

以體阻抗技術實現即時心率偵測系統

林哲均
朝陽科技大學資
工系

鄧湘琦
朝陽科技大學資
工系

許恆誌
朝陽科技大學資
工系

劉省宏
朝陽科技大學資
工系
shliu@cyut.edu.tw

摘要

本專題的主要目標為用體阻抗容積描繪方法來偵測即時心率。在心臟收縮和舒張時，心房及心室內的體積變化，會造成身體體阻抗有相對性的改變，測量此體阻抗訊號的變化，可以抓取到心跳周期的時間，進而顯示即時心率。我們實現的方法為藉由類比電路抓取心臟搏動時造成身體阻抗而產生的訊號，接著將此訊號送入數位系統，其核心微控器採用 TI MSP430 G2553，藉由程式設定與演算法算出心臟跳動的週期，實現心率偵測的目的。

關建字：體阻抗容積描繪法、心率、TI MSP430

Abstract

The main goal of this project is to use the body impedance plethysmogram signal to detect the heart rate in real time. In the heart contraction and relaxation, the volume changes of atrial and ventricular cause the relative change of the body impedance. Therefore, we can detect the heart rate in real time from the impedance plethysmogram signal, and show it. Our designed system including a TI MSP430 G2553 microcontroller which could do the analog to digital conversion, and detected the duration of each heart beat by the algorithm. Then we finish a heart rate monitor in real time.

Key words: Impedance plethysmogram, Heart rate, TI MSP430

1. 前言

健康監控是近期一直很熱門的話題，像是有計步或心率監控的運動手環一直都被受歡迎，慢跑選手或自行車騎士等都很需要這類功能的產品。這幾年來有許多科技大廠如蘋果或

三星都有在這方面投資很大的心力來開發相關產品，不難看出這是潛在需求很大的一塊市場。

市面上已經存在的產品大部分都是用光容的方法來實現心率偵測。雖然這種方法被廣泛應用，但準確率容易受到外界光源的影響，所以需要緊貼著手腕，且功耗較高。體阻抗測量方法雖然比較不普及，但此方法可以降低功耗，且對人體的影響不大，實作產品也不會非常困難。若未來可以用此種方法做出實品，那對現存的市場產品將會是一個很大的衝擊。

我們專題目標為藉由類比電路抓取心臟搏動時造成身體阻抗變化的訊號，經過數位系統，其藉由微控器進行類比數位轉換、周邊控制與心跳抓取演算法，算出心臟跳動的週期，實現心率偵測的目的，同時藉由電源電路對電壓的轉換來供應類比電路板及數位系統所需不同電力。

以體阻抗的方式來偵測即時心率。相較於 Apple Watch 等等產品用光容的方法偵測心率，體阻抗測量方法有更低的耗電流與更穩定的特點。實驗初步階段需要將貼片貼於雙手形成較大的迴路，接下來電路優化後可以把貼片貼於單手縮小迴路，並且可以將貼片面積縮小到相當於手錶的寬度，斯毫不遜色於目前市場上的產品。

2. 類比電路

人體組織為電解性的，且其阻抗效應為容抗為主。因此要測量體阻抗時，需輸入一交流的定電流訊號，始可產生正比於體阻抗變化的電位訊號變化。本專題針對經過心臟的迴路阻抗，由於心臟的收縮和舒張期間，心臟內的體液有明顯的改變所反映的體阻抗變化亦會隨著心臟搏動而變化。圖 1 為體阻抗測量示意圖，由韋恩震盪器產生 100Khz 的交流訊號，再經由一定的電流電路將訊號以表面電送入人體內。再以表面電及抓取迴路上之訊號，前置放大器再經由一定電流電路，將訊號萃取出為單極訊號，其放大倍率為 10，並採用 JFET 型的

運算放大器來增加皮膚、電擊和電路間的阻抗匹配。經由乘法器作為調解處理，將 100Khz 的調變訊號和心跳搏動的身體阻抗分離，經帶通濾波器的頻寬 0.5~3hz，取出心臟搏動的身體阻抗訊號，再將此微弱訊號放大 500 倍，即可得到即時心率訊號，如有訊號不乾淨等雜訊，可重複幾次帶通濾波器和放大等步驟。最後將此心率訊號經由數位系統處理，擷取出即時心率，並顯示在器七段顯示器上[1][2]。

