

**摘要** 本專題利用 Intel® WiFi Link 5300 無線網卡搭配天線搜集無線通道狀態資訊(Channel State Information, CSI) [1] 來分析呼吸頻率，透過 TCP 達成實時化的 CSI 發送與接收，並搭配手機 APP 以整合監測呼吸狀況。

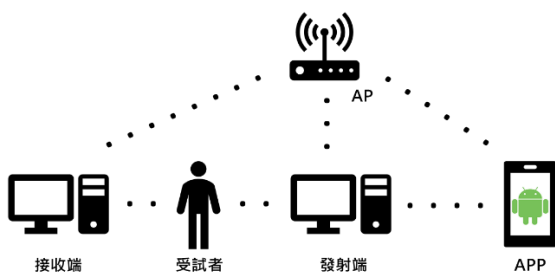
## 一、簡介

近年來，健康偵測一詞漸漸受到重視，本專題利用 Intel® WiFi Link 5300 無線網卡搜集無線通道的 CSI，CSI 描述了信號在每條傳輸路徑上的衰變因素，如信號散射、環境反射、距離衰減等資訊。Intel® WiFi Link 5300 無線網卡和 Linux 802.11n CSI Tool[2]提供了以 30 個正交分頻多工子載波之通道頻率響應(Channel Frequency Response, CFR)採樣組成的 802.11n 通道狀態訊息。

在本專題中，我們藉由蒐集 CSI 的振幅及相位資訊來得到呼吸頻率的偵測，其中在數據前處理使用最佳天線及最佳子載波的選擇，透過比較不同的子載波振幅變化，可以區分哪個子載波對於環境變化的敏感程度，相較於振幅，CSI 相位更易感知人員的生命特徵，隨著胸腔以呼吸頻率起伏變化，當 CSI 從人體胸腔反射時，CSI 的相位變化由於都普勒效應可以反應出胸腔起伏變化 [3][4][5]。針對相位再做解捲繞及線性轉換的去噪，接著透過快速傅立葉 (Fast Fourier Transform, FFT) [6] 及多重信號分類演算法 (Multiple Signal Classification Alogrithm, MUSIC) [7]便可估算出呼吸頻率。

相較於常見的穿戴式偵測裝置或影像式裝置，本研究採用的方法更便利且能確保使用者的隱私權。除了可以即時觀察量測數據的功能，也搭配 APP 做應用，在不同呼吸頻率下，播放可搭配情境的音樂，例如嬰兒哭鬧時，其呼吸頻率會比正常情況下快一點，而透過本實驗系統偵測到其呼吸頻率變快即可自動切換並撥放能緩和其情緒的輕音樂。

## 二、系統說明



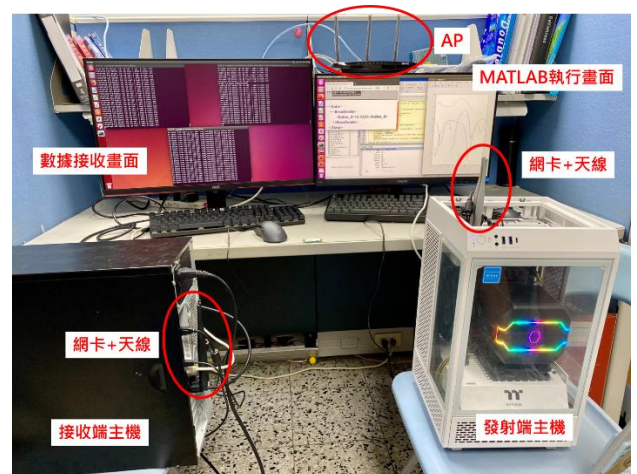
圖一：系統架構圖

## (一) 資料蒐集(發射和接收)

在 Ubuntu 16.04 LTS 系統中安裝官方提供的 CSI Tool 資料包，進行環境設定，分別使用兩台主機(一台作為發射端；另一台作為接收端)驅動 Intel 5300 NIC。我們使用的是 Monitor 模式，可以額外調整發送速率、發包數量、發送天線個數、HT 模式等。將一長串的輸入指令寫成腳本形式，其中包括驅動程序和通道編號設置(本實驗採用三發三收)及網卡模式的切換，這樣在實驗操作上可以更加方便省時，而完成發射端和接收端的指令設定後即可正常接收 Wi-Fi 訊號。由於本次專題計畫希望將 CSI 應用於呼吸頻率偵測，所以在發射封包頻率選擇上以每秒 10 個封包為單位，這樣在後續的呼吸頻率估計上，針對離散訊號使用 FFT 及 MUSIC 時，能夠提供一個相對較小的誤差。

