

以 Zigbee 實現攜帶式心電圖監測裝置

洪睿謙
朝陽科技大學
s10127635@cyut.edu.tw

劉省宏
朝陽科技大學
通訊作者
shliu@cyut.edu.tw

王政程
朝陽科技大學
birthday19871122@gmail.com

摘要

隨著科技不斷的進步，將醫院大型並且攜帶不便的心電圖儀，開發縮小化，讓使用者可以輕便的攜帶，並於日常生活或運動時使用。本研究的目的在開發以 Zigbee 實現攜帶式心電圖監測裝置，其具有一導程的心電圖及三軸加速規，此裝置可以測量受測者的心電圖訊號及身體活動狀態，為使此裝置達到無感且容易使用的狀況，盡可能縮小電路、減輕重量、降低耗電量，將記錄的生理數位訊號儲存在 SD Card 中，經由我們所開發出的訊號處理軟體，精確地找出心電圖每個心跳的 R 波及 S 波，並且計算心跳周期，本研究的裝置有利往後對心律不整或心率變異(Heart Rate Variability)的研究。

關鍵詞：Zigbee、心電圖、攜帶式。

Abstract

As technology continues to progress, and will carry a large hospital electrocardiogram (ECG) inconvenience develop miniaturized, allowing users to lightweight to carry, and when used in daily life or sports. This research aims to develop Zigbee implementation of portable ECG monitoring device, which has a lead of ECG and tri-axial acceleration gauge. This device can measure the subject's ECG signals and physical activity status, to enable the device to reach and easy to use without a sense of the situation. As much as possible to reduce the circuit, reduce weight, reduce power consumption, the physiological recording digital signals stored in the SD Card. By signal processing software we developed, more precise identification of each heartbeat of ECG r-wave and s-wave, and calculating the heartbeat cycle, this research device enabling the next study on arrhythmia and

heart rate variability.

Keywords: Zigbee, Electrocardiogram, Portable.

1. 前言

傳統醫療一直專注於短期治療危及生命的問題，被動而非主動的健康管理，如果我們能夠專注於預防、早期評估及篩檢，它將更經濟、更提高效率、更有益於患者[1]，在心電圖測量中相較於其他對心血管系統的測量，具有非侵入性、簡單且方便的優點，使用心電圖來診斷心臟疾病是非常顯著的如心肌缺氧、心律不整和心肌梗塞等，利用心電圖來檢查心臟功能主要分為十二導程心電圖(12 Lead Electrocardiogram, ECG)及攜帶式心電圖(Halter ECG)，十二導程心電圖是由 12 個方向記錄心臟中電流的活動，藉由仔細觀察心電圖中所顯示的波形變化，來判斷心臟功能是否正常，通常僅有數分鐘[2,3]，且受測者是靜止的躺在床上接受測量。

Holter ECG 主要應用於長時間的動態心電圖記錄，透過長時間的心電圖監測，來發現短暫出現的心臟問題，Holter 通常要配戴 24 小時，相較於十二導程心電圖，對於使用者更具有方便性，並且能夠用於長期測量，可以藉由長期測量來測量不易察覺到的不正常的心律，但由於傳統市售的 Holter monitor 通常都是將裝置佩戴在腰帶上並且使用有線的方式與電極貼片連接，所以有些受測者可能會感到不舒服或不方便[5]。

本研究的目的即在開發以 Zigbee 實現攜帶式心電圖監測裝置，其具有一導程的心電圖及三軸加速規，此裝置可以測量受測者的心電圖訊號及身體活動狀態，為使此裝置達到無感且容易使用的狀況，盡可能縮小電路、減輕重量、降低耗電量。此外，由於所測量的訊號接屬於動態訊號，如何克服身體晃動所產生的雜訊，從心電圖訊號中擷取出穩定的心率，也是本研究的另一項目的[4]。

