

血壓計

1. 概述

隨著社會、經濟文化的發展，人們飲食、生活、工作習慣出現了不健康的改變，導致心血管病成為目前國民的主要死亡原因之一。如果能經常測量自己的血壓，就做到對自己的健康情況心理有數，早期發現問題，就能得到較好的治療效果。另外對於診斷這些疾病方面脈搏資訊也包含了許多有價值的人體生理病理資訊，如它可反映出血管阻力的大小；脈搏輸出量的多少；血管的伸展性；主動脈狹窄和主動脈瓣閉鎖的情況等。脈搏作為生理參考資訊，其在血壓測量及血流量檢測等方面也起著重要的作用。對於心血管疾病的防治血壓與脈搏的量測是大家值得去研究與關注的問題。

而目前家庭中最常用的則為電子式血壓計，其除自動化測量外，也不需測量人員協助聽診。測試方法主要透過壓脈袋內的壓力感測器來偵測壓力變化，藉此來判斷血壓值。其電子式血壓計組成件除感測器外，尚需有加壓幫浦、洩壓閥與微控制器的組合才能達到自動化測量。量測方式於一開始對壓脈袋加壓，當壓脈袋內壓力大於人體的收縮壓後，再控制洩壓閥減壓。利用壓脈帶在加壓和減壓過程中，將心臟跳動時在血管壁的震動反應到壓脈帶中感應的壓脈波變化，進而測量壓脈帶中壓力和振幅計算出收縮壓、舒張壓與平均壓值。

本文是基於矽統科技 HY16F19xB 內部的高精度 $\Sigma\Delta$ ADC 用示波法和臂式量測方式對血壓脈搏進行量測，測試資料表明：用該方法實現的電子血壓計具有測量精度高、抗干擾能力強、使用簡便，成本低等特點，適合作為保健類儀器大批量生產。

2. 原理說明

2.1 血壓檢測

現在血壓的檢測方法大致可以分為兩類：柯氏法（也叫聽診法）與示波法（也叫震盪法）。而現在大多數電子血壓計基本上利用示波法來量測人體的血壓，主要是柯氏法存在一些固有的缺點：一是確定舒張壓比較困難；二是此法憑人的視覺和聽覺，帶有主觀因素，除非專業醫生，一般人很難測準血壓。七十年代出現了多種柯氏法電子血壓計，試圖實現血壓的自動檢測，但很快發現這類血壓計未能克服柯氏法的固有缺點，誤差大，重複性差。目前，國外大多數無損自動血壓自動檢測儀器都採用示波法。

血壓計示波法的測量過程中包含加壓、定速排氣或充氣、血壓測量的技術來進行。並採用充氣袖套來阻斷上臂動脈血流，由於心搏的血液動力學作用，在袖帶壓力上將重疊與心搏同步的壓力波動，即脈搏波。在加壓過程當袖帶壓力小於收縮壓時，動脈逐漸彈開，振盪波幅逐漸增大；當袖帶壓力等於平均脈壓時，動脈管壁完全處於去負荷狀態，波幅達到最大值；袖帶壓力上升到平均脈壓以下時，臂帶逐漸綁緊，波幅逐漸減小。相應的波形如圖 1。

