

逢甲大學學生報告 ePaper

報告題名：

智慧醫療腋溫 連續監測系統之設計

Design of a Smart Healthcare Continuous Axillary
Temperature Monitoring System

作者：高嫻其

系級：自動控制工程學系

學號： D1252513

開課老師：黃清輝

課程名稱：感測與量度工程

開課系所：自動控制工程學系

開課學年： 114 學年度 第 2 學期



中文摘要

本研究旨在設計一套智慧醫療腋溫連續監測系統，以穿戴式貼片作為系統應用形式，改善傳統電子體溫計僅能進行單次量測、不易長時間追蹤人體體溫變化的限制。系統主要針對人體腋下約 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ 的溫度範圍進行量測，期望應用於居家照護、病房監測及發燒追蹤等情境。

在系統設計上，選用 Pt1000 白金電阻式溫度感測器，利用其良好的線性度、穩定性及重複性進行溫度感測，並採用 $100\ \mu\text{A}$ 定電流法將感測器的電阻變化轉換為電壓訊號。系統搭配 $2.5\ \text{V}$ 精密參考電壓及 OPA333 精密運算放大器進行訊號緩衝與放大，再由 ESP32 的 ADC 讀取訊號並換算為體溫。為提升量測穩定性，系統亦規劃 RC 低通濾波、電源去耦合及移動平均濾波等雜訊抑制方法，並透過 OLED、LED 與手機 APP 提供體溫顯示及發燒警示功能。

經電路設計與理論計算，在 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ 範圍內，Pt1000 電阻約由 $1134.75\ \Omega$ 變化至 $1161.7\ \Omega$ ；以 $100\ \mu\text{A}$ 定電流驅動時，感測器輸出約為 $113.475\ \text{mV}\sim 116.17\ \text{mV}$ ，電壓變化量約 $2.695\ \text{mV}$ ，因此後級設計約 500 倍放大倍率，並加入基準電壓偏移，使輸出落於 ADC 可讀取範圍。整體設計可作為穿戴式連續腋溫監測系統之基礎架構，並提供後續實作、校正與量測驗證使用。

關鍵字：

腋溫監測、穿戴式感測器、連續監測、智慧醫療、Pt1000

Abstract

This study aims to design a smart healthcare system for continuous axillary temperature monitoring using a wearable patch. The system is intended to overcome the limitation of conventional electronic thermometers, which are mainly designed for single measurements and are not suitable for long-term continuous monitoring. The target measurement range is approximately 35°C to 42°C, making the system suitable for home healthcare, hospital monitoring, and fever tracking.

A Pt1000 platinum resistance temperature detector is selected as the temperature sensor because of its good linearity, stability, and repeatability. A constant current of 100 μA is applied to convert the resistance variation of the Pt1000 into a voltage signal. A 2.5 V precision reference voltage and an OPA333 precision operational amplifier are used for signal buffering and amplification. The processed signal is then acquired by the ADC of an ESP32 and converted into temperature data. To improve measurement stability, RC low-pass filtering, power-supply decoupling, and moving-average filtering are also incorporated. An OLED display, LED indicators, and a smartphone application are used to provide real-time temperature information and fever alerts.

According to the circuit design and theoretical calculations, the resistance of the Pt1000 varies from approximately 1134.75 Ω to 1161.7 Ω within the range of 35°C to 42°C. With a 100 μA constant current, the corresponding output voltage ranges from approximately 113.475 mV to 116.17 mV, resulting in a voltage variation of about 2.695 mV. Therefore, an amplification stage with a gain of approximately 500 is designed, together with a reference voltage offset, to adjust the output signal to a suitable range for ADC acquisition. The proposed design provides a fundamental architecture for a wearable continuous axillary temperature monitoring system and can serve as a basis for further implementation, calibration, and experimental verification.

Keyword :

Axillary Temperature Monitoring, Continuous Monitoring, Pt1000, Smart Healthcare, Wearable Sensor

目 次

一、企劃委託	4
二、感測器選擇	5
三、轉換電路選用	7
四、決定電源電壓和參考電壓	9
五、OP Amp 選擇	10
六、轉換電路的設計	13
七、放大器的設計	16
八、指示電路的設計	20
九、雜訊消除及預防	23
十、調校步驟	26
十一、採購建議	29

一、企劃委託

設計背景

本專題以智慧醫療與居家照護為應用背景，設計一套可貼附於人體腋下的穿戴式體溫監測貼片。由於醫院病房、老人照護中心、居家照護以及兒童發燒監測等場合，皆需要長時間追蹤人體體溫變化，而傳統電子體溫計僅能進行單次量測，無法提供連續性的溫度紀錄，且夜間量測容易影響病患休息，因此有發展連續體溫監測裝置的需求。本系統利用貼片式設計固定於人體腋下，透過溫度感測器即時量測人體溫度，並將資料傳送至顯示裝置或手機 APP，讓使用者能夠隨時掌握體溫變化情形。

