

# 嵌入式遠端生理訊號呼吸偵測系統

## Embedded Remote Physiological Signals and Respiration Detection System

羅兆呈 林建宏  
Zhao-Cheng Luo, Chien-Hong Lin

### 中文摘要

呼吸作為生理系統的一項特徵，被視為重要指標用於評斷睡眠及心血管系統之健康與否。傳統用於呼吸偵測的技術主要是透過睡眠檢查系統(Polysomnography, PSG)來進行，PSG系統造價高，通常配置於醫院的睡眠中心，屬於接觸式裝置，使用者易感受到不適感。本研究說明如何利用都卜勒雷達進行遠端呼吸訊號量測，系統使用的天線為EUSSO-UWA2614-OP，訊號頻段為2.4GHz，與一般的家用無線路由器相同。而此方法主要的困難點在於如何在一公尺的距離範圍內精確地量測呼吸，我們設計一套演算法分析及過濾接收到的訊號，並從中找出呼吸模式藉此推估呼吸率，精確率可達90%。

### Abstract

Respiration is an important feature of human physiological system for estimating the quality of sleep and the health of cardiovascular system. Polysomnography (PSG) traditionally used in sleep center of hospital for the research of sleep, but the cost is prohibitive. Patients easily feel uncomfortable in diagnostic process because they have to equip with different sensors on body (ECG, EKG...etc). We design a doppler-radar-based system which can detect respiration remotely. The system uses antenna EUSSO-UWA2614-OP to receive breathing signal. Its baseband is 2.4GHz, which is similar to the one in a home use wireless AP. The main challenge we would like to solve is how to detect respiration precisely in a range of 1 meter. We design an algorithm to analyze and filter the received breathing signal, and then find the respiration pattern and estimate the respiration rate accordingly.

### 關鍵詞(Key Words)

呼吸偵測(Respiration Detection)

都卜勒雷達(Doppler Radar)

生理訊號監控(Monitoring of Physiological Signal)

### 1 · 前言

睡眠是人體生理系統一個重要的行為，與是否擁有良好生活質量息息相關。其中呼吸為評估睡眠行為的一項重要指標，當睡眠障礙(Sleep Disorder)發生的時候會直接反應在人體

呼吸訊號的改變。睡眠呼吸中止症(Sleep Apnea)為睡眠障礙中常見的症狀，其患者在睡眠中因為無法呼吸而導致睡眠呼吸中止並於睡夢中無意識醒來，醒來後會回復正常呼吸，此情況可能一個晚上發生數次，由於斷斷續續進行使得

患者睡眠品質不佳嚴重影響工作以及日常生活品質[1]。

傳統的睡眠檢查系統 (Polysomnography, PSG) 需在體表配戴許多感測裝置如：肌電感測器、血氧感測器、心電圖量測..等，這類系統造價昂貴，通常得至醫院睡眠中心進行測試，而接觸式的量測環境容易造成使用者的不適，故受測者往往很難入睡。本研究利用都卜勒雷達嵌入式裝置並提出具遠端監控功能之呼吸偵測系統，都卜勒雷達透過都卜勒效應的原理來偵測物體的加速度變化，物體的速度變化量會直接反映在量測到的訊號。由於人體進行呼吸時，胸腔、腹腔及細部肌肉會跟著動作，故可用於偵測呼吸時的加速度變化。本研究中都卜勒雷達使用的頻段為2.4GHz，與家用無線路由器相同。

本文的編排如下：段落二為系統模型以及演算法設計概念，段落三進一步說明訊號處理的步驟及細部流程，段落四為實測結果與驗證，最後段落五是結論。

## 2 · 系統設計概念

### 2.1 系統架構設計

本研究硬體部分(如圖1)由雷達模組及使用終端裝置組成，雷達模組係基於資通所改良開發之2.4GHz注入鎖定振盪器都卜勒雷達 ( Injection-Locked-Oscillator based Doppler Radar ) 與 nuvoton-Nano100 嵌入式基頻訊號處理微控制器模組所組成，該微制控器模組並具備藍芽無線模組，可以將雷達所得的資訊，進行基本處理後，透過藍芽模組傳送至使用者終端裝置，使用者終端裝置可以是個人電腦或是手持智慧型裝置。

