



國立勤益科技大學
電子工程系研究所碩士班

碩士論文

基於全球定位及腦電圖訊號檢測之疲
勞駕駛監測系統

**Drowsy Driving Detection and Monitoring Based On
EEG Signals and Global Position System**

研究生：林家祥

指導教授：林灶生 教授

中華民國 101 年 7 月

國立勤益科技大學
研究所碩士班
論文口試委員會審定書

本校 電子工程系研究所碩士班 林家祥君

所提論文 基於全球定位及腦電圖訊號檢測之疲勞駕駛監測系統

合於碩士資格水準，業經本委員會評審認可。

論文口試委員會：

召集人：

鄭國順

委員：

張莉英

指導教授：

林熊徵

所

長：

電子工程系主任 林熊徵

中華民國一百零一年七月

基於全球定位及腦電圖訊號檢測之疲勞駕駛監測系統

研究生： 林家祥

指導教授： 林灶生 博士

國立勤益科技大學 電子工程系研究所

摘要

本論文主要是建構一個疲倦監測系統，它能檢測多個駕駛的精神狀態，並且在駕駛者處於疲倦狀態時，系統會發出警告音效警示駕駛者，同時讓每個人可以透過瀏覽器，輕易的在伺服器網頁的 Google Map 上，觀看各個駕駛員精神狀態以及車輛座標。檢測疲倦的部分，本系統是使用單通道腦波儀來擷取受測者大腦的腦電圖(EEG)進行分析，同時本系統藉由 GPS 接收器取得車輛座標，在分析是否疲倦後，系統會將檢測結果及車輛座標透過無線網路傳送至伺服器，研究結果中，可以看出檢測系統的畫面以及伺服器網頁中 Google Map 上所顯示的資訊。

關鍵字：疲勞駕駛、GPS、EEG

Drowsy Driving Detection and Monitoring Based On EEG Signals and Global Position System

Student: Chian-Siang Lin

Advisor: Dr. Jzau-Sheng Lin

Institute of Electronic Engineering
National Chin-Yi University of Technology

ABSTRACT

Drowsy driving is one of important factors to cause the car accident. The parents usually worry about the traffic safe of their children. Therefore, we proposed a drowsy detection and monitoring system through Internet in this paper. Firstly, the brain wave was captured by single channel EEG device. Therefore the drowsy state of driver can be analyzed by drowsiness detection system. The system will alert the driver when the drowsy state is detected. The car's position is also obtained by GPS receiver. The driver's state and car's position will be sent and stored in the web server through Internet. The user simultaneously can monitor the cars' position and drivers' states on Google Map.

Keywords: EEG, drowsy detection and monitor, GPS receiver, Google Map.

誌 謝

本研究能夠順利完成，我第一個要感謝的是我的指導教授 林灶生博士，在我碩士生涯中對我悉心的指導。在腦波研究方面，老師不斷的督導我各種問題的解決方向，並提供完善的設備使我能夠順利的進行研究。在口試期間，我還要感謝鄭國順教授與張蓺英教授對本論文給予我許多寶貴的建議。

研究所期間承蒙廖又儀學姐、楊文鎮學長在我研究與學習上給了我許指導與幫助，並感謝實驗室夥伴黃上銘與巫守竑在研究上的討論與建議，我還要感謝學弟廖倍瑜、黃宇揚與劉秉睿在研究上的協助，有了這些實驗室的夥伴，使我度過這充實的兩年。

最後我一定要感謝我的家人，讓我在求學期間不斷的給我支持與鼓勵，使我能無後顧之憂的完成學業。感謝曾幫助我的老師與同學們，由衷的感謝你們。

林家祥

2012 年 7 月

勤益電子所

目 錄

中文摘要	i
英文摘要	ii
致謝	iii
目錄	iv
表目錄	vi
圖目錄	vii
第一章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.3 研究動機與目的	5
1.4 論文架構	6
第二章 系統架構與實驗設備	7
2.1 腦波原理及腦波儀系統	9
2.2 GPS 原理及 GPS 接收器	16
第三章 實作方法與原理	23

3.1 腦波擷取.....	29
3.2 眨眼頻率分析.....	32
3.3 離散傅立葉轉換.....	33
3.4 閾值演算法.....	36
3.5 伺服器建置.....	39
3.5.1 網路服務程式設計.....	39
3.5.2 資料庫.....	42
3.5.3 網頁伺服器建置.....	43
第四章 實驗結果.....	45
第五章 討論.....	50
第六章 結論與未來展望.....	53
6.1 結論.....	53
6.2 未來展望.....	54
參考文獻.....	56
附錄.....	59

表 目 錄

表 2.1 人類大腦的腦波在各頻段所對應的行為[20].....	12
表 2.2 RAW EEG 編碼值.....	13
表 2.3 LONG EEG 編碼值.....	14
表 2.4 GPS 接收器(HI-206 USB)規格表[25].....	18
表 3.1 閾值演算法名稱定義.....	36



