

# 2016 年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號 190003

參展科別 電腦科學與資訊工程科

作品名稱 以時頻分析方法量化自主神經活性

得獎獎項 大會獎：二等獎

就讀學校 臺北市立中山女子高級中學

指導教師 鄭雲謙、于鍾傑

作者姓名 高萱芳

關鍵字 時頻分析、心律變異率、自主神經活性

## 作者簡介



我是高萱芳，目前就讀中山女。因為父母都醫生所以從小對學相關的事情很有興趣，像是一些疾病治療研究和人體的相關知識。去年我開始進行這次科展作品在閱讀過程中我看到一些疾病是和自主神經活性息相關的，想利用這次科展推動尋求知識。

## 摘要

許多疾病與自主神經活性息息相關，例如睡眠呼吸中止症。現有的分析方法，例如頻率分析法，將心律變異訊號(HRV)訊號假定為平穩過程，使得我們只能得到這段訊號內的平均值，無法知道其即時資訊。本研究成功以短時距時頻分析轉換(Short-time Fourier transform)配合重新分佈方法(reassignment method)來分析自主神經系統的活性。藉由觀察隨時間變化的頻率，我們可以得知即時的交感神經與副交感神經活動。本研究可延伸應用於睡眠呼吸中止症的診斷。

## Abstract

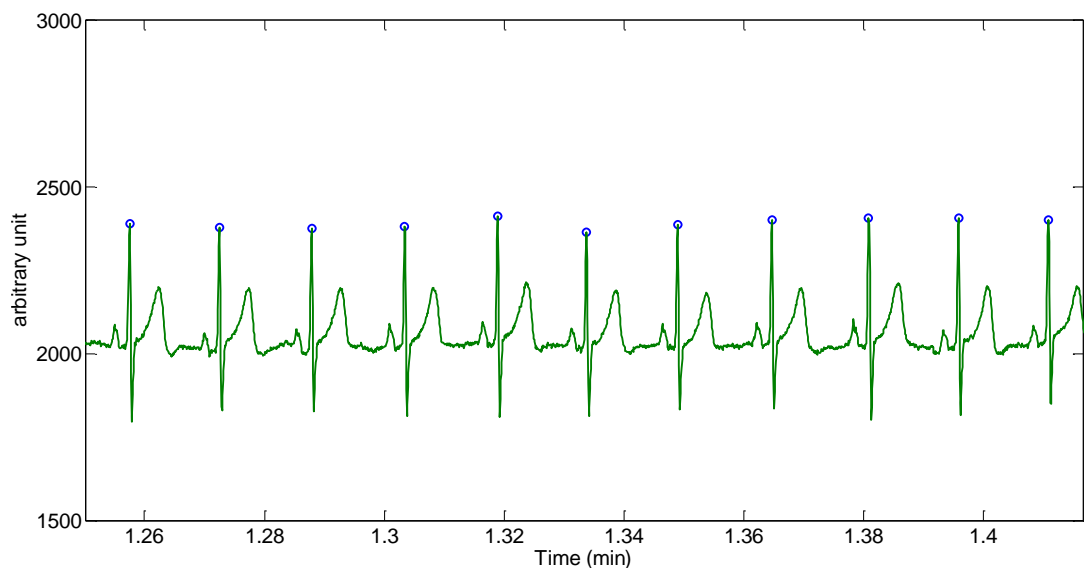
Many neuroregulatory disorders are associated with the activity of the autonomic nervous system (ANS). Conventional methods obtain the ANS index by applying Fourier transform on the heart rate variability (HRV). However, the HRV signal is assumed to be a stationary process under this transform, which is not true. In addition, temporal information of the ANS index cannot be obtained. This study applies a short-time Fourier transform along with the reassignment method to capture the instantaneous variation of the ANS index. We demonstrated that the changes of the ANS index caused by a testee can be observed via time-frequency representation. Our results suggest the possibility of applying time-frequency methods on sleep apnoea syndrome.

## 壹、研究背景

### 一、自主神經活性與心律變異率

自主神經系統(autonomic nervous system; ANS)大致分為交感神經系統(sympathetic nervous system)與副交感神經系統(parasympathetic nervous system)。交感神經系統的作用可用”Fight or flight”來描述；其系統活動主要在於緊張。交感神經興奮時可使體內血管收縮、心跳加快、心臟收縮、呼吸加速、瞳孔擴大及新陳代謝上升等。副交感神經系統的作用則相反，主要在於放鬆。副交感興奮時則血管放鬆血流增加、心跳變慢、呼吸變淺、瞳孔縮小、汗腺活動減小及新陳代謝舒緩等等。

自主神經系統的活性主要以心律變異率(heart rate variability; HRV)來評估。人的心跳頻率並不是固定的。即便在休息的狀態下，量測心電圖(electrocardiogram; ECG)也可發現每次心跳的間隔都有微小的變動。這個微小的變動即是心律變異率，以下我們以 HRV 來簡稱。HRV 可以用 ECG 來得到數據。如圖一中的 ECG，最顯著的峰即是 R-peak(藍色空心圓圈所標定)。HRV 即是 R-R 的間距。HRV 是自主神經系統調節心跳頻率與生理狀況的複雜過程後的結果。因此藉由 HRV 的量測可以反推自主神經系統的活性。



圖一：心電圖與每個心跳的 R-peak(藍色空心圓圈)。

### 二、現有量化自主神經活性的方法與限制

現有一般 HRV 的分析可分為時域分析(time-domain analysis)和頻域分析(frequency-domain analysis)。時域分析主要計算 HRV 的標準差，以不同的 ECG 訊號長短而有不同的意義；如表一。臨床上常使用的時域分析參數有 SDNN(整體心律變動性的指標)、SDANN(長程心律變動性的指標)和 RMSSD(短程心律變動性的指標)。頻域分析方法則是將 HRV 作傅立葉轉換(Fourier Transform)後所得頻譜，分析其功率(即變異度)在各種不

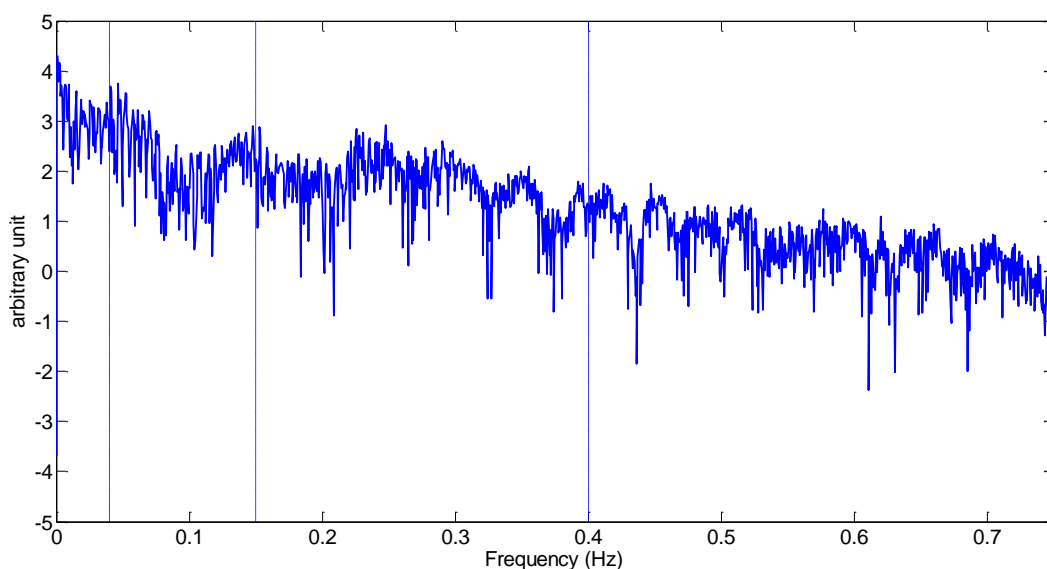
同頻率時的分布情形。頻譜功率可由 ECG 訊號的自相關函數(autocorrelation function)的複利葉轉換而定。若 ECG 的訊號為  $x(t)$ ，其自相關函數 $\gamma(t)$ 如 eq.(1)所示：

$$\gamma(t) = \sum_{\tau=-\infty}^{\tau=\infty} x(t) x(t + \tau) d\tau \quad (1)$$