系統目標

1. 連續監測人體體溫變化。
2. 提供發燒警示功能。
3. 提升病房與居家照護便利性。
4. 建立長時間體溫變化趨勢資料。

系統架構



圖 1 系統架構圖

應用對象

- 醫院病房病患
- 居家照護使用者
- 老年照護族群
- 嬰幼兒與兒童發燒監測
- 術後病患體溫追蹤

二、 感測器選擇

● 設計需求分析

人體腋下體溫通常約落在 35°C 至 42°C 之間，因此本系統不需要設計成高溫量測，而是應該針對人體體溫附近的區間進行高解析度與高穩定度的量測。

本設計的主要量測範圍設定為： $35^{\circ}\text{C} \sim 42^{\circ}\text{C}$

其中：

35°C 以下可能代表低體溫或感測器接觸不良。

$36^{\circ}\text{C} \sim 37.5^{\circ}\text{C}$ 可視為一般正常體溫範圍。

38°C 以上可作為發燒警示判斷。

39°C 以上可視為高燒警示區間。

● 本系統感測器選擇

本系統選用 Pt1000 白金電阻式溫度感測器作為主要溫度感測器。選用 Pt1000 的原因如下：

1. 適合人體體溫範圍

本系統主要量測 35°C 至 42°C 的人體腋下溫度，Pt1000 在此範圍內具有良好的穩定性與解析度，能夠滿足體溫監測需求。

2. 線性佳

Pt1000 的電阻值會隨溫度上升而增加，且在人體體溫範圍內接近線性，因此可以簡化後續的訊號轉換與溫度換算。這對於微控制器 ADC 讀值與程式校正都較方便。

3. 穩定性高

穿戴式貼片需要長時間貼附在人體上進行連續監測，因此感測器不能容易受時間、濕度或環境變化而產生明顯漂移。Pt1000 相較於一般 NTC 熱敏電阻，長時間穩定性較佳。

4. 較適合醫療照護用途

本系統雖然不是正式醫療級產品，但應用情境偏向人體健康監測，因此感測器應優先考慮可靠性與重複性。Pt1000 常被用於較精密的溫度量測場合，適合作為本設計的感測元件。

5. 較適合低功耗設計

Pt100 的阻值較低，若使用相同電流進行量測，功耗會相對較高。Pt1000 的阻值較大，因此在較小電流下也能產生足夠的電壓變化，有助於降低感測器自熱效應與貼片耗電量。對於使用 鋰電池供電的穿戴式貼片而言，Pt1000 會比 Pt100 更適合。

6. 可降低引線電阻影響

貼片式裝置雖然線長不一定很長，但感測器與主電路之間仍可能透過細

小導線連接。Pt100 的阻值只有 100Ω ，導線電阻造成的誤差比例較明顯；而 Pt1000 阻值為 1000Ω ，導線電阻所造成的比例誤差較小，因此較適合小型穿戴式裝置。

● Pt1000 的基本特性

Pt1000 是一種正溫度係數的電阻式溫度感測器，也就是溫度上升時，電阻值會上升。其基本近似公式可寫為：

$$R(T) = R_0(1 + \alpha T)$$

其中：

$R(T)$ ：溫度 T 時的電阻值

R_0 ： 0°C 時的電阻值，Pt1000 為 1000Ω

α ：白金電阻溫度係數，約為 $0.00385 / ^\circ\text{C}$

T ：攝氏溫度

以 Pt1000 為例：

在 0°C 時：

$$R(0) = 1000\Omega$$

在 37°C 時：

$$R(37) = 1000 \times (1 + 0.00385 \times 37)$$

$$R(37) \approx 1142.45\Omega$$

在 42°C 時：

$$R(42) = 1000 \times (1 + 0.00385 \times 42)$$

$$R(42) \approx 1161.7\Omega$$

因此，在人體體溫範圍內，Pt1000 的電阻變化約落在 1130Ω 至 1162Ω 左右。雖然變化量不算非常大，但透過定電流轉換電路與放大器設計，可以將此電阻變化轉換為容易讀取的電壓訊號。

● 結論

綜合以上分析，本設計選擇 Pt1000 白金電阻式溫度感測器作為穿戴式腋下體溫監測貼片的感測元件。相較於 NTC 熱敏電阻，Pt1000 具有較佳的線性、穩定性與重複性；相較於 Pt100，Pt1000 阻值較高，較能降低導線電阻誤差，也較適合低功耗穿戴式裝置。

三、轉換電路選用

由於本系統選用 Pt1000 作為溫度感測器，因此必須先將電阻變化轉換為電壓訊號，才能進行後續放大與數位化處理。常見的電阻轉電壓方法包括：電阻電橋法、定電流法、有源電橋法。

● 電阻電橋法

電阻電橋法利用惠斯登電橋平衡原理，當溫度變化造成 Pt1000 阻值改變時，電橋將失去平衡，進而產生輸出電壓。

其優點為：靈敏度高、量測解析度佳、常用於精密量測，然而本系統主要量測人體體溫範圍（35°C~42°C），Pt1000 阻值變化量相對較小，若使用電橋法，需使用多組精密電阻進行匹配，增加電路複雜度與成本。此外，電橋電路容易受到元件誤差及溫度漂移影響，因此不作為本系統主要方案。

● 定電流法

定電流法利用固定電流流經 Pt1000。

依據歐姆定律： $V = IR$

當 Pt1000 阻值變化時，輸出電壓亦會隨之改變。

其優點如下：

1. 電路架構簡單。
2. 線性度良好。
3. 易於校正。
4. 容易與 ADC 搭配使用。
5. 適合穿戴式低功耗系統。

由於人體體溫範圍較小，因此定電流法即可提供足夠的解析度與準確度。

● 有源電橋法

有源電橋法是在傳統電橋基礎上加入運算放大器。其特色為：

1. 可提供近似定電流效果。
2. 可直接進行歸零調整。
3. 靈敏度較高。
4. 輸出線性較佳。

然而本系統屬於穿戴式貼片裝置，追求低功耗與小型化，因此若使用有源電橋法，需增加 OP Amp、參考電壓及較多電阻元件，使系統設計較為複雜。

● 方案比較

方法	優點	缺點
電橋法	靈敏度高	元件較多
有源電橋法	可歸零校正	電路較複雜
定電流法	簡單、低功耗	靈敏度略低

表 1 方法比較表

● 本系統之選擇

綜合考量量測範圍、穿戴式裝置體積、功耗與電路複雜度後，本系統決定採用定電流法作為電阻轉電壓轉換電路。

原因如下：

1. 電路架構最簡單。
2. 功耗最低。
3. 容易與 ESP32 ADC 整合。
4. 量測範圍僅 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ ，已足夠使用。
5. 後續校正較容易進行。

