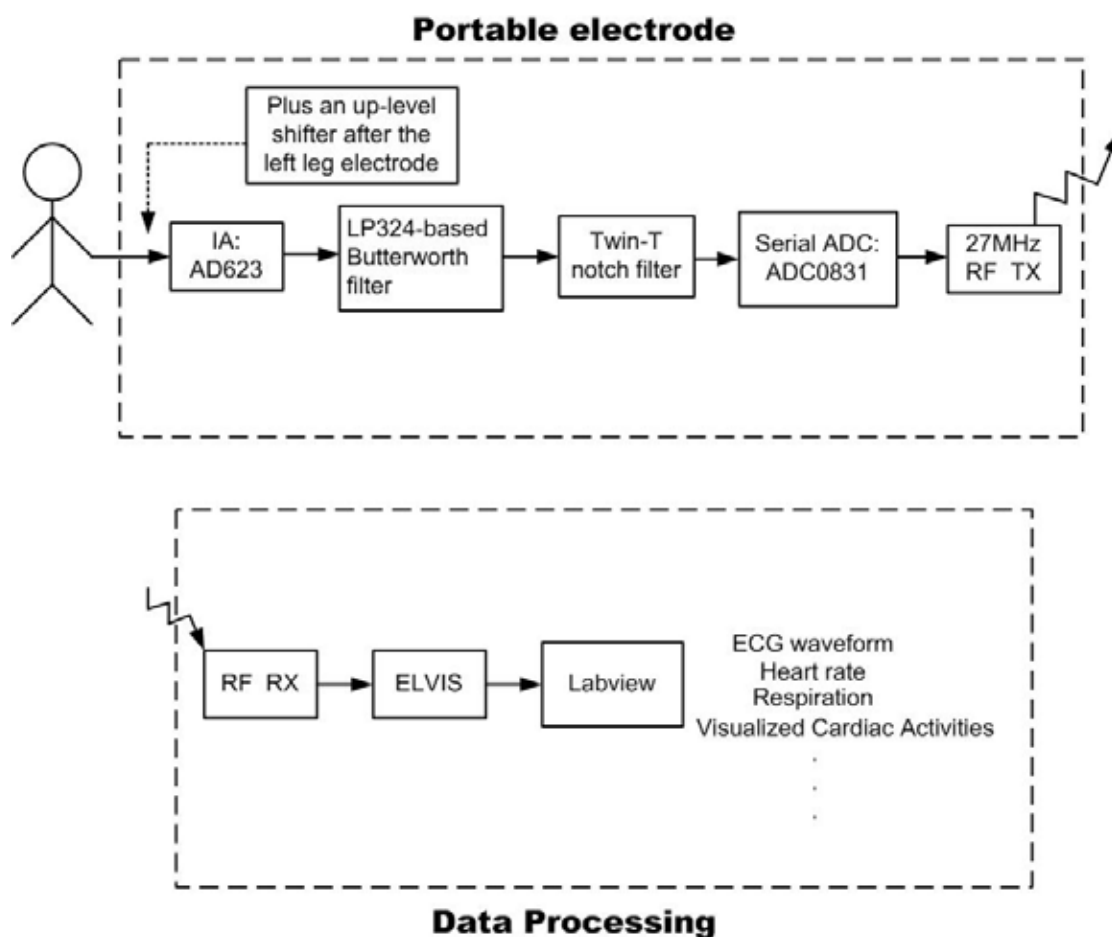


實驗目的

繼實驗三製作出量測ECG之電路後，我們想進一步利用電路複雜度的簡化和RF傳輸模組將量測電路可攜化（稱之” Portable Electrode”），希望可以藉由可攜化的便利及導線拉扯雜訊的消除，達到量測運動時心電圖的目的。

實驗架構

下圖為設計架構，其中 portable electrode 的前半部分，以硬體上較簡化的架構來實現實驗三的 ECG 量測電路，接著用 serial output ADC 將類比訊號轉成數位信號，並送入 RF 模組傳送。而由 RF 模組接收後，利用 Elvis 和 Labview 將接收到的 ECG 信號以示波功能展現，並再作信號處理計算出生理數據（如 BPM）

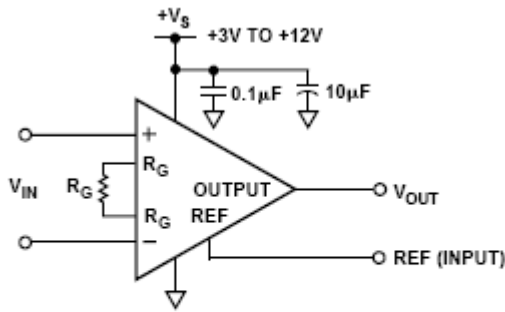


A · 前端 portable electrode 硬體設計

在本電路中，爲了讓所有 IC 都能使用單顆 9V 電池的 single supply 操作，並使訊號能配合 ADC 0V~5V 的訊號輸入範圍，我們將在 left leg 對應的電極後加上 level shift circuit，使後端處理的訊號都是正的。以下討論接下來設計中各部份的電路。