## (二) MATLAB 用於計算頻率及實時可視化

在 CSI 數據的提取及呼吸頻率的計算上我們使用 MATLAB 來達成。實時可視化上，由於我們使用兩台主機，所以在完成發射端和接收端指令設定並將兩台主機連接到同一網域後，將發射端的主機作為伺服器端同時執行 realtime\_csi\_music.m 以等待另一台主機的連線請求；而另一台接收端主機此時只要 ping 發射端主機的 IP 和 Port(這裡 ping 的頻率我們設置和發射端發射封包頻率一樣)，兩台主機即可透過 TCP 完成連線以及並達到一邊發射封包一邊接收封包，同時能觀察到 CSI 振幅圖形隨通道環境變化的改變，如下圖二。

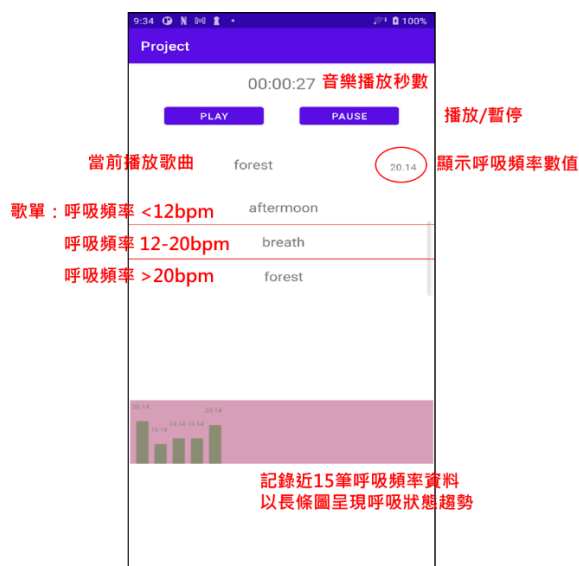


圖二：硬體設備圖

## (三) APP 應用開發

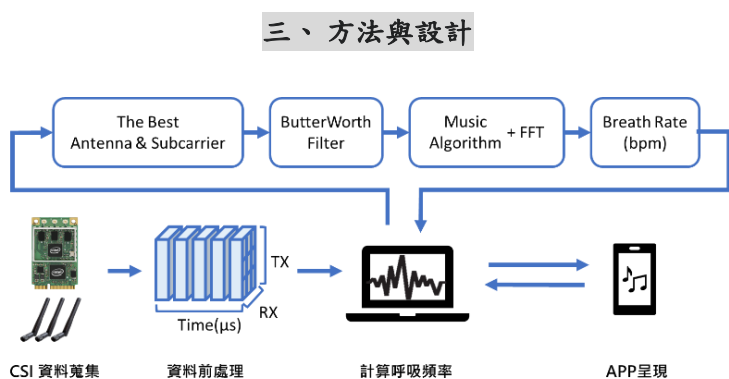
除了實時可視化之外，我們將電腦設備結合手機 APP，使整體系統化。連線部份我們在發射端主機使用

Java 編寫程式，發射端主機作為伺服器端，手機 APP 作為用戶端，同時將發射端主機和手機 APP 連接到同一網域下，接著只要在手機 APP(用戶端)內輸入 IP 及 Port，由伺服器讀取，伺服器識別是否為其連線裝置，如果是，則傳送識別碼給用戶端，用戶端接收到識別碼後丟資料給伺服器，伺服器確認回傳的資料之識別碼一樣則便能建立連線，建立連線後伺服器便能將 XML 檔內讀取到的呼吸頻率數值傳到用戶端，用戶端根據數值不同撥放不同的音樂。



圖三：手機 APP 截圖

圖三介面為播放清單，而其主要功能是根據傳來的呼吸頻率數值播放不同的音樂，呼吸頻率小於 12 時播第一首歌；介於 12 到 20 之間播第二首歌；大於 20 以上播第三首歌，且呼吸頻率的數值會以數字形式顯示在右上方，以圖表形式顯示在下方，每一個長條圖上方都有當時呼吸頻率的數值可以參考比對，總共會顯示 15 筆呼吸資料，當超過 15 筆資料進來時，圖表會一直往右增加新數值，舊數值則會被取代掉，以利使用者觀察即時的呼吸狀態。