圖目錄

圖 2.1 系統架構圖	7
圖 2.3 大腦結構圖[21].....	10
圖 2.4 大腦結構圖[22].....	10
圖 2.5 大腦結構圖[23].....	11
圖 2.6 RAW EEG 資料格式示意圖	13
圖 2.7 LONG EEG 資料格式示意圖	14
圖 2.8 GPS 接收器(HI-206 USB)外觀[25]	17
圖 2.9 GPS 接收器(HI-206 USB)外觀[25]	17
圖 2.10 GPS 接收器數據.....	19
圖 3.1 閉眼時的腦電圖	23
圖 3.2 腦電圖中的眼波	24
圖 3.3 疲勞檢測方法第一步驟.....	25
圖 3.4 疲勞檢測方法第二步驟.....	26
圖 3.5 切割示意圖	27
圖 3.6 檢測方法運作流程圖	27

圖 3.7 伺服器架構圖	28
圖 3.8 國際 10-20 系統標準	29
圖 3.9 EEG 電極片與傳輸線外觀圖	30
圖 3.10 EEG 擷取系統	30
圖 3.11 RAW EEG 數據	31
圖 3.12 LONG EEG 數據	31
圖 3.13 TIME DOMAIN 下的 EEG	35
圖 3.14 頻率域下的 EEG	35
圖 3.15 多執行緒的網路服務流程圖	40
圖 3.16 子執行緒的服務流程圖	41
圖 3.17 MYSQL 資料表	42
圖 3.18 MYSQL 資料表內容	43
圖 3.19 伺服器架構圖(詳).....	44
圖 4.1 疲倦監測系統的閾值選擇界面	46
圖 4.2 疲倦監測系統的檢測界面	46
圖 4.3 疲倦監測系統的監測頁面(近)	47
圖 4.4 疲倦監測系統的監測頁面(遠)	48

圖 4.5 疲倦監測系統的操作流程圖.....49



第一章 緒論

1.1 研究背景

大腦是人體最為複雜的器官，人們要做一件事情，首先大腦會先進行思考，接著再由大腦發出訊號。因此為了各式各樣的需求，有越來越多的人對大腦進行了各種研究。目前最常見的是經由測量大腦各個區域的腦電波(electroencephalograms, EEG)來進行分析，藉以了解生理、心理狀態與腦電波的對應關係，而腦電波是透過電極測量人類大腦皮質層的微小電位變化。在了解其對應關係並找出目標特徵並利用該特徵進行判斷的過程中，最大的挑戰就在於訊號的準確性以及使用的電極數(通道數)。

腦波是一個很重要的生理資料，人們可藉由腦波了解受測者的生理、心理狀態，一般腦波的測量方式分為兩種，即侵入式的電極與非侵入式的電極。對於侵入式的電極，雖然在抑制雜訊部分有較佳的表現，但是它容易造成使用者的不適以及不安全感，因此難以普遍使用。現今的研究大多都採用非侵入式的電極作為腦波的測量，而電極擺放的

位置則須依據需求決定擺放的區域(例.大腦視覺區)，再透過國際制定的標準去擺放應該放置的位置[1]-[2]。

早期 EEG 是難以被廣泛應用的，原因是在於使用了多通道的腦波儀，多通道的腦波儀不只在配戴上要花很多的時間，而且由於多通道在擷取與分析腦波時，因花費太多電腦運算時間以致於難以做到即時處理，且又受限於腦波儀龐大體積而無法輕易的攜帶。不過在電資科技不斷的進步下，EEG 已經被廣泛的應用，例如在檢測部分有癲癇檢測、睡眠檢測、情緒檢測與疲勞檢測等等[3]-[6]，在控制方面也有機器人控制、機器手臂控制、滑板控制、輪椅控制、電動床控制、軌道車控制、電腦遊戲(小精靈)控制[7]-[8]。基於維護駕駛人的安全考量，本系統將 EEG 與行車安全做一個結合，實現疲勞駕駛檢測，以便於警示駕駛者。

疲勞駕駛是指駕駛人因為睡眠時間不足，或者因為睡眠品質不好，或者因為長時間開車，而使駕駛人的注意力、反應力等下降甚至使駕駛人打瞌睡，導致駕駛能力降低。疲勞駕駛是造成交通事故的原因之一，根據美國國家公路交通安全管理局的報告顯示，疲倦駕駛造成每

年超過 100,000 起車禍，至少 40,000 人受傷以及 1550 人死亡，而根據美國國家睡眠基金會的報告顯示，有 60% 的美國人在開車時感到疲倦，並且有 37% 的人表示在過去一年裡曾經睡倒在方向盤上[9]-[10]。