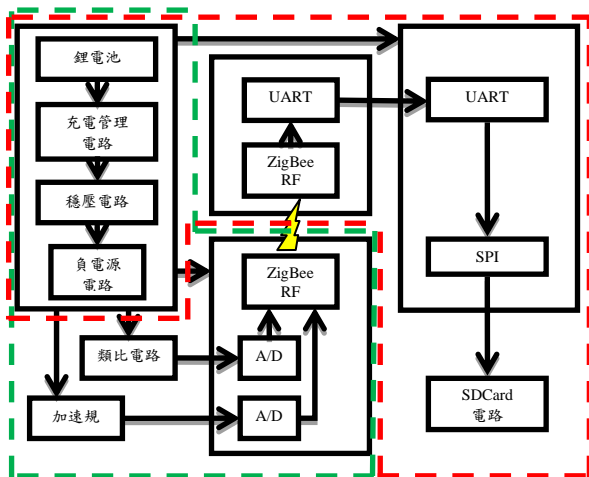


圖 1 心電圖監測裝置硬體結構圖

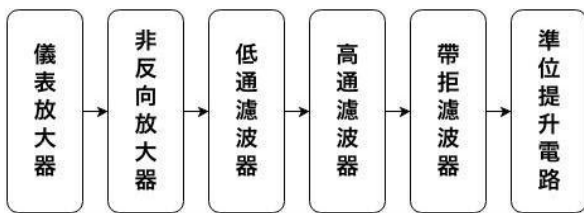


圖 2 類比電路方塊示意圖

2. 韌體設計

ZigBee 心電圖監測裝置中主要分為兩個裝置，心電圖訊號測量裝置及數位處理儲存裝置，以及訊號分析軟體。心電圖訊號測量裝置包含一導程的心電圖和一個三軸加速規，使用者將此裝置放在於左胸口，裝置測量到的生理訊號(心電圖訊號和身體姿態的三維度加速度訊號)藉由 CC2530 晶片的 ADC12 轉為數位訊號再透過 Zigbee 傳輸至數位處理儲存裝置，數位處理儲存裝置的 CC2530 接收生理訊號後將數位訊號傳送給微控制器，微控制器我們使用 MSP430F5342 因為它的系統頻率可以達到 25MHz，具有較高的運算能力，足以滿足本研究中訊號處理所需的運算量，經由內部的數位訊號處理將心電圖訊號及三軸加速規訊號儲存至 SD 卡中，SD 卡所記錄的 ECG 數據資料可以在透過以 MATLAB 設計的訊號分析軟體，計算出心率並且精確地找出每個心跳的 R 波，裝置硬體結構圖如圖 1，綠色為生理測量裝置，紅色為數位處理儲存裝置。

2.1 心電圖類比電路

類比電路所擷取的心電圖訊號是非常微小的訊號，能量大約在 0.5mV~5.0mV 之間，心電圖的頻率約在 0.5Hz 到 40Hz 之間，根據過去的研究顯示心電圖訊號的測量最容易耦合

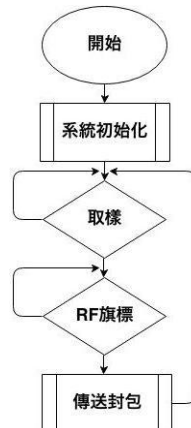


圖 3 發射程序圖

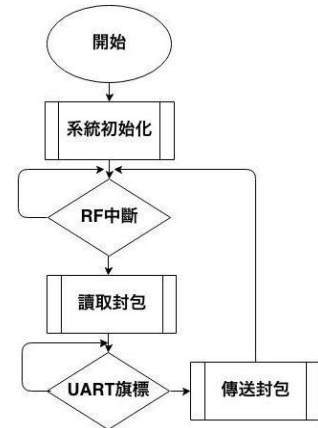


圖 4 接收程序圖

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
0x55	0x55	HR	EH	EL	XH	XL	YH	YL	ZH	ZL

