

行政院國家科學委員會補助
大專學生參與專題研究計畫研究成果報告

* *****
* 計畫名稱：發展具有檢視及分析臨床睡眠各項生理檢查訊號的整合環境 *
* *****

執行計畫學生： 李瑋淇
學生計畫編號： NSC 99-2815-C-040-032-E
研究期間： 99年07月01日至100年02月28日止，計8個月
指導教授： 丁化

處理方式： 本計畫可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學醫學影像暨放射科學系

中華民國 100年03月28日

目 錄

中文摘要	-----	3
------	-------	---

第一章 緒論

1.1 研究動機與研究問題	-----	4
1.2 文獻回顧與探討	-----	5

第二章 研究背景

2.1 睡眠醫學	-----	6
2.2 Polysomnography 設備簡介	-----	7
2.3 心電圖簡介	-----	8
2.4 心律變異(Heart Rate Variability, HRV)	-----	9
2.5 腦電圖簡介	-----	10

第三章 研究方法及步驟

3.1 PSG 數據轉換成 EDF 格式	-----	12
3.2 以 C 程式輔助 EDF 讀入 MATLAB	-----	12
3.3 讀入 Sleep Stage、AI、HI	-----	13
3.4 以 MATLAB 設計程式介面	-----	14
3.5 檢視 PSG 數據功能	-----	15
3.5.1 繪製出 PSG 檢查數據	-----	15
3.5.2 心電圖 QT 區間繪圖	-----	16

3.6	PSG數據分析功能-----	16
3.6.1	EKG、EEG數據讀入-----	16
3.6.2	快速複利葉轉換 (FFT) -----	17
3.6.3	EKG數據分析 -----	17
3.6.3.1	RR區間分析-----	18
3.6.3.2	QT區間分析-----	19
3.6.4	EEG數據分析 -----	20
3.7	數值的輸出與儲存 -----	20

第四章 研究結果

4.1	EKG訊號R-R區間分析-----	21
4.2	EKG訊號Q-T區間分析-----	22

第五章 討論與未來展望

5.1	討論與未來研究方向 -----	24
	參考文獻 -----	25

中文摘要

睡眠醫學在近幾年發展十分迅速，1970年代以後人們逐漸重視睡眠呼吸中止症 (sleep apnea syndrome ,SAS)，關於睡眠醫學之研究也猶如雨後春筍般的出現，各大醫院紛紛建立睡眠中心，目的就是要檢查出是否睡眠有受到SAS影響，文獻指出SAS後遺症會對人體造成精神及心血管方面不良的影響，長期的睡眠呼吸中止症會影響睡眠品質，可能造成白天嗜睡，精神及注意力不集中而影響了日常生活的品質而增加意外發生機率。在生理上更會因發生呼吸中斷，提高心血管病變發生的機率。

因此透過臨床睡眠多項生理檢查監測儀 (Polysomnography)，簡稱PSG，可同時記錄睡眠期間人體多項生理訊號，是睡眠醫學主要的檢查技術。其中包含了腦電圖 (EEG)、眼電圖 (EOG)、肌電圖 (EMG)、心電圖 (EKG)、口鼻呼吸氣流、胸腹呼吸動作、血氧飽和濃度 (SaO₂)、鼾聲、手腳抽動...等，透過這些生理訊號，可以用來判斷是否有睡眠障礙的產生。

一次的PSG檢查可以同時獲得多項生理訊號，在諸多生理訊號中，要如何將其進行處理並找出其關性就是一大課題，本次計畫中用到許多關於數位訊號處理的技術，透過數學的運算方法得出數值，再將其有相同臨床症狀族群進行分析，從種種數據中找到其中的關聯性，以期在診斷上有相當的可信度，本計劃即是開發具有分析和檢視PSG功能的整合環境，將目前學術上所發表的各項生理訊號的處理方式進行整合，且可同時讀入具指標性的18種頻道進行檢視與分析，希望能夠對於睡眠醫學研究有進一步的發展。

關鍵詞：臨床睡眠多項生理檢查監測儀、訊號處理、快速傅立葉轉換

第一章 緒論

1.1 研究動機

臨床睡眠多項生理檢查監測儀 (PSG) 為近年來眾多睡眠中心用來診斷是否有睡眠障礙的重要檢查項目，這些生理訊號可以得到受測者的睡眠品質以及完整的睡眠結構資料，同時也可以記錄受測者是否有呼吸障礙、心律不整、四肢抽動和各種睡眠中的異常行為，受測者連接身上的電極和感應器，提供了至少18種具指標性的生理訊號，透過這些訊號可以統計出一個睡眠障礙指數 (Respiratory / Disturbance Index ,RDI)，RDI指數越高，代表睡眠障礙等級越高，因此就需要藉由各種治療方式，以改善睡眠時的品質以及睡眠呼吸中止的問題。

國內各大醫療中心於近年來紛紛成立睡眠中心，經過幾年來的PSG檢查累積，台灣具有睡眠呼吸障礙者甚多，然而PSG系統的軟硬體目前皆要由國外進口，一套軟硬體系統報價皆超過新台幣一百萬，然而其軟體之功能主要為記錄生理訊號以及計算出睡眠障礙指數(RDI)，受限於商業軟體的限制，自由度並不高，分析上也沒辦法滿足需求，因此要解決這些問題的最好方法，就是開發出一套較著重於分析的平台，以供學術上使用。

本次計畫與中山醫學大學附設醫院的睡眠醫學中心合作，以MATLAB開發出符合需求的分析環境，透過分析心電圖、腦電圖...等生理訊號，以數位訊號處理、統計學方式，求得諸如頻率、標準差...等數值，每個數值都具有他相當的背景意義，將這些分析法整合在一起，建立起一個具有檢視訊號以及分析數據功能的環境。透過中山醫學大學睡眠中心附設醫院睡眠中心的龐大資料庫，找出具有相同臨床症狀或相同族群的睡眠資訊進行分析，藉由分析後的數值資料找出其相關性，如此將可以在睡眠醫學的學術研究上具有很大的助益。

1.2 文獻回顧與探討

在睡眠醫學的領域中，睡眠品質一直是我們所關心的，除了最基礎的RDI之外，國外有文獻指出^[1]，透過RR的區間 (RR Interval)，再利用快速複利葉轉換 (FFT) 之後，所得到的數據再區分成高頻與低頻，這高頻和低頻的強度，在神經內科中的研究顯示，當高頻的強度較強時，表示當時的副交感神經較活化，反之若是低頻強度較強，則是交感神經較活化。