目前已有相當多定位方式被提出，不過因為 GPS(Global Positional System，全球定位系統)的定位精確度以及可定位之範圍明顯地較為優越，因此許多傳統的三角定位與測量目前已經被 GPS 所取代，使得 GPS 成為了定位系統中的主流。2000 年 5 月，美國政府決定取消對於 GPS 的干擾訊號，使得 GPS 的定位精確度大幅提升，也導致了 GPS 開始被廣泛的應用，例如登山野外的定位、結合電子地圖提供路線引導、緊急救援與保全等等[11]。在疲勞監測系統中，基於安全為由不只是需要知道駕駛的精神狀態，還需要知道車輛坐標，因此本系統利用了 GPS 來取得車輛座標。

1.2 文獻回顧

在全球定位系統的應用研究中，已有多種方法被提出。例如朱建興、蘇仲鵬等發表“整合 GPS 與電子地圖(E-map)用於自主無人直昇機導

航監控設計” [12]，該論文是將 GPS 接收器裝置在無人直昇機上，再利用無線網路傳送至地面導控站，最後在電子地圖上顯示直升機的各项資訊。顏利多等人則發表“結合 GPS,RFID 及 Video 的遠端監控汽車防盜系統之設計研究” [13]，該論文係利用 RFID 作身份驗證，若系統在警戒狀態下，則會將車內影像及 GPS 座標傳送回遠端伺服器，在伺服器的地圖上即可看到回傳的訊息。

另外，在 EEG 的應用上，也有多篇論文被提出，Pfurtscheller G 等人發表基於視覺誘發電位(Steady State Visually Evoked Potential，縮寫 SSVEP)的腦機介面(Brain Computer Interface, BCI)來達到藉由凝視 8Hz 的 LED 燈與 13Hz 的 LED 燈進行控制[14]。Bigan 則使用神經網路去檢測腦電圖中是否包含癲癇的特徵[16]。楊文鎮、林灶生發表了“植基於無線介面單點電極腦波控制之電動輪椅系統” [8]，此論文是使用單點電極的腦波擷取系統來控制輪椅的移動方向。

隨著疲勞駕駛的問題日益受到重視，有越來越多的論文利用分析 EEG 訊號來判斷受測者是否疲倦，如 Chin-Teng Lin 教授等人發表的“Driver’s drowsiness estimation by combining EEG signal analysis and

ICA-based fuzzy neural networks” [17]，該論文使用 33 個電極來取得腦波進行駕駛者的疲倦檢測，雖然精確度頗高，但由於使用 33 個電極造成實用上的不便。因此 Lin 教授等人再次發表了 “A Real-Time Wireless Brain-Computer Interface System for Drowsiness Detection” [18]，此論文使用單一通道的腦波儀進行疲倦檢測。但此設備僅能給予駕駛者自身得到多一層保障，無法給予所有乘客及第三者安心。

1.3 研究動機與目的

因為疲勞駕駛而造成交通事故的問題已經越來越受到重視，許多職業駕駛員可能需要一個疲倦檢測系統在自己疲倦時警示自己，或者客運公司也可能需要給司機一個疲倦檢測系統來提昇交通之安全性。對於駕駛者，不論是因為睡眠時間不足、睡眠品質不佳或者是長時間的駕駛，都需要一個疲倦檢測系統來避免意外發生。

因此本研究探討如何利用腦波來檢測駕駛者的疲倦，藉由分析駕駛者的腦波訊號來判斷駕駛是否疲倦。使用者可以透過調整閾值來改變疲倦的檢出率與準確度，接著系統將會把檢測結果及車輛所在座標發

送至伺服器，便可透過瀏覽器查閱包含駕駛者精神狀態等各項資訊及車輛座標，當系統檢出駕駛者疲倦時，系統會發出警示聲音提醒駕駛者，避免交通事故發生。

1.4 論文架構

本論文主要以六個主體架構所組成，各章節的概要說明如下：

- 第一章 緒論：簡單說明本系統研究背景、研究動機及研究目的。
- 第二章 系統架構原理與方法：本章節描述整個系統的架構以及使用的元件及其原理。
- 第三章 實作方法與原理：此章節說明實現檢測疲倦的原理以及實現檢測系統的方法。
- 第四章 實驗結果：在這章節說明本系統如何操作與實驗的測試結果。
- 第五章 討論：此章節講解本研究所遇到的問題及解決方法
- 第六章 結論與未來展望：此章節對系統做一個總結，並針對本系統提出未來可能改進的方向。

第二章 系統架構與實驗設備

本系統的架構圖如圖 2.1 所示，本系統包含了兩個區塊，第一個區塊主要的功能為訊號接收與分析處理，本區塊中將子區塊 Car 建置於車內。第二個區塊主要的功能為儲存資訊與顯示即時資訊，本區塊中的子區塊 Server 則建置於後端，並且 Car 區塊利用無線網路將分析結果傳送至 Server 區塊中。

