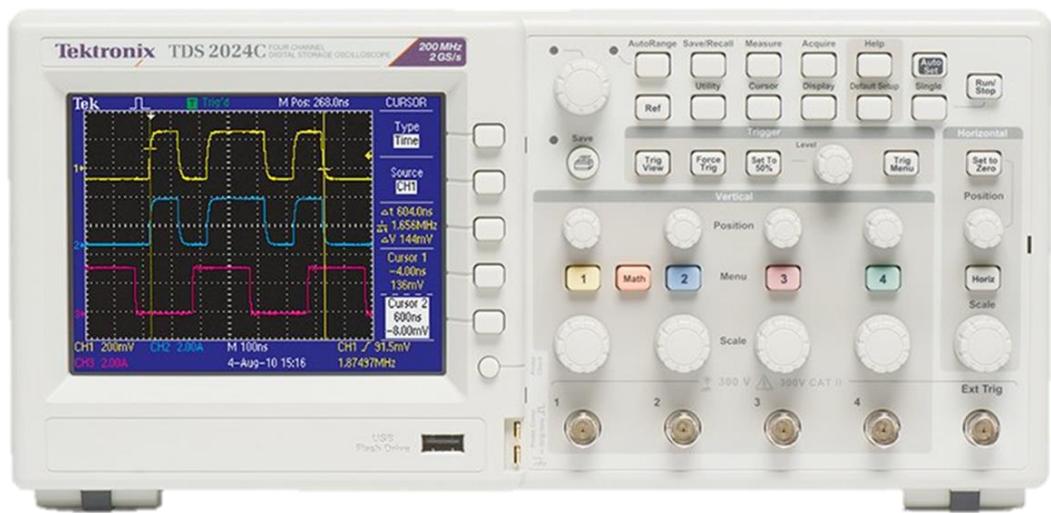
圖 12. ESP-32 硬體線路圖

此開發板的類比數位轉換器解析度為 12bits，解析度預設範圍為 0 V 至 3.3 V，但正常情況下，本系統之量測電路最高輸出電壓為 2V 以下，因此我們設定 6 dB 之衰減，將解析度範圍調整為 0 V 至 2 V，以提升類比數位轉換器之靈敏度。並將心電訊號及參考地電位分別透過 ADC 引腳擷取至開發板中。

3.2 使用者介面

本系統之使用者介面以 Tektronix® TDS 2024C 示波器為參考範本，無論是操作方式或是畫面顯示，皆與此示波器類似(如圖 13 所示)，以求使用者能快速上手，降低學習介面的時間。

A



B

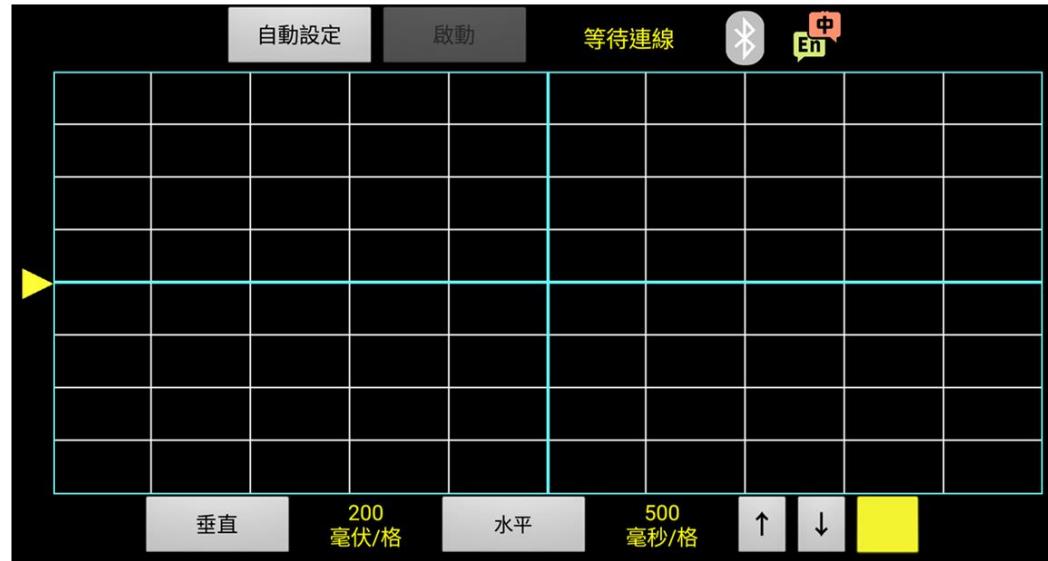


圖 13. (A)參考之示波器原型(TDS2024C) (B)使用者介面

本軟體可接收多通道之訊號，畫面設計與一般示波器相同，水平向為 10 格，垂直向為 8 格。通道設定部份，此示波器以不同顏色的按鈕來區分各個通道，手機

介面為求畫面簡潔，僅使用一個方塊作為設置不同通道的按鈕。點選此方塊時，會切換不同顏色，當前的顏色即表示目前可調控的通道。(如圖 14 所示)