QT的分析可以從最近的文獻得到^[2]，目前還沒有真正有效的方法，準確的抓出QT區間的位置，目前僅有的是將QT和RR進行校正，得到的數值稱之為QTc，同時該文獻上所提到，QTc的數值若是太大，這類的病人都有可能有心室節律障礙，也就是會引起心律不整的情況，大多會有暈厥、顫抖，更嚴重的可能會引起猝死的可能性。除了QTc之外，也有文獻^[3] ^[4]提到另一個QTVi的指標性數值，至於目前在臨床上的意義有待於學術界深入研究。

腦波在睡眠醫學上大多是用來判斷睡眠期別的重要資訊^[5]，常用的腦波為C₃A₂、C₄A₁、O₁A₂、O₂A₁，C₃A₂、C₄A₁被用來判斷睡眠的周期，O₁A₂、O₂A₁是來輔助判斷清醒期和第一期的訊號，腦波訊號經由快速複利葉轉換後，依照頻段的不同可以分成不同波形，睡眠的期別判斷就是依照不同波形所佔的比例來判斷。

第二章 研究背景

2.1 睡眠醫學

睡眠醫學是結合多專科所組合而成的醫學，睡眠是人類生理時鐘固定的一部分，在睡眠的期間中，除了已知的是給予器官適當的休息外，有很多還沒探索的地方需要進行研究，所以才有了睡眠醫學的出現，透過整夜的睡眠多項生理檢查訊號儀進行同步影音的紀錄，再經由電腦分析相關訊號，並由專業團隊進行判讀和標記，最後再經由研習的相關醫師進行報告及訊號的判讀。2005 年美國醫學專業委員會正式承認，睡眠醫學為獨立的次專科，睡眠醫學正式被醫界所重視。

目前睡眠醫學日漸進步，經由多位醫生及研究級單位的努力，台灣的睡眠醫學中心一間一間成立，一般民眾也開始重視睡眠檢查，而睡眠醫學也逐漸擴大研究範圍，開始探討疾病和睡眠的相關性、職業和睡眠的相關性.....等，很多相關的研究報告相繼發表，睡眠醫學也逐漸引起大家的討論及注意，只是在這塊領域中，還有很多東西尚未被證實和挖掘，只能說睡眠醫學是一個具有遠景的領域。

有很多疾病其實都和睡眠有相當關係，最新的一些研究也顯示出睡眠和腦部的退化有相關連，當睡眠時品質不佳時，會影響到腦神經退化的速度。目前還有很多關於睡眠醫學的部分需要再深入的研究。

2.2 Polysomnography 簡介



▲圖1. 本睡眠中心所使用PSG儀器

一般俗稱的睡眠檢查，其全名為臨床多項睡眠生理檢查(Polysomnography)，簡稱 PSG，是利用機器於人體睡眠時，同時記錄多項生理檢查訊號。標準的臨床睡眠生理檢查項目有包含了腦電圖(EEG)、心電圖(EKG)、眼動圖(EOG)、血管容積變化(PLESMO)、鼾聲(Snore)、肢體抽動情況(Limb Move)、下頷肌動圖(EMG)、呼吸氣流(FLOW)、胸部呼吸起伏、腹部呼吸起伏、血氧濃度(SaO₂)、身體位置(Body Position).....等，這些都是典型 PSG 所進行的檢查項目。

這些檢測的訊號不但可以提供病患的睡眠品質以及睡眠結構的資料，也可以協助評估病患在睡眠期間的呼吸障礙程度、心臟機能、肢體抽動.....等在睡眠期間的異常行為。睡眠檢查的訊號是經由多條貼在人體身上，經由北美睡眠醫學會認定，各項生理訊號測量位置的電極，再經由感應器接收而得到的訊號。由於他最大的優點就是整合了許多儀器，將這些生理訊號一次同步記錄下來。之後再經由電腦數位化的處理，轉變成我們螢幕上所看到的圖形。

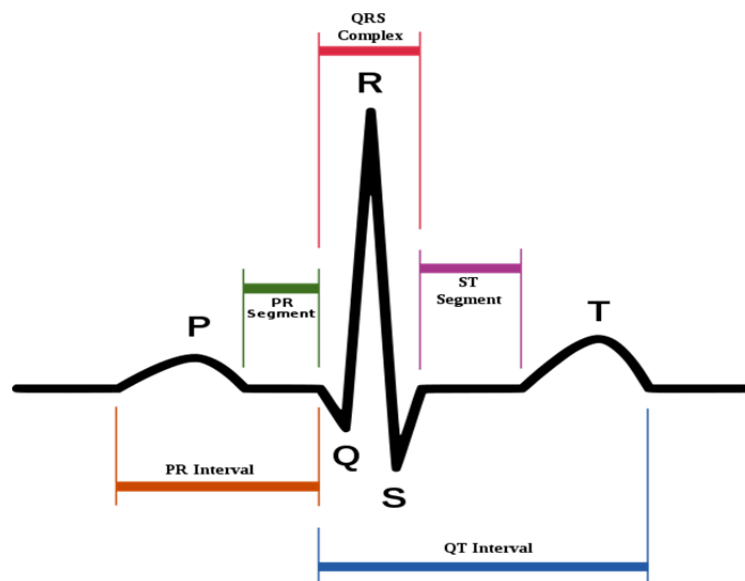
檢查後睡眠技師依照北美睡眠醫學會的標準，進行睡眠期別的標記後，由電腦進行後續計算及產生報告，再由睡眠醫學相關醫生進行判讀，這樣就算完成的一次完整的 PSG 檢查。

2.3 心電圖簡介

人的體內會自行產生電器訊號，當這個電器訊號刺激到心臟時，變換引起心臟跳動，以生理學的角度來說，在每次心肌細胞去極化的時候會在皮膚表面引起很小的電學改變，這個小變化被心電圖記錄裝置捕捉並放大即可描繪心電圖。

在心肌細胞處於靜息狀態時，心肌細胞膜兩側存在由正負離子濃度差形成的電位差，去極化即是心肌細胞電位差迅速向 0 變化，並引起心肌細胞收縮的過程。

在正常人心臟的一個周期運動中，由竇房結細胞產生的去極化波有序的依次在心臟中傳播，先傳播到整個心房，之後傳播至心室。如果在心臟的任意兩面放置 2 個電極，那麼在這個過程中就可以記錄到兩個電極間微小的電壓變化，並可以在心電圖紙或者監視器上顯示出來。心電圖可以反應整個心臟跳動的節律，以及心肌薄弱的部分。



▲圖2. 標準心電圖組成

一個完整的心電圖是包含著P波、QRS波、T波及U波所組成，其中不同的波、區間或段代表著不同的意義：

名稱	意義
P波	心房的去極化和收縮
PR區間	心房去極化開始到心室去極化開始
PR段	心房去極化結束到心室去極化開始
ST段	心室去極化結束到心室再極化開始
QT區間	心室去極化的開始到心室再極化結束
QRS區間	心室去極化的時間
T波	心室再極化