因此本設計最終採用定電流法完成 Pt1000 之訊號轉換。

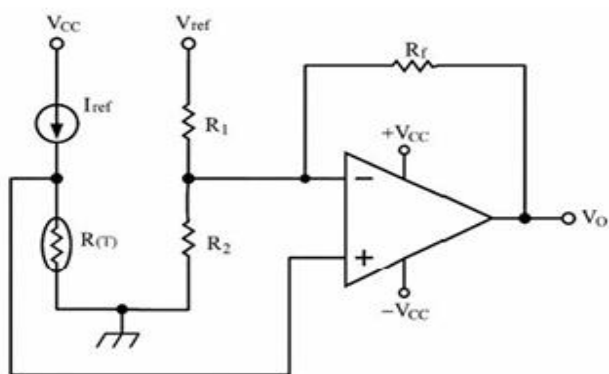


圖 2 定電流法

四、 決定電源電壓和參考電壓

由於本系統需要利用 OP Amp 對 Pt1000 的微小訊號進行放大，因此必須先決定系統所需之 工作電源與參考電壓。

● 決定工作電源

本系統採用單顆 3.7 V 鋰電池作為主要電源，並透過 3.3 V 低壓差穩壓器 (LDO) 提供穩定的 3.3 V 工作電壓，供 ESP32、OPA333 與其他周邊電路使用。

由於本系統選用的 OPA333 可於低電壓單電源環境下工作，因此不需額外產生負電壓，可簡化電源架構並降低元件數量與功耗。

系統電源架構如下：

3.7 V 鋰電池 → 3.3 V LDO → ESP32、OPA333、感測與顯示電路

採用單電源架構的優點如下：

1. 電路架構較簡單。
2. 元件數量較少。
3. 可降低系統功耗。
4. 適合穿戴式裝置小型化設計。
5. 可與 ESP32 的 3.3 V 工作電壓一致。

● 決定參考電壓

感測器量測電路需要穩定的參考電壓。若參考電壓發生漂移，可能造成定電流源與後級訊號處理電路產生誤差，因此本系統使用精密參考電壓 IC 提供穩定基準。

● 參考電壓 IC 比較

常見 2.5V 參考電壓 IC 如下：

項目	LM385-2.5	LM336-2.5	TL431	LT1009
輸出電壓	2.5V	2.49V	2.495V	2.5V
電壓精度	±3%	±4%	±2.2%	±0.2%
溫度穩定度	良好	普通	良好	優良
工作電流	20 μ A ~ 20mA	約 1mA	1mA ~ 100mA	約 1mA
動態阻抗	約 1 Ω	約 1 Ω	約 0.5 Ω	約 1 Ω
外接元件需求	少	少	較多	少
成本	低	低	低	較高
使用難易度	容易	容易	中等	容易
適用場合	一般量測	一般量測	高電流應用	精密量測

表 2 參考 IC 比較表

● **本系統選擇**

綜合考量輸出精度、溫度穩定性與量測可靠度後，本系統選擇 **LT1009** 作為 **2.5 V** 參考電壓源。

LT1009 可提供約 **2.5 V** 的穩定參考電壓，且相較於其他候選元件具有較佳的電壓精度與溫度穩定性，適合應用於本系統之精密溫度量測電路。

因本系統需將 Pt1000 所產生的微小電壓變化進行後續放大，參考電壓若產生漂移，可能造成定電流源與放大器基準點偏移，因此選用較高穩定度的參考電壓元件，有助於提升整體量測穩定性與可靠度。



五、 OP AMP 選擇

由於本系統量測的是人體腋下體溫，Pt1000 所產生的電壓變化量相當小，因此 OP Amp 的性能將直接影響量測結果的準確度與穩定性。若選擇不適當的 OP Amp，可能會因為輸入偏移電壓、溫度漂移或雜訊過大，而造成量測誤差，因此必須先評估各種 OP Amp 的特性，再決定最適合本系統的元件。

● OP Amp 選擇條件

本系統屬於穿戴式體溫監測裝置，因此選擇 OP Amp 時需考量下列因素：

1. 輸入偏移電壓小

由於感測器輸出訊號僅有數十至數百毫伏特，若 OP Amp 本身偏移電壓過大，將直接造成量測誤差。

2. 溫度漂移小

人體體溫量測要求較高的穩定性，因此 OP Amp 的特性不能隨環境溫度改變而大幅漂移。

3. 功耗低

本系統使用鋰電池供電，需長時間連續監測，因此必須選擇低功耗元件，以延長電池使用時間。

4. 可單電源工作

系統工作電壓為 3.3V，因此 OP Amp 必須能在單電源環境下正常運作。

5. 雜訊小

感測器輸出訊號微弱，若 OP Amp 雜訊過大，可能會掩蓋真正的溫度變化訊號。

● OP Amp 比較

本設計評估幾種常見 OP Amp 如下：

1. LM358

優點：價格便宜、容易取得、可使用單電源供電。

缺點：偏移電壓較大、精度較低、溫度漂移較明顯。

雖然適合一般電子實驗，但對於生醫量測而言精度稍嫌不足。

2. OP07

優點：低偏移電壓、精度佳、廣泛應用於精密量測。

缺點：功耗較高、較適合雙電源系統。

由於本系統採用單電源鋰電池供電，因此不列為首選。

3. OPA333

優點：低偏移電壓、低溫度漂移、功耗低、可於 1.8V~5.5V 工作、適合感測器訊號處理。

缺點：價格較高。

雖然成本較高，但其性能非常符合穿戴式醫療量測需求。

● 方案比較

OP Amp	優點	缺點
LM358	便宜、容易取得	精度較低
OP07	精密度高	功耗較高
OPA333	低漂移、低功耗、高精度	價格較高

表 3 方案比較表

● 本系統之選擇

綜合考量量測精度、功耗及系統穩定性後，本系統決定採用 OPA333 作為主要運算放大器。

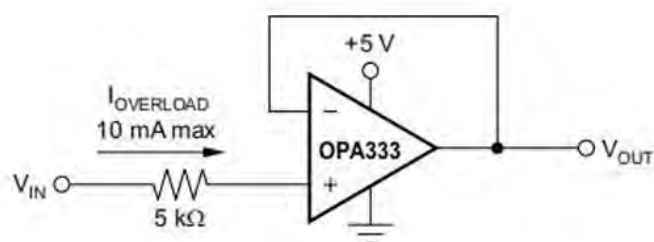


圖 4 OPA333 運算放大器

其原因如下：

1. 具有極低輸入偏移電壓，可降低量測誤差。
2. 溫度漂移小，適合長時間連續監測。
3. 功耗低，可延長電池續航力。
4. 支援單電源工作，符合本系統 3.3V 供電架構。
5. 雜訊低，能提高微小訊號的量測品質。