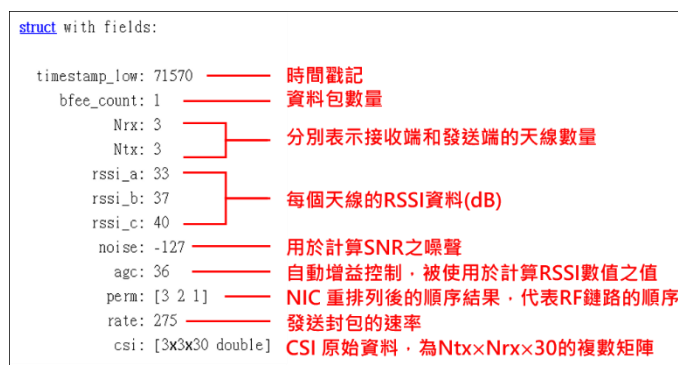


圖四：系統流程圖

本專題方法與流程設計如圖四，在蒐集完 CSI 資料後，解析 CSI 封包並且提取出 CSI 矩陣之振幅與相位，再利用線性轉換及解捲繞還原出真實 CSI 相位的估計。針對呼吸頻率估算透過 CSI 振幅資訊做最佳天線及最佳子載波的選擇，搭配濾波器去除雜訊，接續使用 MUSIC 及 FFT 找出雜訊子空間與估算出呼吸頻率。

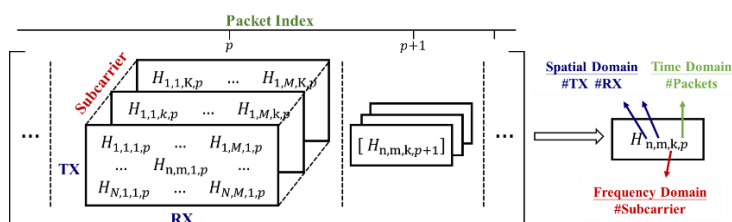
## (一) CSI 數據提取

由於收集的數據無法直接看懂訊號的數值，為了解讀訊號的數據，使用 MATLAB 執行 Read\_bf\_file.m 對數據進行轉換，可以得到一段時間的 CSI 封包陣列，其相關的 CSI 封包資訊解釋如圖五。



圖五：CSI 封包資訊

藉由 get\_scaled\_csi.m 提取 CSI 複數矩陣，如圖六。對於每一個時刻上所採集的 CSI 數據包，都是一個  $n \times m \times k$  的三維數據(本專題實作上為  $3 \times 3 \times 30$ )，此時， $H_{n,m,k,p}$  是一個複數，相當於第  $n$  根發射天線與第  $m$  根接收天線之間，第  $k$  個子載波上的通道頻率響應採樣值。而  $H_{n,m,k,p} = |H_{n,m,k,p}|e^{j\theta_{n,m,k,p}}$ ，其中  $|H_{n,m,k,p}|$  和  $\theta_{n,m,k,p}$  代表一個正交分頻多工子載波的振幅和相位，其採樣間隔是以子載波的頻率差，分別在  $n \times m$  個空間域上對 Wi-Fi 帶寬內頻率響應的  $k$  個離散採樣值。由於多路徑傳播在頻域上表現為頻率選擇性衰落，所以 CSI 能一定程度上區別出多路徑傳播。



圖六：CSI 資訊矩陣示意圖

## (二) 相位解讀[3]

在 CSI 相位誤差方面使用線性相位去噪，即解捲繞和線性變換。每個封包內測量到的第  $k$  個子載波上

的 CSI 原始相位信息為  $\theta_{n,m,k,p}$ ，則

$$\theta_{n,m,k,p} = \check{\theta}_{n,m,k,p} + \frac{2\pi I_k \Delta t}{N} + \beta_{n,m,k,p} + z_{n,m,k,p} \quad (1)$$

其中  $\check{\theta}_{n,m,k,p}$  為真實相位； $\Delta t$  為延遲誤差； $\beta_{n,m,k,p}$  為設備引起的隨機相位偏移； $z_{n,m,k,p}$  是測量過程中引起的隨機雜訊； $I_k$  是子載波索引（在 IEEE 802.11n 中範圍是 [-28, 28]）； $N$  為 64， $K$  為 30。線性相位去噪的目的主要在於去除延遲誤差和設備引起的隨機相位偏移。因此將蒐集到的相位減去起始相位誤差以及將相位平均使雜訊平均並去除，則去噪後的相位為

$$\hat{\theta}_{n,m,k,p} = \theta_{n,m,k,p} - \frac{\theta_{n,m,k,p} - \theta_{n,m,1,p}}{I_n - I_1} I_k - \frac{\sum_{k=1}^K \theta_{n,m,k,p}}{K} \quad (2)$$

透過上述公式得以將時間上及空間上的延遲和雜訊造成的相位誤差排除並反映出真實的相位。另外由於採集的 CSI 信號周期範圍為  $[-\pi, \pi]$  相位若在臨界點處會發生跳動，因此要先進行解捲繞再線性變換。