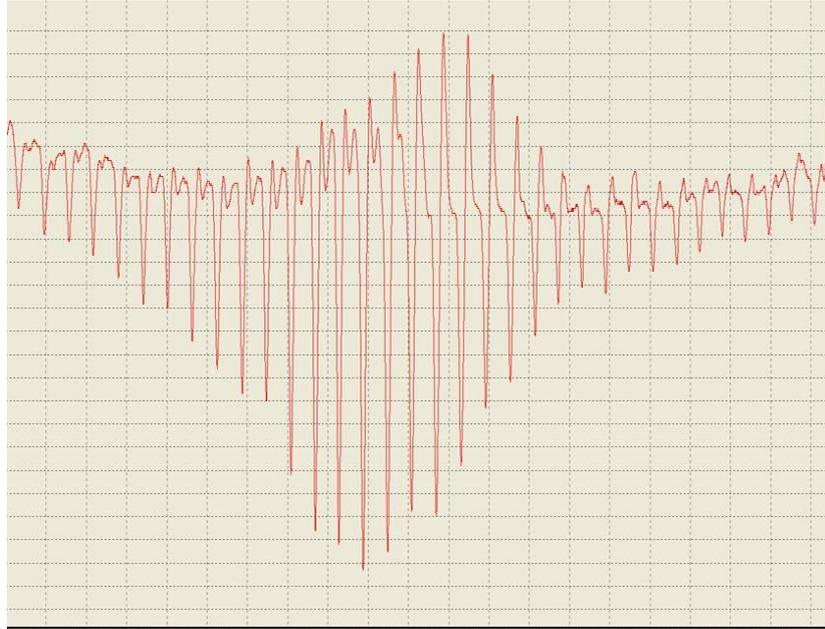


圖 1. 示波法的 ADC 脈搏曲線信號

基於統計規律的分析方法判定平均脈壓的準則是：袖帶內振盪信號達到最大值時對應的最小袖帶壓力為動脈平均壓。當腕帶的壓力等於血壓時，血液開始可以流通而產生所謂的 cuff 聲，這時候也就是收縮壓，我們必須開始從這裡做記錄，直到最最後 cuff 聲沒有的時候，此點即為舒張壓。

2.2 感測元件

對於人體血壓信號的感測是利用專用半導體材料的感測器 US09111-006S，為電阻式全橋式壓力感測器，具有良好的線性度，輸出電壓與所加壓力成正比關係，寬的工作溫度範圍-40°C~85°C。通過 HY16F19xB 內部 LDO 提供 2.4V 於壓力 sensor 兩端它可以直接將動脈血液對血管壁的壓力轉換為 0 ~ 100mV 的電信號，對應的血壓值為 0 ~ 40KPa，與血壓計的設計要求非常匹配，因此特別適合示波法壓力測量。

2.3 電源控制

血壓計的主控部分採用 16F19xB 32bit 為內核的單片機，並其內建單獨使用於晶片電源的 charge Pump 電路；這樣的電源控制，能在剛啟動直流電機的時候由於瞬間的大電流使用這個模組能防止電源瞬間被拉低而造成系統重定。而且當啟動馬達時，對於 HY16F19xB 內部 Charge Pump 的控制只需通過軟體來切換晶片的工作電源選擇。HY16F19xB 這樣的電源設計架構與其他的血壓計應用比較起來，電源部分的設計非常簡潔無需外接 charge Pump 的升壓電路，而且可以做到能直接使用兩節電池來供電。