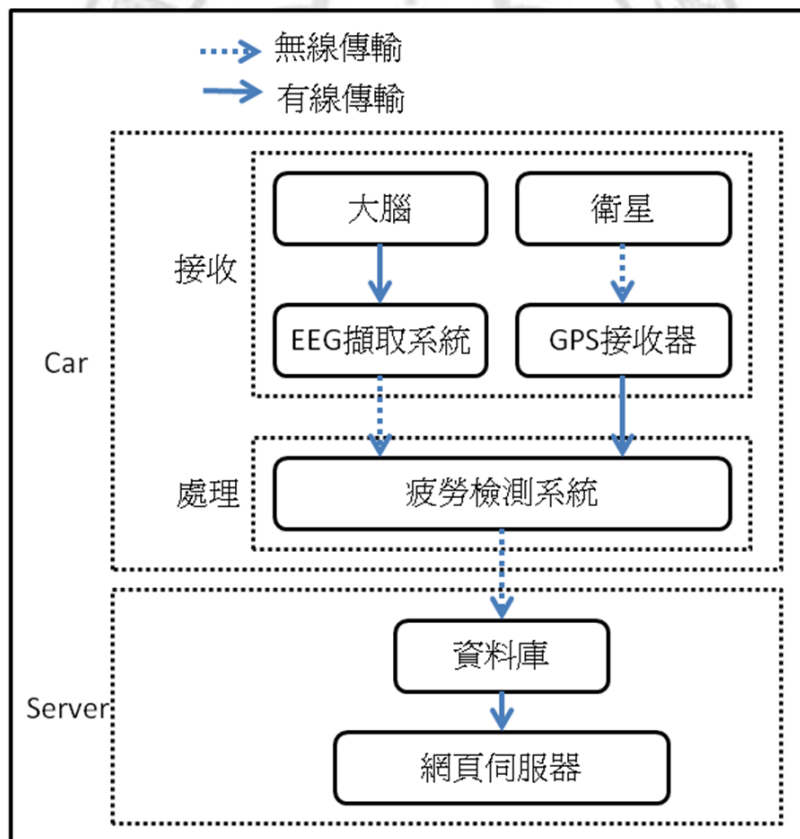


圖 2.1 系統架構圖

子區 Car 中包含了接收生理訊號與衛星訊號，並做疲倦檢測。EEG 訊號擷取系統是使用本實驗室所開發的頭戴式無線腦波系統，該系統採用 NeuroSky EEG 晶片(TGAM1)來擷取人類大腦皮層的腦電波訊號。此晶片先將腦波進行濾波，濾除訊號中的雜訊，再將腦波訊號放大，最後進行量化，接著將量化完的數位資料經由藍芽模組發送出去。在衛星訊號接收系統中，本系統使用“HI-206 USB” GPS 接收器，該接收器使用 SiRFstarIII 晶片接收衛星訊號，並經由計算後取得座標，再透過 USB 發送 GPS 資料。

駕駛疲勞的檢測，則使用筆記型電腦(NB)做為系統平台，以 Matlab 程式介面接收 EEG 資料與 GPS 資料後再進行疲倦檢測，最後將疲倦分析的結果與車子的經緯度透過無線網路傳送至 Server 區塊，若駕駛出現疲倦則系統會發出聲音以警示駕駛者。

Server 區塊則包含了一個資料庫以及網頁伺服器，資料庫目的在於儲存各個使用者的資訊，例如駕駛員編號、車輛位置的經緯度、駕駛員的精神狀況；監督者可在網頁伺服器上看到車輛的位置，以及駕駛員的精神狀態資訊。

2.1 腦波原理及腦波儀系統

在 1875 年，查理德卡頓(Richard Caton)在兔子與猴子的大腦發現腦電波並在英國的醫學雜誌介紹他的成果。1890 年波蘭的生理學家阿道夫貝克(Adolf Beck)發現狗受到光的刺激時，其視覺區的腦電波可能出現較大的變化。1912 年俄國生理學家(Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky)出版了第一個關於哺乳動物的腦電圖與誘發電位。1924 年，德家生理學家漢斯伯格(Hans Berger)第一次記錄了人類的腦電圖。之後，人們開始對人類的腦電圖進行研究。[19]-[20]

人類的大腦由結構來分，可分為：大腦皮質(Cerebral cortex)掌管思考、自主性運動、語言、推理以及知覺，小腦(Cerebrallum)掌管運動、平衡、調整姿勢，腦幹(Brain Stem)掌管呼吸、心跳、血壓，丘腦(Thalamus)掌管感覺、運動，丘腦下部(Hypothalamus)掌管體溫、情緒、飢餓、口渴、心跳節奏，邊緣系統(Limbic System)掌管情緒反應，海馬迴(Hippocampus)掌管學習、記憶，基底神經結(Basal ganglia)掌管運動、中腦(midbrain)掌管視覺、聽覺、眼球運動、身體運動。其對應位置如