而其頻譜功率 $W(f)$ 則為：

$$W(f) = \sum_{t=-\infty}^{t=\infty} \gamma(t) e^{-i2\pi f t} dt \quad (2)$$

前人研究(Ref.1)指出，典型的 HRV 功率頻譜主要有兩大組成，分別是(1)高頻成分(high-frequency component; HF)，介於 0.15~0.45Hz 之間；(2)低頻成分(low-frequency componnet; LF)，介於 0.04~0.15 之間。HF 主要由副交感神經(迷走神經分支)所調控；而 LF 主要反應交感神經的調節。LF 功率/HF 功率可代表交感/副交感神經平衡的指標。此外，介於 0.003~0.04Hz 的極低頻成分(very low frequency component: VLF)，一般認為來自於肌肉和其他組織的綜合影響。



圖二：心電圖的功率頻譜。

時域分析法的缺點在於無法得知交感和副交感神經的活性，這是因為交感和副交感神經的活性特徵主要在頻域上。頻域分析法亦有缺點；當使用傅立葉轉換求得頻譜時，已經潛在假設 HRV 訊號為平穩過程(stationary process)。平穩過程即訊號的任意位移的平均與標準差與位移量無關。而使用快速傅立葉轉換時，更潛在假設一段 HRV 訊號為週期性函數。這兩個假設很明顯不合 HRV 的頻率會隨時間而變化的特性。另外一個頻域分析

的缺點則是，頻率與時間有不確定性；亦即知道頻率則無法知道其所發生的時間，反之亦然。而 HRV 訊號隨著人體活動會有所不同，頻譜分析法只能知道一段時間內交感與副交感神經的活性，並不能知道瞬時的交感與副交感神經的活性。

指標	單位	說明
SDNN	ms	正常心跳間期的標準偏差。
SDANN index	ms	計算短時間的平均正常心跳間期，通常是 5 分鐘，然後再計算全程的平均標準偏差。
SDNN index	ms	計算每 5 分鐘正常心跳間期的標準偏差，再計算全程的平均標準偏差。
R-MSSD	ms	正常心跳間期差值平方和的均方根。
NN50	%	正常心跳間期差值超過 50 毫秒的個數。
PNN50	None	相鄰正常心跳間期差值超過 50 毫秒的比例。

表 1 心律變動性時域分析指標

指標	單位	說明
TP	ms <sup>2</sup>	截取之頻率為 $\leq 0.4\text{Hz}$ 。
HF	ms <sup>2</sup>	截取之頻率為 $0.15\text{-}0.4\text{Hz}$ ，指高頻範圍的正常心跳間期的變異數。
LF	ms <sup>2</sup>	截取之頻率為 $0.04\text{-}0.15\text{Hz}$ ，指低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
VLF	ms <sup>2</sup>	截取頻率為 $0.003\text{-}0.04\text{Hz}$ ，指極低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
ULF	ms <sup>2</sup>	截取頻率為 $<0.003\text{Hz}$ ，指超極低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
nLF	None	指低頻功率/(總功率-極低頻功率)*100，代表交感神經活性的指標。
Nhf	None	指高頻功率/(總功率-極低頻功率)*100，代表副交感神經活性的指標。
LF/HF	None	反應交感/副交感神經平衡的指標或代表交感神經調控的指標。

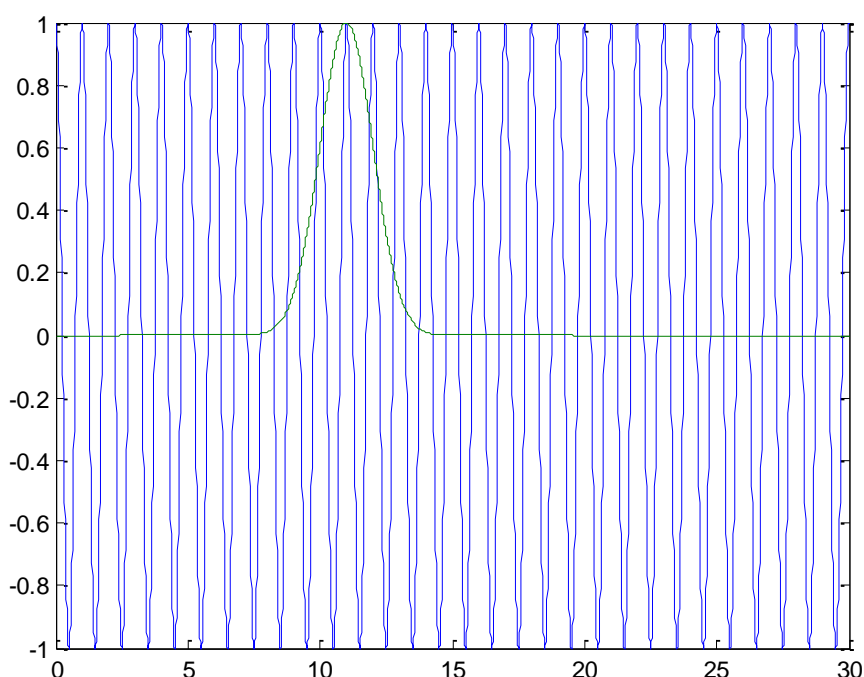
表 2 心律變動性頻域分析指標

### 三、現有時頻分析方法與限制

一個最簡單求得頻率的時間資訊的方法是，利用一個移動的窗戶函數(window function)，在此窗戶函數所圈出的局部訊號內做傅立葉轉換，此即是短時距傅立葉轉換(short time Fourier transform; STFT)。如圖三所示，綠色線段為一窗戶函數 $w(u)$ ；對於每個位移時間 $t$ ，我們對其擷取的部分訊號 $x(u)w(u - t)$ 做傅立葉轉換(如 eq. (3))。如此將

位移時間 $t$ 掃過所有訊號，我們可以繪得時頻分析圖(time-frequency representation: TFR)，即 eq. (4)中的 $V_w(t, f)$ 。

$X(f) = \sum_{t=-\infty}^{t=\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt$	(3)
$V_w(t, f) = \sum_{t=-\infty}^{t=\infty} x(u)w(u-t)e^{-i2\pi fu} du$	(4)