圖 5 封包格式

各種的雜訊，這些雜訊是會造成研究演算法部分的困難，導致 QRS 波的錯誤判斷[8-9]。常見的雜訊有(1)交流雜訊，是 50-60Hz 的干擾，(2)呼吸耦合雜訊，是人體呼吸所造成的基準線飄移，(3)肌電雜訊，是人體的肌肉動作所產生的雜訊，(4)電極的接觸雜訊，是電極貼片與皮膚接觸會造成的基準線飄移。

為了得到正確且穩定的心電圖訊號，本裝置利用利用類比電路做初步的處理，類比電路方塊示意圖，如圖 2 所示。首先以儀表放大器將訊號做初步的放大，此還包含一個高通濾波器的回授給儀表放大器做參考點，此步驟會使得心電圖訊號更加的穩定。再以非反向放大器做大倍率的放大補償。要將不必要的雜訊干擾去除，研究中分別設計了截止頻率設計在 40Hz 二階的低通濾波器和截止頻率設計在 8Hz 高通濾波器，及 60Hz 的帶拒濾波器，將去除電源干擾。此外因為 CC2530 是不具有負電壓的功能，所以無法取得負電訊號，必須以一個提升準位的電路，將心電圖訊號完整的提升至 1.5V 的範圍，如此一來 CC25300 的類比數位轉換器就可以對訊號做擷取。

2.2 加速規電路

裝置採用了 Analog Devices 公司所生產的三軸加速規，ADXL325 具有小型且低功耗的優點，三軸加速度感測器以電壓的方式輸出。該晶片測量加速度全範圍為±5G，可以測量動態加速度、運動、衝擊或震動，為了滿足不同應用，可以透過選擇電容設計在 XOUT、YOUT 及 ZOUT 頻帶寬，Z 及 Y 範圍為 0.5Hz~1600Hz，Z 及 Y 範圍為 0.5Hz~550Hz。

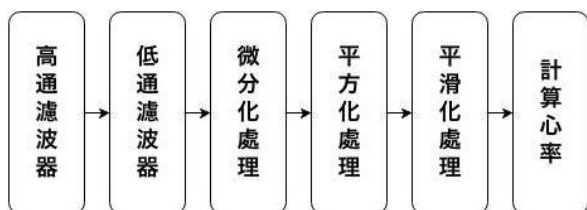


圖 6 數位系統運算方塊圖

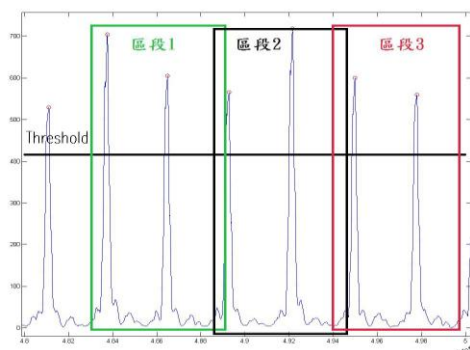


圖 7 前後區段示意圖

2.3 電源電路

我們透過可充電的鋰電池提供裝置所需的電源，包含充電管理電路來對鋰電池充電，可重複使用提供方便性。常見的穩壓電路產生 3.3V 供 MCU 及周邊電路使用，負電源電路提供 -3.3 電源給心電圖類比電路，裝置所使用的充電晶片為 TI 公司的 BQ24072，該晶片對電池充電分為三個階段：條件、定電流及定電壓。在充電階段，內部控制迴路監控 IC 結點溫度，如果內部溫度超過閾值將會降低充電電流。其具有高精度電流、電壓調節迴路、充電狀態顯示及充電終止的功能。充電的電流及限制可藉由調整外部電阻來進行設計。