因此本設計最終選擇 OPA333 作為訊號緩衝與放大電路之核心元件。

● 預期功能

在本系統中，OPA333 主要負責：

1. 將 Pt1000 轉換電路輸出的微弱訊號進行緩衝。
2. 提供穩定的訊號放大功能。
3. 降低後級 ADC 對感測器的負載效應。
4. 提高整體量測精度與穩定性。

透過 OPA333 的應用，可使體溫量測結果更加穩定可靠，滿足穿戴式腋下體溫監測貼片之需求。

六、轉換電路的設計

前面已決定本系統採用 Pt1000 白金電阻式溫度感測器，並以定電流法作為電阻對電壓的轉換方式。因此本節主要設計如何讓 Pt1000 的電阻變化穩定轉換為電壓訊號，並提供後級放大器使用。

● 設計目標

本系統主要量測人體腋下體溫，因此量測範圍設定為：

$$35^{\circ}C \sim 42^{\circ}C$$

設計目標如下：

1. 將 Pt1000 的電阻變化轉換為電壓變化。
2. 避免感測器自熱造成誤差。
3. 輸出訊號需穩定，方便後級放大。
4. 電路需低功耗，適合穿戴式貼片使用。

● Pt1000 電阻變化計算

Pt1000 的近似公式為：

$$R(T) = R_0(1 + \alpha T)$$

其中：

$$R_0 = 1000\Omega$$

$$\alpha = 0.00385/^{\circ}C$$

當溫度為 $35^{\circ}C$ 時：

$$R(35) = 1000(1 + 0.00385 \times 35)$$

$$R(35) = 1134.75\Omega$$

當溫度為 $42^{\circ}C$ 時：

$$R(42) = 1000(1 + 0.00385 \times 42)$$

$$R(42) = 1161.7\Omega$$

因此在 $35^{\circ}C \sim 42^{\circ}C$ 的範圍內，Pt1000 電阻變化約為：

$$1161.7 - 1134.75 = 26.95\Omega$$

● 定電流大小的決定

若流過 Pt1000 的電流太大，感測器本身會產生熱量，造成自熱效應，使量測溫度偏高。因此本系統不宜使用太大的電流。

本系統設定定電流為：

$$I = 100\mu A$$

選擇 $100\mu A$ 的原因如下：

1. 可降低自熱效應。
2. 功耗較低，適合鋰電池供電。
3. 仍可產生足夠的電壓變化。
4. 適合後續以 OP Amp 放大處理。

● 輸出電壓計算

由歐姆定律：

$$V = IR$$

當溫度為 35°C 時：

$$V(35) = 100\mu\text{A} \times 1134.75\Omega$$

$$V(35) = 113.475\text{mV}$$

當溫度為 42°C 時：

$$V(42) = 100\mu\text{A} \times 1161.7\Omega$$

$$V(42) = 116.17\text{mV}$$

因此轉換電路的輸出範圍約為：

$$113.475\text{mV} \sim 116.17\text{mV}$$

總變化量約為：

$$2.695\text{mV}$$

由此可知，人體體溫範圍造成的電壓變化量很小，因此必須設計後級放大器。

● 轉換電路架構

本系統轉換電路包含：

1. 2.5V 精密參考電壓 IC
2. 定電流源
3. Pt1000 感測器
4. OPA333 電壓追隨器

基本架構為：



圖 5 轉換電路架構圖

其中，定電流源負責提供固定電流，Pt1000 將溫度變化轉換成電壓變化，OPA333 作為緩衝器，避免後級電路影響感測器輸出。

為什麼加入緩衝器若 Pt1000 輸出的電壓直接接到後級放大器或 ADC，可能會受到負載影響，造成輸出電壓不穩。因此加入 OP Amp 電壓追隨器，其特色為：

$$A_v = 1$$

雖然不放大電壓，但具有：

1. 高輸入阻抗。
2. 低輸出阻抗。
3. 隔離前後級電路。
4. 穩定感測器輸出訊號。

因此可提高轉換電路的穩定性。

- **本電路優點**

本轉換電路具有以下優點：

1. 架構簡單，適合小型化設計。
2. 定電流法線性良好。
3. 可降低感測器自熱效應。
4. 搭配精密參考電壓可提升穩定性。
5. 加入緩衝器後可避免負載誤差。

- **本節結論**

本系統以 $100\mu\text{A}$ 定電流源 驅動 Pt1000，使其電阻變化能轉換為電壓訊號。在 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ 範圍內，輸出電壓約為 $113.475\text{mV}\sim 116.17\text{mV}$ ，變化量約 2.695mV 。由於此訊號仍然偏 小，因此後續必須搭配放大器設計，使電壓訊號能被 ADC 穩定讀取。



七、 放大器的設計

已計算出，Pt1000 經由定電流轉換電路後，於人體腋下體溫範圍 $35^{\circ}\text{C} \sim 42^{\circ}\text{C}$ 之間，輸出電壓約為：

其總變化量只有約：

$$113.475\text{mV} \sim 116.17\text{mV} \quad 2.695\text{mV}$$

此訊號變化量過小，若直接送入 ADC，容易受到雜訊影響，也無法充分利用 ADC 的解析度。因此本系統需要設計放大器，將微小電壓變化放大至較適合 ADC 讀取的範圍。