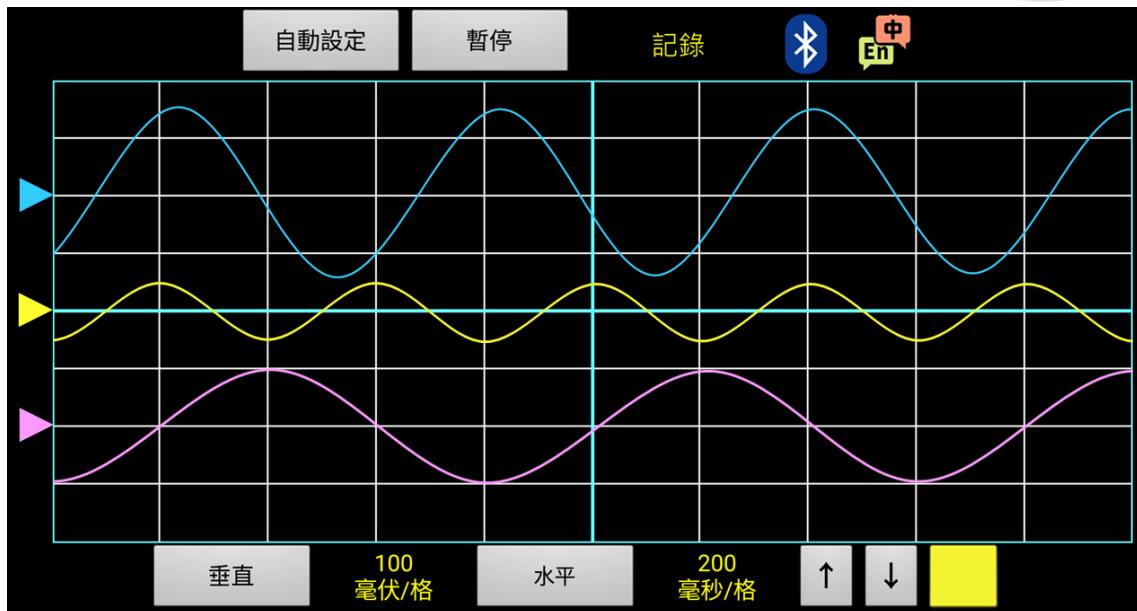


圖 14. 使用多通道示意圖

靈敏度調整的部分，可分為垂直刻度與水平刻度，採用一般示波器常見的調節方式，以 1、2、5、10 為級距之調整方式。垂直接鈕的功用與此示波器各通道按鍵下方的旋鈕相同，僅需將色塊調整到想調節的通道顏色，即可改變該通道的垂直軸刻度。水平按鈕如同此示波器的水平旋鈕，與一般示波器相同，僅可統一調節所有通道的水平刻度，無法調節單一通道。本介面亦有基線(baseline)準位調整的功能，可利用色塊調整單一通道的基線準位。且本使用者介面與示波器相同，設有自動設定、暫停/繼續及切換中、英文操作介面的功能(如圖 15 所示)。