傳統都卜勒雷達(如圖2)，雷達傳送一無調變之射頻信號  $f_t$ ，雷達接著接收到偵測物所反射之信號  $f_r$ ，將其放大後直接進行混波(mixer)。此類雷達系統，在傳送與接收信號較強時可發揮其功效，廣泛應用在軍事與航行與交通管制應用，但對於需要微弱低功耗之應用，其靈敏度不佳。

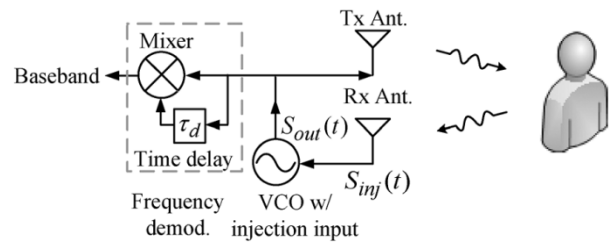


圖 1 注入鎖定振盪器都卜勒雷達

2.4GHz注入鎖定振盪器都卜勒雷達，同樣傳送一射頻信號，相對運動中偵測物所反射之信號進入雷達後，將對雷達之注入鎖定振盪器進行調變，也就是若  $f_r$  因都卜勒而與  $f_t$  頻率不同，注入鎖定振盪器將改變其頻率，試圖趨近該  $f_r$ ，此一因振盪器的頻率擾動，接著由面的延遲器與混波器，得到相關於相對運動中偵測物速度之頻率擾動信號。注入鎖定振盪器都卜勒雷達較傳統都卜勒雷達敏感度佳，適合用於短距小功率之應用。

本架構採用2.4GHz射頻系統以降低成本，但對於小幅度之移動，則會出現與射頻相位相依性問題。傳統都卜勒雷達一般應用於長距離與大幅運動(如飛行器或汽車)的環境(相較於射頻波長)，上述射頻相位相依性問題不存在，然而即使在短距之生理訊號監控應用，亦可將接收到的  $f_r$  與在雷達內之正交相位信號分別混波而得到I/Q信號。注入鎖定振盪器都卜勒雷達雖有較佳之敏感度，但不易進此一正交相位混波。本計畫雷達負責團隊，改良傳統注入鎖定振盪器都卜勒雷達，以分時切換 (time multiplexing) 方式，得到I/Q正交相位信號，以解決短距相位相依問題。

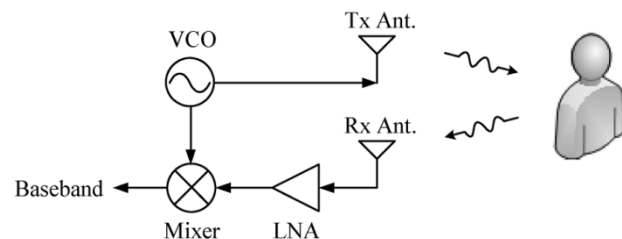


圖 2 傳統都卜勒雷達

2.4GHz注入鎖定振盪器都卜勒雷達感測周遭物體的加速度變化並以50Hz的頻率輸出I/Q兩個頻道的訊號。Nano100微控器模組接收來自雷達的訊號後會進行I/Q-demodulation並還原原始訊號。最終透過本文所提出之呼吸偵測演算法去找出呼吸模式(respiration pattern)並輸出呼吸率資訊。

雷達模組可以固定以50Hz的頻率輸出I/Q兩個頻道的訊號，或由微控器控制I或Q的選擇。I/Q信號接著由兩個ADC輸入埠進微控器進行轉換與基礎資料處理。除此之外本系統亦具備可調之基頻信號增益，分別為(30db、25db、20db、15db)四階增益調控(預設為30db)，將可視使用情境與基頻信號內容，閉迴路調整增益高低，例如受測者離天線的距離較遠時造成基頻信號降低時，則可調高天線增益以獲得較佳的量測結果。