▲表1. 不同EKG區間所代表之意義

心電圖是最簡單也最能夠看出心臟問題的檢查，許多心臟疾病的前兆，都可以透過心電圖加以監視並且得知，一個基本的主治醫師一定要會看得懂心電圖，透過區間長短，波行變異來判定很多疾病或症狀，對於睡眠檢查而言，心電圖的分析也是十分重要的一項指標。

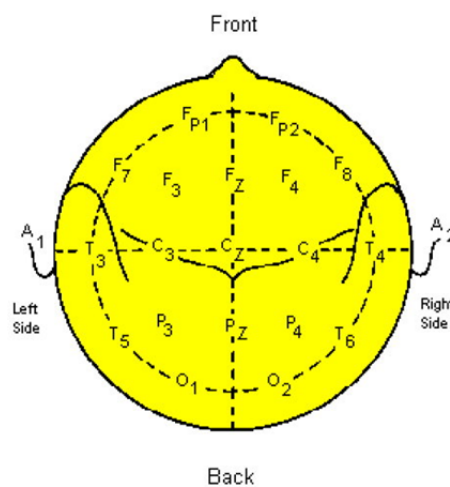
2.4 心律變異(Heart Rate Variability, HRV)

在一個標準的心電圖中，R波是最突出的一個波，當一個R波與下一個R波之間的距離，我們稱之為RR-Interval，然而更仔細觀察，每個RR-Interval中有些許的差異，並非完全都一樣，但是那個差異十分的小，小到連肉眼都看不大出來，此時就須要靠電腦的運算了。這個RR-Interval的變化我們稱之為心律變異，簡稱為HRV。心律變異是由自律神經系統控制，也藉此來維持生理狀態的平衡，這個變化也會受到交感和副交感神經的影響，根據 **Heart**

Rate Variability^[1]這份關於 HRV 標準的論文中提及，一般分析短時間的 HRV，將訊號經過快速傅立葉轉換之後，可以將它分成四個區段，分別是超級低頻域(ULF)、非常低頻域(VLF)、低頻域(LF)和高頻域(HF)，目前我們所看的重點在於 LF 和 HF，LF 是指頻域在 0.04~0.15Hz，HF 是指 0.15~0.4Hz，這兩者所對應的生理反應分別是交感神經和副交感神經的活化。在研究上我們通常會將 LF 和 HF 相除取得一個比值，透過這個比值來判斷交感與副交感神經的活化。

2.5 腦電圖簡介

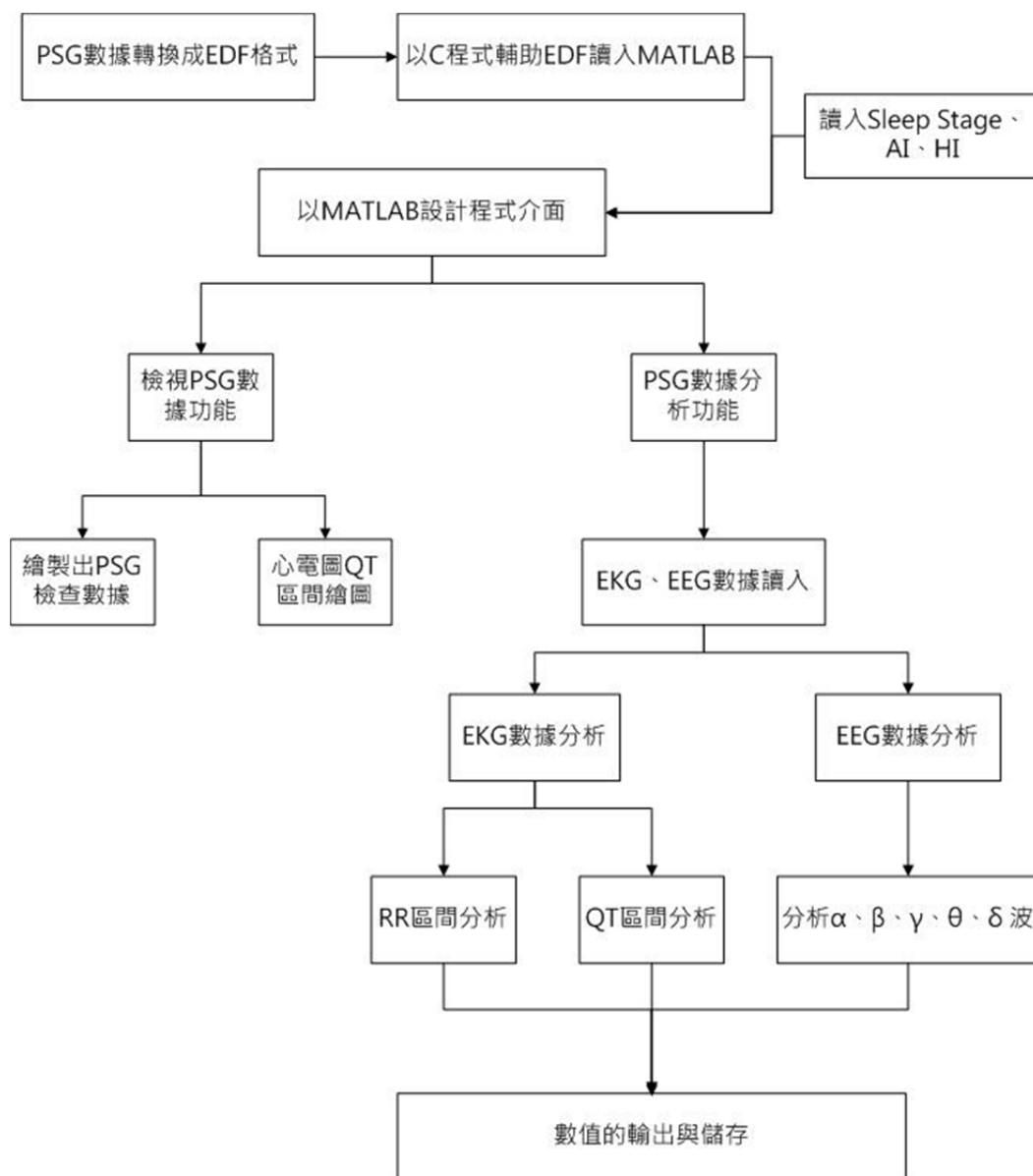
腦電圖是從大腦所放出的電位訊號，經由貼在不同位置的頭皮上電極所擷取，經由電線傳導至機器中，經由機器的轉換呈現數位訊號於電腦上並記錄，這就是我們常見的腦電圖產生方式。大腦的活動情形不同，相對地所產生的腦電圖變化也有所不同，而且電極所黏貼的位置，接收到的資訊也會有所不同。目前北美睡眠醫學會所訂定的腦波紀錄位置為 C₄A₁ 及 C₃A₂，O₁A₂ 和 O₂A₁ 近年來也被採用，腦波圖的採取和之後要訂定的 Sleep Stage 有很大的關係。相關的腦波圖電極黏貼位置如下圖所示，以 Jasper, H. H., 1958, "The Ten-twenty Electrode Systems of the International Federation," 為標準。