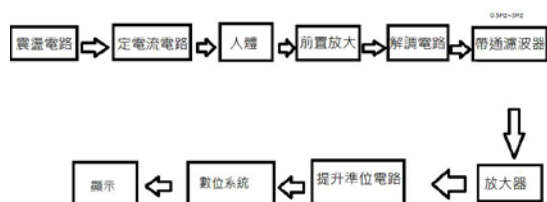


圖 1 體阻抗測量示意圖

2.1 韋恩震盪器

韋恩震盪器是一種弦波式震盪器，利用正回授方式，電路維持等幅震盪。其基本原理是由一個電橋網路與非反向放大器所組成因。

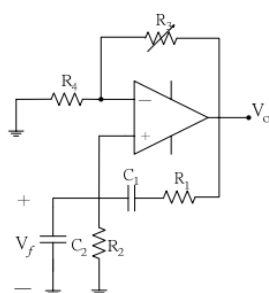


圖 2 保證震盪必須 $\frac{R_3}{R_4} \geq 2$

2.2 定電流電路

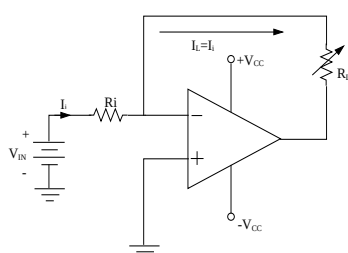


圖 3 基本 OPAMP 構成定電流電路

圖 3 為基本 OP. AMP 構成的定電流源電路，其電路是利用一電壓源 V_{IN} 經過電阻器 R_i 以提供一定電流 I_i ，因為 OP. AMP 的反相輸入端為一虛擬接地點，因此輸入電流 $I_i = \frac{V_{IN}}{R_i}$ ，由於此電路輸入阻抗非常高，幾乎沒有電流可以流進內部，所以全部 I_i 流經 R_L 即 $I_L = I_i = V_{IN}/R_i$ 。由此只要 V_{IN} 及 R_i 保持常數，即使 R_L 再怎樣改變， I_L 仍為定值。此電路電流一旦由 R_i 決定後，不

論負載電阻 R_L 如何變化，負載電流 I_L 均幾乎不受影響。

2.3 儀表放大器(前置放大)

功用是表面電及抓取迴路上之訊號，儀表放大器是由三個放大器所共同組成，其中電阻 R 與 R_x 需要再可變電阻 1k~10k 範圍以內，設固定電阻為 R ，調整 R_x 來改變放大增益值。

$$\text{儀表放大器公式: } V_0 = (1 + \frac{2R}{R_x})(V_1 - V_2)$$

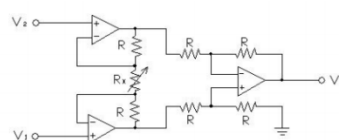


圖 4 三個放大器所共同組成的儀表放大器

2.4 解調電路

人體是一個體阻抗容積描繪法，心臟搏動的訊號耦合在送入身體的載波訊號中，因此，須透過解調電路，將心臟搏動所造成的體阻抗訊號解調出來人體是一個體阻抗容積描繪法，心臟搏動的訊號耦合在送入身體的載波訊號中，因此，須透過解調電路，將心臟搏動所造成的體阻抗訊號解調出來市面上已有許多 ic 可做為解調電路，使用 AD734 這類 ic 作為解調電路。



圖 5 載波

圖 6 人體波

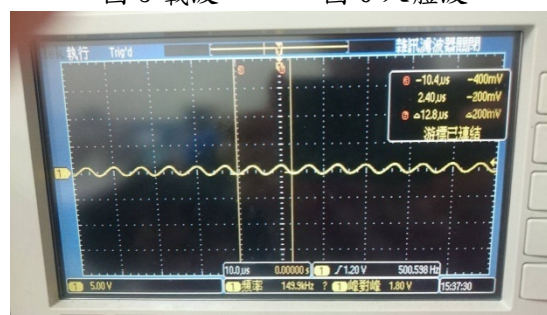


圖 7 調解過後的人體波

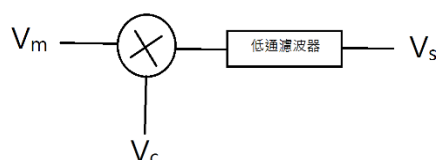


圖 8 乘法器調變概念圖

載波 $V_c = V_{cm} \cos 2\pi f_c t$

訊號波 $V_s = V_{sm} \cos 2\pi f_s t$

V_c 和 V_s 調變為 V_m ， V_m 的公式如下

$$V_m = V_{mm} \cos 2\pi(f_c + f_s)t$$

將調變訊號與載波訊號相乘，再經由乘法器調變可獲得調變訊號。

調變訊號為下式

$$V_m * V_c = V_{cm} V_{sm} \cos(2\pi f_c t) \cos(2\pi(f_c + f_s)t) \\ = \frac{1}{2} V_{cm} V_{sm} (\cos(2\pi f_c t) + \cos 2\pi(2f_c + f_s)t)$$