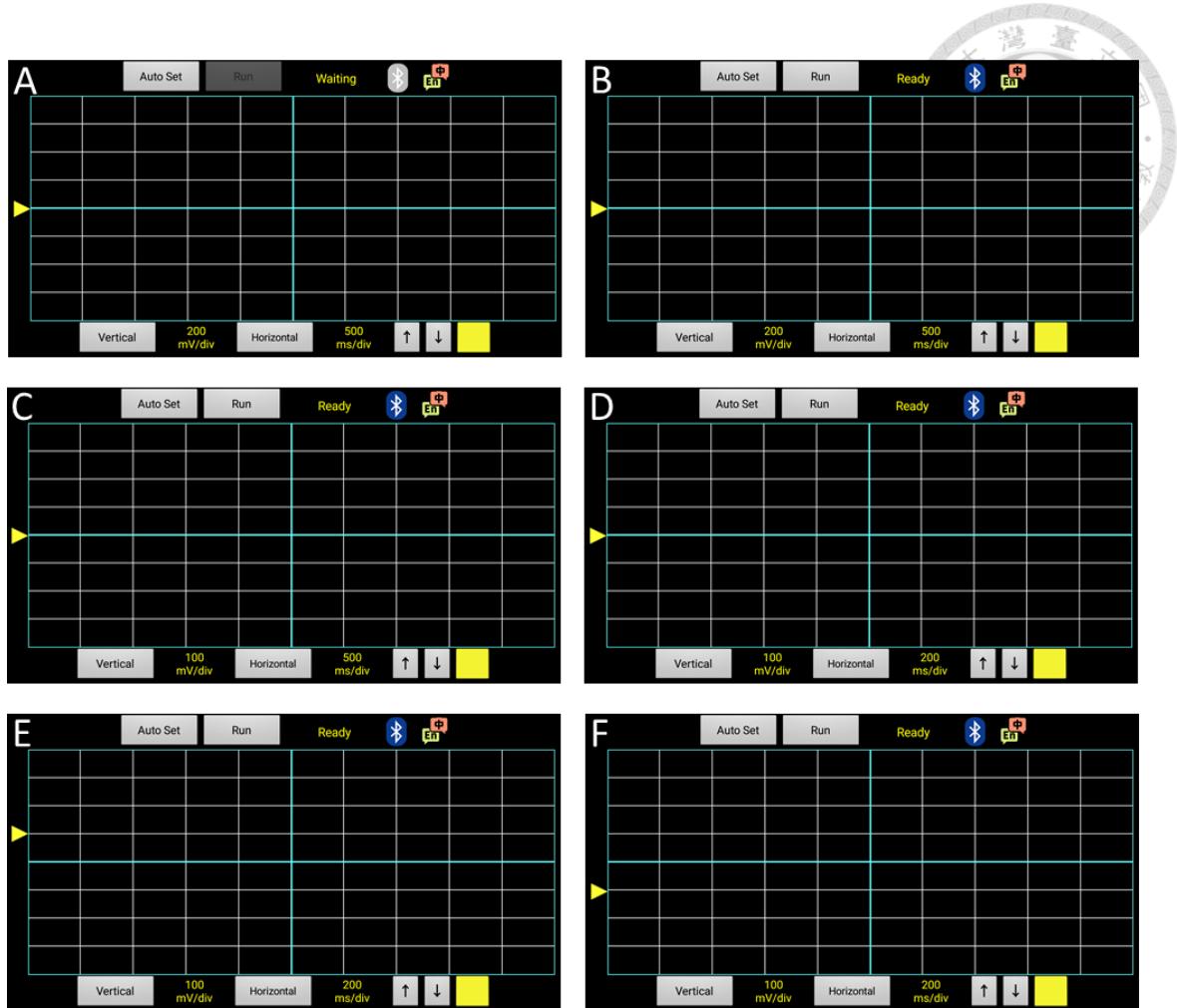


圖 15. 示波器操作(A)未連接藍牙 (B)連接藍牙 (C)更改垂直刻度

(D)更改水平刻度 (E)上移基底準位 (F)下移基底準位

為提升系統安全性，本系統在進入使用者介面前，須先以特定密碼配對藍芽，以避免個人資料外泄，系統操作流程如圖 16 所示。

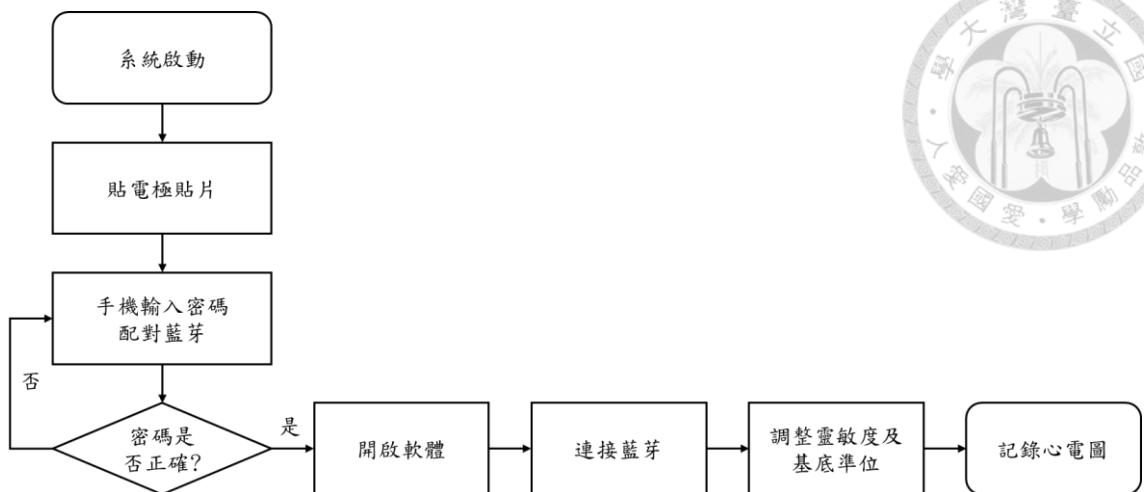


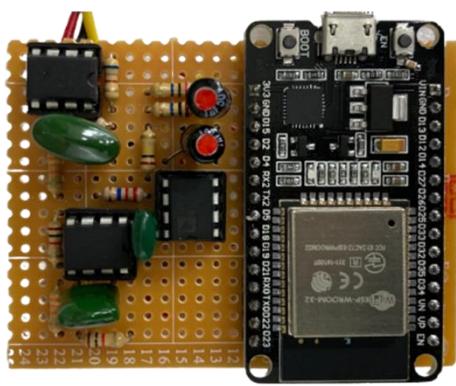
圖 16. 系統操作流程圖



3.3 系統外觀