▲ 圖3. 不同腦波圖電極黏貼位置

目前我們相同將腦波圖使用快速傅立葉轉換，透過不同頻域，區分成 α (8-13Hz)、 β (13-20Hz)、 γ (20-60Hz)、 θ (1-4Hz)、 δ (4-8Hz) 波，這些數值是 Sleep Stage 訂定的參考基礎，例如在清醒期，若是閉上眼睛，其 α 波所佔的比例會超過 50%，而第一期睡眠的 α 波會低於 50%之類的相關分析。

第三章 研究方法及步驟



▲圖 4. 研究方法流程示意圖

3.1 PSG 數據轉換成 EDF 格式

EDF (European Data Format) 是一種簡單且活用的格式，起自於1987年的國際睡眠大會之後，因為睡眠醫學的發展，科學家想將各自的數據和結果進行比較，1990年制定了EDF通用的數據格式，在1992年起，EDF成為PSG紀錄和腦電圖記錄的標準格式。EDF檔案中可以包含了多個頻道的紀錄，由於是通用格式，不會受到不同的PSG儀器所影響，所以選用EDF來進行資料的讀入。

然而使用EDF格式還有個優點，就是它可以相容於其它的軟體，不會限定使用同一個軟體開啟，因此可以使用不同軟體去進行開啟或分析。

3.2 以 C 程式輔助 EDF 讀入 MATLAB

由於MATLAB並不支援直接讀入EDF格式的檔案，最剛開始將EDF檔案轉換成ANSI格式，但是衍生出檔案大於1GB，且讀入速度慢，因此透過C程式輔助直接讀取EDF檔案，先讀取完EDF檔案之後，存入暫存區，再將其寫入MATLAB中，以方便之後的處理。

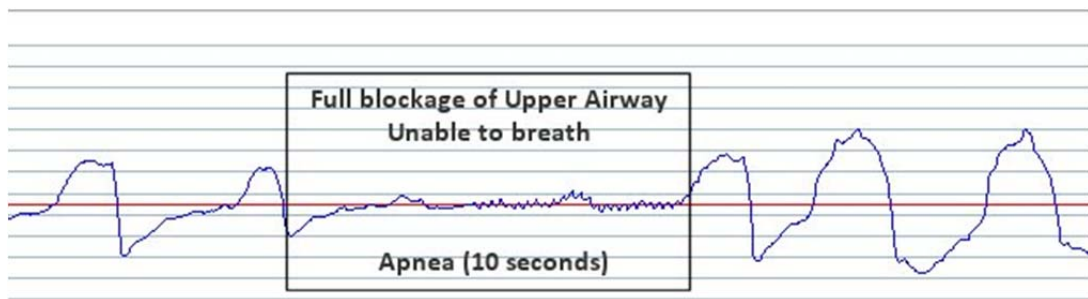
使用這個方法可以減少很多資料讀取的時間，之後更修改程式，改成分段讀取，可以只單獨抓取EDF紀錄檔中EKG和EEG的資料，如此可以減少讀取的時間，也可以避免讀入全部資料造成電腦暫存記憶體之不足。

3.3 讀入 Sleep Stage、AI、HI

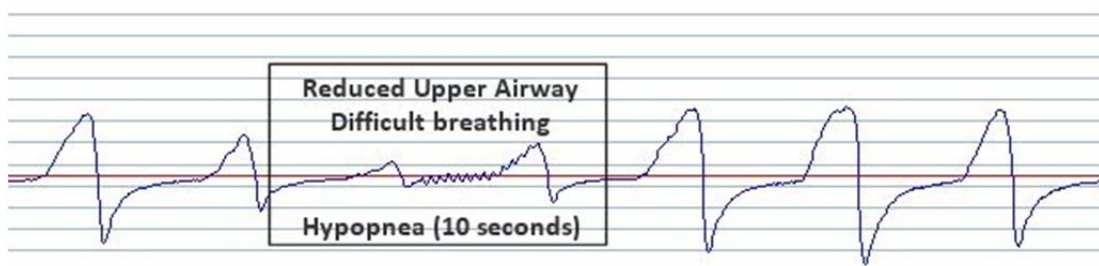
目前的PSG商業軟體都可以判斷睡眠的期別(Sleep Stage)，透過腦電波的分析，以及睡眠技師的標記，電腦程式會自動的計算出睡眠的期別。目前臨床上公定以30秒為一個Epoch，也就是一頁的意思，只要一個Epoch中，哪個睡眠期別所佔的比例較大，就可以說那個Epoch是那個睡眠期別。

呼吸中止指數 (Apnea Index,AI) 為全部睡眠時間呼吸中止的次數、淺呼吸指數 (Hypopnea Index,HI) 為全部睡眠時間的淺呼吸次數，這些的定義是透過呼吸氣流訊號，若是低於正常的2%則稱為Apnea，若是低於10%則稱之為Hypopnea，透過這兩個指數可以計算出睡眠障礙指數 (RDI)，這些都是商業軟體也是目前睡眠醫學主要求得的數據，因此就從商業軟體擷取讀入即可。