2.4 ZigBee 發射/接收程序

本裝置挑選 CC2530 透過 ZigBee 傳送/接收，設定接收/發射端的位址及安全碼，即可互相傳遞資料，相當方便。缺點為傳輸距離有限，但隨身攜帶的數位處理裝置，以短距離的 ZigBee 傳輸足夠滿足我們的需求。圖 3 為發射程序的步驟，首先系統初始化設置計時器，計時器觸發取樣，接著檢查 RF 旗標是否再忙碌，然後傳送封包。圖 4 為接收程序的步驟，首先系統初始化設置，檢查 RF 是否有資料觸發中斷，如果有資料則讀取封包，接著檢查 UART 旗標是否再忙碌，然後傳送封包給 MSP5342。溝通封包格式如圖 5 所示，以簡單的標頭(2Bytes)、資料(9Bytes)所組成，共有四個通道(channel)，第 1、2 個 bytes 為標頭檔，第 3 個 bytes 為心跳數值，第 4、5 個 bytes 為

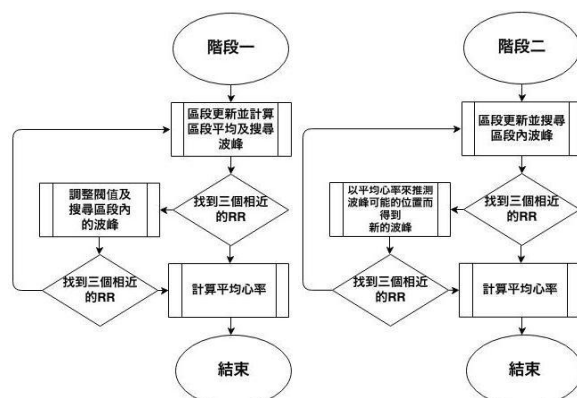


圖 8 計算心率一

圖 9 計算心率二



圖 10 經驗法則一

圖 11 經驗法則二

第一個通道，第 6、7 個 bytes 為第二個通道，第 8、9 個 bytes 為第三個通道，第 10、11 個 bytes 為第四個通道。

2.5 SDCard 電路

我們所使用的 SDCard 管理晶片 CH376，它是一個文件管理控制晶片，解決 MCU 讀寫 USB 隨身碟與 SDCard 的文件。內部已經包含 FAT16、FAT32 及 FAT12 的格式管理系統，我們需要下指令與該晶片溝通，便可以將資料寫入 SDCard。

3. 訊號分析軟體

在類比電路的部分雖然已經有濾除多餘的雜訊，但只要是類比訊號都可能再受到雜訊干擾。將記錄的生理數位訊號儲存在 SDCard 中，再經由我們所開發出的訊號分析軟體，先做數位訊號處理包含：高通濾波、低通濾波、微分化、平方化、平滑化等處理，來精確地找出每個心跳的 R 波及 S 波，並計算出心跳周期，如圖 6。

3.1 數位訊號處理

數位濾波器具有比類比濾波器更高的精度，甚至能夠實現類比濾波器在理論上無法達到的性能。數位濾波器有較類比濾波器更高的可靠性，由於電子零件的電路特性可能隨著時間、溫度、電壓的變化而漂移，而數位濾波器沒有這樣的問題。因此數位濾波器設計三階的巴特沃斯高通濾波器，截止頻率為 10 赫茲、四階的巴特沃斯低通濾波器，截止頻率為 20

規格	ZigBee
導程	I 導程
頻率範圍	0.05-40Hz
總增益	1380
取樣頻率	300Hz
類比數位轉換	4 channel, 12 bit
電池容量	320mA 鋰電池，具充電功能
裝置大小	發射 $55 \times 43 \times 14 \text{ mm}^3$ 接收 $64 \times 45 \times 32 \text{ mm}^3$
耗電流	發射 6mA 接收 20mA
SD Card	有
USB SerialPort	有