圖 17 為本系統之外觀圖。整個硬體尺寸為 $5\text{ cm} \times 6.5\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ，重量為 29.5 g(含外殼及導線為 66.5 g)，已符合穿戴式之要求。

A



B



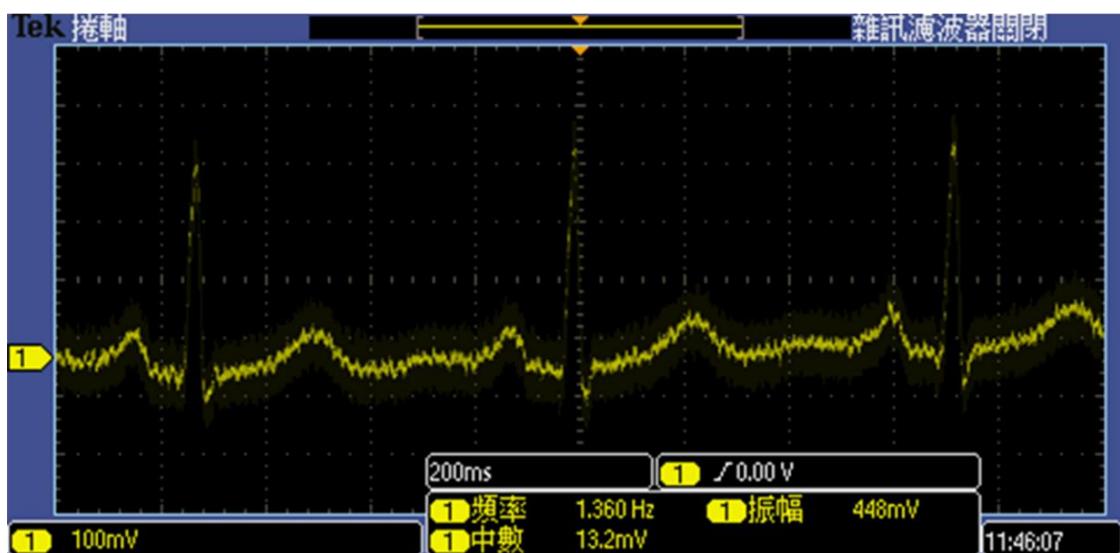
圖 17. 系統外觀圖(A)心電圖量測電路板 (B)含外殼



3.4 實際量測結果

根據取樣定理(Nyquist Sampling Theorem)，取樣頻率必須大於訊號包含之最高頻率的兩倍以上，以避免膺頻(Aliasing)現象。本系統以 500 Hz 為取樣頻率。量測結果如圖 18 所示，示波器顯示結果與 APP 顯示結果相符，實際之放大倍率約為 320 倍。