1 · Instrumentation Amplifier – AD623

在儀表放大器方面，我們選擇了 AD623，雖然其可為 duo supply 或 single supply，但此處為可攜式的 single supply 設計，因此其型式如左圖電路所示。基本上，其內部電路圖如右圖所示，我們可藉由單一電阻值的調整而改變其放大率，而在 single supply 設計中，Vref 設為 GND。



b. Single Supply

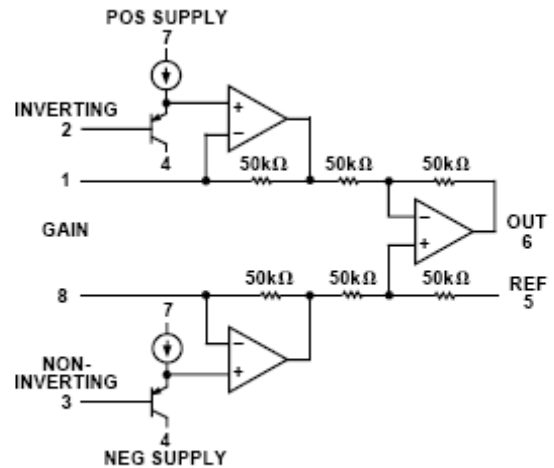
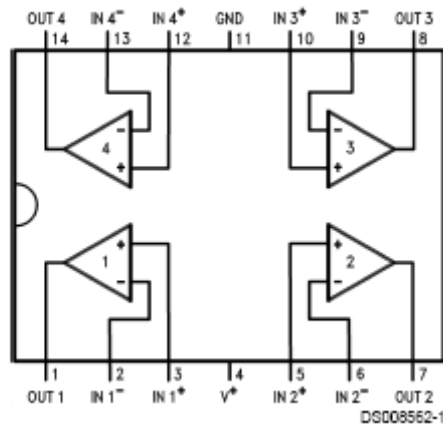


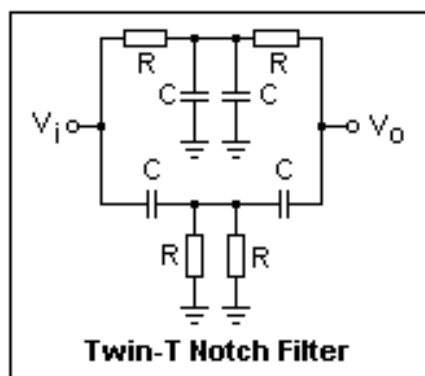
Figure 40. Simplified Schematic

2 · Butterworth filter – LP324



雖然 LP324 並不是專門為 Butterworth filter 所設計的 IC，而只有包含四顆獨立 OPAMP，但藉由外接的電阻、電容，事實上便可達到 Butterworth filter 的功能，最多能有八階，而在 complexity 上，除了此顆 IC 外，平均多一階要多加一個電阻及一個電容，尚可接受，只是 LP324 中的 OPAMP 也是 single supply 的，電壓最小值為 0V，和之前用過的 uA741 大不相同，因此此 single supply 特性對 Butterworth filter 的設計有何影響或需要什麼修正，都是尚待測試的。

3 · notch filter — passive device



使用 Twin-T 的電路架構，則只要三個電阻和三個電容，便可以設計出堪用的 notch filter，因此此部份只要用少量被動元件便可構成。

4 · ADC — ADC0831

由於此可攜式電極的最後端是單一輸出的 RF 傳輸模組，因此 ADC 的輸出勢必得是 serial 的，有兩種作法可以達到此效果。其一，我們可以使用一般的 parallel output ADC，並配合適當的 clocking，利用 8051 單晶片來以 RS232 的封包格式作 serial 的傳輸。其二，我們可以直接使用 serial ADC，如此可以省去一顆 8051 單晶片，由於 8051 的體積遠較一般 IC 大，因此我們將先試試 serial ADC，其中的一個選擇便是 resolution 為 8 bits 的 ADC0831，其訊號輸入範圍是 0V~5V，適合此處 single supply 的設計，然而，其 serial 封包格式及 synchronization 的方式仍待探討。

5 · RF 傳輸 — 27MHz FSK RF module

此模組包含一 transmitter 及一 receiver，原則上，經過適當的電路及天線設計後，只要在 transmitter 端單一輸入端出現的訊號，便可在 receiver 端收到，然而，在無線環境收發下較不穩定的雜訊干擾將是系統設計的一大重點。

生理參數的測量：

DAQ -> Noise Removed by software -> ECG waveform Display

-> HR.vi

-> PR.vi

-> QRS.vi

-> QT.vi

Noise Removed by software (這個要看接收到的信號 performance 何如)

ECG waveform Display

Heart Rate(RR interval)

60sec / R-R interval (sec)

Algorithm to Enhance the R wave:

1. 利用 difference function 得出 signal's derivative. (=>X)
2. $Y = \text{Hilbert Transform of } X$
3. $Z = \text{abs}(X + iY)$
4. Peak detection to find R (設定 threshold) .=> 找出 difference = d.
5. $d / \text{Sampling Rate} * 60$, 得到 BPM

PR interval

from beginning of P to beginning of QRS in the frontal plane)

QRS duration

QT Interval

measured from beginning of QRS to end of T wave