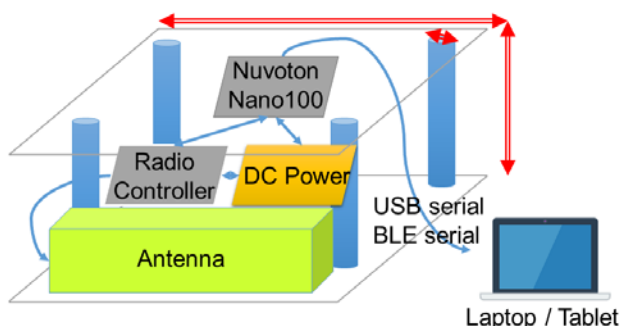


圖 3 內部配裝及連接後端示意圖

在實際建置上，我們將封裝內部元件至展示平台上，只需要攜帶平台並連接至手邊的筆記型電腦或平板電腦即可隨地進行量測，連接的電源為5V的鋰電池。資料傳輸有兩個途徑，一個是透過USB port存取，另外也提供Bluetooth LE的連接方式。

## 2.2 系統自我校正流程

系統於運作時遭遇不正常情況會啟動自我校正流程以恢復正常運作。

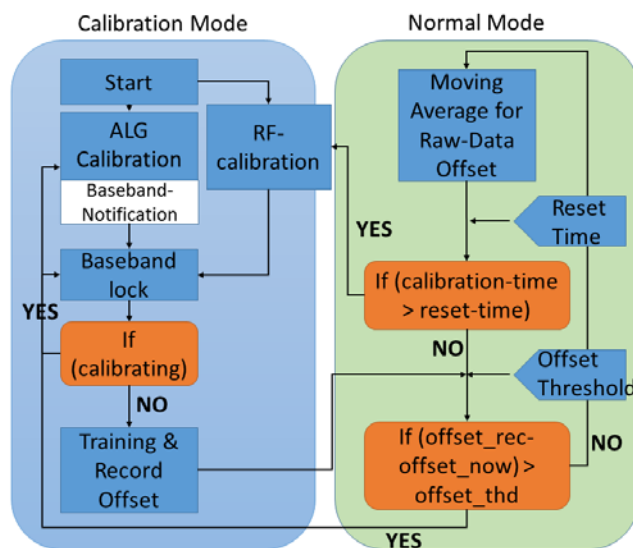


圖 4 系統自我校正流程

自我校正流程分成兩個模式切換執行，分別是正常模式以及校正模式。系統正常運作時背景會存在一個代理程式用來監測目前系統運作的狀態，代理程式一邊收集資料一邊透過移動平均來計算誤差值。若系統的誤差值太小，此時天線接收的資料沒有持續變化或維持在最高/最低電壓不動，此時會進入校正模式，主動觸發天線的校正程序並記錄最後一筆異常資料的偏移位置(Offset)。

## 3 · 訊號處理及呼吸偵測

### 3.1 解調變過程及訊號前處理

從天線接收到之呼吸訊號會被拆分為兩個頻道的I/Q components，並由兩個不同ADC埠號接收並在後端進行訊號處理。前處理的部份主要是將兩路訊號透過I/Q-demodulation還原成原始訊號。

$$I = A * \sin(\omega t) * \sin(2D)$$

$$Q = A * \sin(\omega t) * \sin(2D + \pi/2),$$

$$Q = A * \sin(\omega t) * \cos(2D)$$

其中A為天線的增益，sin(ωt)則是虛擬的呼吸訊號，D則是待測物與天線的距離，由於訊號會先打到待測物再反彈回來，故參數為2D。由於人體的呼吸頻率相對較低頻，所以我們使用

Savitzky-Golay 濾波器初步過濾掉高頻雜訊。使用此濾波器之原因在於能有效保留原本訊號的特徵，如相對最大值或最小值、每個峰值之間的寬度...等，在相同的情境下移動平均濾波器可能會濾除想保留之資訊。最終我們會得到初步處理過的訊號如圖5所示：