表 1 裝置規格



圖 12 發射裝置實體正/背面圖

赫茲、使用五點的微分方法之後再經過平方化及平滑化處理，以利計算心律的準確性。

3.2 計算心率

數位訊號處理過後 R 波變得明顯易見，可以容易的區分出來。但可能還是會有部分問題存在，我們假設兩種狀況，第一種為虛假心跳，例如心房早期收縮，會產生較短的週期，意指 RR 間隔會小於平均心跳 RR 間隔，而與下一個 R 波波峰點的 RR 間隔卻是相近的(即 $RR1 > RR2$ ，但 $RR1$ 相近於 $RR2 + RR3$)，此情況需忽略當下的 R 波，認為下一個 R 波才是正確的波峰點。

第二種為遺漏心跳，心跳有可能會少跳，會產生較長的週期，意指 RR 間隔會大於平均心跳的 RR 間隔，(即 $RR1 < RR2$ ，但 $RR2$ 相近於兩個 $RR1$)，此情況認為訊號遺漏掉一個心跳，應該在 $RR2$ 之間補上一個 R 波波峰點，避免在心率的演算有過大的差異。

圖 7 即時的心率計算，首先設定一個大小為 450 的區段，預留區段為與前後區段重疊的部分，避免 R 波波峰點因區段切換被忽略掉。心率計算流程分為兩個階段，階段 1 是在找初始的平均心率，此時人體活動建議為靜態。區段更新以計算區段的平均來設定閾值，將區段中的波峰點標記起來，判斷是否有找到了 3 個相近的 RR 間隔，如果有則計算平均心率，如果沒有則調整閾值重新找區段中的波峰點，如果還是沒有找到 3 個相近的 RR 間隔，則更新



圖 13 發射側面圖 圖 14 裝置黏貼示意圖



圖 15 裝置接收實體前/後圖



圖 16 發射內部圖 圖 17 接收內部圖

區段並繼續下一個區段的演算，流程如圖 8，階段 2 是處理人體活動為動態，可容忍的心電訊號雜訊是較高的。階段 2 不同於階段 1 的是經驗法則，以平均心率來推測可能波峰的位置得到新的波峰位置，流程如圖 9。

經驗法則是以平均心跳去推測心跳可能的位置，當找到的波峰點不規律時，圖 10 狀況 1 從 Peak1 往後推測可能的波峰點 Peak3、Peak5 及 Peak6，並且忽略掉 Peak2 及 Peak4，圖 11 狀況 2 從 Peak1 往後推測可能的波峰點 Peak2、Peak3，我們認為 Peak1 與 Peak2 之間的訊號遺漏掉一個心跳，所以在此間隔內補上一個波峰點，然而推算的起始點可能有問題，當無法推測出波峰點的正确位置，我們認為可能是 Peak1 本身就是虛假的，那我們會忽略 Peak1，重新以 Peak2 往後推算下個波峰點位置，推算出正确的波峰點位置 Peak3、Peak5 及 Peak6。

4. 結果

4.1 裝置簡介

表 1 為以 Zigbee 實現攜帶式心電圖監測裝置規格，圖 12 為裝置發射端的正面及背面，正面有開關及二個 LED 燈，分別為充電警示燈、電源燈，如圖 13 所示側邊有 MicroUSB 插孔此為充電時使用，充電警示燈：充電時為恆亮，當電池充飽電為恆滅，電源燈：開關 ON