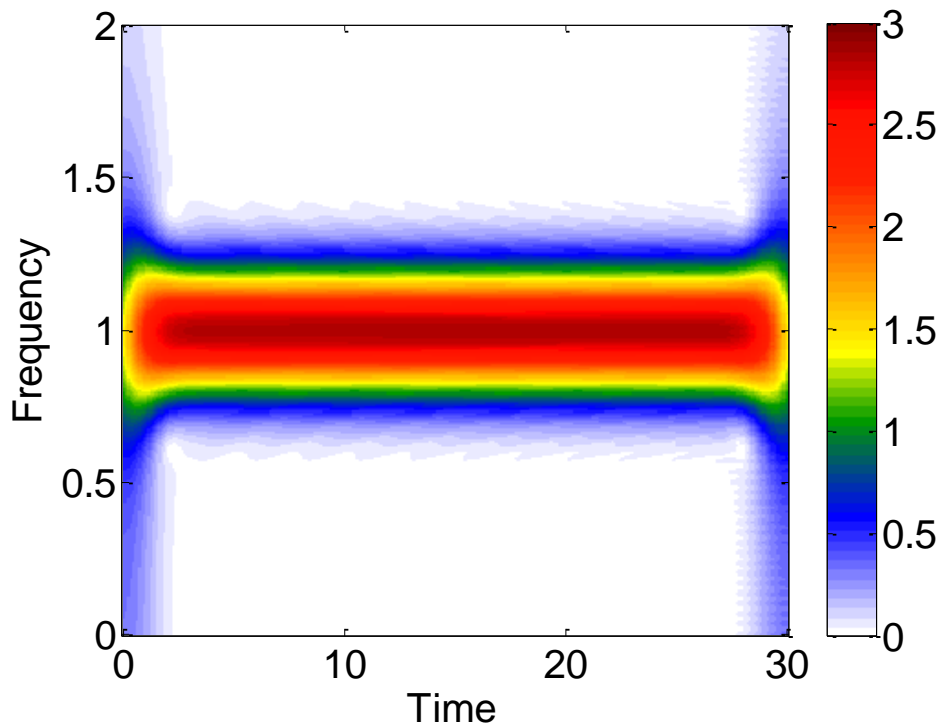


圖三：短時距傅立葉轉換的示意圖。其中藍色線段為訊號 $x(t)$ ，綠色線段為窗戶函數 $w(t)$ 。

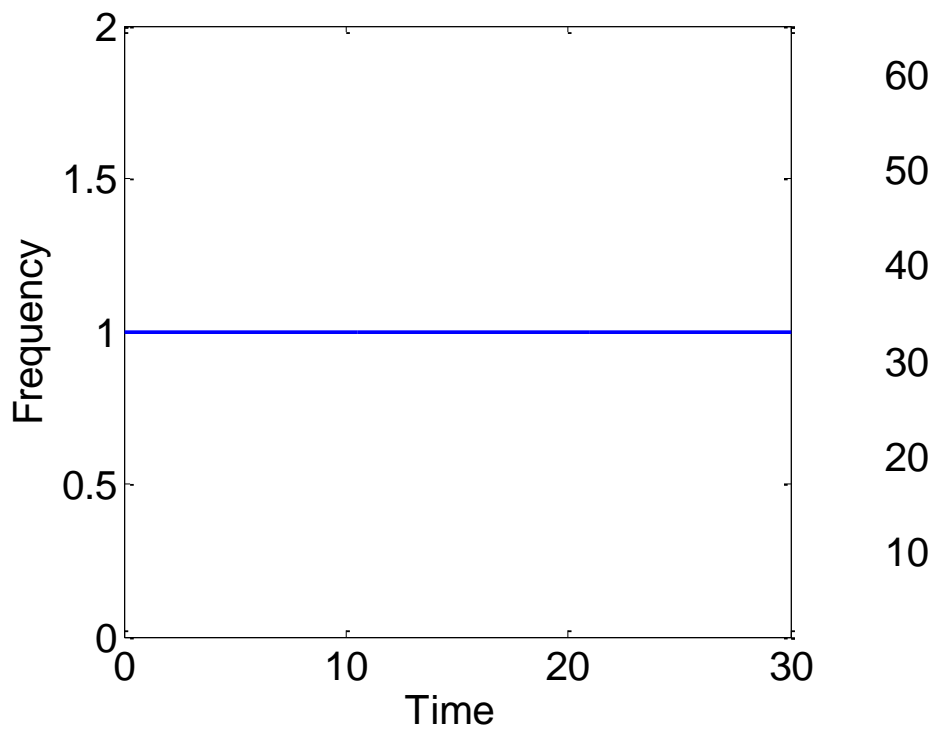
STFT 亦有時間與頻率的不確定性；窗戶的長度愈長，則所得的頻率愈準確，然而時間則否；窗戶的長度愈短，愈可知道事件發生的時間，而代價是頻率失真。我們用一個簡單的例子即可測知 STFT 的特性。利用一測試函數 $x(t) = \cos(2\pi ft)$ ，此函數的頻率顯然是 1，且不隨時間而變。也就是說，理論上的 TFR 應該只在 $(t, f = 1)$ 有值，其於位置則否。然而如圖四所示， $V_w(t, f)$ 不僅在 $(t, f = 1)$ 有值，在其周圍亦有一些分佈。這些分佈是窗戶函數所造成的人為增寬(broadening)，並非訊號真實資訊。這種人為增寬在有很多頻率時，可能造成 TFR 無法辨識。

要研究 HRV 的頻率動態變化，我們需要一個可以消除此人圍增寬效果的時頻分析方法。從圖四可知，雖然有人為增寬，但最主要的頻率的分佈是 TFR 的局部重心(local gravity center)所在。一個最直覺消除人為增寬的方法即是把所有 TFR 的數值重新分配到該局部重心，這樣即可得到一張沒有人為增寬的 TFR，如圖五。此方法稱為 reassigned STFT，下文簡稱 rgn-STFT。



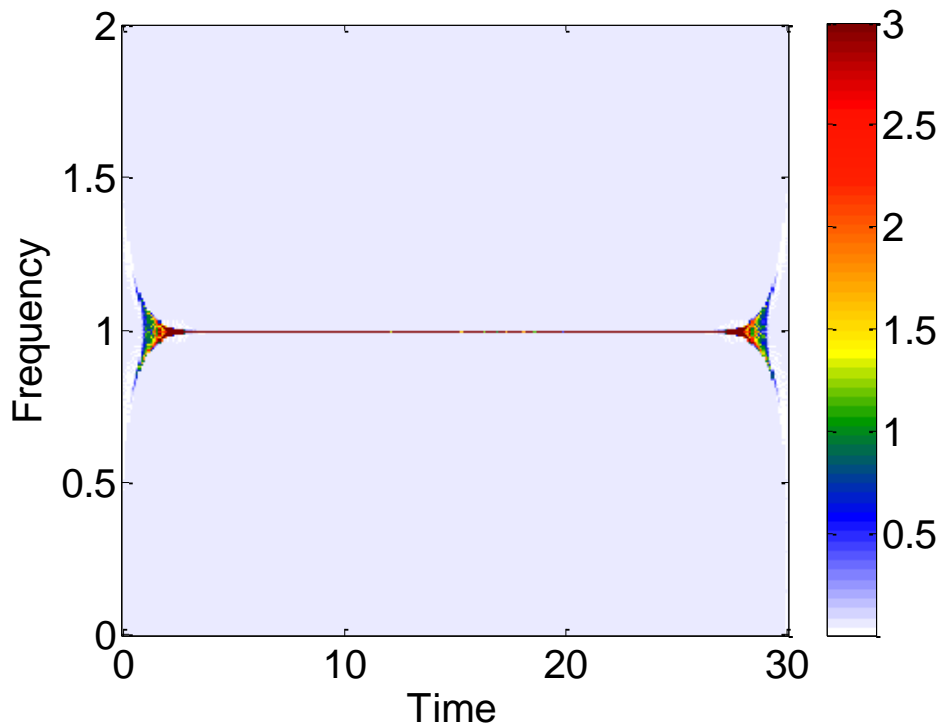


(a)



(b)

圖四：(a)  $x(t) = \cos(2\pi f t)$ 的短時距傅立葉轉換結果。(b)理論上的 TFR 應該只在 $(t, f = 1)$ 有值，其於位置則否。 $V_w(t, f)$ 不僅在 $(t, f = 1)$ 有值，在其周圍亦有一些分佈。這些分佈是窗戶函數所造成的人為效果，並非訊號真實資訊。



圖五：以 RM 所得之 TFR。將  $V_w(t, f)$  根據局部重心重新分配數值後，TFR 顯示的頻率即是  $x(t) = \cos(2\pi ft)$  所函的資訊。的短時距傅立葉轉換結果。理論上的 TFR 應該只在  $(t, f = 1)$  有值，其於位置則否。

## 貳、研究目的

由於量測相對簡易，評估 HRV 在睡眠中的變化具有極大應用潛力，例如呼吸中止症狀的診斷(Ref. 2)。然而現有的頻率分析法將 HRV 訊號假定為平穩過程，使得只能評估一段時間內平均的自主神經活性，而不能即時的訊息。本研究的目的為利用時頻分析方法中的短時距傅立葉轉換結合 RM(即 rgn-STFT)，以其所得之 TFR 分析不同睡眠階段的動態 ANS 活性變化。