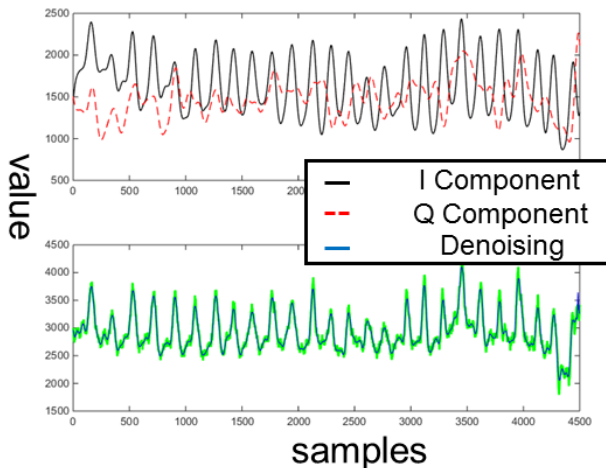


圖 5 訊號解調變及雜訊濾除

### 3.2 取得低頻呼吸模式

根據美國國家衛生研究院所發表的技術報告[2]，人體正常的呼吸頻率介於一分鐘10-12次，亦即頻率介於0.15Hz至0.2Hz之間。天線的取樣頻率為50Hz，我們透過有限脈衝響應低通濾波器去對前處理過後的訊號(去除雜訊後)濾波並取得想要的低頻段資訊如圖6所示：

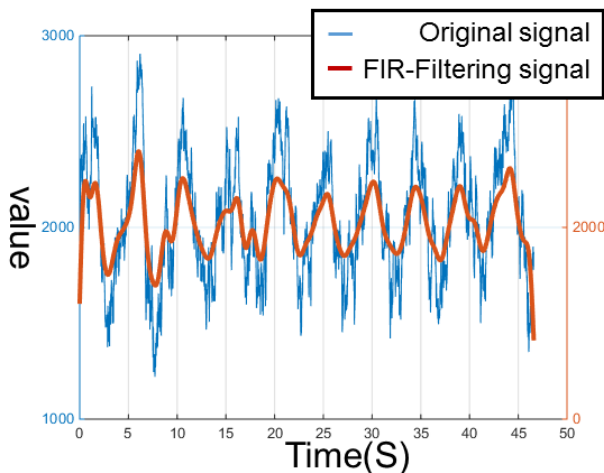


圖 6 經過低通濾波處理後的訊號示意圖

最終取得的峰谷值會對應呼吸時胸腔或腹腔身體肌肉起伏之加速度變化。

### 3.3 峰值偵測

取得過濾後的訊號後，每個呼吸都會對應到一個峰值，我們透過峰值偵測演算法去尋找峰值的位置以及對應的值。其中lastRise表示在目前峰值之前最高值的位置，lastFall反之則為谷值；nextRise為峰值之後最高值的位置，nextFall則為下個最低的峰谷值。當滿足下述公式的條件時我們視為偵測到峰值。

```
if(lastRise > lastFall && nextRise > nextFall)
    if(mean(nextFall, lastFall)
        peakFitting = peakFitting + 1
```

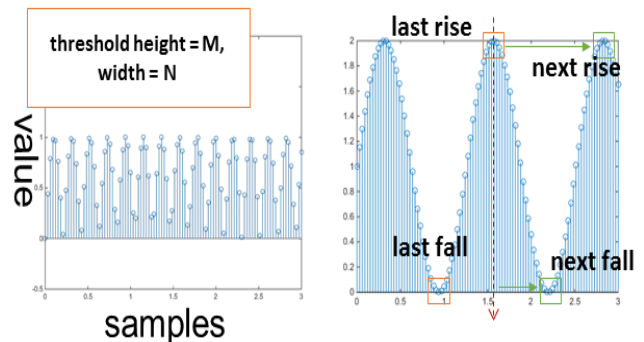


圖 7 峰值偵測演算法

### 3.4 自動定義門檻值

從雷達接收到的訊號強弱會受到距離的影響，當目標物距離越近訊號越明顯，呼吸的模式較容易偵測；相反地，距離越遠則難以偵測，容易與雜訊混淆。假如使用固定門檻值做為判斷峰值數是否對應到呼吸數，則必須定義許多組門檻值以應對目標物距離改變的情況。為了避免使用多組門檻值，本研究採用c-means[6]分群演算法對呼吸模式進行分群，目標是將得到的峰值區分成兩群：即呼吸與非呼吸的模式。如此一來在距離改變的情況下還是能透過標註另一個呼吸群的方式取得呼吸數。