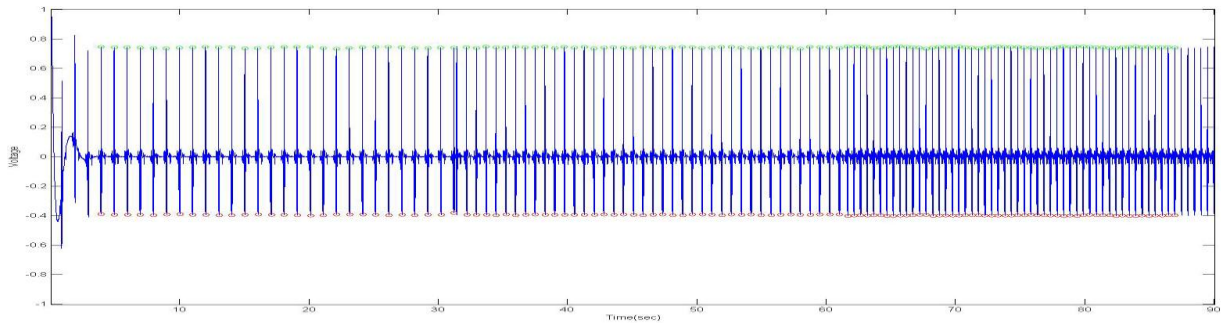


圖 18 模擬器之 ECG 訊號

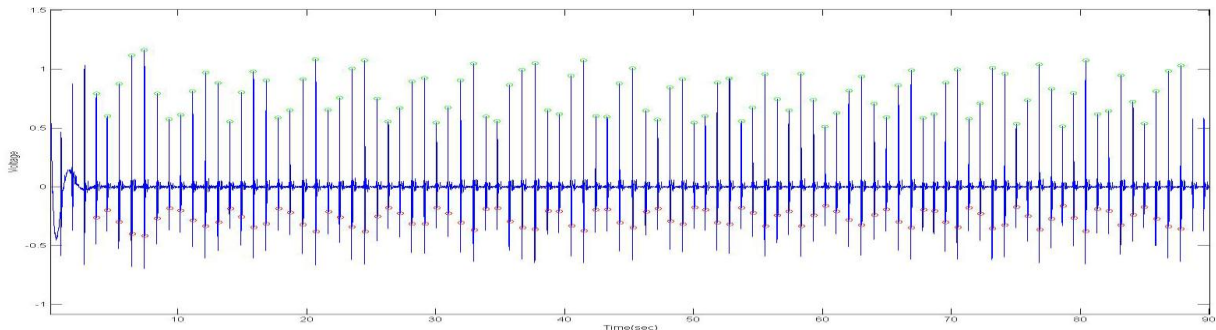


圖 19 受測者之 ECG 訊號

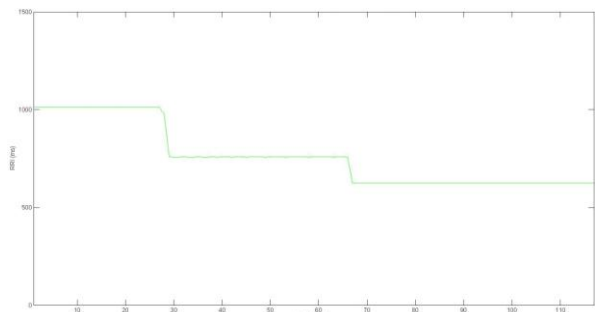


圖 20 模擬器之 RRI 訊號

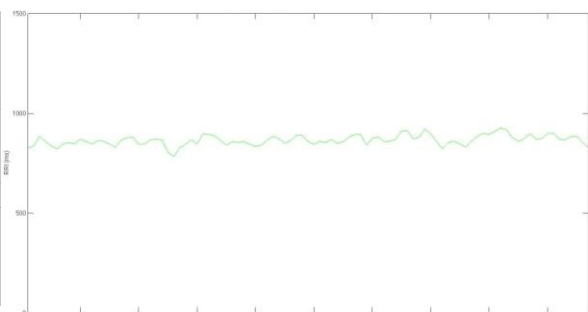


圖 21 受測者之 RRI 訊號

為恆亮，開關 OFF 為恆滅。

圖 14 為本裝置使用於人體的黏貼示意圖，位置大約位於兩乳頭之間偏左側且上方一點，且可能因個人體質不同而需要微調黏貼位置，圖 15 為裝置接收端的前面及後面，前面有 MicroUSB 插孔為充電及資料傳輸時使用，上面分別為充電警示燈、SDCard 狀態燈、心跳燈。