圖 2.3、圖 2.4、圖 2.5 所示[21-23]。

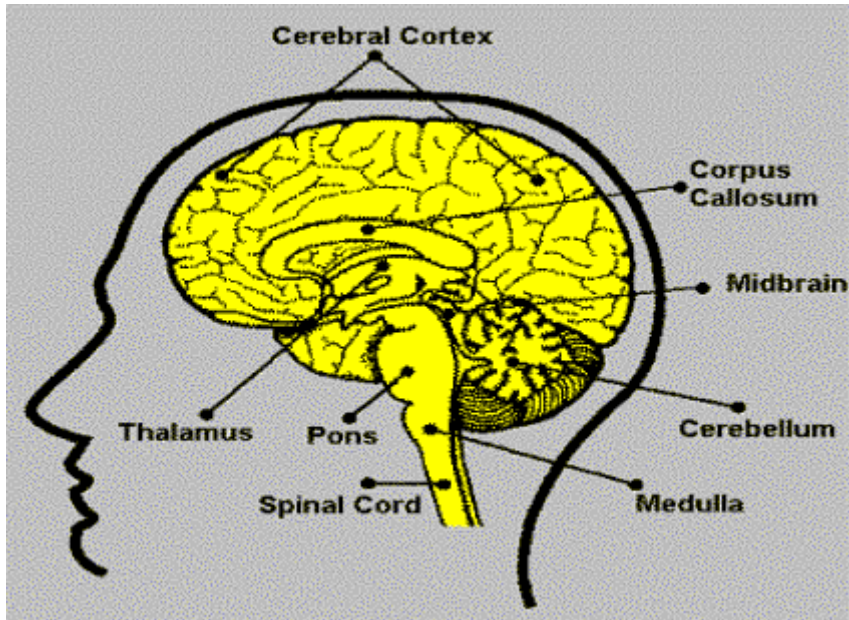


圖 2.3 大腦結構圖[21]

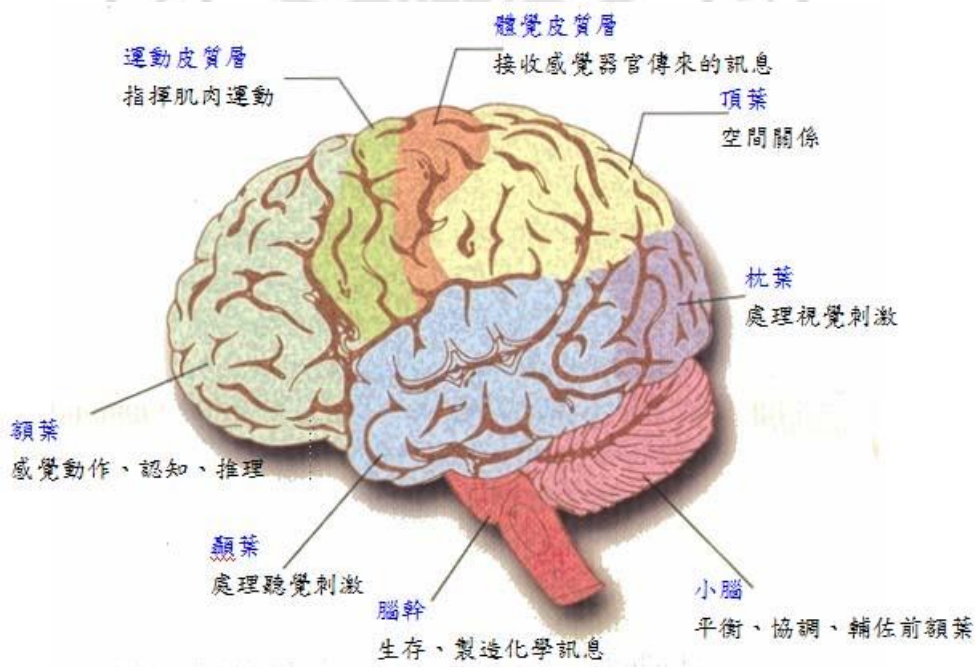


圖 2.4 大腦結構圖[22]