高頻

低頻

2.5 低通濾波器:

顧名思義就是讓低頻訊號通過，高頻訊號會衰減幾乎為 0。

先定義 $n_1 = n_2 = 0$ ， $n_0 \neq 0$ 。

$$T(S) = \frac{n_0}{S^2 + S\frac{\omega_p}{Q_p} + \omega_p^2}$$

圖 9 為其振幅響應之區分，當 $n_0 = \omega_p$ 時，直流增益為 1 (0 dB)。加入交流訊號後，當其訊號頻率低時 (小於 ω_p)，訊號幾乎未被衰減即通過，此區為通帶；當頻率逐漸增加，超過轉折頻率後，因分母為 S 頻域之二次方程式，故增益會以斜率 (Slope) 約為 -40dB/decade 的速度下降，輸出訊號被衰減，此區為轉換帶；當頻率高於截止頻率 ω_s 後，不論輸入訊號準位為何，均無輸出，此時為阻絕帶 (Stop Band)。

2.6 高通濾波器 (High-Pass Filter):

先定義 $n_0 = n_1 = 0$ ， $n_2 \neq 0$

$$T(S) = \frac{n_2 S^2}{S^2 + S\frac{\omega_p}{Q_p} + \omega_p^2}$$

兩個傳輸零點均位於 $S=0$ 處，表示其直流增益為 0，且當 $n_2=1$ 時，其高頻增益為 1。高通濾波器之振幅響應區分如圖 10 所示。

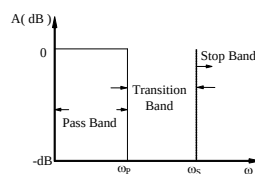


圖 9 低通濾波器震幅響應

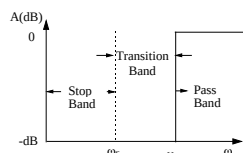


圖 10 高通濾波震幅響應

2.7 帶拒濾波器

只讓特定頻率無法通過，帶拒濾波器各分別有兩個阻絕帶與通帶，以單一電路設計製作時，困難度較高，故通常用高通與低通濾波器之串並聯來合成。

先定義 $n_1=0$ 。

$$T(S) = \frac{n_2 S^2 + n_0}{S^2 + S\frac{\omega_p}{Q_p} + \omega_p^2} = n_2 \frac{S^2 + \omega_n^2}{S^2 + S\frac{\omega_p}{Q_p} + \omega_p^2}$$

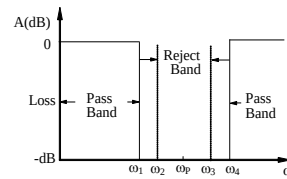


圖 11 帶拒濾波器震幅響應

非反向放大器:

非反相放大器與反相放大器的兩大不同之處在於輸出波形與輸入波形相位同步且輸入會進入非反相輸入端子 (+)。(如圖 12) 非反相及反相電路都是使用負反饋。關於此電路的運作方式，非反相 (+) 及反相 (-) 輸入皆在電壓 V_{in} 。因此，A 點也在 V_{in} ，根據歐姆定律可得知， R_1 的電壓為 $V_{in} = R_1 \times I_1$ 。此外，由於運算放大器的輸入基本上沒有電流流入，因此可得出 $I_1 = I_2$ ，由於 V_{out} 即 R_1 與 R_2 電壓的總和，因此可得出 $V_{out} = R_2 \times I_2 + R_1 \times I_1$ 。

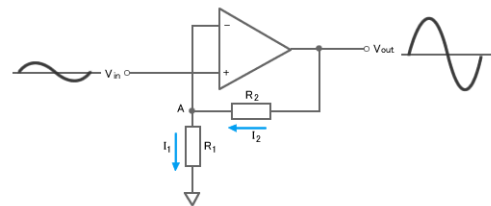


圖 12 非反向放大器

2.7 提升準位電路

又稱為箝位電路，功能就是將一個輸入訊號的平均值，作往上或往下的偏移，使其輸出的交流訊號以另一個新的平均值來輸送，波形中的頻率與振幅不會改變，只有輸入與輸出波形的平均值不同而已。