### (三) 最佳天線與子載波 [8]

為濾除每個封包內變化不明顯的天線與子載波，針對 CSI 振幅的變異數  $\sigma_{n,m,k}^2$  來量化其對於呼吸狀態的敏感程度。以  $|H_{n,m,k,p}|$  表示原始的 CSI 振幅值。先計算每段天線路徑中，子載波總和之 CSI 振幅變異數 ( $\sigma_{n,m}^2$ )，計算公式如下：

$$\sigma_{n,m}^2 = \sum_{p=1}^P |H_{n,m,p}|^2 - E(|H_{n,m,p}|)^2 \quad (3)$$

$$(\tilde{n}, \tilde{m}) = \arg \max_{n=1..3, m=1..3} (\sigma_{n,m}^2) \quad (4)$$

其中

$$|H_{n,m,p}| = \sum_{k=1}^K |H_{n,m,k,p}| \quad (5)$$

利用公式 (3) 選擇天線路徑  $(\tilde{n}, \tilde{m})$  後，計算每一個子載波之 CSI 振幅變異數 ( $\sigma_{\tilde{n}, \tilde{m}, k}^2$ )，計算公式如下：

$$\sigma_{\tilde{n}, \tilde{m}, k}^2 = \frac{1}{P-1} \sum_{p=1}^P [ |H_{\tilde{n}, \tilde{m}, k, p}| - E(|H_{\tilde{n}, \tilde{m}, k, p}|) ]^2 \quad (6)$$

$$\tilde{k} = \arg \max_{k=1..30} (\sigma_{\tilde{n}, \tilde{m}, k}^2) \quad (7)$$

$$\hat{\theta}_p = \hat{\theta}_{\tilde{n}, \tilde{m}, \tilde{k}, p} \quad (8)$$

$\hat{\theta}_p$  即為選擇完最佳天線及子載波之訊號，且為後續針對時域和頻域分析所使用之訊號。

### (四) 去除直流分量

將信號去除直流分量僅會改變信號的相對幅度，若是未去除直流分量的頻譜只有在頻率為 0 處有幅度。

因此將信號減去信號均值即可以去除直流分量。

$$\tilde{\theta}_p = \sum_{p=1}^P [\hat{\theta}_p - E(\hat{\theta}_p)] \quad (9)$$

### (五) 巴特沃斯濾波器 Butterworth Filter

巴特沃斯濾波器具有通頻帶內最平坦的特性，且在正頻率範圍內是隨頻率升高而單調下降的，以及 3dB 不變特性等優良特性，是在數位信號處理中最常用的濾波器之一。由於人的呼吸頻率大約在每分鐘 10 到 37 下，我們將帶通濾波器的截止頻率設置在 0.16Hz ~ 0.6Hz，並將訊號  $\tilde{\theta}_p$  套用濾波器，以濾除其餘不必要的部分。

### (六) 快速傅立葉 FFT [6]

FFT 是快速計算序列的離散傅立葉變換 (Discrete Fourier Transform, DFT)，而 DFT 是將信號的時域採樣轉換為傅立葉其 DTFT 的頻域採樣，在時域和頻域上皆為離散的形式。假設取樣頻率為  $F_s$ ，取樣點數為  $N$ ，訊號經過  $N$  點的 FFT 後，第  $j$  個點代表訊號於頻率  $F_j$  的成份，每個點的頻率依次增加，且  $F_j = (j-1) \times F_s / N$ ，因此所能分辨頻率解析度為  $\Delta f = F_s / N$ 。於本專題實作上取樣頻率  $F_s$  為 10 Hz， $N$  為大於等於訊號長度  $P$  的 2 的冪次方數，例如： $N = 1024$ ，則頻譜上頻率解析度約為  $\Delta f \approx 0.01\text{Hz}$ 。

### (七) 多重信號分類演算法 MUSIC Algorithm [7]

我們使用 MUSIC 演算法進行頻率估算，MUSIC 演算法是一種基於矩陣特徵空間分解的方法，將訊號處理的觀測空間分解為訊號子空間和雜訊子空間。我們將經過濾波器處理完的一維訊號  $\tilde{\theta} = [\tilde{\theta}_1, \tilde{\theta}_2, \dots, \tilde{\theta}_P]$  階梯式排列成  $(P-X+1) \times X$  的矩陣  $Q$ ，且  $\tilde{q}_{i,l}$  為矩陣  $Q$  的元素：

$$Q = \begin{bmatrix} \tilde{q}_{1,1} & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{q}_{2,1} & \tilde{q}_{2,1} & 0 & 0 \\ \vdots & \tilde{q}_{2,2} & \ddots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \tilde{q}_{1,X} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \tilde{q}_{P,1} & \vdots & \ddots & \tilde{q}_{(P-X+1),X} \\ 0 & \tilde{q}_{P,2} & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \tilde{q}_{P,X} \end{bmatrix} \quad (10)$$