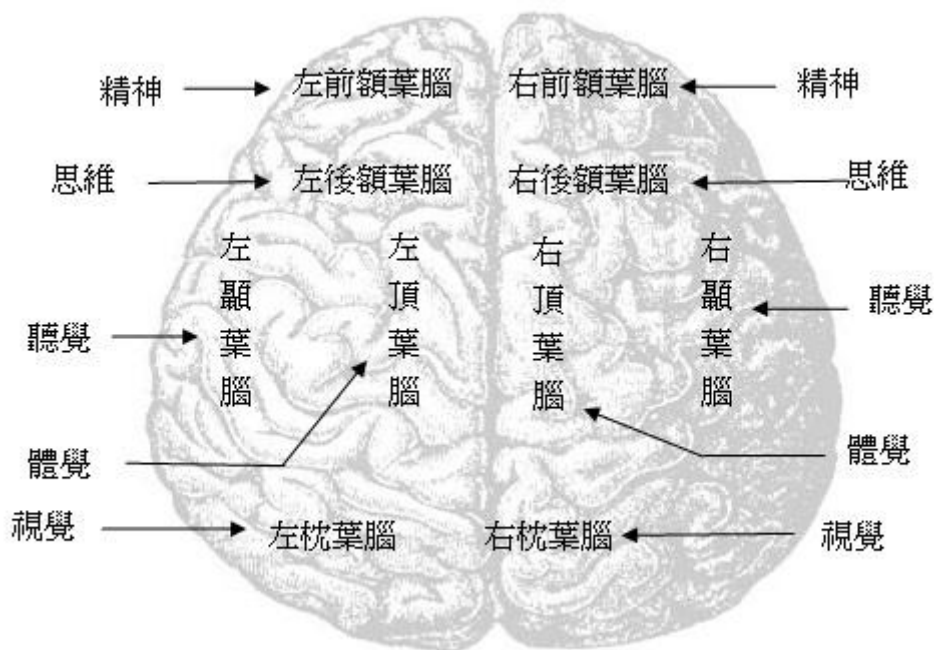


圖 2.5 大腦結構圖[23]

由於細胞受到有效刺激後，會產生的活動電位(Action potential)，而腦電圖就是將腦細胞所發生的電位記錄下來的，其取得電位的方法是透過電極取得大腦皮質或頭皮上的電位後進行放大以及量化。其腦波的頻率通常可分為： δ (Delta)波(0~4Hz)、 θ (Theta)波(4-8 Hz)、 α (Alpha)波(8-13 Hz)、 β (Beta)波(13-30 Hz)和 γ (Gamma)波(30-100 Hz)。各個腦電波出現時所代表的精神狀況如表 2.1 所示[20]。

表 2.1 人類大腦的腦波在各頻段所對應的行為[20]

腦波頻率	行為
δ 波	慢波睡眠
θ 波	嗜睡
α 波	輕鬆、閉眼
β 波	警戒、活躍

本系統使用的腦波擷取系統是由本實驗室所開發的頭戴式無線腦波系統。該腦波儀採用 NeuroSky EEG 晶片(TGAM1)來擷取人類大腦皮層的腦電波訊號，此晶片會先將腦波進行濾波，濾除訊號中的雜訊，再將腦波訊號放大，最後進行量化，接著將量化完的數位資料經由藍芽模組發送出去，其腦波採樣頻率為 512Hz，採樣水平為 16bit。

本系統從藍芽取得該腦波儀的資料，其輸出的資料有兩種，包括了 Raw EEG 以及 Long EEG。Raw EEG 包含原始腦波資料，而 Long EEG 則是包含了透過 TGAM1 分析後的 EEG 各項資訊，此兩種資料格式詳細如下所示。

a. Raw EEG

該筆資料是由開頭碼、長度碼、資料內容與檢查碼所組成，
資料長度分為別 2byte、1byte、4byte、1byte，資料格式示意圖
如下圖 2.6 所示，其編碼值表 2.2 所示。

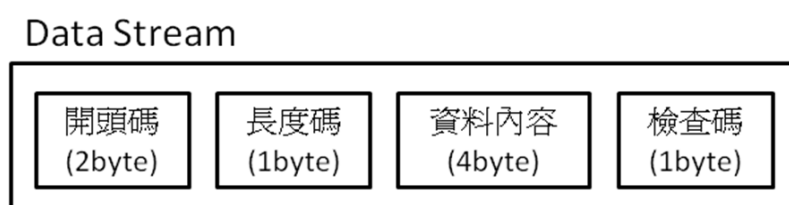


圖 2.6 Raw EEG 資料格式示意圖

表 2.2 Raw EEG 編碼值

	編碼值(16 進制)	說明
開頭碼	AA AA	表示有效資料串
長度碼	04	資料串長度(bytes)
資料內容 第 1 個 byte	80	表示為 Raw EEG
資料內容 第 2 個 byte	02	其數值表示資料內容的 byte 數
資料內容 第 3 到第 4 個 byte	XX YY	XX 為高位元，YY 為低位元，其值表示方式為 2 的補數，數值範圍-32768~32767
檢查碼	如公式(2-1)	檢查資料傳輸時是否發生錯誤

$$\text{總和} = 80 + 02 + XX + YY$$

檢查碼=總和取 1's(僅使用最後 8 個位元) (2-1)

b. Long EEG

該筆資料是由開頭碼、長度碼、資料內容與檢查碼所組成，資料長度分為別 2byte、1byte、32byte、1byte，資料格式示意圖如下圖 2.7 所示，其編碼值表 2.3 所示。