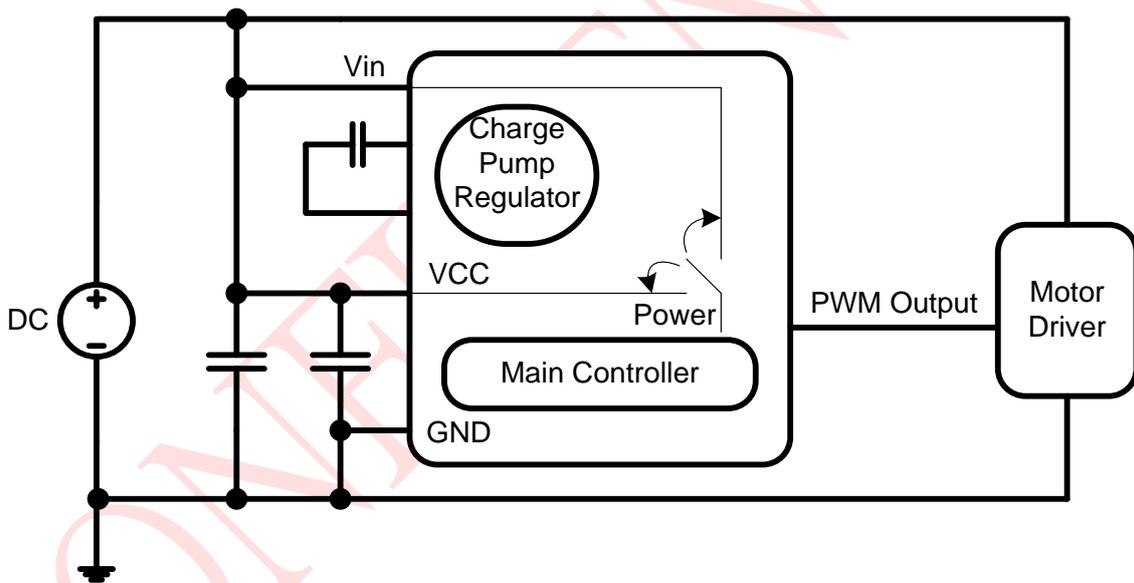


圖 2. HY16F19xB 內部電源架構

3. 系統結構和測量說明

血壓計的整體線路主要包括：ADC 量測電路、充放氣控制、LCD 顯示控制

3.1 ADC 量測電路及內部 ADC 設置

電子式血壓計中，感測器扮演一個很重要的角色。當心臟跳動時血管壁的震動需要通過感測器來轉換成電信號，而血壓計使用的壓力感測器多為半導體製程電阻式的壓力感測器，其感測器電阻溫飄係數將近為 1000PPM/°C 等級，因此在系統設計時，多使用了運算放大器產生一個定電流源系統，來提高傳感器的穩定度及降低漂移量。圖 3 為使用外接放大器來完成壓力傳感器定電流迴路。

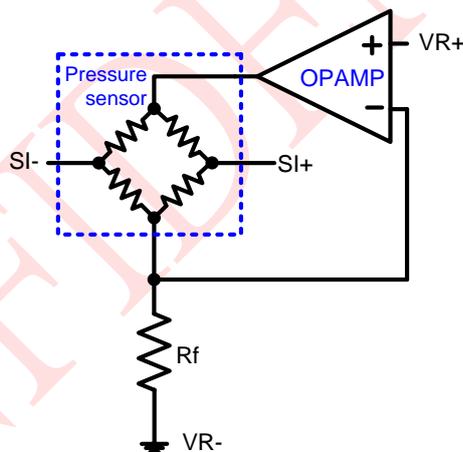


圖 3. 壓力傳感器之定電流控制

使用矽統科技高解析度全差動輸入 $\Sigma\Delta$ ADC 類比數位轉換器進行訊號取樣時，只要再外接參考電阻(R_f)，配合 $\Sigma\Delta$ ADC 輸入訊號與參考訊號比例計算法，就可以輕鬆完成定電流控制迴路效果，如圖 4，而不需再設計一般連接運算放大器的方式。而式 1 說明 $\Sigma\Delta$ ADC 數位輸出碼等效公式，可得知由輸入待測電壓差($\Delta V_{IN}=SI+ - SI-$)與 $\Sigma\Delta$ ADC 參考電壓差($\Delta V_{REF}=VR+ - VR-$)之比例

關係。而式 2 分別計算圖 4 中的 ΔV_{IN} 、 ΔV_{REF} ，因此計算出的結果相同於外接放大器所求得定電流迴路效果，只與 ΔR (壓力傳感器差動變化量)及 R_f (參考電阻)有關。因此 R_f 只選用一般電阻，其溫飄係數約只有 50PPM/°C 左右，其測量結果也只受 R_f 與當下 ΔV_R 變化影響，因此大幅降低壓力傳感器所貢獻的溫度漂移量。

$$A/D \text{ Output Code} = ADCR = \frac{\Delta V_{IN}}{\Delta V_{REF}} \times 2^{24} = \frac{(S^+ - S^-) \times PGA \times ADGN}{(VR^+ - VR^-) \times VRGN} \times 2^{24} \quad \text{式 1}$$

$$(S^+ - S^-) = \frac{\Delta R}{R} \times (VDDA - VR^+), (VR^+ - VR^-) = \frac{R_f}{R + R_f} \times VDDA$$

$$ADCR = \frac{(S^+ - S^-)}{(VR^+ - VR^-)} = \frac{\Delta R}{R_f} \quad \text{式 2}$$