A



B

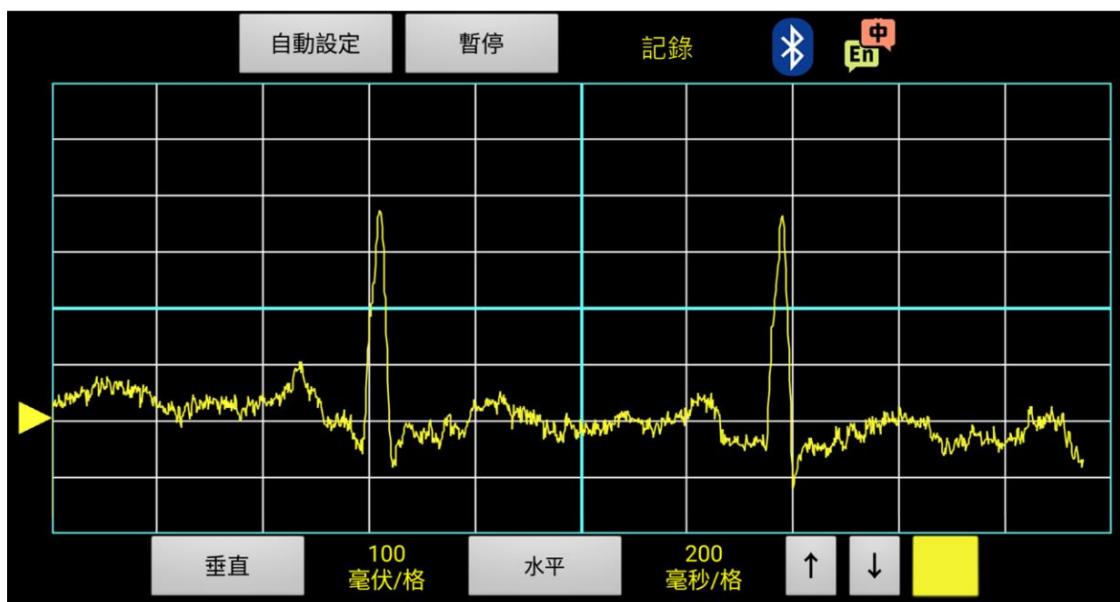


圖 18. 心電圖量測成果呈現(A)示波器 (B)APP 使用者介面



3.3 頻率響應

圖 19 為本系統類比訊號處理電路之頻率響應。其低頻及高頻截止頻率分別為 0.05 Hz 與 150 Hz 附近(如表 3 所示)，符合原先之設計。

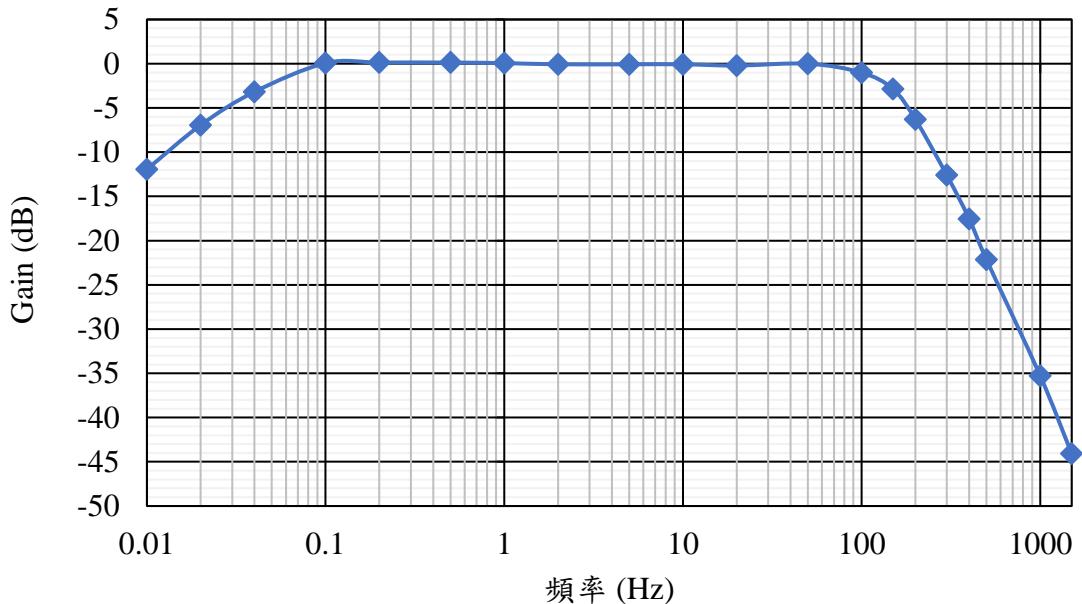


圖 19. 心電量測電路類比輸出端之實際量測頻率響應圖

f (Hz)	v_i (mV)	v_o (mV)	$20\log\frac{v_o}{v_i}$ (dB)
0.01	1280	364	-11.93
0.04	1280	888	-3.18
0.1	1280	1100	0.06
10	1280	1160	0.07
100	1280	1140	-1.00
150	1280	820	-2.87
200	1280	540	-6.30
1500	1280	20	-44.08

表 3. 頻率響應圖重要量測點

第四章、討論



4.1 選擇適當參考電壓之重要性

本研究使用單電源供電，而專為單電源設計的運算放大器，為確保輸出電壓接近地電位，通常負半週之壓降較小，正半週之壓降較大。因此在低電壓供電的情況下，若使用供應電壓的一半作為參考地電壓(如圖 20 所示)，將造成正負半週的電壓輸出範圍不對稱。當輸出電壓較大時，無法如預期達到以參考電位為基準，因為平分輸出電壓範圍的結果。將會出現如圖 21 所示，正半週被截斷的情形。