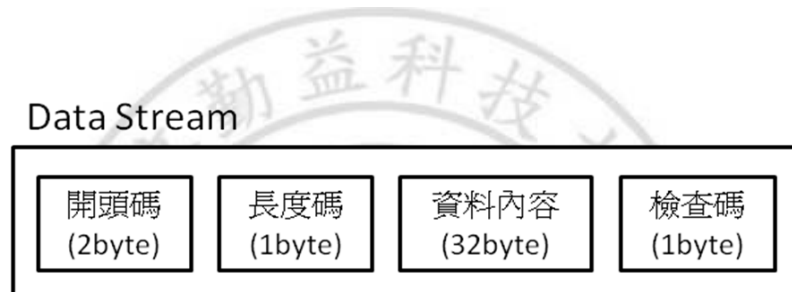


圖 2.7 Long EEG 資料格式示意圖

表 2.3 Long EEG 編碼值

	編碼值(16 進制)	說明
開頭碼	AA AA	表示有效資料串
長度碼	20	資料串長度(bytes)
資料內容 第 1 到第 2 個 byte	02 XX	02 代表第一行資料的起始碼，XX 代表訊號品質 (從 0~C8H)，數值越大代表訊號品質越差
資料內容 第 3 到第 4 個 byte	83 18	其 83 是第二行資料起始碼，而 18 表示接下來 18 個 byte 的資料為第二行資料

資料內容 第 5 到第 28 個 byte	XX YY ZZ	每 3 個 byte 為一組資料，依序為最高位元到最低位元，其數值代表頻段強度，資料所屬頻段依序為：Delta、Theta、Low Alpha、High Alpha、Low Beta、High Beta、Low Gamma、Mid Gamma
資料內容 第 29 到第 30 個 byte	04 XX	其 04 是第三行資料的起始碼，XX 代表 Attention 數值，數值越高表示 Attention 程度越高
資料內容 第 31 到第 32 個 byte	05 XX	其 05 是第四行資料的起始碼，XX 代表 Meditation 數值，數值越高表示 Meditation 程度越高
檢查碼	如公式(2-2)	檢查資料傳輸時是否有發生錯誤

總和=02+XX+83+18+....(共 32byte)

檢查碼=總和取 1's(並僅使用最後 8 個位元) (2-2)

2.2 GPS 原理及 GPS 接收器

Global Positioning System (GPS) 是一種衛星導航系統，通常稱之為全球定位系統，又可以稱為全球衛星定位系統。此系統是由美國軍方所研發，接著才逐漸轉為民用。其系統是由三個部分所組成，分別為空間部分、控制部分、用戶部分，空間部分是描述 24 顆衛星如何分布在地球的 6 個軌道面上，控制部分是由 1 個主控站、1 個備用主控站、4 個地面天線站以及 6 個監測站所組成，其功能為監測及控制衛星，它是用來解決衛星出現的異常狀態，用戶部分的設備為 GPS 接收器，它用於接收 GPS 衛星訊號並經由計算取得接收器的位置。[11][24]

GPS 衛星發送的訊號載波有兩種，通常稱為 L1(1.57542 GHz)及 L2(1.2276 GHz)，採用兩個載波的主要目的是為了克服電離層所造成的訊號品質衰弱及傳遞時間誤差，要定位則需要 GPS 接收器同時接收 4 個以上的衛星訊號，因此訊號採用分碼共享(Code Division Multiple Access)的方式進行傳送。本系統使用的 GPS 接收器是“HI-206 USB”，其實體如圖 2.8、圖 2.9 所示，規格如表 2.4 所示。



圖 2.8 GPS 接收器(HI-206 USB)外觀[25]

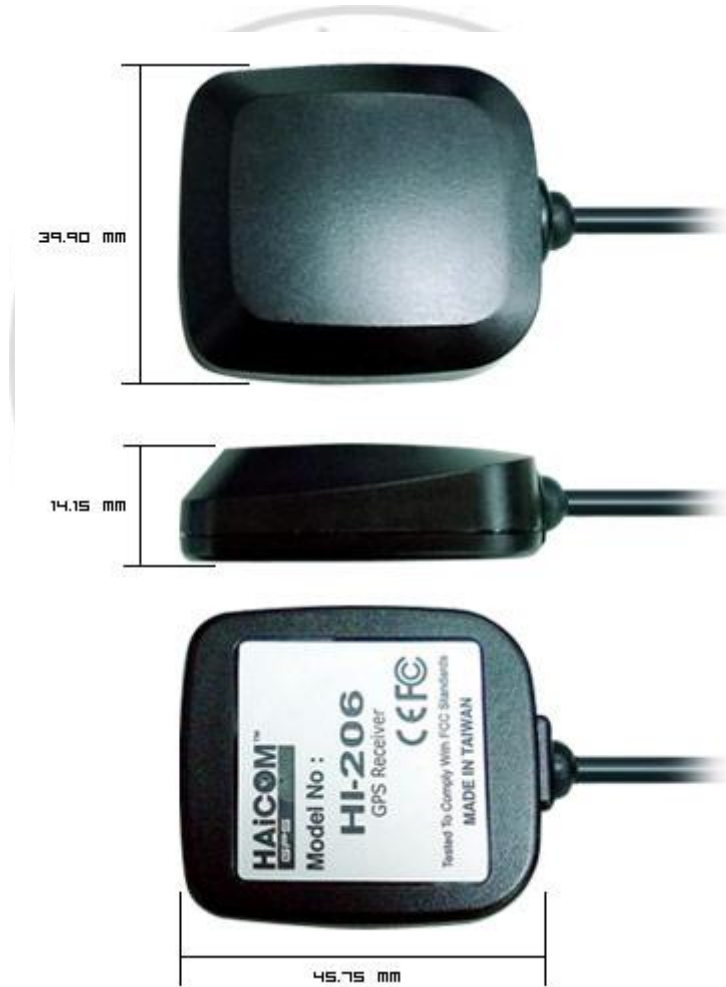


圖 2.9 GPS 接收器(HI-206 USB)外觀[25]