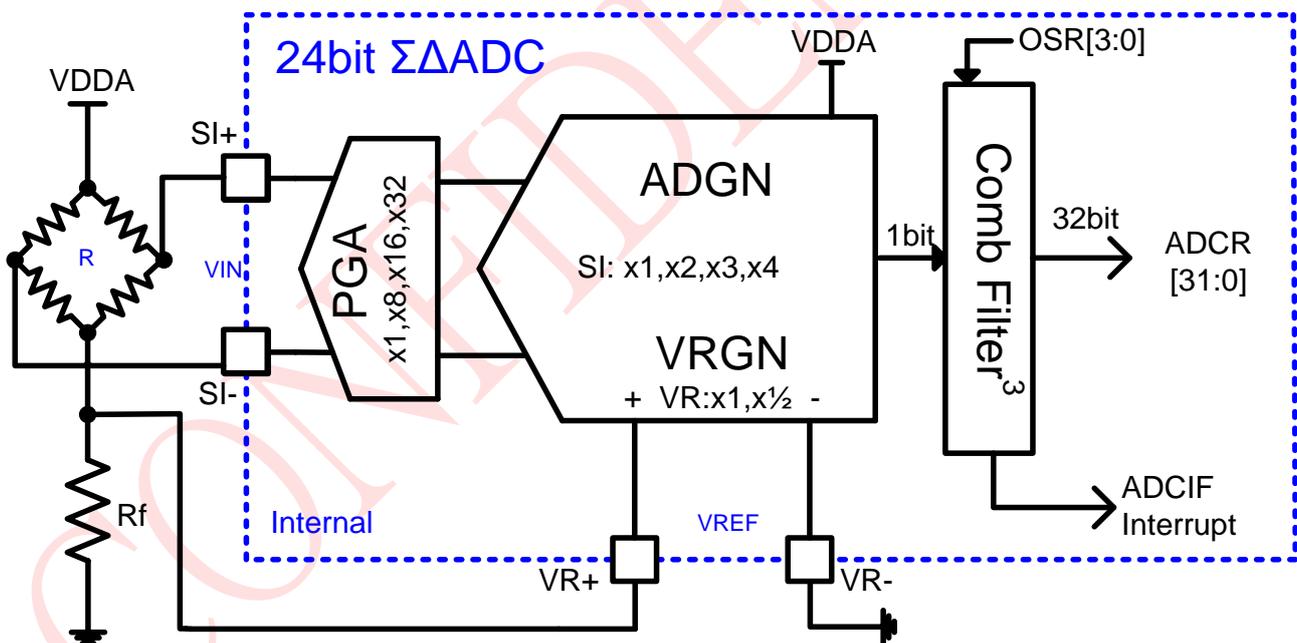


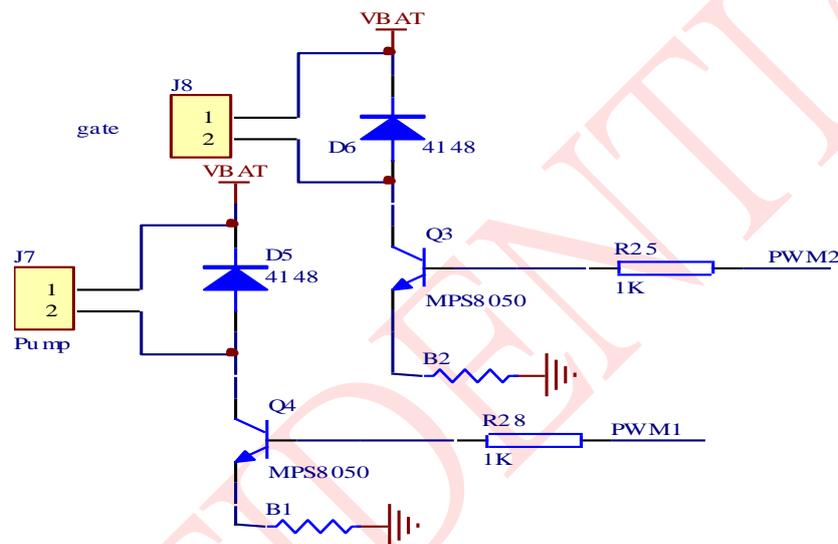
圖 4. 壓力感測器差動訊號測量示意圖

3.2 充放氣控制電路

充氣控制電路是通過 HY16F19xB 內部 16 bit 的 PWM 輸出及電晶體的控制電路來控制直流

馬達對袖帶的充氣。並通過調節 PWM 輸出的占空比來控制袖帶內的充氣速度。而袖帶內的放氣也是由 PWM 輸出 high 與 low 的狀態經電晶體的開關電路來控制電磁氣閥門的打開與關閉。

在充氣控制上，PWM 設置的輸出頻率 120HZ，當剛啟動充氣馬達時通過調節 PWM 的占空比來實現快速充氣過程，當袖帶內的氣壓達到 35mmHg 時通過調節 PWM 輸出的占空比來改變充氣的速度，並在當前氣壓下 ADC 開始能分辨出人體的血壓信號。