## 參、研究方法

### 一、睡眠 ECG 資訊

本研究向基隆長庚紀念醫院睡眠中心申請使用資料權限。我們將擷取一段訊號，以時頻方法分析 HRV 訊號和 ANS 活性。于鍾傑醫師另外結合呼吸通量的訊號，判斷受試者的動作。如此我們可以確認所計算的瞬時 ANS 活性是否合理。

## 二、重新分配的短時距傅立葉轉換(rgn-STFT)

從 Ref. 4 可知， $|V_w(t, f)|^2$ 可改寫成以下形式：

$ V_w(t, f) ^2 = \iint_{-\infty}^{\infty} \text{WVD}_x(u, v) \text{WVD}_w(u - t, v - f) \, du \, dv$	(6)
--	-----

其中

$\text{WVD}_x(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(u + \frac{s}{2}\right) x^*\left(u - \frac{s}{2}\right) e^{-i2\pi v s} \, ds$	(7-1)
---	-------

$\text{WVD}_w(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} w\left(u + \frac{s}{2}\right) w^*\left(u - \frac{s}{2}\right) e^{-i2\pi v s} \, ds$	(7-2)
---	-------

局部重心的概念在 eq. (5)中可由期望值來估量：

$\hat{t}(t, f) = \iint_{-\infty}^{\infty} u \text{WVD}_x(u, v) \text{WVD}_w(u - t, v - f) \, du \, dv$	(8-1)
--	-------

$\hat{f}(t, f) = \iint_{-\infty}^{\infty} v \text{WVD}_x(u, v) \text{WVD}_w(u - t, v - f) \, du \, dv$	(8-2)
--	-------

然而 eq. (8-1)-(8-2)並不直覺，也不容易計算，需要更進一步簡化。我們直接採用 Ref. 5 的推導結果，亦即：

$\hat{t}(t, f) = t - \Re \left\{ \frac{V_{tw}(t, f)}{V_w(t, f)} \right\}$	(9-1)
---	-------

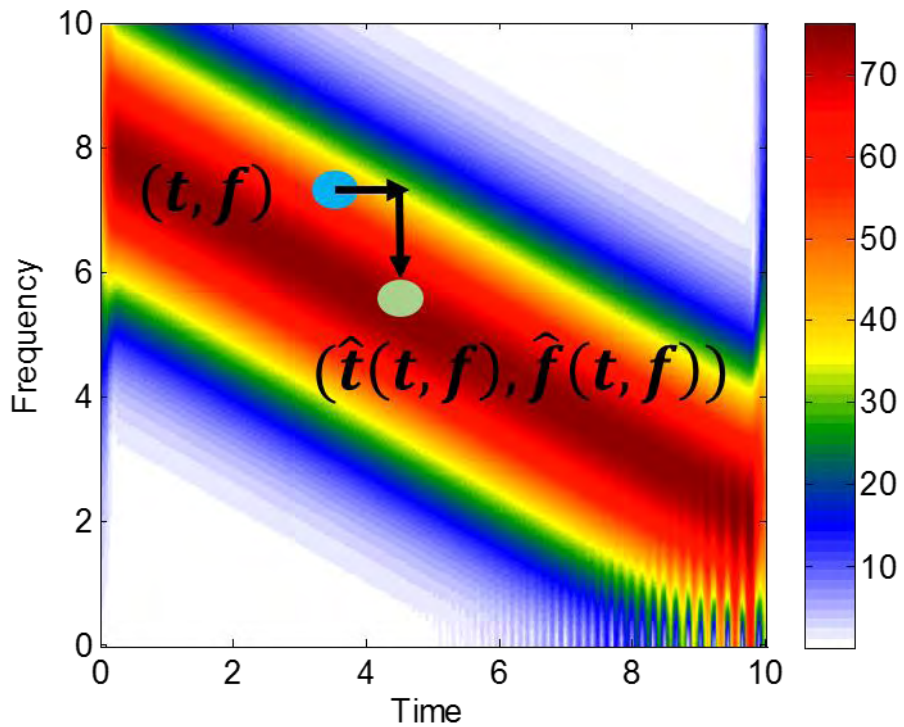
$\hat{f}(t, f) = f - \Im \left\{ \frac{1}{2\pi} \frac{V_{dw}(t, f)}{V_w(t, f)} \right\}$	(9-2)
--	-------

其中 $V_{tw}(t, f)$ 的意思是以 $(tw(t))$ 做為 STFT 的窗戶函數；而 $V_{dw}(t, f)$ 是以 $w(t)$ 的一次導數做為窗戶函數。

重新分配(reassignment)的意思在於，對於 $|V_w(t, f)|^2$ 的每一點 $(t, f)$ ，我們可得期對應的新位置 $(\hat{t}, \hat{f})$ ，如圖六所示。我們把每一個分配到 $(\hat{t}, \hat{f})$ 的值(即 $|V_w(t, f)|^2$ )都累計起來，則可消除 STFT 的人為增寬效應。重新分配後的 TFR 則為 $\hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f})$ ，公式如下：

$\hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f}) = \left( \sum_{t=0}^{t_N} \sum_{f=0}^{f_M}  V_w(t, f) ^2 \delta(\hat{t}(t, f) - t) \delta(\hat{f}(t, f) - f) \right)^{1/2}$	(10)
--	------

其中 $\delta(x)$ 為 Dirac delta distribution。公式(4)、(9-1)、(9-2)和(10)則是我們需要計算 HRV 的 TFR 的公式。我們以 Matlab 2013a (Ref. 6)寫成一個函是 function call：**RGNSTFT()**。HRV 的訊號即可用此程式得到 TFR。