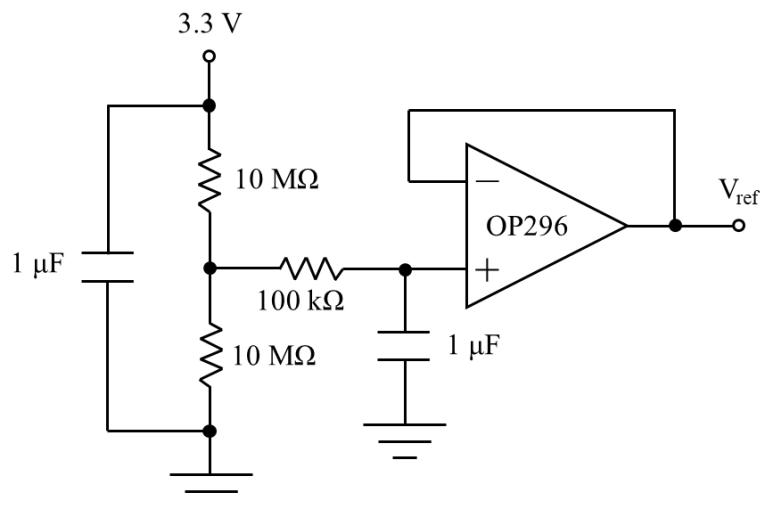


圖 20. 以供應電壓之一半作為參考地電位之電路

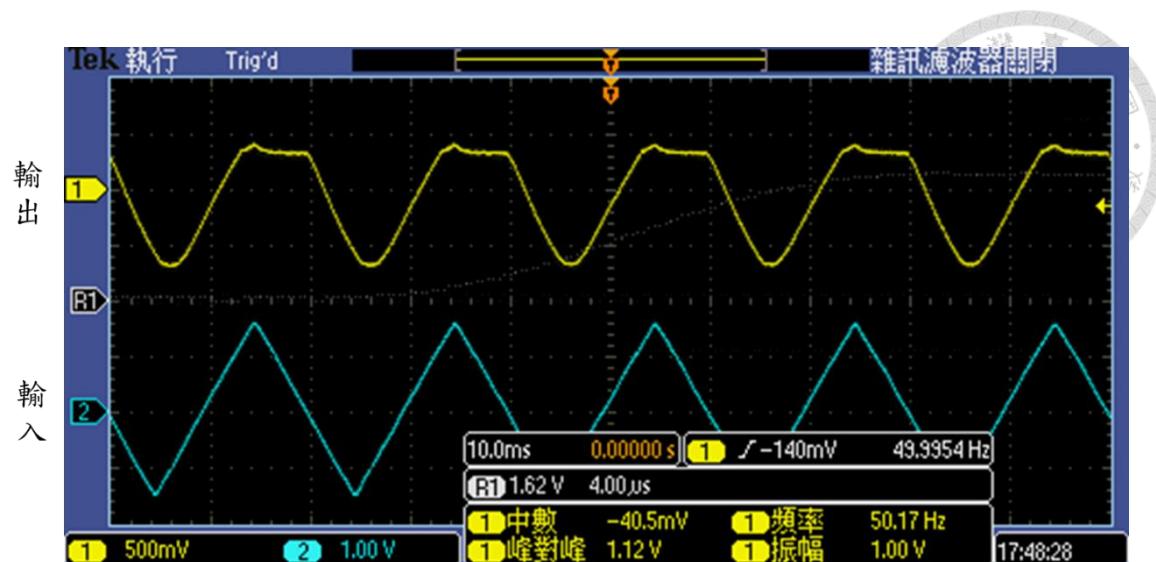


圖 21. 正負半週電壓輸出範圍不對稱

4.2 醫療儀器於物聯網之應用

相較於 Wi-Fi 無線傳輸，藍牙傳輸耗電量僅需 Wi-Fi 的 $\frac{1}{3}$ 。基於心電圖非一般使用者能判讀之資料，因此本研究的目標使用族群為醫護人員。由於需醫護人員在場操作，因此在傳輸距離及耗電量的綜合考量之下，本研究使用藍牙傳輸。未來若要發展其他無須專業人員在場操作即可測得的生理訊號，亦可將傳輸模式改為 Wi-Fi 傳輸，將生理訊號傳至遠端的醫護人員。