圖圖 5. 充放氣控制電路

3.3 顯示控制部分

HY16F19xB 內建最多 4COMx36SEG 或 6COMx34SEG 的液晶驅動器，故很輕易的就能驅動 LCD 分別可以顯示收縮壓、舒張壓、心率及時間。

4. 應用架構

電子式血壓計的設計需要前置複雜的硬體設計來完成訊號取樣，並搭配微控制器進行訊號取樣，一般需要通過以下步驟，如圖 66。生理信號通過感測器轉換成電信號，經前置放大器進行信號放大和處理，再經 A/D 轉換器進行採樣，將類比信號轉變為數位信號。微控制器再進行自動化控制及後端數位信號處理演算法來進行信號分析處理，計算出有意義的資料。

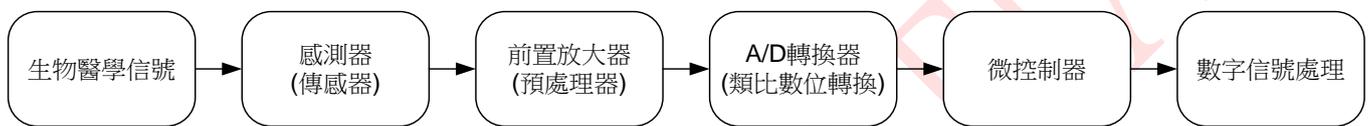


圖 6. 生物醫學信號轉換流程圖

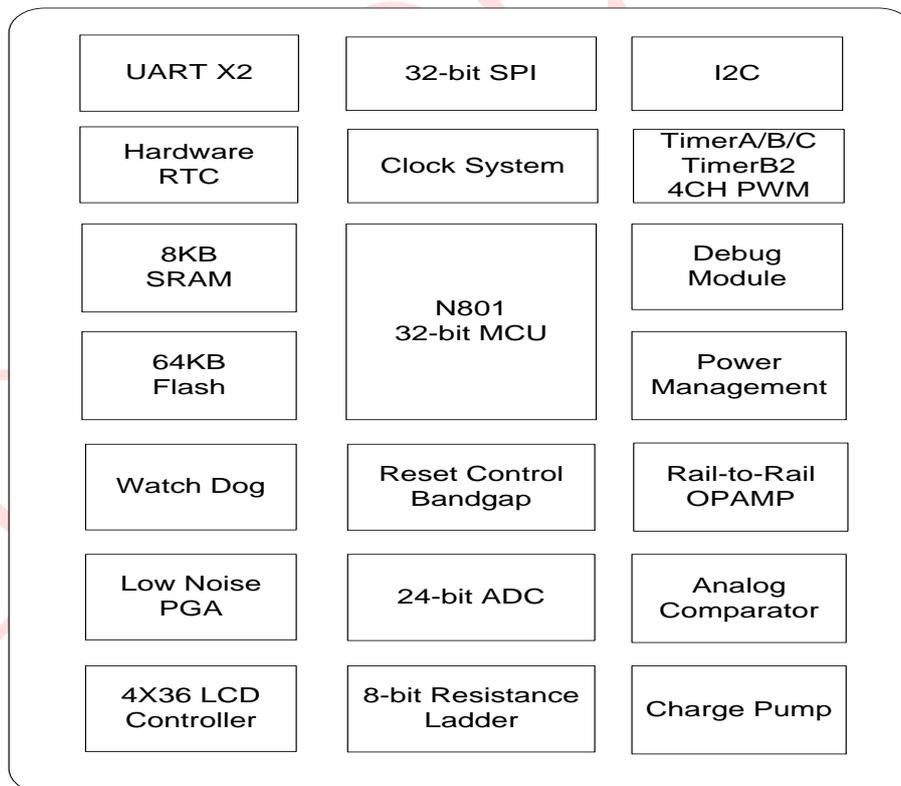


圖 7. HY16F19xB 微控制器功能架構圖

人體血壓信號通過壓力感測器轉為電信號，而且這個信號直接利用 HY16F19xB 內部最大為 128 倍的放大及它的高精度 ADC 和內建 LDO 模組提供參考電壓把這個信號轉成數位量，由於 HY16F19xB 具有以下的特性，故讓血壓信號的量測電路非常簡單，性價比非常高：