● 放大器設計目標

本系統放大器的主要目標如下：

1. 將 Pt1000 轉換後的微小電壓變化放大。
2. 使輸出電壓落在 ADC 可讀取範圍內。
3. 提高體溫解析度。
4. 避免放大器本身造成太大誤差。
5. 維持低功耗，適合穿戴式貼片使用。

● 為什麼需要放大器

若以 $100\text{ }\mu\text{A}$ 定電流驅動 Pt1000， 35°C 到 42°C 的輸出電壓僅由約 113.475 mV 變化至 116.17 mV ，其總變化量約為 2.695 mV 。若直接送入 ESP32 的 ADC，此微小電壓變化僅佔 ADC 可量測輸入範圍中的很小一部分，容易受到雜訊及 ADC 量測誤差影響。

因此，本系統需將此電壓變化進行放大，並搭配基準電壓偏移，使輸出訊號落在較適合 ESP32 ADC 讀取的範圍，以提升不同溫度之間的可分辨性與量測穩定性。

● 放大器類型選擇

常見放大器設計方式包括：反相放大器、非反相放大器、差動放大器、儀表放大器

反相放大器雖然電路簡單，但輸出相位會反轉，且輸入阻抗受輸入電阻影響。差動放大器與儀表放大器適合高精密度量測，但元件數較多，電路較複雜，對於本系統的穿戴式小型化設計較不利。

因此本系統選擇 非反相放大器。

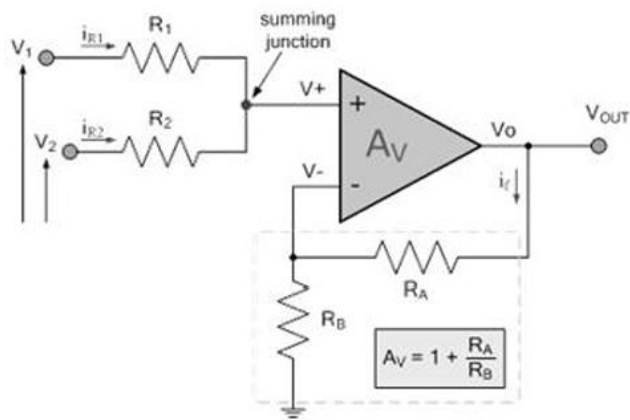


圖 6 非反相放大器

非反相放大器具有：

1. 輸入阻抗高。
2. 不會造成訊號反相。
3. 電路簡單。
4. 適合感測器訊號放大。

● 放大倍率設計

非反相放大器增益公式為：

$$A_v = 1 + R_f / R_i$$

本系統希望將 $35^{\circ}\text{C} \sim 42^{\circ}\text{C}$ 的電壓變化放大至約 1V 左右，以利 ADC 判讀。
原始變化量為：

$$2.695\text{mV}$$

若希望放大後變化約為：

$$1.35\text{V}$$

則所需放大倍率約為：

$$A_v = 1.35\text{V} / 2.695\text{mV} \approx 500$$

因此可設計放大倍率約為 500 倍。

● 電阻值選擇

由公式：

$$A_v = 1 + R_f / R_i$$

若選擇：

$$R_i = 1\text{k}\Omega$$

欲使：

$$A_v \approx 500$$

則：

$$500 = 1 + R_f / 1\text{k}\Omega$$

$$R_f \approx 499\text{k}\Omega$$

因此可選用標準電阻：

$$R_i = 1k\Omega$$

$$R_f = 499k\Omega$$

實際設計時，也可將 R_f 設計為固定電阻搭配多圈可變電阻，以便後續校正放大倍率。

● 偏移調整考量

由於 Pt1000 在 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ 範圍內的輸出電壓約為 $113.475\text{ mV}\sim 116.17\text{ mV}$ ，若將此電壓直接放大 500 倍，輸出將超出 ADC 可接受範圍，因此不能直接將感測器的整體輸出電壓進行放大。

本系統採用基準電壓偏移方式，先將 35°C 所對應的 113.475 mV 作為基準，再放大相對於此基準的電壓變化量，並額外加入 0.5 V 的輸出偏移電壓。

放大後輸出可表示為：

$$V_{out} = 0.5 + 500(V_{in} - 0.113475)$$

其中：

- V_{in} ：Pt1000 定電流轉換後的輸入電壓
- 0.113475 V ： 35°C 對應之基準電壓
- 500：放大倍率
- 0.5 V ：輸出偏移電壓

當溫度為 35°C 時：

$$V_{out} = 0.5 + 500(0.113475 - 0.113475)$$

$$V_{out} = 0.5\text{V}$$

當溫度為 42°C 時：

$$V_{out} = 0.5 + 500(0.11617 - 0.113475)$$

$$V_{out} \approx 1.8475\text{V}$$

因此， $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ 對應的輸出電壓約為：

此輸出範圍可充分利用後級 ADC 的量測範圍，同時保留一定裕度，以降低輸出飽和的可能性。

● 本系統放大器架構

本系統放大器包含：

1. OPA333 精密 OP Amp。
2. 非反相放大電路。
3. 基準電壓偏移電路。
4. 回授電阻與多圈可變電阻。
5. 輸出端低通濾波電容。

此放大器架構先以基準電壓扣除 Pt1000 在 35°C 時的初始電壓，再將溫度所造成的微小電壓變化放大約 500 倍，最後加入適當的輸出偏移，使

35°C~42°C 對應約 0.5 V~1.85 V，以供後級 ADC 讀取。

● 濾波設計

為避免高頻雜訊被放大，本系統於放大器回授路徑或輸出端加入小電容，形成低通濾波效果。

其目的如下：

1. 降低高頻雜訊。
2. 抑制人體活動造成的瞬間干擾。
3. 提高 ADC 讀值穩定性。
4. 避免放大器震盪。

因人體體溫變化速度很慢，因此不需要保留高頻訊號，所以低通濾波不會影響實際體溫量測。

● 本節結論

本系統因 Pt1000 於 35°C~42°C 範圍內的電壓變化僅約 2.695mV，因此必須設計放大器提高 ADC 解析度。經分析後，本設計選用 OPA333 非反相放大器，放大倍率約設計為 500 倍，並加入基準電壓偏移與濾波設計，使輸出訊號落在 ADC 可讀取範圍內。透過此放大器設計，可有效提高體溫量測的準確度與穩定性。