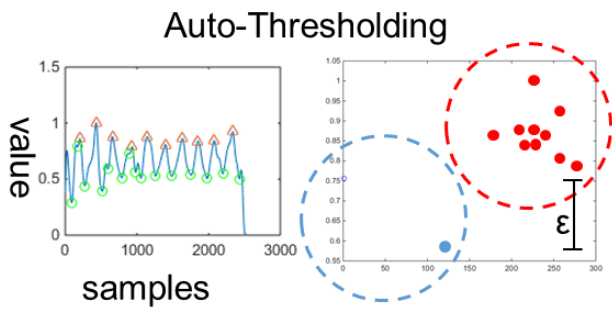


圖 8 應用分群演算法於自動定義門檻值

圖 8 右圖的橫軸為與下個峰值之間隔距離，縱軸為峰值高低，取得右邊目標群(峰值之間隔較大)後，我們將目標群中的最小值設定為門檻值並記錄下來。分群的失效條件取決於目標群最小值與另一群最大值之誤差值  $\epsilon$ 。若誤差太小則表示兩群之間的差距過小，實際的意義為呼吸的起伏太小難以識別。

## 4 · 系統實測與驗證

### 4.1 測試環境佈建及使用情境展示

本研究實測環境佈建於室內，實際擺設參考[4]，並如圖9所示，天線則是正對受測者的胸前。

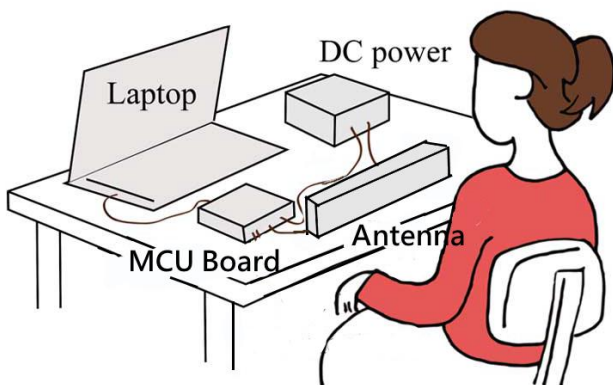


圖 9 使用情境展示

實際上天線、微控制器和電源供應已經被封裝至展示平台中，量測距離最遠可達1公尺。連接的裝置可以是筆記型電腦或平板電腦，受測者可以即時從輸出畫面看到當下的呼吸狀態以及每分鐘呼吸率。

### 4.1 模擬量測

在投入實測之前，我們利用phantom來模擬人體呼吸時胸腔或腹腔運動的軌跡。

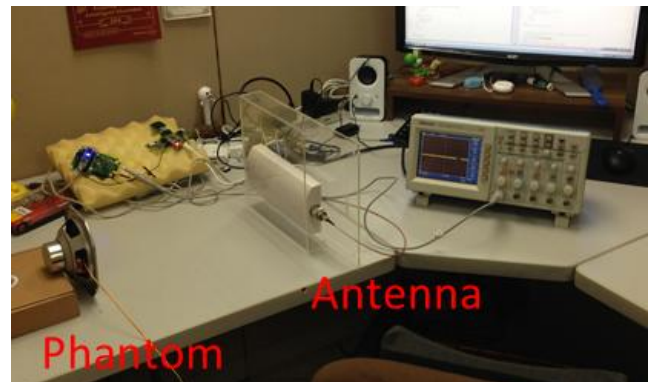


圖 10 使用獨立喇叭模擬人體呼吸震動

Phantom由一個獨立喇叭、擴大器及電源供應器組成。由於推動低頻訊號需要較高的電流，所以透過電源供應器來控制輸出電流。分別輸出1Hz以及4Hz的弦波以模擬固定呼吸軌跡，由於接近人體呼吸的頻率過低(0.15Hz-0.2Hz)，喇叭會承受不住大電流而損毀，故我們稍微提高輸出頻率藉以模擬人體正常呼吸以及緩慢深呼吸的動作，藉此驗證天線的訊雜比及演算法的初步測試。