本研究開發出輕便的穿戴式心電圖量測系統，透過藍牙無線傳輸，使用手機 APP 即時觀看心電圖訊號，方便醫護人員攜帶、使用，並提供未來醫療器材使用於物聯網之可能性。



4.3 示波器 APP 之應用

本研究開發之示波器 APP，採用之格式、操作方法皆與一般示波器相同。除了可顯示本研究量測之心電圖訊號之外，亦可用於顯示任何其他波形。因此，若有使用示波器之需求，而無法使用到實體示波器時，亦可使用本軟體。

本研究撰寫之 ESP-32 開發板軟體與 APP 間含有驗證碼，確認訊息是否有完整傳輸。因此若有使用本軟體之需求，建議搭配本研究使用之 ESP-32 開發板進行訊號之擷取及傳輸。

唯目前 ESP-32 開發板的輸入電壓範圍、擷取頻率及示波器之靈敏度調整範圍，經調整皆限縮於本研究開發之心電圖記錄器的範圍，若要應用於其他電路之測試，需將參數重新調整，以符合該電路之需求。



4.4 右腹直接接地

研究過程中，曾嘗試使用右腳驅動電路(如圖 22 所示)，但使用後 60Hz 影響仍然不小(如圖 23 所示)。因此決定在使用電池供電的前提下，去除右腳驅動電路，將右腹直接接地(如圖 24 所示)，減少共模之影響。