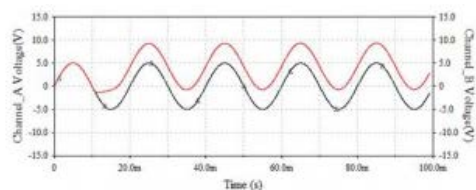


圖 13 黑色為原波形，紅色為提升過後波形

2.8 電源電路

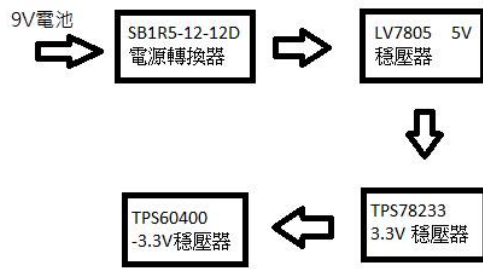


圖 14 電源流程

3.數位系統

3.1 IC 簡介

我們所選擇使用的 IC 型號是 MSP430G2553，生產商為德州儀器。德州儀器旗下有許多型號的 IC，各種 IC 都有不同特色及功能，當然價格也會隨著 IC 功能多寡而異，但它們都脫離不了嵌入式系統處理器的特色，就是低成本、客製化及低功耗。G2553 相較於其他 G 系列的 IC 多出了類比轉數位的功能 [3]。

3.2 程式基本設定

圖 15 為基本功能設定流程圖。首先將工作時脈設為 1MHz，接下來定義 IC 腳位的輸入輸出方向及功能，包括 ADC 輸入及七段顯示器輸出。將 P1.0 設為 ADC 輸入腳位，P1.4 至 P1.7 為七段顯示器控制腳位，P2.0 至 P2.3 為七段顯示器資料腳位，計時器設為上數模式 [4][5]。

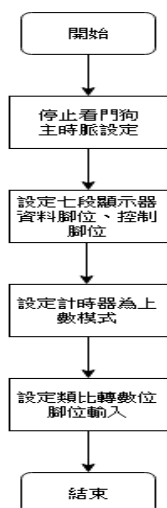


圖 15 基本功能設定流程圖

3.3 心率抓取演算法

圖 16 為心率週期抓取流程圖。當 ADC 開始讀入訊號時，若訊號小於 1.1 則 $index++$ ，再繼續等到下次取樣，直到訊號大於 1.1 後才

開始尋找 Peak 值。大於 1.1 後，若下一個取樣值相較之前任何值都高就將 $index$ 設為零且執行 $index++$ ，並將此值存放，反之則只執行 $index++$ ，直到訊號低於 0.7 為止。當程式得到小於 0.7 的訊號時，就可以將 A 及 Peakvalue. $index$ 相加以得到 Peak 到 Peak 的 $index$ ，也就是兩次脈搏間隔時間。

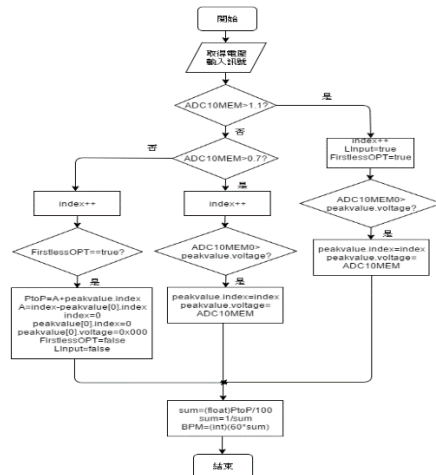


圖 16 心率週期抓取流程圖

17 為心率訊號運算處理說明圖。從第一個波峰開始，只要訊號低於 0.7v 就將 A 的長度，也就是時間的長度儲存下來。接下來訊號若大於 1.1v 就開始偵測波峰值，直到訊號再次低於 0.7v，就可以確定 Peakvalue，相加 A 及 Peakvalue 就可以得到此次心跳週期。接下來的訊號也是重複上述動作算出週期。