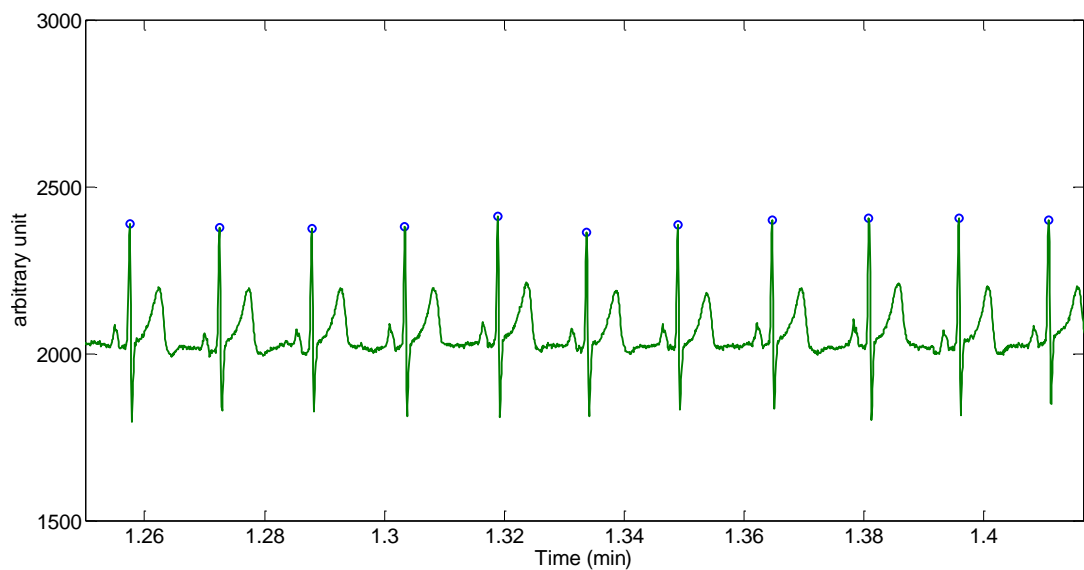


圖六：rgn-STFT 示意圖。TFR 上每一點 $(t, f)$ 皆有其對映的局部重心 $(\hat{t}(t, f), \hat{f}(t, f))$

### 三、分析流程

#### 1. 讀取 ECG 資料中的 R-R peak：

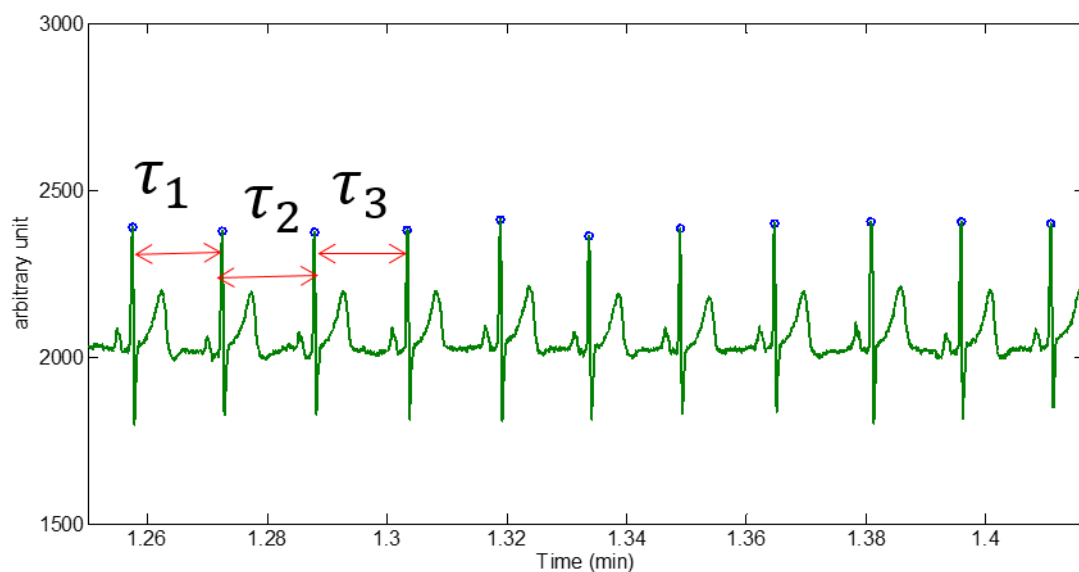
利用 Matlab 內建之 `findpeaks` 功能，限制選取的 local peak 的高度即兩個 local peak 之間的時間，找出 ECG 中所有的 R-R peaks。



圖七：ECG 與每個心跳的 R-peak(藍色空心圓圈)。

## 2. 計算 HRV :

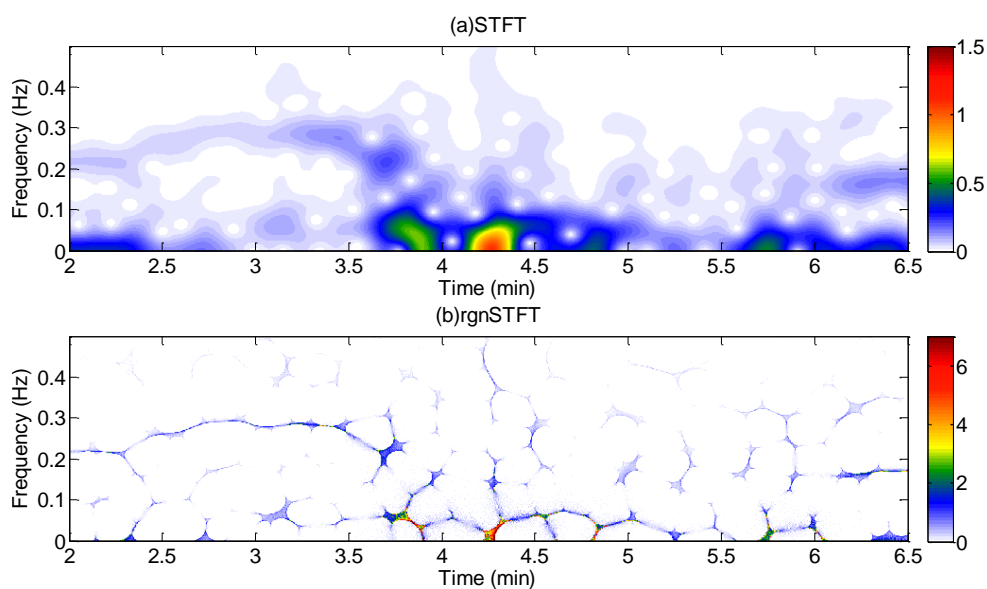
利用 Matlab 內建之 diff 功能，計算兩兩 R-R peaks 的間隔。其間隔即為 HRV 訊號。做內插使 HRV 訊號的點數均勻分佈。



圖八：計算兩兩 R-R peaks 的間距，其序列即為 HRV 訊號。

## 3. 以 rgn-STFT 計算 TFR :

以 eqs. (4)、(9-1)、(9-2)和(10)組成的 RGNSTFT()函式計算 HRV 的時頻資訊。如圖十。



圖九：以 RGNSTFT()函式計算 HRV 的時頻資訊。(a)短時矩傅立葉轉換的時頻分析圖；(b)重新分佈後的時頻分析圖。

4. 交感/副交感神經系統的活性指數：

我們提出類似在頻譜分析方法中的交感與副交感神經系統的活動參數。交感神經系統活性指數LF( $\hat{t}$ )以 $f_{L1} = 0.04$ 和 $f_{L2} = 0.15$ 間的 $\hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f})$ 累加來估算，如 eq. (11-1)；副交感神經系統活性HF( $\hat{t}$ )則以 $f_{H1} = 0.15$ 和 $f_{H2} = 0.45$ 間的間的 $\hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f})$ 累加來估算，如 eq. (11-2)。

我們定義 ANS 的瞬時活性如 eq. (11-3)。

$LF(\hat{t}) = \sum_{\hat{f}=f_{L1}}^{\hat{f}=f_{L2}} \hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f})$	(11-1)
$HF(\hat{t}) = \sum_{\hat{f}=f_{H1}}^{\hat{f}=f_{H2}} \hat{V}_w(\hat{t}, \hat{f})$	(11-2)
$I_{ANS}(\hat{t}) = \frac{LF(\hat{t})}{HF(\hat{t})}$	(11-3)