接續我們使用矩陣  $Q$  產生可將一個長度為  $P$  的訊號生成  $X$  個樣本空間的協方差矩陣  $R$ ：

$$R = \frac{1}{X-1} Q^H Q \quad (11)$$

並將協方差矩陣  $R$  做特徵值和特徵向量的分解，可以得到  $RV = DV$ ，其中  $D$  是特徵值矩陣， $V$  是特徵向量矩陣，將特徵值按降序排序，訊號子空間由  $E$  個最大特徵值的



特徵向量矩陣組成，反之雜訊子空間由其餘的  $X - E$  個特徵向量矩陣組成，兩者互為正交空間。我們令  $V = [v_1, v_2, \dots, v_{X-E}]$  是雜訊子空間的特徵向量矩陣，將特徵向量  $v_i$  經過  $N$  點的 FFT 運算後可以得到向量  $\hat{v}_i$ ，此向量代表訊號的頻率成份，我們將  $X - E$  個向量  $\hat{v}_i$  相加後得到  $b = \sum_{i=1}^{X-E} \hat{v}_i = [b_1, b_2, \dots, b_N]$ ，再搜尋具有最大的  $b_j$  倒數值的離散頻率位置：

$$\hat{j} = \arg \max_{j=1, \dots, N} \frac{1}{b_j} \quad (12)$$

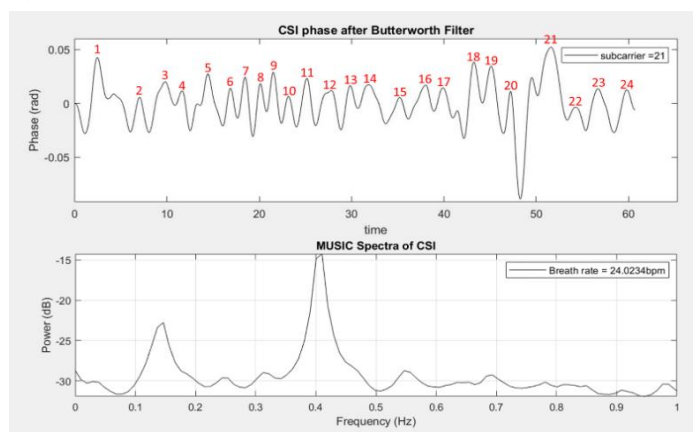
因此  $F_{\hat{j}}$  即為估計出來的呼吸頻率。

#### 四、模擬及實作成果和討論

##### (一) 實驗模擬與分析

###### ● 實驗一：觀察呼吸的相位變化計算呼吸頻率

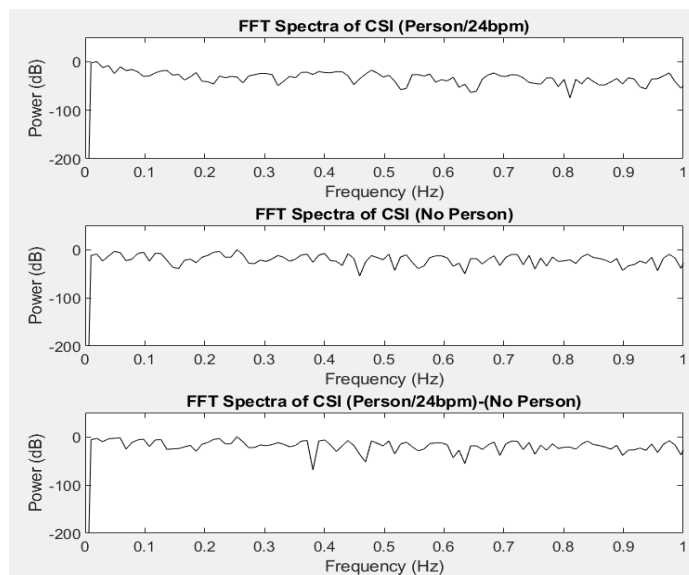
在本實驗中由受試者透過心算一分鐘內呼吸次數為 24 下。從下圖七呼吸相位變化與呼吸頻率估算可以發現，圖中較明顯的波峰一共出現了二十四次（波峰左右起伏相對不明顯的波峰是心臟跳動造成的現象），與受試者呼吸頻率 24bpm 相符。而透過 MUSIC 計算出的結果在頻率 0.4Hz 左右具有高峰值，相當於 24bpm，由此可知，呼吸頻率的估算除了能透過 FFT 及 MUSIC 計算求得，亦可從呼吸相位變化的峰值個數估計得到。



圖七：受試者的 CSI 相位變化與呼吸頻率估算

###### ● 實驗二：環境背景值可能影響低頻的頻率主成份

多次實驗下，我們發現不論呼吸狀態是快、慢或是正常，實驗數據在低頻成分處都有峰值的出現。於是我們量測了無人下的環境背景值，並使用 FFT 分析其頻譜，發現在低頻處確實存在高峰。我們也嘗試將實驗數據的訊號減去背景值，而實驗結果證實仍無法有效減去雜訊，如下圖八。