- ◆ 採用最新 Andes 32 位元 CPU 核心 N801 處理器。
- ◆ 電壓操作範圍 2.2~3.6V，以及-40°C~85°C工作溫度範圍。
- ◆ 支援外部 16MHz 石英震盪器或內部 16MHz 高精度 RC 震盪器，擁有多種 CPU 工作時脈
切換選擇，可讓使用者達到最佳省電規劃。
 - (1) 運行模式 350 μ A@2MHz/2
 - (2) 待機模式 10 μ A@32KHz/2
 - (3) 休眠模式 2.5 μ A(Sleep Mode), 5 μ A(Idle Mode)
- ◆ 程式記憶體 64KBytes Flash ROM，資料記憶體 8KBytes SRAM。
- ◆ 擁有 BOR and WDT 功能，可防止 CPU 死機。
- ◆ 24-bit 高精準度 $\Sigma\Delta$ ADC 類比數位轉換器
 - (1) 內置 PGA (Programmable Gain Amplifier)最高可達 128 倍放大。
 - (2) 內置溫度感測器。
- ◆ 超低輸入雜訊運算放大器。
- ◆ 最多支援 4COMx36SEG 或 6COMx34SEG 的液晶驅動器
 - (1) 1/3、1/4、1/5、1/6Duty 及 1/3Bias 選擇

(2) 內建 Charge Pump 穩壓器，可提供 4 段 VLCD 偏壓 (3.3V、3.0V、2.8V、2.6V)。

(3) 支援 R type VLCD 偏壓 (VLCD 電源由外部供電)。

- ◆ 16-bit Timer A。
- ◆ 16-bit Timer B 模組具 PWM 波形產生功能。
- ◆ 16-bit Timer C 模組具 Capture/Compare 功能。
- ◆ 硬體的串列通訊 SPI、I2C、UART 模組。
- ◆ 硬體 RTC 時鐘功能模組。
- ◆ 硬體 Touch KEY 功能模組。

5. 結論

整個系統的測量線路，只需要感測器配合參考電阻就完成定電流效果，壓力感測器的差動訊號直接輸入 $\Sigma\Delta$ ADC 網路中，只需要單通道網路連接，透過 $\Sigma\Delta$ ADC 內置可程式放大器(PGA、ADGN)即可進行訊號放大與取樣。當系統將壓脈袋加壓時，即開始進行訊號取樣，在判斷不到壓脈波變化之後，則啟動洩氣閥降壓。在此時，矽統科技 HY16F19xB 內部的高解析度 $\Sigma\Delta$ ADC 則能輕易測量差動變化量，即使在升壓過程中，仍可以準確測量壓力值和共振振幅。

一般電子血壓計會經過前置放大器進行訊號處理與濾波，將訊號分辨成血壓訊號(DC Signal)及試波法所測得共振振幅訊號(AC Signal)，透過 DC+AC 雙路測量通道分別進行訊號取樣，並經過數位濾波演算法計算出血壓值。而 HY16F19xB 內建高解析度 $\Sigma\Delta$ ADC，便於將傳感器輸出直接連接 $\Sigma\Delta$ ADC 類比網路，無須外接前置放大器，也不用切換測量網路，只要透過單通道測量方

法，即可測得原始的 DC+AC 訊號。圖 8 則簡單說明了 HY16F19xB 的 $\Sigma\Delta$ ADC 直接轉換出從感測器輸出差動訊號的原始取樣資料。圖 9 說明，透過了軟體設計數位濾波演算法，建立高通濾波功能及積分演算方式，就能將圖 8 的原始資料輕易計算出共振振幅訊號。有了共振信號後，搭配周邊壓脈袋容量、材質等判斷校正後，則可以計算出平均壓，進而計算出收縮壓與舒張壓等壓力值。

故以矽統科技 HY16F19xB 內部的高精度 $\Sigma\Delta$ ADC 為類比信號處理前端搭與內建的 LCD 驅動在臂式血壓信號的處理方面完全能滿足設計規格，並且還內建直接可提供於晶片電源的 charge Pump regulator 模組，無需外接升壓電路，使得週邊電路非常簡單，抗干擾能力佳，性價比高等特性。與其他的血壓計設計來比這樣的血壓量測系統有著廣闊的市場前景。