八、 指示電路的設計

完成溫度感測器、轉換電路與放大器設計後，接下來需要設計指示電路，使使用者能夠讀取目前量測到的體溫數值。由於本系統為穿戴式腋下體溫監測貼片，主要目的是長時間連續監測人體體溫，因此指示方式不適合使用傳統指針式電表，而應採用數位顯示與無線傳輸方式。

● 指示電路設計需求

本系統的指示電路需滿足以下需求：

1. 可顯示即時體溫。
2. 可判斷是否超過發燒警示值。
3. 可記錄長時間體溫變化。
4. 體積小，適合穿戴式裝置。
5. 功耗低，不影響電池續航。
6. 可讓使用者或照護者方便讀取資料。

● 可選用的指示方式

常見的指示方式包含：指針式電表、LED 指示燈、OLED 顯示器、手機 APP 顯示

1. 指針式電表

指針式電表可將電壓或電流變化轉換為指針偏轉。

優點：電路概念簡單、不需程式控制。

缺點：體積較大不適合貼片式裝置、無法記錄歷史資料、不利於連續監測。因此本系統不採用指針式電表。

2. LED 指示燈

LED 可用不同顏色表示體溫狀態。

例如：

- 綠燈：正常體溫
- 黃燈：偏高
- 紅燈：發燒警示

優點：電路簡單、成本低、顯示直覺。

缺點：無法顯示精確體溫、無法記錄體溫趨勢、資訊量不足。

因此 LED 可作為輔助警示，但不作為主要指示方式。

3. OLED 顯示器

OLED 顯示器可直接顯示數字體溫、電池電量與系統狀態。

優點：體積小、可顯示精確數值、功耗較低、適合小型電子裝置。

缺點：需要微控制器控制、長時間顯示會增加耗電。

因此 OLED 適合作為本系統的本機顯示裝置，但可設計為按鍵喚醒或間歇顯示，以降低耗電。

4. 手機 APP 顯示

透過 ESP32 的藍牙功能，可將體溫資料傳送至手機 APP。

優點：可顯示即時體溫、可記錄長時間體溫曲線、可設定發燒警示、可讓照護者遠端查看、不需在貼片上放置大型顯示器。

缺點：需要手機配對、需要藍牙傳輸功能、程式設計較複雜。

由於本系統屬於智慧穿戴裝置，手機 APP 顯示最符合實際應用需求。

● 本系統指示電路選擇

綜合比較後，本系統採用：

1. OLED 顯示器作為本機顯示
2. 手機 APP 作為主要監測介面
3. LED 作為發燒警示輔助

此設計可兼顧即時顯示、長時間紀錄與異常警示功能。

● 指示電路架構

ESP32 會將 ADC 讀取到的電壓值換算成體溫，再將體溫數值輸出至 OLED 顯示器，並透過 藍牙傳送至手機 APP。

● 顯示內容設計

OLED 顯示器可顯示以下資訊：

1. 即時體溫
2. 電池電量
3. 藍牙連線狀態
4. 是否發燒

例如：體溫：37.2°C

狀態：正常

電量：82% 藍牙：

已連線 手機 APP 則可顯示：

1. 即時體溫
2. 24 小時體溫曲線
3. 最高體溫與最低體溫
4. 發燒時間紀錄
5. 異常提醒通知

● 警示功能設計

本系統設定 38°C 作為發燒警示門檻。

當量測體溫低於 38°C 時：系統顯示「正常」。

當量測體溫高於或等於 38°C 時：

1. OLED 顯示「發燒警示」。
2. LED 亮紅燈。
3. 手機 APP 發出通知。
4. 系統記錄異常時間。

為避免短暫雜訊造成誤判，可設定連續三次量測皆高於 38°C 才啟動警示。

● 本節結論

本系統為穿戴式腋下體溫監測貼片，因此指示電路不適合採用傳統指針式電表。經比較後，本設計選擇 OLED 顯示器、LED 警示燈與手機 APP 作為指示方式。OLED 可提供即時數值顯示，LED 可提供簡單警示，手機 APP 則可記錄長時間體溫變化與發燒通知。此設計符合智慧醫療與居家照護需求，能提升體溫監測的便利性與即時性。



九、 雜訊消除及預防

在溫度量測系統中，雜訊消除與預防是非常重要的設計項目。由於本系統為穿戴式腋下體溫監測貼片，感測器會長時間貼附於人體皮膚，容易受到人體活動、接觸狀態、環境溫度、電源雜訊及無線傳輸模組等因素影響。如果沒有適當的雜訊抑制機制，量測到的體溫可能會出現跳動或誤判。