Apnea

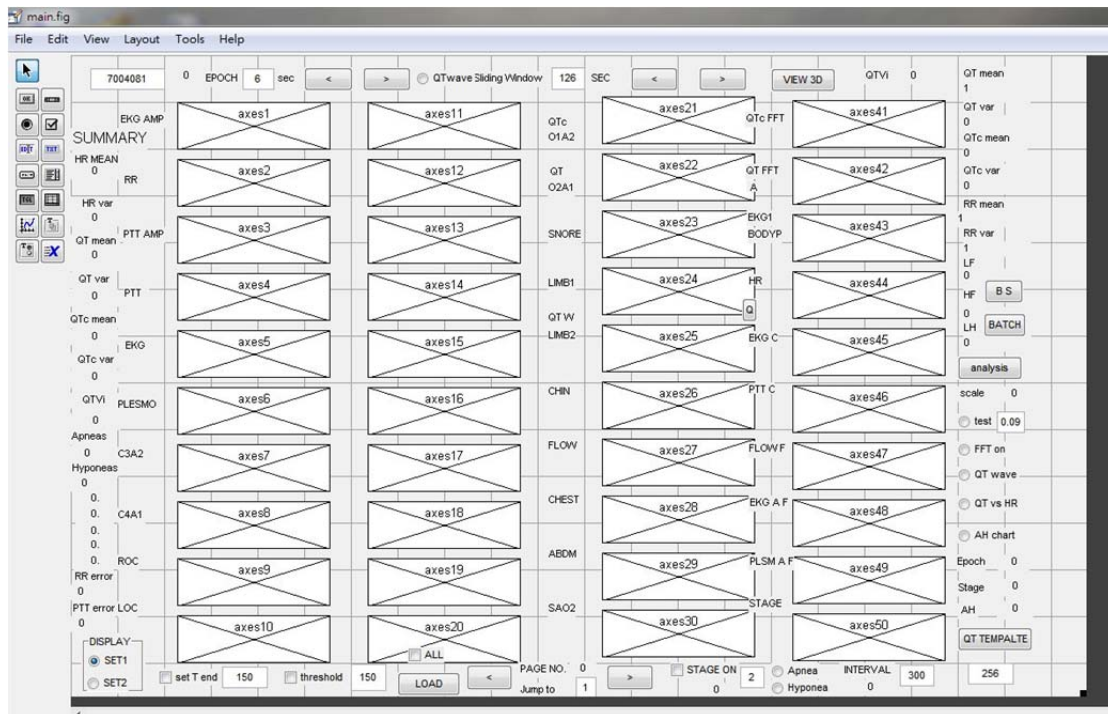


Hypopnea



▲圖 5. Apnea 及 Hypopnea 示意圖

3.4 以 MATLAB 設計程式介面



▲圖 6. 程式初始設計界面

設計的基礎來自於此程式的兩大功能：檢視與分析，因此在設計上就必須考量到便利性、自由性以及功能性，透過之前所讀入的睡眠期別資訊，使用者可以自行選擇想看的睡眠期別中各式的生理訊號。顯示區間預設值為顯示十個Epoch，也就是一個圖300秒的意思，但是本程式可以讓使用者可以依照需求，更動顯示區間大小，另外也將EKG、EEG..等數值經由FFT處理後所得到的圖形也繪製在上，分析所得的高頻、低頻...等數值，也會顯示於兩側提供參考，這種互動檢視與分析整合在一起的環境，是目前眾多PSG商業軟體無法做到的。

本次計畫還有一大不同的地方，就是要取出心電圖的QT區間，根據文獻指出，目前還沒有一個有效方法可以正確的取出QT區間，在之後內容會詳細介紹。

3.5 檢視 PSG 數據功能

透過自行設定的時間區間，或是想要檢視的睡眠期別進行顯示，將常用的18個頻道繪製出來，使用者可以自行放大縮小時間區間，或是改顯示其他期別的圖形。使用者可以透過在畫面上直接修改觀察任何時間點或是特定睡眠期別的同時生理訊號紀錄。

3.5.1 繪製出 PSG 檢查數據

透過之前讀入MATLAB的EDF檔，擷取出常用的18個頻道進行繪製，其18個頻道如下表2。

編號	中文名稱	英文縮寫	編號	中文名稱	英文縮寫
1	心電圖	EKG	10	下肢抽動 (左)	Limb1
2	血管容積變化	PLESMO	11	下肢抽動 (右)	Limb2
3	C ₃ A ₂ 腦電圖	C ₃ A ₂	12	下頷肌動圖	CHIN
4	C ₄ A ₁ 腦電圖	C ₄ A ₁	13	呼吸氣流	FLOW
5	右眼動圖	ROC	14	胸部起伏	CHEST
6	左眼動圖	LOC	15	腹部起伏	ABDM
7	O ₁ A ₂ 腦電圖	O ₁ A ₂	16	血氧濃度	SAO ₂
8	O ₂ A ₁ 腦電圖	O ₂ A ₁	17	睡眠期別	STAGE
9	鼾聲	Snore	18	身體位置	BODYP

▲表 2. PSG 所記錄之 18 頻道中文及英文縮寫

除了原始的圖形之外，其中心電圖、腦電圖將會進一步進行快速複利葉轉換 (FFT)，將所繪製成的圖形也一併加入至程式中，臨床上常見的是心電圖的RR波去進行FFT，其中得到高頻與低頻的多寡，分別代表著副交感和交感的活動成度，在臨床上十分具有意義。而腦電圖的FFT後，依據頻率的不同，可以區分出 α 波、 β 波、 γ 波、 θ 波、 δ 波。

3.5.2 心電圖 QT 區間繪圖

一個完整的心電圖是包含著P波、QRS波、T波及U波所組成，其中不同的波、區間或段代表著不同的意義

目前沒有文獻指出，QT區間可以被準確的抓到，因為他不像R波有個很高的波鋒，容易抓取，根據心臟科醫師指出，QT區間並沒有一個標準的公式用來計算，但是每個人的QT區間大致上是會相同，自己和自己的QT波比較之後，通常是可以吻合的，誤差不會太大。所以就利用這個方法去進行試驗，先以目視找出受測者的QT區間的大小之後，以此波形作為標準QT波，再將標準QT波和所有波形的QT區間進行放大縮小比對，每次比對皆計算誤差值，只要誤差值是所有比對中最小的，就可以認定這個波的QT區間位置。

3.6 PSG 數據分析功能

分析功能是本系統的另一大特色，臨床上許多研究指出，將訊號透過快速複利葉轉換後，可以依照頻率區分成不同的區塊，這些區塊分別代表不同的臨床意義。根據多篇文獻指出，HRV的分析須超過三百秒（五分鐘）的數據，才有其臨床意義，而本程式又分為不同睡眠期別分析和全部數據的分析，讓使用者可以自行選擇所要的分析功能。

3.6.1 EKG、EEG 數據讀入

由於分析目前只有需要EKG、EEG這兩項指標性數據，因此在讀入資料時設計可以選擇單獨讀入再進行分析，就可以省去讀入18個頻道所需要的時間，只需要讀取2個頻道資料即可。

3.6.2 快速複利葉轉換 (FFT)