## 肆、研究結果

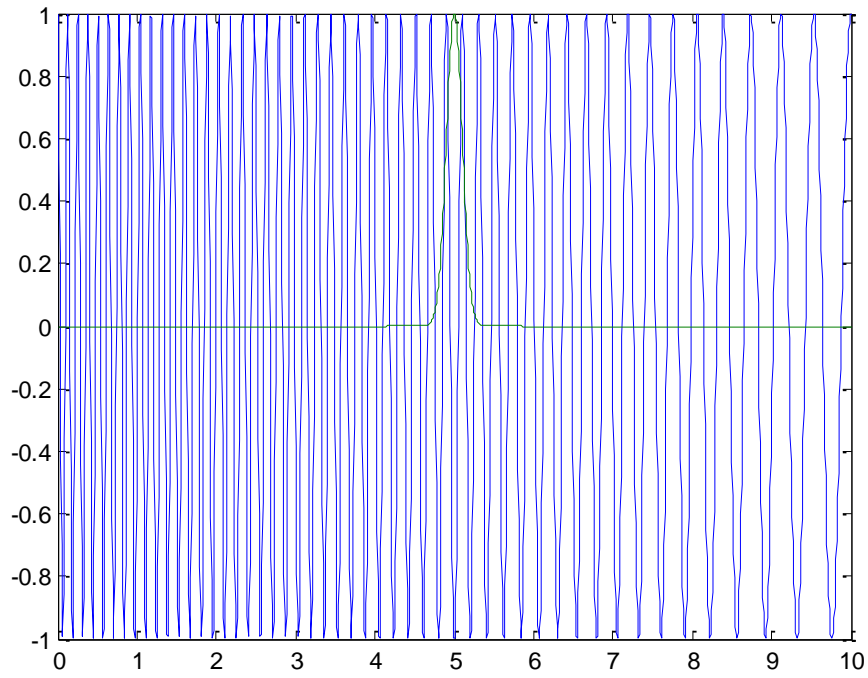
### 一、以模擬驗證程式

為測試 RGNSTFT()函式的正確性，我們以一個模擬訊號來驗證。

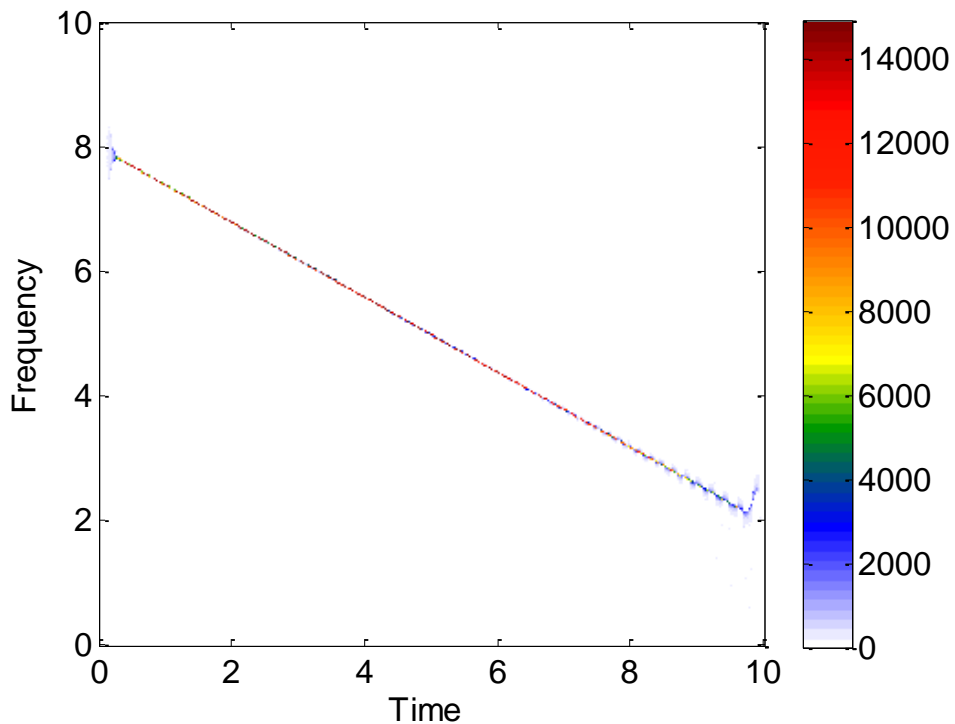
對一單一組成的訊號 $x(t) = \cos(2\pi\phi(t))$ ，其瞬時頻率可定義為(Ref. 4)： $\frac{d\phi(t)}{dt}$

假設： $x(t) = \cos(2\pi(8t - 0.3t^2))$ ，則瞬時頻率為 $\frac{d\phi(t)}{dt} = 8 - 0.6t$ 。圖十為訊號在時間0~10的圖形。

經過 RGNSTFT()函式，結果如圖十一所示。由 TFR 得知瞬時頻率亦為 $8 - 0.6t$ 。故程式可應用於 HRV 訊號。



圖十：模擬訊號  $x(t) = \cos(2\pi(8t - 0.3t^2))$



圖十一：模擬訊號  $x(t)$  的 TFR。其瞬時頻率為  $8 - 0.6t$ 。

## 二、時頻分析於 HRV 訊號的應用

### (一)時頻分析結果

圖九(b)為在一位測試者在第 2~6.5 分鐘間的 HRV 的 TFR。從圖中我們可以看到，在

第 2~4 分鐘，在 0.15~0.45Hz 頻帶間有一主要的頻率變化；在第 4~6 分鐘，頻率轉到 0.03~0.15Hz 頻帶；在第 5~6.5 分鐘，頻率變化主要在 0.15Hz 附近。

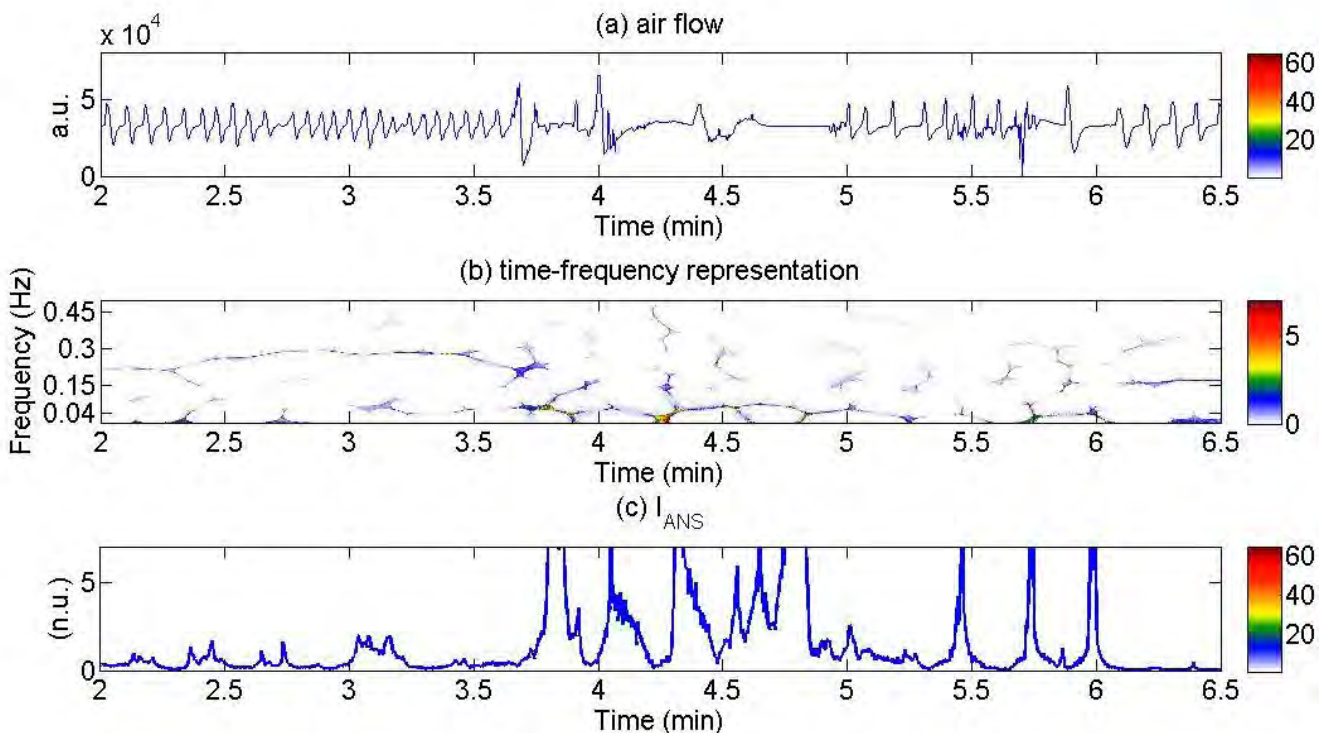
由於 ECG 的 R-R peaks 擷取會影響 HRV 訊號的準確性，在進行分析圖九(b)的 TFR 之前，我們先對照 ECG 訊號 R-R peaks 是否有擷取不當的地方。在第 10 和第 11 分鐘，ECG 訊號因為翻身而接收不良。這邊的 R-R peaks 很難判讀，因此此段的 HRV 訊號較不可信。除此兩時間點外，ECG 訊號即便振幅有所變化，R-R peaks 都有準確被偵測。