圖八：環境背景值之 FFT 比較

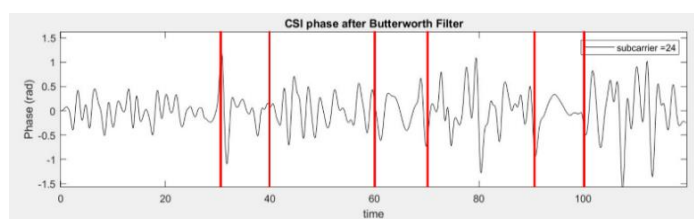
因此後續的實驗結果，都將其去除直流分量，同時套用帶通濾波器，並將截止頻率設置在 0.16Hz~0.6Hz，如此一來便能將背景值造成的低頻誤差過濾。

###### ● 實驗三：不同時間、不同呼吸頻率下

在本實驗中為呼吸快慢交替與憋氣，如表二。從下圖九的呼吸相位變化可以發現呼吸頻率快時，該段時間內的峰值個數較多；呼吸頻率較慢時，該段時間內的峰值個數較少；而憋氣時，該段時間內的呼吸相位變化相對平滑，不會有像吸氣及吐氣的明顯波峰和波谷出現。不過由於同一時間內呼吸狀態包含快、慢及憋氣，因此無法估計出相對準確的呼吸頻率，在 MUSIC 中若是最大特徵值的個數取得太小，無法確實分析出快慢不同的呼吸頻率主成份；反之若最大特徵值得個數取得太大，可能會導致一些不必要的雜訊也被考慮，進而估計出錯誤的呼吸頻率。

時間	狀態	波峰數	頻率
0~30s	呼吸快	15	0.5
30~40s	憋氣		
40~60s	呼吸慢	7	0.35
60~70s	憋氣		
70~90s	呼吸快	10	0.5
90~100s	憋氣		
100~120s	呼吸慢	8	0.4

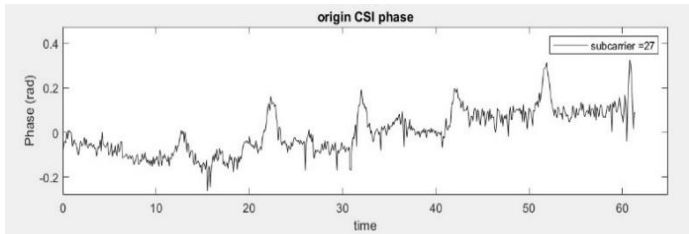
表一：不同時間下的呼吸頻率實驗值



圖九：不同時間下的 CSI 相位變化

#### ● 實驗四：呼吸中止

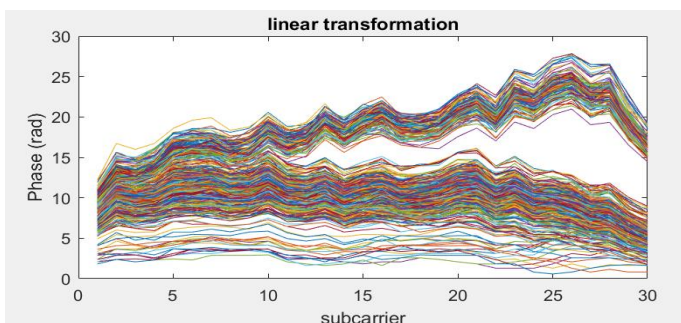
在本實驗中，我們嘗試測量呼吸中止的情況，在一分鐘內，每十秒鐘的一開始吸大一口氣，接著憋氣直到下一個十秒開始，觀察下圖十隨呼吸頻率相位的變化可以發現，當大力吸氣時會有明顯的波峰出現；而憋氣過程，相位反映出的趨勢是相對平滑，沒有太大的起伏，另外從圖中也能觀察出該段時間內一共出現了六次較明顯的峰值，所以若由該段時間內出現的波峰個數來估算呼吸頻率也確實吻合。