● 可能產生的雜訊來源

本系統可能受到以下幾種干擾：

1. 人體活動造成的干擾

使用者走動、翻身或手臂移動時，貼片可能產生些微位移，使感測器與皮膚接觸不穩定，造成體溫讀值瞬間波動。

2. 接觸不良造成的誤差

若貼片沒有完全貼合腋下皮膚，感測器可能同時受到皮膚溫度與外界空氣溫度影響，使量測值偏低或不穩定。

3. 外界環境溫度影響

腋下雖然比手腕更接近核心體溫，但仍可能受到冷氣、風扇或室溫變化影響，因此必須降低外部環境對感測器的干擾。

4. 電源雜訊

鋰電池、LDO、藍牙模組與 MCU 工作時，可能造成電源端電壓波動，進而影響 OP Amp 與 ADC 讀值。

5. 電磁干擾

ESP32 藍牙傳輸時會產生高頻訊號，若感測器導線過長或配置不當，可能會干擾微小的溫度訊號。

● 硬體雜訊消除方式

1. 電源去耦合電容

在 OP Amp、ESP32 與參考電壓 IC 的電源端加入去耦合電容，例如：

- 0.1 μF 陶瓷電容
- 10 μF 電解電容

其中 0.1 μF 電容用來濾除高頻雜訊，10 μF 電容用來穩定較低頻的電源波動。

2. RC 低通濾波器

人體體溫變化速度很慢，不需要保留高頻訊號，因此可在放大器輸出端加入 RC 低通濾波器，濾除高頻雜訊與瞬間突波。

此設計可避免雜訊直接進入 ADC，使讀值更穩定。

3. 縮短感測器導線 Pt1000 輸出訊號微小，若感測器導線太長，容易感應外界電磁雜訊。因此感測器與放大電路應盡量靠近配置，減少導線長度。

4. 類比與數位電路分區

感測器、OP Amp 與 ADC 屬於類比訊號區；ESP32、OLED 與藍牙傳輸屬於數位訊號區。設計 PCB 時應將類比區與數位區分開，避免藍牙或數位切換訊號干擾感測器輸出。

5. 外側隔熱層設計

由於本系統量測的是人體腋下溫度，因此貼片內側應接觸皮膚，而外側應加入隔熱材料，降低外界空氣溫度對感測器的影響。

隔熱層可避免感測器受到冷氣、風扇或室溫變化影響，使量測結果更接近人體體溫。

6. 醫療級貼片固定

為避免人體活動造成感測器接觸不良，貼片應使用醫療級膠材固定，並讓感測器能穩定貼合腋下皮膚。良好的固定方式可減少量測值突然下降或跳動的情況。

● 軟體雜訊消除方式

除了硬體設計外，也需要透過程式進行數位濾波，提高體溫數值穩定度。

1. 移動平均濾波

系統可連續讀取 5 筆或 10 筆溫度資料，取平均值作為輸出結果。此方法可降低瞬間雜訊造成的數值跳動。

2. 異常值剔除

若某一筆資料突然與前後資料差異過大，例如瞬間上升或下降超過 0.5°C ，則可判斷為接觸不良或雜訊干擾，不納入平均計算。

3. 發燒警示延遲判斷

若只要單次量測超過 38°C 就立刻警示，可能會因雜訊造成誤判。因此本系統設定為：

連續三次量測皆超過 38°C ，才啟動發燒警示。

如此可降低誤警報機率。

4. 量測間隔設定

人體體溫變化速度較慢，因此不需要每秒大量取樣。本系統可設定每 5 秒或 10 秒量測一次，以降低功耗並減少資料波動。

● 雜訊預防設計整理

干擾來源	預防方式
人體活動	醫療級貼片固定
接觸不良	感測器貼近皮膚
環境溫度	外側隔熱層
電源雜訊	去耦合電容
高頻雜訊	RC 低通濾波
藍牙干擾	類比數位分區
瞬間跳動	移動平均濾波
誤警報	連續判斷機制

表 4 雜訊預防設計整理表

● 本節結論

本系統在雜訊消除及預防方面，需同時考量硬體與軟體設計。硬體上透過去耦合電容、RC 低通濾波器、短距離配線、類比數位分區與外側隔熱層，降低電源雜訊、電磁干擾與環境溫度影響。軟體上則利用移動平均濾波、異常值剔除及發燒警示延遲判斷，使體溫讀值更加穩定可靠。透過上述設計，可提升穿戴式腋下體溫監測貼片的量測準確度與實用性。

十、 調校步驟

完成感測器、轉換電路、放大器與指示電路設計後，必須進行調校，確保量測結果接近實際體溫。由於本系統應用於人體腋下體溫監測，量測範圍主要集中在 $35^{\circ}\text{C}\sim 42^{\circ}\text{C}$ ，因此調校重點 不需要涵蓋高溫範圍，而是要針對人體體溫附近進行多點校正。

● 調校目的

本系統進行調校的主要目的如下：

1. 確認 Pt1000 感測器輸出是否符合設計值。
2. 修正 OP Amp 偏移電壓造成的誤差。
3. 確認放大器增益是否正確。
4. 建立溫度與輸出電壓之對應關係。
5. 讓微控制器能正確將 ADC 數值換算為體溫。
6. 降低元件誤差造成的量測偏差。

● 調校前準備 調校前需準備以下設備：

1. 恆溫槽或可控制溫度的水浴設備。
2. 標準電子體溫計或經校正之溫度計。
3. 數位電表。
4. 電腦與 ESP32 燒錄程式。
5. Pt1000 感測器與完整電路。
6. 紀錄表格。

由於人體體溫監測要求較高準確度，因此校正時應以標準溫度計作為參考值，不能只依賴電路 計算值。

● 替代電阻調校

在正式使用 Pt1000 感測器前，可先使用精密電阻模擬不同體溫，以確認轉換電路與放大器是否正常。

Pt1000 近似公式為：

$$R(T) = 1000(1 + 0.00385T)$$

可得到：

溫度	對應電阻
35°C	約 1134.75Ω
37°C	約 1142.45Ω
39°C	約 1150.15Ω
41°C	約 1157.85Ω
42°C	約 1161.7Ω