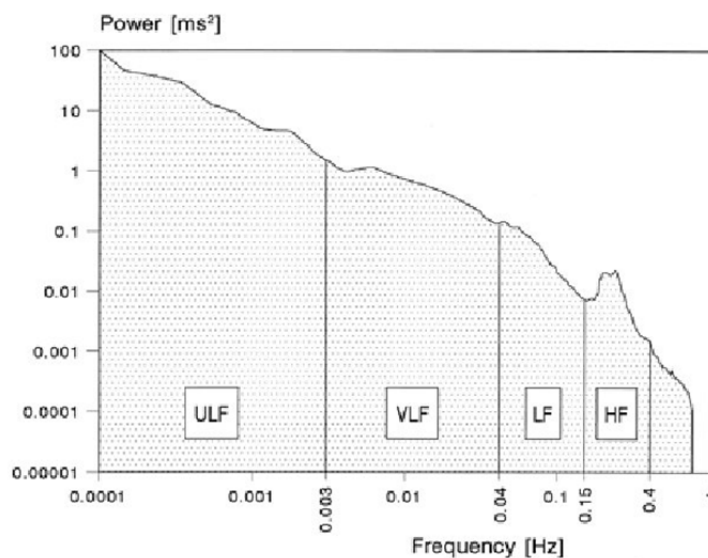
傅利葉轉換是將原本表示在時間軸上的訊號，轉換成以頻率為縱軸的訊號，可以得到頻域的全部資訊，也就是說，透過複利葉轉換，可以展現一段特定時間信號中包含的所有頻率資訊，包含了頻率和能量大小。快速複利葉轉換是在固定時間內，隨機取樣的資料作複利葉轉換，由於可以減少運算量，讓運算速度更快且誤差在標準範圍內，因此快速複利葉轉換已經成為數位訊號處理的重要基礎運算方式。依照分析的不同信號，不同的頻段皆有他所代表的特殊意義，例如RR區間作FFT後，可以區分成高頻、低頻..等，EEG進行FFT後，可以照不同頻段分成 α 波、 β 波、 γ 波、 θ 波、 δ 波，每種波都代表著不同臨床意義。

3.6.3 EKG 數據分析

心電圖分析重點在於RR區間和QT區間，RR區間計算出來後使用FFT，去區分出不同頻段，分別代表著低頻、高頻。另外QT區間的資料，除了計算本身的平均、標準差和變異數之外，還加入了QTc，QTc是自1920年文獻指出，用來修正QT的一種校正值，另外也計算了QTVi，這指標性的數值。

3.6.3.1 RR 區間分析

透過一個可以自動取得的threshold，過濾掉P、Q、S、T波，只留下波峰R波，之後取出RR區間，再經由快速複利葉轉換，根據文獻HRV中表示，不同的頻率區間分別代表不同的頻段，如下：



▲圖7. 頻段分區示意圖

名稱	頻段	對應生理特徵
VLF (Very Low Frequencies)	0.003-0.04 Hz	
LF (Low Frequencies)	0.04-0.15 Hz	交感神經活度
HF (High Frequencies)	0.15-0.4 Hz	副交感神經活度
Total power	≤ 0.04 Hz	

▲表3. HRV頻段分區表及所對應之生理意義

高頻和低頻分別代表著不同的臨床意義，高頻的強度大就表示著副交感神經較活化，反之若低頻的強度大就表示交感神經比較活化，可以透過LF/HF來當成一種指標性的數據，提供醫生在臨床上的參考數據。

3.6.3.2 QT區間分析

QT區間取得不易，目前本研究使用的是，先找出一個比較正常的心電圖，以那個心電圖的QT區間為標準模板，之後再和其他波形比對，計算誤差程度，取誤差最小的就認定他是那個波形的QT區間。QT區間主要是計算他的平均值 (mean)、標準差 (std) 和變異數 (var)，和QTc的數值進行比較，QTc是一種QT的校正值，公式如下：

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

另外也加入了QTVi這項指標性的數值，其公式為：

$$QTVi = \log_{10} \left[\frac{(QTvar)/(QTmean)^2}{(RRvar)/(RRmean)^2} \right]$$

根據文獻表示，QTc的數值大小，和猝死的機率有相關，數值越高的人，越容易引發猝死，因此加入這項數據，以其對於後續分析有很大的幫助。

3.6.4 EEG數據分析

睡眠醫學測量的腦電圖有C₃A₂、C₄A₁、O₁A₂、O₂A₁這四個常用的電極位置，C₃A₂、C₄A₁主要以分析睡眠期別為主，O₁A₂、O₂A₁主要是再用於輔助區分未入睡前和stage1的腦波變化，本程式分析以腦波圖以C₄A₁為主，和心電圖同樣使用快速複利葉轉換，以各不同的頻段區分為不同類型的腦波，如下：

波形	頻段 (Hz)
θ波	1-4
δ波	4-8
α波	8-13
β波	13-20
γ波	20-60

▲表4. EEG頻段所對應之波型

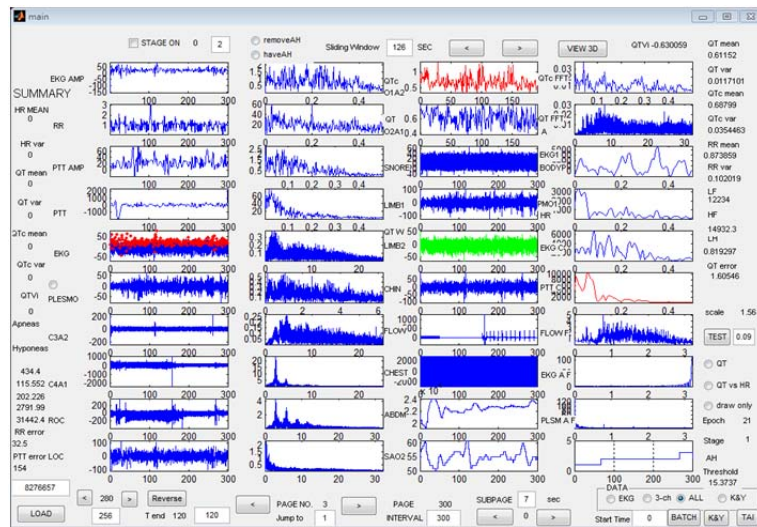
之後再計算各類型的波在這段時間內所佔之比例，也就是除以Total Power，所得的數據就可以知道，在這段期間內各波形所佔的比例，睡眠的期別判斷就是依照腦波來計算的，例如在清醒期，若是閉上眼睛，其α波所佔的比例會超過50%，而第一期睡眠的α波會低於50%。

3.7 數值的輸出與儲存

經過處理的數據，將以EXCEL和TXT檔案輸出，本次程式設計中也包含了一次分析多筆資料的功能，透過名稱和日期的區別，讓使用者可以得到所需要的數據，另外EXCEL和TXT檔的相容性大，便利性強，當作輸出的檔案格式是再適合不過了。未來將眾多數值資訊集結，透過相同臨床病例或是相同族群的數據，找出相當的關聯性，進行統計分析的工作，不論是在診斷上或是學術研究上都具有相當大的效益。