## (二)ANS 活性分析

圖十二為第 2~第 6.5 分鐘內(a)呼吸訊號、(b)HRV 的 TFR 與(c)以 eq.(11-3)所計算的 ANS 的活性參數。其中呼吸訊號是量測口鼻所出入二氧化碳的浮動，正向為吸入，負向為吐出。我們由圖十二(a)的第 3.75 分鐘左右，可知有一較大的振幅，這是測試者用力深呼吸所致。而第四分鐘開始，受試者用力吸入一口氣，然後緩慢吐出，時間長達 30 秒。緊接著受試者再一次深呼吸，但深度較淺。在第 6 分鐘，受試者再次大力呼吸。由於第 10 和第 11 分鐘間的 ECG 訊號的 R-R peaks 可能擷取有所誤差，此段姑且不討論。

由圖十二(c)的 ANS 活性，我們可看出受試者本已在休息狀態，所以副交感神經活性較高(低 $I_{ANS}(\hat{t})$ )。而在第 4 分鐘開始用力時，會激發交感神經活性，故 $I_{ANS}(\hat{t})$ 在這區間升高。第 5 分鐘恢復正常後交感神經活性即再度降低。其餘時段受試者處於將入睡的階段，故以副交感活性為主。

第 5~6.5 分鐘的 $I_{ANS}(\hat{t})$ 偏高，可能是界定交感神經與副交感神經頻段所致。我們在下一節討論。



圖十二：(a)呼吸訊號；(b)rngSTFT 的 TFR; (c) 瞬時自主神經活性 $I_{ANS}(\hat{t})$ 。



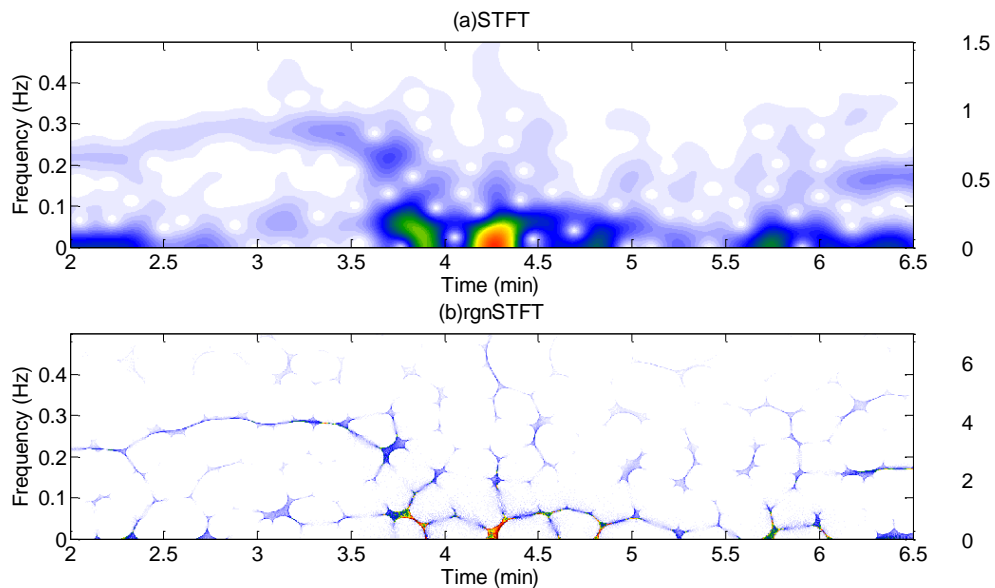
## 伍、討論

### 一、窗戶函數的影響

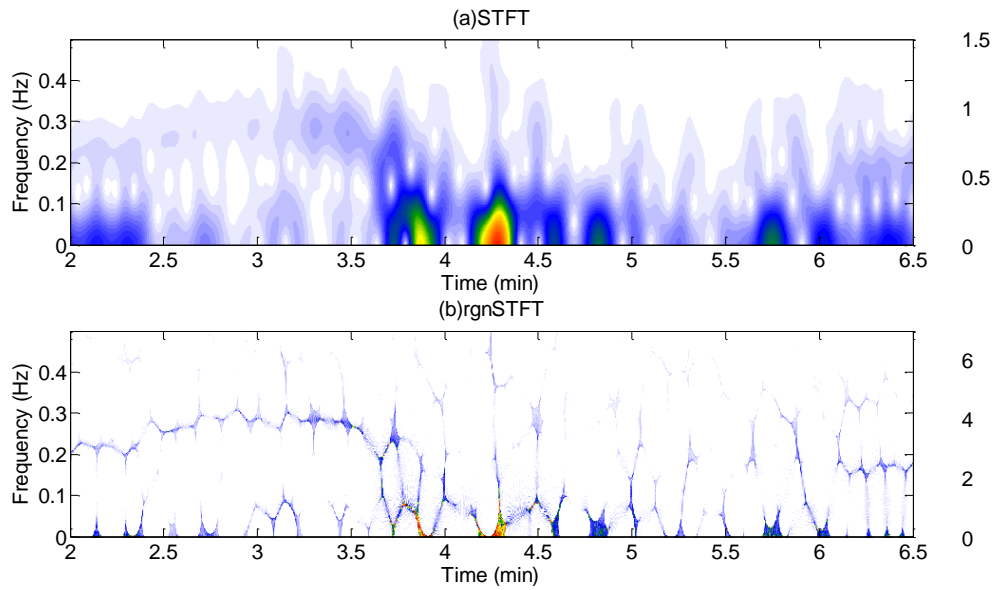
以上研究的窗戶函數長度皆為 5.45 秒。我們首先比較 STFT 和 rgnSTFT 的 TFR，看看重新分佈 TRF 數值後的效果如何。圖十三(a)和十五(b)分別為 STFT 和 rgnSTFT 的 TFR。由圖十五(a)，我們可知從 STFT 的 TFR，我們很難判讀頻率成分。且圖中的小孔洞意義不明。然而經由局部重心重新分佈後，頻率成分清晰許多。我們可以輕易分辨副交感神經和交感神經的活動。

接下來我們討論窗戶函數的影響。圖十四和圖十五的窗戶函數分別為 2.53 秒和 10.03 秒。從二圖可以得知，當窗戶函數愈短，愈可以觀察出頻率隨時間的細節變化；反之則否。然而當兩個頻率非常接近時，例如圖十五的第 4~4.5 秒，窗戶函數則需要愈大才能將兩者區別。

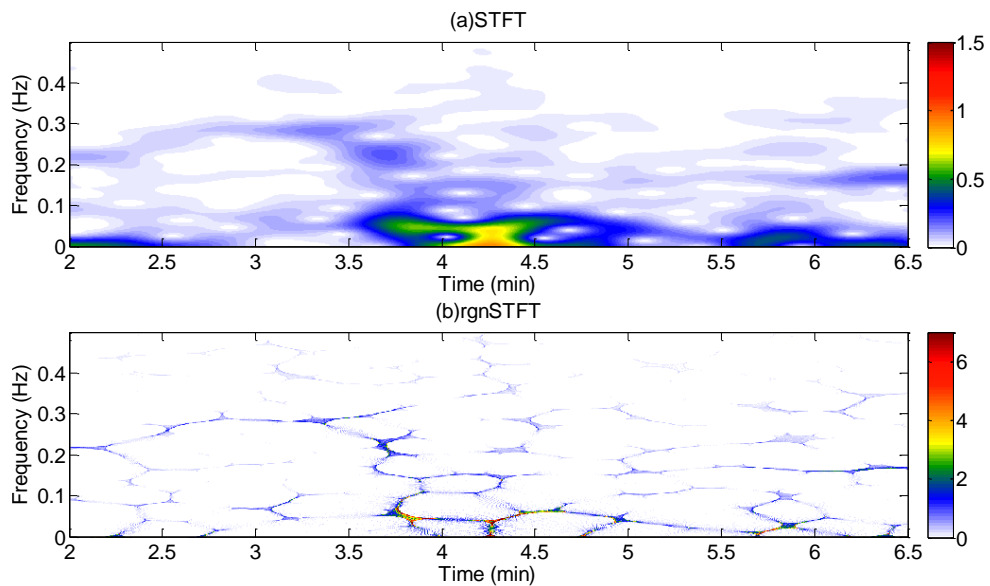
根據我們的經驗，對一單一頻率 $f_0$ 而言，若其週期為 $\frac{1}{f_0} = T_0$ ，則窗戶函數的長度最小可以到 $\frac{1}{4}T_0$ 。在我們的研究中，我們以 0.05Hz 為最小頻率，而對應的周長就是 20 秒。若取四分之一周長，則是 5 秒(圖九(b)的 TFR 是 5.45 秒)。在此長度的窗戶函數下，小於 0.05Hz 的頻率極有可能無法準確獲得。如圖十四(b)的交感神經頻帶，雖然 0.2Hz 以上的頻率成分時間解析度變好，低頻的交感神經的頻率成分變得難以分辨。