圖11為兩個輸出頻率下的模擬結果，每個峰值的標記代表一個呼吸數。

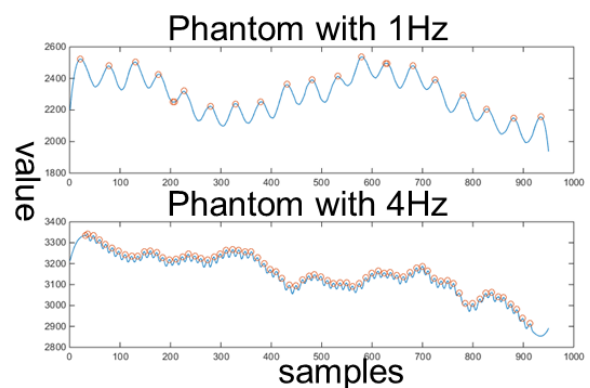


圖 11 模擬結果

## 4.2 實際測試與驗證

實際測試的部份我們從部門中挑選五位成員進行實測，其中包含三位成年男性及兩位成年女性。實測的進行流程分成兩個模式，並各進行三組：分別為短時間的10次呼吸計數(約1分鐘)及較長時間的35次呼吸計數(約3分鐘)，對照組為自我呼吸計數。

表 1 實測結果(五人次)

Target	Root Mean Squared Error(RMSE)	
	10 Respirations	35 Respirations
Male*3	8.16%	4.74%
Female*2	9.54%	9.63%

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}$$

利用均方根誤差來表示系統量測與實際量測的差異，其中y的數值及標準差都是以誤差的百分比當做參數代入。表1呈現男性與女性的實測結果，呼吸計數的精確率維持在90%以上。值得注意的是男性的量測結果無論是短時間或長時間組別表現皆優於女性量測，未來希望透過更多的實測來找出不同性別之特徵差異，並改善演算法使其適用於各個族群。

## 5 · 結論

本研究提出了一個應用在呼吸偵測上的都卜勒雷達系統設計及演算法流程，有別於傳統的PSG系統，本研究能透過非接觸的方式偵測人體的呼吸訊號及模式，讓使用者在睡眠時不會感受到不適，2.4Ghz的頻段與一般家庭用的無線路由器相同，故沒有健康上的疑慮。

實測的部分，我們收集了許多成年男性及女性的實際資料進行驗證。在一公尺的範圍內，精確率達到90%。除了呼吸的量測之外，未來我們也希望能延伸研究成果至心跳量測，由於目前較為可靠的心跳量測方式是透過心跳

帶進行，使用者需隨時佩戴在身上。透過都卜勒雷達，僅需將裝置擺放在身體前量測。

除了都卜勒雷達，未來也將結合其他感測器，如加速度感測器、攝影機...等，更進一步提升偵測的效果及可靠性。期望此系統能應用於嬰兒的睡眠監測或是成年人的睡眠呼吸偵測，讓使用者能自主管理相關的生理資訊並改善生活品質。

## 參考文獻

- [1] Malhotra A, Owens RL. "What Is Central Sleep Apnea? Respiratory care," 2010;55(9):1168-1178.
- [2] Choudhary SS, Choudhary SR. "Sleep effects on breathing and respiratory diseases,". Lung India □: Official Organ of Indian Chest Society. 2009;26(4):117-122. doi:10.4103/0970-2113.56345.
- [3] Douglas NJ, White DP, Pickett CK, Weil JV, Zwillich CW. "Respiration during sleep in normal man,". Thorax. 1982;37(11):840-844.
- [4] Zakrzewski, M.; Raittinen, H.; Vanhala, J., "Comparison of Center Estimation Algorithms for Heart and Respiration Monitoring With Microwave Doppler Radar," in Sensors Journal, IEEE , vol.12, no.3, pp.627-634, March 2012
- [5] A.D. Droitcour, "Non-contact measurement of heart and respiration rates with a single-chip microwave Doppler radar," Ph.D. Dissertation, Stanford University, 2006.
- [6] Bezdek, James C., Robert Ehrlich, and William Full. "FCM: The fuzzy c-means clustering algorithm," Computers & Geosciences 10.2 (1984): 191-203.

## 作者簡介

羅兆呈



現任職於工研院資通所影音應用整合部擔任副工程師。國立成功大學醫學資訊所碩士，專長為生醫訊號處理。

[E-mail:itri990380@itri.org.tw](mailto:itri990380@itri.org.tw)

林建宏



現任職於工研院資通所嵌入式系統硬體技術部。國立陽明大學醫學工程碩士。專長於嵌入式系統。

[E-mail:ravelx@itri.org.tw](mailto:ravelx@itri.org.tw)