第四章 研究結果

經過兩年多的程式撰寫，本程式已經具有相當的功能，下圖為所有資料讀入的截圖。



▲圖8. 所有PSG訊號讀入顯示之截圖

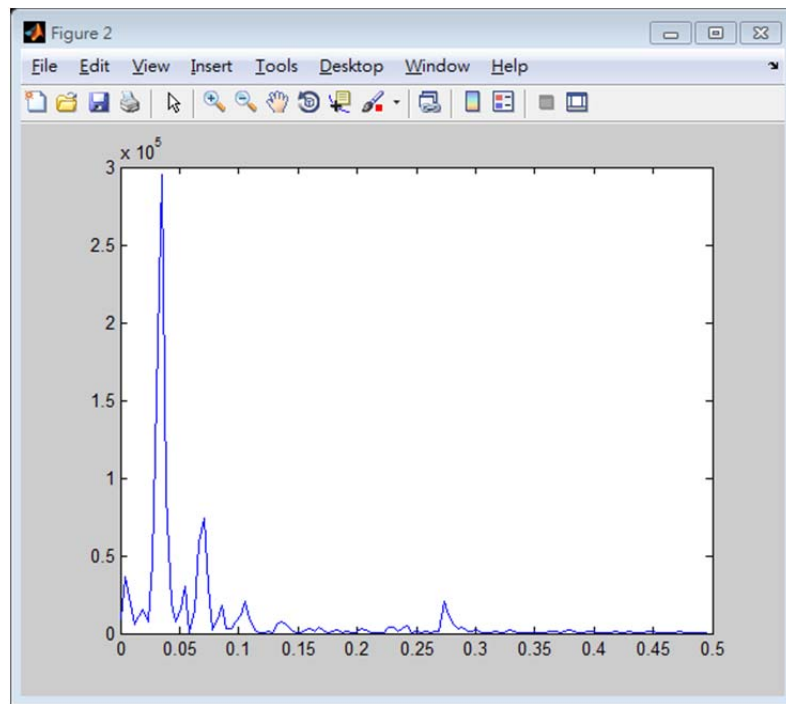
當初開發的最主要目的，就是希望能夠透過分析的功能，還有配合中山醫附設醫院睡眠中心的龐大資料庫，進行睡眠資料的分析，從這些資料中找出相同臨床症狀或是相同族群的人當中的睡眠情況是否有相關聯性，達到學術上研究的效益。

4.1 EKG訊號R-R區間分析

在量測EKG訊號時，會因為呼吸起伏或是身體姿勢移動而導致基線飄移，因此需要透過電腦修正此問題之後再進行分析，以避免收取到錯誤的訊號。因此使用中值濾波器進行修正，將EKG訊號的基線取後，在進行相減以得到較平穩的訊號。

R-R區間在EKG中是最容易取得的，本程式是使用一個動態的threshold去進行取樣，將P、Q、S、T波濾掉之後，得到的即為本次分析需要的R-R區間。

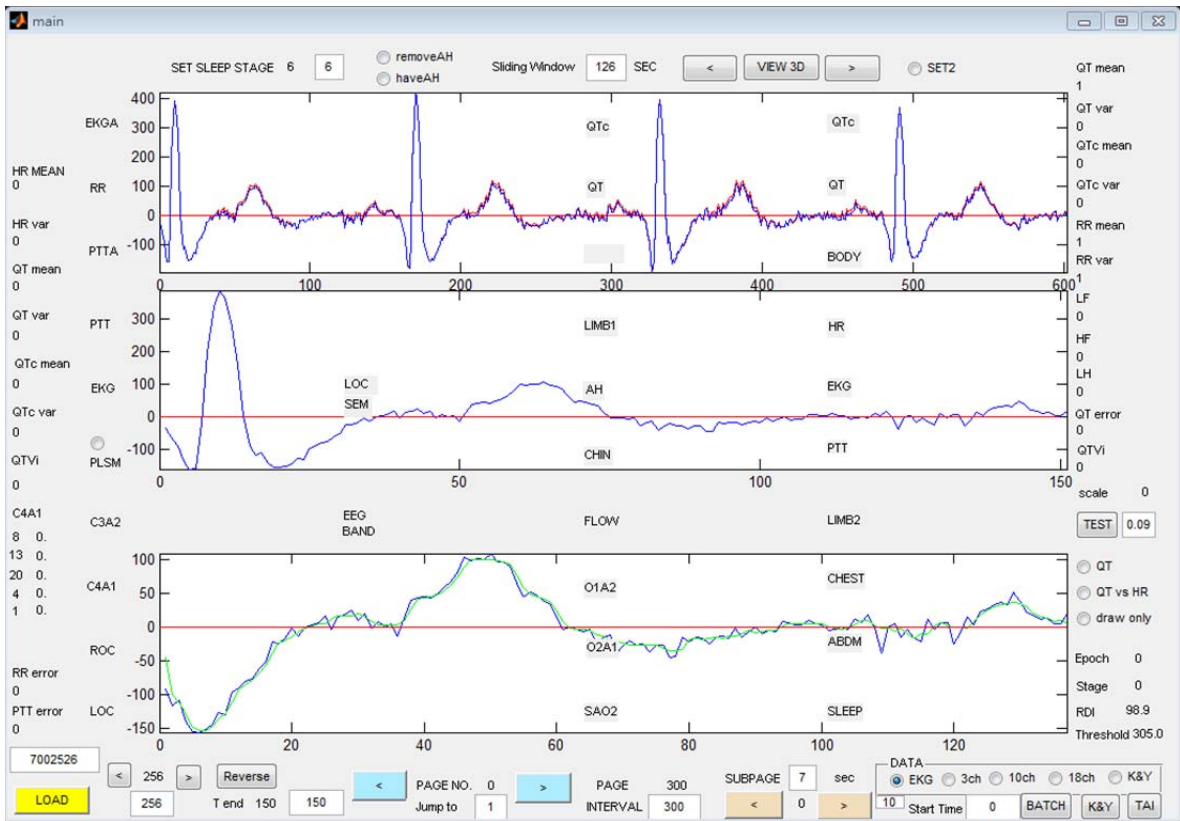
得到R-R區間之後再透過快速傅立葉轉換，依照HRV標準區分為超低頻、低頻、高頻，依照高低頻的比值，再行分析其交感及副交感神經的活化比。



▲圖9. 將EKG訊號R-R區間進行FFT之後所繪之圖表

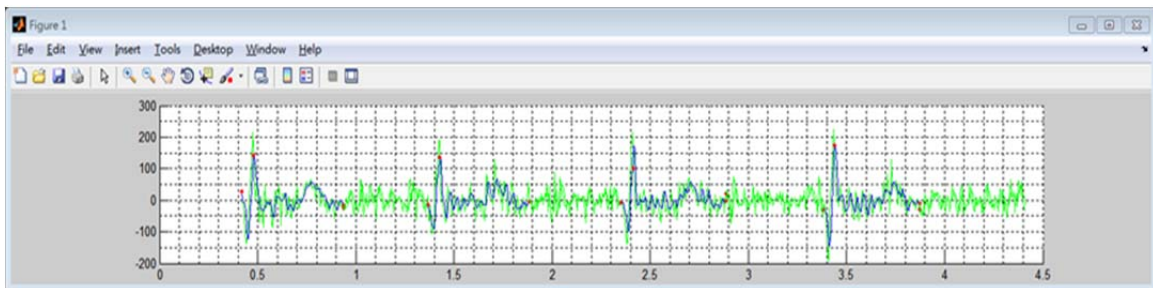
4.2 EKG訊號Q-T區間分析

Q-T區間訊號不如R-R訊號好抓取，但是根據資深心臟科醫師指出，每個人的Q-T區間不會有太大的變化，因次在本程式中所採取的取樣方法為，先盡量以清醒的狀態中取一段EKG，經過去除雜訊的處理後得到一個比較平滑的曲線，之後再取其中一段放大，以人工方式取樣其Q-T波當為標準 Q-T波的區間範圍，之後再將這段標準與其他的EKG訊號進行比較，以最相符的部分當成此段EKG訊號的Q-T區間。