表 5 溫度對應電阻表

可使用接近上述數值的精密電阻，代替 Pt1000 接入電路，觀察輸出電壓是

否符合預期。

● 零點與增益調整

本系統可將 35°C 設為低溫校正點，將 42°C 設為高溫校正點。

1. 低溫點校正

以 1134.75Ω 精密電阻取代 Pt1000，模擬 35°C。調整偏移電路或程式校正值，使系統顯示：

$$35.0^{\circ} C$$

2. 高溫點校正

以 1161.7Ω 精密電阻取代 Pt1000，模擬 42°C。

調整放大倍率或校正係數，使系統顯示：

$$42.0^{\circ} C$$

3. 重複調整

由於零點與增益會互相影響，因此需反覆調整 35°C 與 42°C 兩點，直到兩端點顯示皆正確為止。

● 實際溫度校正

完成替代電阻調校後，再將 Pt1000 感測器放入恆溫槽進行實際溫度校正。建議校正點如下：

1. 35°C
2. 37°C
3. 39°C
4. 41°C
5. 42°C

每一個溫度點都需等待感測器達到熱平衡後再記錄數值，避免因感測器反應時間造成誤差。

每個溫度點可記錄：

- 標準溫度計讀值
- 感測器輸出電壓
- ADC 數值
- 系統顯示溫度
- 誤差值

● 校正曲線建立

取得多組資料後，可建立溫度與輸出電壓之校正曲線。

若線性誤差不大，可使用一次線性方程式：

$$T = aV + b$$

其中：

- T 為溫度
- V 為放大後輸出電壓
- a 為斜率

- b 為截距

將校正後的 a、b 值寫入 ESP32 程式中，使系統能將 ADC 讀值換算為實際體溫。若實測資料呈現些微非線性，也可使用查表法進行補償。

● 人體配戴測試

完成實驗室校正後，需進行實際配戴測試。

測試方式如下：

1. 將貼片固定於腋下。
2. 等待約 5~10 分鐘，使感測器與皮膚達到熱平衡。
3. 連續記錄體溫變化。
4. 同時使用電子體溫計量測腋溫作為比較。
5. 檢查貼片讀值是否穩定。
6. 測試走動、坐下、手臂擺動時是否造成明顯誤差。

若活動時數值跳動太大，需改善貼片固定方式或增加軟體濾波。

● 發燒警示測試

本系統設定 38°C 作為發燒警示門檻，因此需測試警示功能是否正常。

測試方式：

1. 使用溫度模擬或恆溫槽設定 37.5°C。
2. 確認系統不發出警示。
3. 將溫度提高至 38°C 以上。
4. 確認 OLED、LED 或 APP 是否出現警示。
5. 測試是否需連續三次超過門檻才警示。

此步驟可避免系統因瞬間雜訊造成誤警報。

● 本節結論

本系統調校流程分為替代電阻調校、實際溫度校正、校正曲線建立、人體配戴測試與發燒警示 測試。透過 35°C~42°C 多點校正，可修正感測器誤差、電路偏移與放大器增益誤差，使系統 能穩定量測人體腋下體溫。完成調校後，系統可提供較準確的連續體溫監測結果，並應用於居 家照護與智慧醫療場域。

十一、採購建議

● 主要元件選擇

元件	建議選用	選用原因
溫度感測器	Pt1000	線性佳、穩定性高、適合體溫量測
OP Amp	OPA333	低偏移、低漂移、低功耗
微控制器	ESP32	具 ADC 與藍牙功能，方便連接 APP
參考電壓 IC	2.5V Reference IC (LT1009)	提供穩定基準電壓
電源	3.7V 鋰電池	體積小、可充電、適合穿戴裝置
穩壓 IC	3.3V LDO	提供穩定工作電壓
顯示器	OLED	體積小、可顯示即時體溫
電阻	1% 金屬膜電阻	降低電阻誤差造成的量測偏差
可變電阻	多圈精密 VR	方便調整偏移與增益
電容	陶瓷/電解電容	用於濾波與電源穩定
貼片材料	醫療級膠材	避免皮膚刺激並提升固定性
外殼材料	柔性隔熱材料	降低環境溫度干擾

● 採購考量

1. Pt1000 感測器應選用體積小、反應速度快且可貼附於皮膚附近的型式。若感測器封裝過大，會造成配戴不適，也會降低反應速度。
2. OP Amp 則應選用低偏移與低漂移型號，因為本系統放大的是微小電壓變化，若 OP Amp 誤差過大，將直接影響體溫顯示結果。
3. 電阻部分建議使用 1% 以下金屬膜精密電阻，若預算允許，可選用 0.1% 精密電阻，以提高定電流源與放大器增益的穩定度。
4. 可變電阻應使用多圈式精密 VR，方便在調校時微調零點與增益。

● 本節結論

本系統採購時應優先選用品質穩定、誤差小且低功耗的元件。其中 Pt1000、OPA333、參考電壓 IC、精密電阻與多圈 VR 會直接影響量測準確度，因此應特別重視其規格。透過適當的元件選擇，可提升穿戴式腋下體溫監測貼片的穩定性、可靠度與實用性。

十二、參考文獻

1. International Electrotechnical Commission. (2022). *IEC 60751:2022 Industrial platinum resistance thermometers and platinum temperature sensors* (3rd ed.). IEC. [IEC Webstore](#)
2. Texas Instruments. (2015). *OPA333 1.8-V, microPower, CMOS operational amplifiers, zero-drift series* (Rev. E) [Data sheet]. Texas Instruments. [德州儀器](#)
3. Texas Instruments. (2018). *LMx85-2.5, LM385B-2.5 micropower voltage references* (Rev. L) [Data sheet]. Texas Instruments. [德州儀器](#)
4. Texas Instruments. *LM336-2.5 2.5-V reference diode* [Data sheet]. Texas Instruments.
5. Texas Instruments. *TL431 adjustable precision shunt regulator* [Data sheet]. Texas Instruments.
6. Analog Devices. (2009). *LT1009 series: 2.5 V reference* [Data sheet]. Analog Devices. [亞納克](#)
7. Espressif Systems. (2026). *ESP32 series datasheet* (Version 5.3) [Data sheet]. Espressif Systems. [Espressif Systems](#)
8. 黃清輝教授(2026). *〔感測與量度工程／第8章 溫度量測之設計〕* [PowerPoint slides]. 逢甲大學自動控制工程學系.