後面分別為 SDCard 插槽，SDCard 開關，SDCard 狀態燈：儲存資料為恆亮，不為儲存狀態為恆滅，SDCard 開關：按下為儲存資料，否為不儲存資料，裝置充電採用 5V 電壓直接對本裝置充電，充電電流為 500mA，而鋰電池充電時間為 320mA/500mA，因此充電結束的時間約不到 1 小時；在開關的部分利用兩階段開關，當開關設置為 ON 時即可開始測量，而當電源耗盡時只需將開關設置於 OFF，插入充電器就可以對鋰電池充電，圖 16、17 為裝置

內部實體圖。

4.2 系統實驗

實驗系統測試分為兩部份，第一部份為模擬實驗系統測試分為兩部份，第一部份為模擬訊號測試利用 BC-Biomedical 公司的 PS-2110 心電訊號模擬器，進行心電訊號的模擬，第二部份為受測者實際測量，兩部份的實驗各別進行記錄 90 秒，所記錄到的 ECG 訊號分別載入到訊號分析軟體進行測試。

4.2.1 模擬訊號測試

我們使用 PS-2110 Patient Simulator 為標準來做心率的驗證，分別測試了心率 60、80、120 BPM(Bit per minute)各 30 秒，心跳振幅設定為 1.0 mV，如圖 18 可以明顯觀察出 ECG 訊號當中的 R 波及 S 波都有被精確的標記出，綠色圈代表 R 波紅色圈代表 S 波，圖 20 為模擬訊號

測試之 RR 間隔。

4.2.2 受測者訊號測試

我們讓受測者輕鬆無負擔的坐在椅子上，將攜帶式心電圖監測裝置使用電極片黏貼於受測者兩乳頭之間偏左側且上方一點，並開始錄製 90 秒的生理訊號，再將錄製的 ECG 訊號載入 MATLAB 程式進行分析，結果圖 19 所示 ECG 訊號當中的 R 波及 S 波都被精確的標記出，圖 21 為受測者之 RR 間隔訊號。

5. 結論

本論文以 Zigbee 實現攜帶式心電圖監測裝置，有效的縮小了心電圖儀配置於使用者身上的體積，成為攜帶式、輕便型的心電圖儀器，在操作使用上沒有複雜的設計，只需要將裝置穿戴於胸口並打開其開關，生理感測裝置就可以擷取受測者的心電圖訊號，裝置僅利用兩個電極點去擷取人體皮膚表面的訊號，接收裝置具備有 Micro SD Card 的資料儲存功能，再經由自行開發的訊號分析軟體，其結果顯示能精確的標記出心電圖的 R 波及 S 波並且計算出 RR 間隔訊號。

致謝

本研究由國科會 NSC102-2221-E-324-004XXXXXX 計畫所支持。

參考文獻

- [1] M. Marzencki, K. Tavakolian, Y. Chuo, B. Hung, P. Lin, and B. Kaminska, "Miniature wearable wireless real-time health and activity monitoring system with optimized power consumption," *Journal of Medical and Biomedical Engineering*, vol. 30, no. 4, pp. 227-235, 2010.
- [2] Yong Gyu Lim, Ko Keun Kim, and Kwang Suk Park, "ECG Recording on a Bed During Sleep Without Direct Skin-Contact", *Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 4, pp. 718-725, 2007.
- [3] G.-Y. Jeong, K.-H. Yu, "Design of Ambulatory ECG Monitoring System to detect ST pattern change", *SICE-ICASE International Joint Conference*, Oct. 18-21, 2006.
- [4] Stanley Wang, Shing-Hong Liu, "Development of Wearable Wireless Physiological Measurement Apparatus", Department of Computer Science and Information Engineering Chaoyang University of Technology, Thesis for the Degree of Master.
- [5] http://en.wikipedia.org/wiki/Holter_monitor