圖十三：窗戶函數的長度為 5.45 秒。(a) STFT 與(b)rgnSTFT 的 TFR。



圖十四：窗戶函數的長度為 2.53 秒。(a) STFT 與(b)rgnSTFT 的 TFR。



圖十五：窗戶函數的長度為 10.03 秒。(a) STFT 與(b)rgnSTFT 的 TFR。

## 二、影響 $I_{ANS}(\hat{t})$ 的因素

$I_{ANS}(\hat{t})$ 除了生理上造成交感神經與副交感神經的活性不同外，有許多因素，例如頻帶的選取和 R-R peaks 擷取錯誤造成的 noise 等因素。這些因素導致我們可以由原因(動作或病理)導致結果(自主神經活性)，而不能從結果(自主神經活性)逆推原因(動作或病理)。其中頻帶選取影響最為巨大。

文獻(Ref. 1)中所說的交感神經和副交感神經頻帶，只是一個長時間訊號統計上的結果。而頻帶的界定不同，會造成估計以 eq. (11-1)和(11-2)計算 $I_{ANS}(\hat{t})$ 有所出入。

由於瞬時頻率的應用還在很粗步的階段，目前尚無統計資料。如圖九(b)中，第 6~6.5 分鐘，在 0.15Hz 附近的頻率成分，是屬於交感神經亦或副交感神經的活動？我們推測 應該是副交感神經，因為從呼吸訊號上看來，並沒有特殊的生理活動，但這是需要更進一步研究的議題。

## 陸、結論與未來展望

本研究成功以短時距時頻分析轉換配合重新分佈方法來分析自主神經系統的活性。藉由觀察隨時間變化的頻率，我們可以得知即時的交感神經與副交感神經活動。

由於在阻斷性呼吸中止症中，呼吸中止會引出一種特定的心律變異：相對於白日的交感神經活性，夜晚的心律會呈現過緩/過速的變化，而這變化與副交感神經息息相關。本研究在此方向具有極大潛力。

## 柒、參考資料

1. L. T. Mainardi, "On the quantification of heart rate variability spectral parameters using time-frequency and time-varying methods," *Phil. Trans. R. Soc. A* **367**, p. 255-275, 2009.
2. F. Rouche, V. Pichot, E. Sforza, I. Court-Fourture, D. Duverney, F. Costes, M. Garet and J. C. Barthelemy, "Predicting sleep apnoea syndrome from heart period: a time-frequency wavelet analysis," *Eur. Respir. J.* **22**, p. 937-942, 2003.
3. M. O. Mendez, A. M. Bianchi, N. Montano, V. Patruno, E. Gil, C. Mantaras, S. Aiolfi, and S. Cerutti, "On arousal from sleep: time-frequency analysis," *Med. Biol. Comput.* **46**, p. 341-351, 2008.
4. P. Flandrin, F. Auger, and E. Chassande-Mottin, *Time-frequency signal processing* (CRC, 2003).
5. 《Matlab 程式設計—入門篇》張智星著。鈦思科技出版社。2007 年。

## 捌、附錄

### 一、R-R Peak 擷取

```
load wbyrMAP
load ECG1
load CFLOW
load STAGE
% =====
load ECG1;
% --- useful parameters
N0 = 10e4;

MPH = 2250;
MPD = 130;
% -----
Idx1 = 1;
Idx2 = N0;
% -----
fs1=200; % sampling rate
dt1 = 1./fs1;
% -----
xx = ECG1(Idx1:Idx2);
% -----
[peakECG px] = findpeaks(xx, 'MINPEAKHEIGHT', MPH, 'MINPEAKDISTANCE', MPD);
figure, plot(px, peakECG, 'o', 1:Nxx, xx)

rri0 = diff(px).*dt1;
% -----
HRV = interp1(1:length(rri0), yy, 1:Nxx); % interpolation
```

### 二、短時距傅立葉芬吸 STFT

```
load HRV

x=HRV;
N = length(x);

fH = N/(2*dt); % 最大頻率
```

```

f = linspace(0,fH,N);

a = 1e-2; % window function
%-----
Nu = 1000;
Nf = 1000;
V = zeros(Nf,Nu);
u = linspace(0,500,Nu);
wf = linspace(0,0.5,Nf);
for ix = 1:Nf
for iy = 1:Nu
    V(ix,iy) = sum(x.*exp(-a.*(t-u(iy)).^2).*exp(-2.*pi.*li.*wf(ix).*t).*dt);
end
ix
end

```

### 三、重新分佈法

```

x=HRV;
N = length(x);

fH = N/(2*dt); % 最大頻率
f = linspace(0,fH,N);
df = f(2)-f(1);

a = 1e-2; % window function
%-----
Nu = 1000;
Nf = 1000;
V = zeros(Nf,Nu);
u = linspace(0,500,Nu);
wf = linspace(0,0.5,Nf);

for ix = 1:Nf
for iy = 1:Nu
    V(ix,iy) = sum(x.*exp(-a.*(t-u(iy)).^2).*exp(-2.*pi.*li.*wf(ix).*t).*dt);
V1(ix,iy) = sum(x.*(t.*exp(-a.*(t-u(iy)).^2)).*exp(-2.*pi.*li.*wf(ix).*t).*dt);
V2(ix,iy) = sum(x.*(-2*a*(t-u(iy)).*exp(-a.*(t-u(iy)).^2)).*exp(-
2.*pi.*li.*wf(ix).*t).*dt);

```

```
end
ix
end
```

```
% =====
tmp_tx = ones(Nf,1)*u + real(V_th./V);
tmp_wx = (2.*pi.*wf'*ones(1,Nu)- imag(V_dh./V))./2./pi;
```

```
% note
```

$\hat{t}(t, f) = t - \Re \left\{ \frac{V_{tw}(t, f)}{V_w(t, f)} \right\}$	(9-1)
$\hat{f}(t, f) = f - \Im \left\{ \frac{1}{2\pi} \frac{V_{dw}(t, f)}{V_w(t, f)} \right\}$	(9-2)

```
%-----
t_hat = floor((tmp_tx)./dxi)+1;
w_hat = floor((tmp_wx)./dw )+1;
```

```
% -----
```

```
rgnA = zeros(Nf,Nu);
for (ix = 1:Nf)
for (iy = 1:Nu)
    ixhat = t_hat(ix,iy);
    iyhat = w_hat(ix,iy);
%   iyhat
%   pause
    if ( iyhat > 0 && iyhat < Nu && ixhat > 0 && ixhat < Nf )
rgnA(ixhat,iyhat) = rgnA(ixhat,iyhat) + abs(V(ix,iy)).^2;
    end
end
```

```
end
end
```

```
figure, imagesc(u,wf,(abs(rgnA)))
```



## 【評語】 190003

以心律變異資料來探討自主神經的活性，具有創新性及便利性，但其關聯需要更多的資料來佐證。資料來源能否擴充至一般人，也需要收集更多的資料來做評估。