▲圖10. 上中下圖分別為，原始EKG訊號、經過去雜訊處理的訊號、區段放大訊號

根據實驗結果所繪製出的Q-T區間圖，交由心臟科醫師確認，經由多年經驗的判斷，認為本程式所繪製出的結果和實際上認定的結果誤差不大，唯獨若有過大的誤差存在或是雜訊時，Q-T區間的抓取將會失誤，這是未來需要解決的問題之一。



▲圖11. Q-T區間電腦比對後繪製之圖形

配合QTc、QTVi等參數，這些參數和心臟相關疾病有關，因此若是分析出來的數據有異常，可以結合心臟科醫生來進行進一步的診斷，這也是本研究中所要達到的目的。

目前已經有完成客運司機、火車司機、代謝症候群的病患這三大族群進行分析，透過本程式分析出來的數據，配合睡眠障礙指數(RDI)進行相關性的統計分析，這些都是我們睡眠中心所再進行的研究。

第五章 討論與未來研究方向

睡眠醫學是一個結合了多方面的整合醫學，在中山醫學大學附設醫院的睡眠中心團隊中，有復健科、心臟科、神經內科、胸腔內科、耳鼻喉科.....等醫師的合作，希望藉由多方面的整合，能夠進行睡眠相關的研究。

睡眠醫學所涵蓋的範圍和影響的層面之大，平常時都不注意的小狀況，往往都是釀成疾病的前兆，藉由本程式所開發的環境界面與分析結果，再結合這些醫生的臨床診斷，找出較明顯的相關性，在學術上或是臨床上都可以有所幫助，這是本次研究的重大目標。

有很多疾病的徵兆還有人類的退化都和睡眠有息息相關，因此在未來的研究中，很多東西將會結合到睡眠醫學的部分，睡眠醫學與其他專科未來會越來越密切，現在有很多新的論文也提及到退化速度和睡眠品質有相關係，若是沒有好的睡眠品質，腦部會逐漸退化，剛開始可能是專注力不佳，但是隨著年紀越來越大，可能造成的疾病會越多，因此有好的睡眠品質，才有好的生活品質和健康的身體。期許透過在更加深入的研究，讓睡眠醫學逐漸被其他人所重視，共同來注重這看似正常現象，卻有深奧涵義的睡眠醫學。

我們的未來就是要結合目前睡眠醫學的最新資訊，同步增進程式的功能，逐漸擴增分析的內容，期許找到更多的族群或疾病加以分析，目前有計劃在蒐集氣喘兒還有具有癲癇症狀的兒童進行睡眠檢查，期許在小朋友睡眠時的生理訊號，能夠看出有什麼相關性的存在。

同時，也希望將此程式介面發展得更加方便，相容性可以更高，未來將希望推廣到各睡眠中心的技術員都可以使用此程式進行數據分析，讓睡眠醫學在學術和臨床上的發展都可以進一大步。

參考文獻

1. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology., "Heart Rate Variability : Standards of Measurement, Physiological Interpretation , and Clinical Use", *Circulation*, Vol.93, p.1043~p.1065, 1996.
2. J N Johnson, M J Ackerman, " QTc: how long is too long?" , *Br J Sports Med*, Vol.43, p.657-p.662, 2009.
3. Ronald D. Berger, Edward K. Kasper, Kenneth L. Baughman, Eduardo Marban, Hugh Calkins, Gordon F. Tomaselli. "Beat-to-Beat QT Interval Variability : novel evidence for repolarization lability in ischemic and nonischemic dilated cardiomyopathy " , *Circulation*, Vol.96, p.1557-p.1565, 1997.
4. Mathias Baumert, Janet Smith , Peter Catcheside, R Douglas McEvoy, Derek Abbott, Pashanthan Sandrs, Eugene Nalivaiko, "Variability of QT Interval Duration in Obstructive Sleep Apnea: An Indicator of Disease Severity, *SLEEP*, Vol.31 ,p.959-p.966, 2008
5. Arthur F, Georg G, Georg D, "A reliable probabilistic sleep stager based on a single EEG signal", *Artificial Intelligence in Medicine*, Vol.33, p.199-p.207, 2005

6. AA Fossa, "The impact of varying autonomic states on the dynamic beat-to-beat QT-RR and QT-TQ interval relationships", *British Journal of Pharmacology*, Vol.154, p.1508-p.1515, 2008.
7. V Starc, TT Schlehel, "The Effect of Aging and Cardiac Disease on the Portion of QT Interval Variability that Is Independent of Heart Rate Variability", *Computer in Cardiology*, Vol.35, p.315-p.317, 2008.
8. Larisa G. Tereshchenko, Barry J. Fetters, Ronald D. Berger, "Intracardiac QT variability in patients with structural heart disease on class III antiarrhythmic drugs", *Journal of Electrocardiology*, Vol.42, p.505-p.510, 2009.
9. H. C. Bazett, "An analysis of the time relations of electrocardiogram", *Heart*, Vol.7, p.353-p.370, 1920.
10. Solange Akselrod, David Gordon, F. Andrew Ubel, Daniel C. Shannon, A. Clifford Barger, Richard J. Cohen, "Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-To-Beat Cardiovascular Control", *SCIENCE*, Vol.213, p.220-222, 1981
11. Philip de Chazal, Conor Heneghan, Elaine Sheridan, Richard Reilly, Philip Nolan, Mark O' Malley, "Automated Processing of the Single-Lead Electrocardiogram for the Detection of Obstructive Sleep Apnoea", *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL*

ENGINEERING, Vol. 50,p.686~p.696, 2003

12. 黃明智, "以數位訊號處理方式建立心率變異度與呼吸障礙指數相關性", 碩士論文, 國立中山大學機械與機電工程研究所, 2006
13. 蔡茂霖, "分析呼吸障礙指數與心電圖和腦波圖相關係數的連動性", 碩士論文, 國立中山大學機械與機電工程研究所, 2006
14. 王雲慶, "運用 EKG 訊號進行心跳分類探討", 碩士論文, 東海大學數學系, 2010