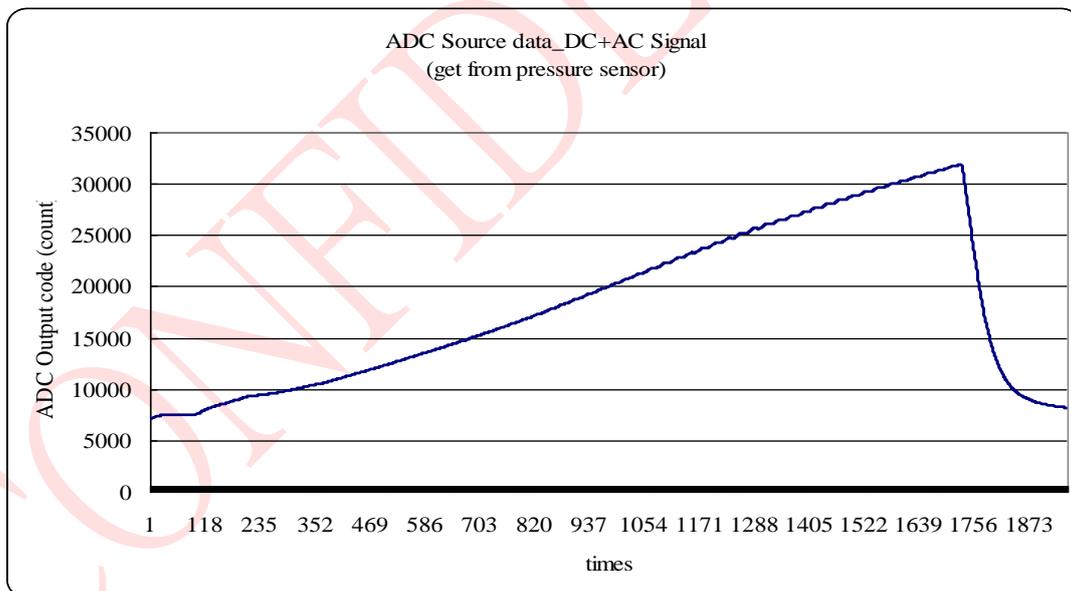


圖 8. Blood DC+AC Signal

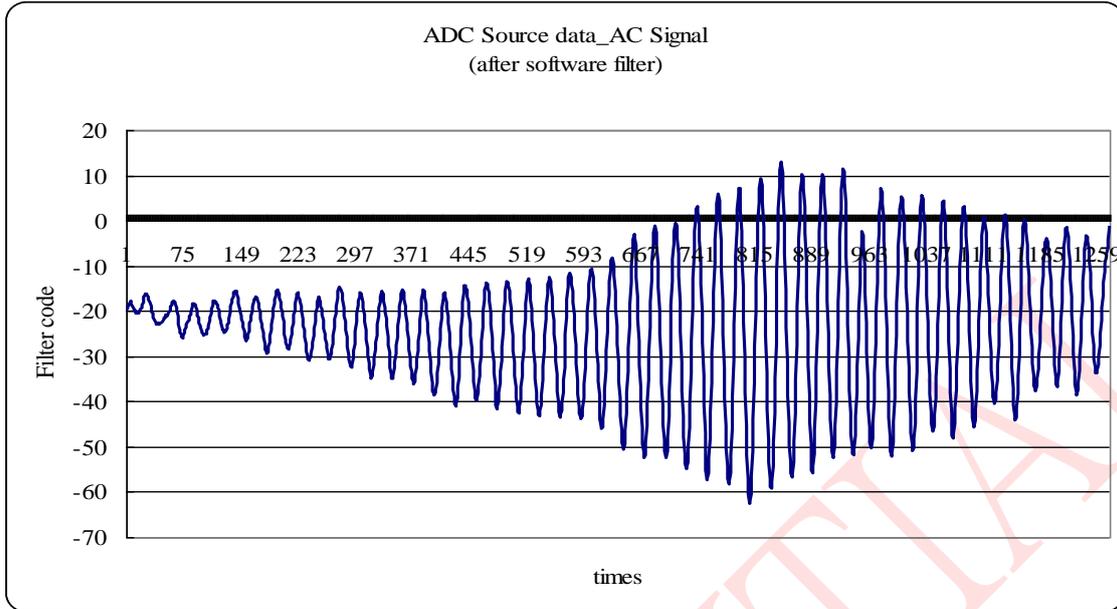


圖 9. Blood AC Oscillation Signal

6. 參考文獻

[1] HY16F198xB 產品規格書.

[2] HY16F198xB 產品使用手冊.