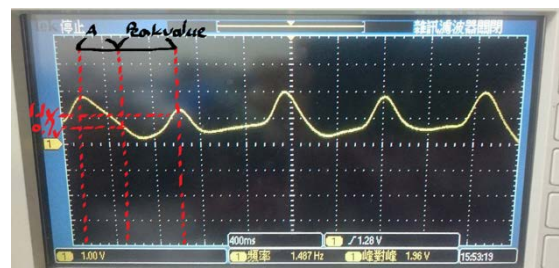


圖 17 心率訊號運算處理

圖 18 為陣列處理與結果運算流程圖。得到兩個 Peak 值之間的時間間隔後，再將 PtoP 除以 100 再取倒數，接著乘 60 即可求得以一個脈搏所算出的每分鐘心跳頻率。若連續五個數據誤差都在 $\pm 20\%$ 內，就將其值存入 bpm_arr 陣列中。當 bpm_arr 陣列存至 10 個每分鐘心跳頻率數據時，就將 10 個數據取平均的結果顯示在七段顯示器。

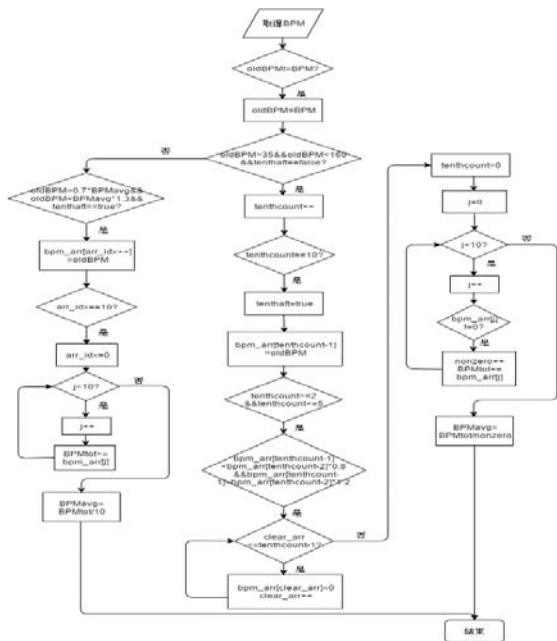


圖 18 陣列處理與結果運算流程圖

4. 實際測量與結果

圖 19 為測量人體，測量貼片分別為定電流、高頻訊號、低頻訊號、接地，圖 20 為定電流電路輸出，輸出電流 0.3A，圖 21 為解調前的人體波形，圖 22 為經由解調後形成人體的波形，圖 23 中即時心率的週期為 650ms，圖 24 七段顯示器結果為 92 次數/分鐘。

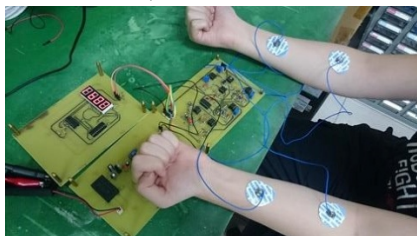


圖 19 人體測試

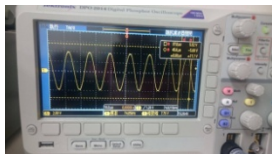


圖 20 定電流波形



圖 21 人體波

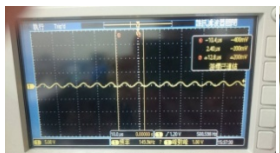


圖 22 調解過後的人體波



圖 23 即時心率



圖 24 七段顯示器顯示即時心率為 92

5. 結論

雖然我們已經可以做到動態顯示每分鐘脈搏的次數，但還是有很多的方能夠加強。相較於市售的穿戴式脈搏監測的輕便性，我們板子的成品顯得過於累贅，穩定性也有加強的空間，顯示的部分也可以由七段顯示器改良成顯示於手機。若可以改變這些缺陷將可易讓這項成品更有看頭。

6. 致謝

本研究由科技部 MOST 105-2221-E-324-006 所支持

7. 參考文獻

- [1]<http://www.auto.fcu.edu.tw/wSite/publicfile/Attachment/f1255510699623.pdf>
- [2]<http://ir.lib.ncu.edu.tw:88/thesis/getfile.asp?date=2008-7-23&file=7350955201129.pdf>
- [3]<http://www.ti.com/lit/ug/slau144j/slau144j.pdf>
- [4]<http://coder-tronics.com/msp430-adc-tutorial/>
- [5]http://coecsl.ece.illinois.edu/ge423/datasheets/MSP430Ref_Guides/Cexamples/MSP430G2xx3%20Code%20Examples/C/