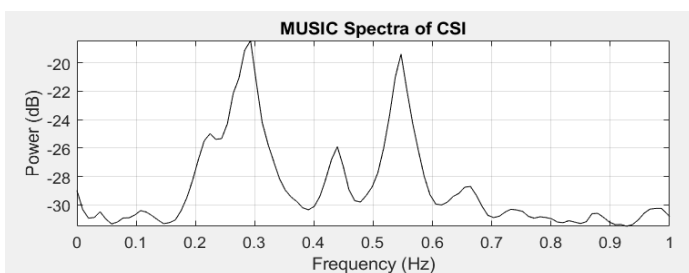
圖十：呼吸中止之 CSI 相位變化

#### ● 實驗五：同一段時間內呼吸頻率改變

在本實驗中，由下圖十一相位線性轉換的圖可以發現，因為實驗中途突然改變了呼吸頻率，造成胸腔起伏變化的改變進而影響到通道環境，所以觀察相位的線性轉換圖可以發現有明顯不同的趨勢，而不同於同一段時間內兩個人以不同呼吸頻率呼吸的情境，因為實驗過程中兩人都是以固定的呼吸頻率進行，所以通道環境是相對穩定的，再觀察相位的線性轉換圖，如實驗六之圖十三，可以發現其趨勢是相同的。最後透過圖十二得知 MUSIC 在頻譜上估計出的呼吸頻率，也能明顯的區別出兩種不同的呼吸頻率主成份。



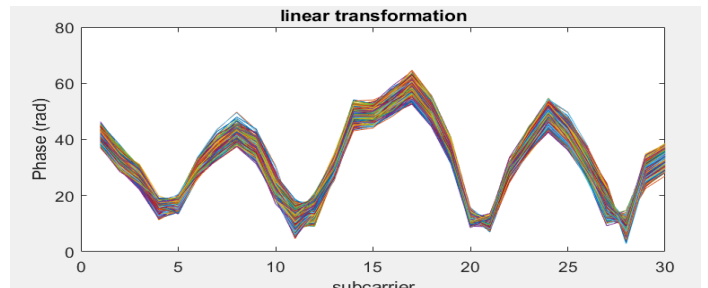
圖十一：呼吸頻率改變之 CSI 相位線性轉換圖



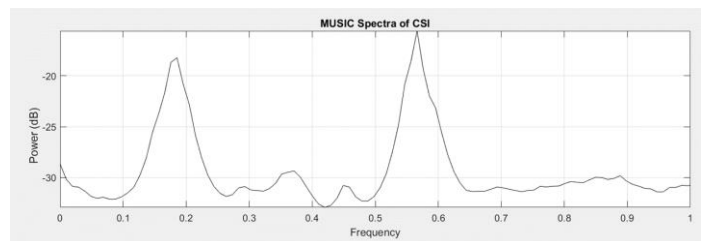
圖十二：呼吸頻率改變之呼吸頻率估算

#### ● 實驗六：兩人同時呼吸，不同呼吸頻率

在本實驗中兩人同時呼吸，一個呼吸頻率較快，每分鐘 41 下，相當於每秒鐘約 0.68 次的呼吸頻率；一個呼吸較慢，每分鐘 10 下，相當於每秒鐘約 0.16 次的呼吸頻率。經由分析實驗結果我們發現若是使用 MUSIC 的話，由於透過協方差矩陣求得的特徵向量所構建的空間譜函數具備訊號子空間與雜訊子空間兩兩相互正交的特性，所以 MUSIC 能夠提供良好的雜訊抑制效果，並在頻譜分析上能夠精準的區分出頻率主成份，如下圖十四，不過若在環境變因多的情境下，單獨使用快速傅立葉估算呼吸頻率並不可行，尚需借助其餘的雜訊抑制方法，像是去除異常值或是離散小波轉換，才能讓頻率主成份在頻譜分析上更容易分辨。