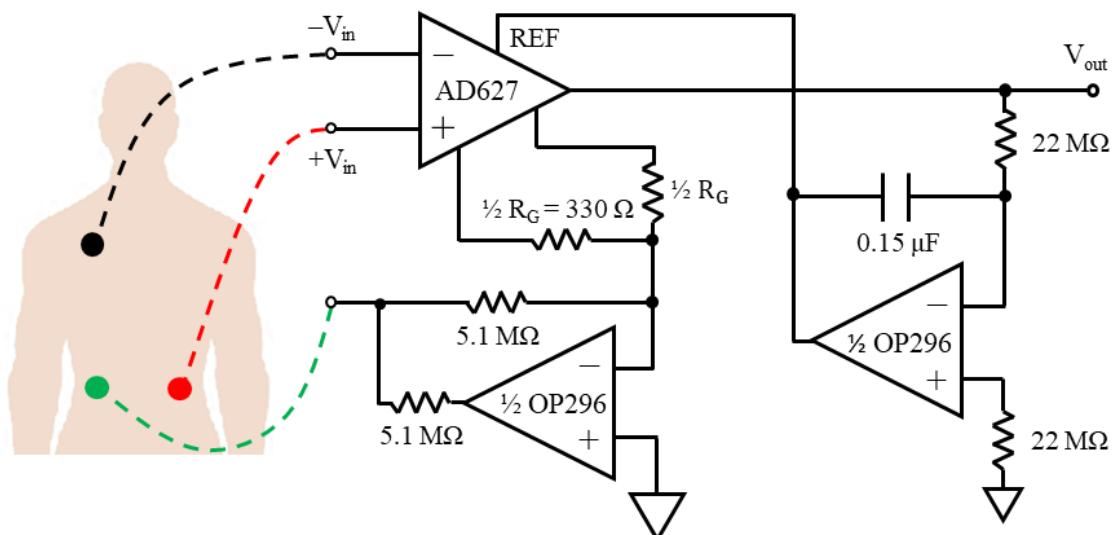


圖 22. 含右腳驅動電路之放大器

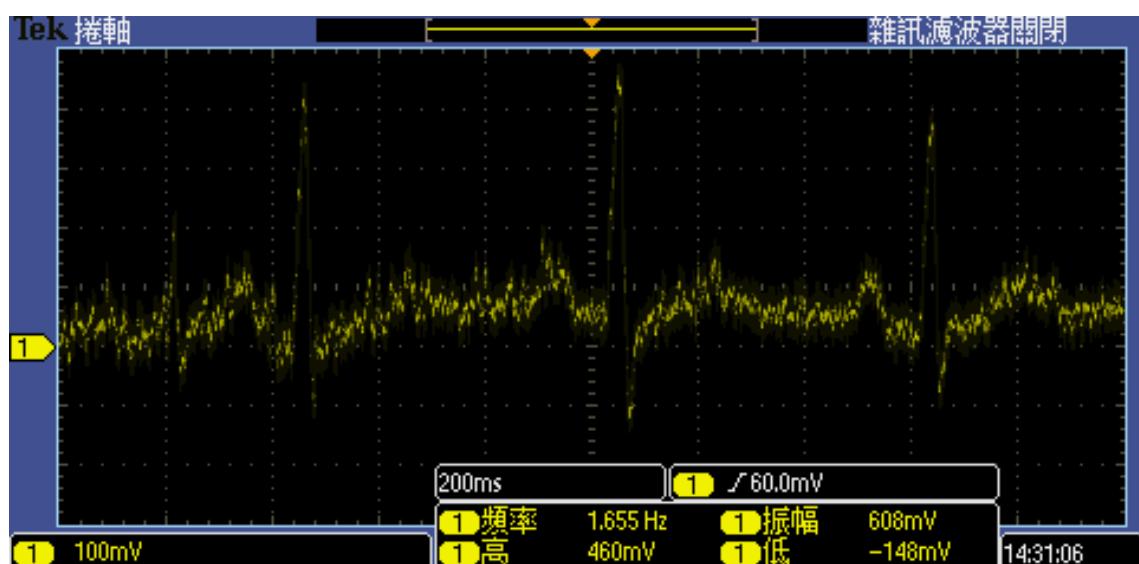


圖 23. 使用右腳驅動電路之波形輸出

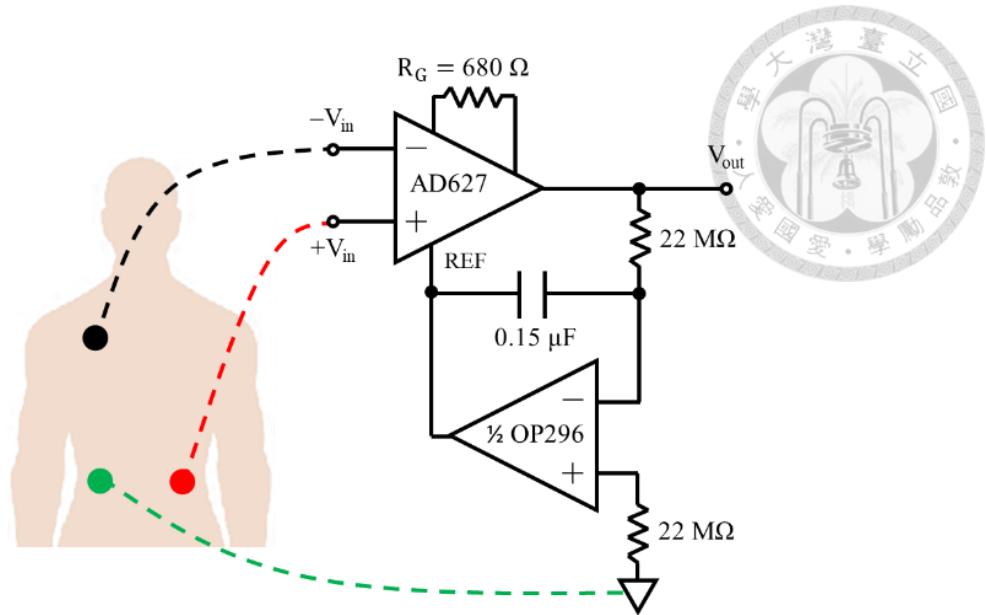


圖 24. 不含右腳驅動電路之放大器



4.5 導線及外殼接地

由於心電訊號導線及硬體電路亦會受到 60 Hz 雜訊之干擾。因此，心電訊號導線及硬體電路外殼皆使用鋁箔紙包裹，以屏蔽干擾之雜訊(如圖 25 所示)，並接入參考地電位，藉此除去 60Hz 之干擾。



圖 25. 導線及電路外殼皆以鋁箔紙包裹接地

第五章、結論



本研究開發之智慧型手機作為穿戴式心電圖記錄器系統，具體成果與貢獻如下列幾點所述：

1. 本系統體積小、重量輕、便於攜帶，符合原先設定之穿戴式需求。
2. 使用者介面採用示波器模式，直覺式之使用者操作介面，大幅降低使用者進入門檻。讓使用者不須經過漫長的學習期，易於上手。
3. 配合物聯網和個人APP的興起，本研究使用無線傳輸，並使用智慧型手機顯示心電圖結果，提供未來醫療器材使用於物聯網之可能性。

參考文獻



- [1] W. H. Organization, "WHO methods and data sources for country-level causes of death 2000-2019," 2020.
- [2] 衛生福利部，109 年國人死因統計結果.
- [3] J. G. Webster, *The measurement, instrumentation and sensors handbook*. CRC press, 1998.
- [4] P. G. Morton, D. K. Fontaine, C. Hudak, and B. Gallo, *Critical care nursing: a holistic approach*. Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 2005.
- [5] J. Guerreiro, "A biosignal embedded system for physiological computing," Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, 2013.
- [6] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons, 2009.
- [7] H. Smit, K. Verton, and C. Grimbergen, "A low-cost multichannel preamplifier for physiological signals," *IEEE transactions on biomedical engineering*, no. 4, pp. 307-310, 1987.