圖十三：兩個人的 CSI 相位相位線性轉換圖

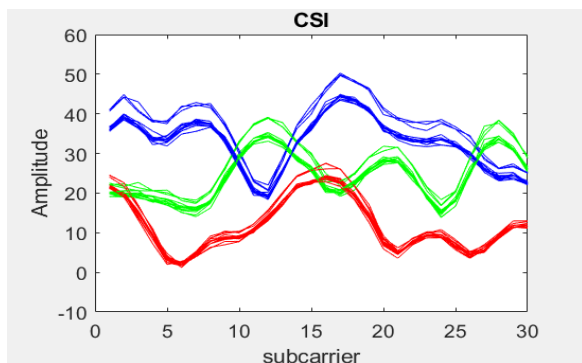


圖十四：兩個人的呼吸頻率估算

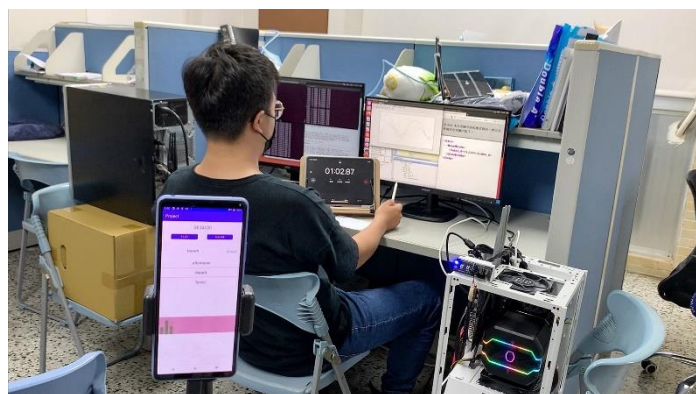
#### (二) 成果討論

將發射端和接收端取得的數據部分和手機 APP 結合後即為我們最後的系統架構，透過將兩者結合，使用者可以透過 MATLAB 實時觀察到 CSI 振幅隨通道環境變化的改變及實時計算的呼吸頻率結果，如下圖十五，考量到若計算時間間隔太短，因為封包數量不夠會導致取樣頻率間隔不夠微小進而導致呼吸頻率估算誤差，所以我們將整體系統架構設定為，取樣頻率 10Hz，且每蒐集到 600 個封包計算一次呼吸頻率，亦及每秒發射 10 個封包，每 1 分鐘會計算一次呼吸頻率，同時將計算完的結果寫成 XML 檔，而 APP 結合的部分則包含簡單的 UI 介面及透過讀取該 XML 檔案內的呼吸頻率數值來判斷該撥放什麼音樂，所以成果展現上將會以透過不同的呼吸頻率進而自動切換合適音樂來呈現，如下圖十六。





圖十五：實時化的 CSI 振幅變化截圖



圖十六：呼吸監測系統實作圖

## 五、結論

在本次專題實作中，經由多次實驗討論分析我們發現在一般情境下，估算出來的呼吸頻率數值能有一定的準確率，同時也能區別出呼吸快、慢及憋氣的狀態差異。有鑑於市面上能夠偵測呼吸頻率的裝置確實不多且多數皆為高單價的穿戴式手環，所以我們認為將 CSI 應用在呼吸頻率估算或是監控生理資訊上確實是一項值得期待的技術發展。

在經過多次實驗後，發現不同情境下的實驗參數選擇也不盡相同，像是在呼吸頻率較極端的情境下時，其帶通濾波器的截止頻率參數設定也需再另作調整；抑或是當透過 MUSIC 來估算環境中多人且不同呼吸狀態的呼吸頻率時，其演算法的最大特徵值選取也不能太小，否則頻譜上的頻率主成份會被遺漏，所以當我們透過 CSI 相位變化來估算呼吸頻率時，相對不易找到一組適用於所有情境下的參數設定。另外若是在環境變因相對複雜的情境下，藉由 CSI 相位變化估算出的呼吸頻率會有誤差存在，像是實驗過程中若有明顯的身體晃動或是受限於設備發射及接收天線的位置，皆會導致某些姿勢下所量測到的呼吸頻率數值不準確，所以我們認為若是要將 CSI 普及應用在監控生命安全上，該系統仍有不少限制。而現階段我們認為其在環境變化相對單純的情境下量測出來的資訊能提供一定的參考價值，例如：睡眠

狀態分析。

所以我們認為若是要將 CSI 普及應用在監控生命安全上，該系統仍有不少限制。然而現階段我們認為 CSI 在環境變化相對單純的情境下量測出來的資訊能提供一定的參考價值，並應用在嬰兒睡眠分析，結合 APP 判斷目前的呼吸頻率快慢，進而選擇撥放不同風格的音樂來舒緩其情緒或助眠。

## 六、參考文獻

- [1] P.-F. Chen and H.-S. Tsai, "A Study on People Counting Through CSI," *Institute of Information Management, Shu-Tu University*, Jun. 2016.
- [2] <https://github.com/spanev/linux-80211n-csitool>
- [3] X. Wang, C. Yang, and S. Mao, "PhaseBeat : Exploiting CSI Phase Data for Vital Sign Monitoring with Commodity WiFi Devices," *IEEE ICDCS*, pp. 1230-1239, 2017.
- [4] H. Abdelnasser and M. Youssef, "UbiBreathe: A Ubiquitous non-Invasive WiFi-based Breathing Estimator," *ACM MobiHoc*, pp. 277-286, 2015.
- [5] J. Liu, Y. Wang, Y. Chen, J. Yang, X. Chen, and J. Cheng, "Tracking Vital Signs During Sleep Leveraging Off-the-self WiFi," *ACM MobiHoc*, pp. 267-276, 2015.
- [6] E. O. Brigham and R. E. Morrow, "The fast Fourier transform," *IEEE Spectrum*, vol. 4, no. 12, pp. 63-70, Dec. 1967.
- [7] Y. Liu and F. Gao, "Research if Mutiple Signal Classification in Massive MIMO Systems," *IEEE ITNEC*, pp. 1205-1208, 2017.
- [8] X. Liu, J. Cao, S. Tang, and J. Wen, "Wi-Sleep: Contactless Sleep Monitoring via WiFi Signals," *IEEE RTSS*, pp. 346-355, 2014.