表 2.4 GPS 接收器(HI-206 USB)規格表[25]

	Items	Description
Chipset	GSP3F	SiRF StarIII technology
General	Frequency	L1, 1575.42 MHz
	C/A code	1.023 MHz chip rate
	Channels	20
Accuracy	Position	10 meters, 2D RMS 5 meters 2D RMS, WAAS corrected <5meters(50%), DGPS corrected
	Velocity	0.1 meters/second
	Time	1 microsecond synchronized to GPS time
Datum	Default	WGS-84
	Other	selectable for other Datum
Acquisition Rate (Open Sky & Stationary Requirements)	Reacquisition	0.1 sec., average
	Snap start	1 sec., average
	Hot start	8 sec., average
	Warm start	38 sec., average
	Cold start	42 sec., average
Dynamic Conditions	Altitude	18,000 meters (60,000 feet) max.
	Velocity	515 meters/second (1000 knots) max.
	Acceleration	4g, max.
	Jerk	20 meters/second ³ , max.
Power	Main power input	5V DC input.
	Power consumption	0.15 W (continuous mode)
	Supply Current	45mA
	Backup power	3 V Lithium-Ion rechargeable battery
Dimension	45.75mm Lx 39.90mm W x 14.15 mm H	
Weight	13g	

該接收器的輸出採用 NMEA 所制定的 0183 標準，使用速率為 4800bps、資料數 8bit、不使用同位元、停止位元數 1bit、不使用 handshake，此接收器在某一秒所收到的資料如圖 2.10 所示，其資料格式分別如下所示[26]-[27]。

```

$GPGGA,024345.000,2408.6620,N,12043.8502,E,1,08,1.1,149.9,M,16.1,M,0000*54
$GPGSA,A,3,31,22,14,25,12,29,09,18,,,,,1.7,1.1,1.4*39
$GPGSV,3,1,11,22,73,275,38,25,66,107,28,18,51,160,25,14,44,339,32*7F
$GPGSV,3,2,11,31,35,263,39,12,34,050,20,29,07,138,27,09,06,049,28*79
$GPGSV,3,3,11,15,05,103,,21,05,181,,30,04,208,*49
$GPRMC,024345.000,A,2408.6620,N,12043.8502,E,0.08,289.82,290512,,.A*61

```

圖 2.10 GPS 接收器數據

a. GPGGA

\$GPGGA,<1>,<2>,<3>,<4>,<5>,<6>,<7>,<8>,<9>,M,<10>,
M,<11>,<12>*<13>

<1> 為 UTC 時間，格式為 HHMMSS(時時分分秒秒)

<2> 緯度，格式為 ddmm.mmmm(度度分分.分分分分)

<3> 南北半球，N 為北半球、S 為南半球

<4> 經度，格式為 ddmm.mmmm(度度分分.分分分分)

<5> 東西經，E 為東經、W 為西經

<6> GPS 狀態，0 代表未定位，1 代表非差分定位，2

代表差分定位，6 代表正在計算

<7> 目前用於定位的衛星數量

<8> HDOP 水準精度因素(0.5~99.9)

<9> 海拔高度

<10> 地球橢圓面相對大地水準面的高度

<11> 差分時間，是指最近的一次收到差分訊號的時間

<12> 差分站 ID 編號，0000~1023

<13> 檢查碼

b. GPGSA

\$GPGSA,<1>,<2>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<3>,<4>,<5>,<6>*<7>

<1> 定位模式，M 代表手動、A 代表自動

<2> 定位類型，1 代表未定位、2 代表 2 維定為、3 代表
3 維定位

<3> 目前該接收器所使用的衛星編號(01~32)，最多接收
12 個衛星資料

<4> PDOP 位置精度因數(0.5~99.9)

<5> HDOP 水準精度因數(0.5~99.9)

<6> VDOP 垂直精度因數(0.5~99.9)

<7> 為檢查碼

c. GPGSV

\$GPGSV,<1>,<2>,<3>,<4>,<5>,<6>,<7>*<8>

<1> GPGSV 語句的總行數

<2> GPGSV 語句的目前行數

<3> 發現的衛星數量(00~12)

<4> 衛星編號(01~32)

<5> 星仰角(00~90 度)

<6> 衛星方位角(000~359 度)

<7> 訊號雜訊比(00~90dB) ,

<8> 檢查碼

此語句一次最多描述 4 顆衛星，因此<4>到<7>也許會重複出現，若重複出現，其排列情形如下，

...<4>,<5>,<6>,<7>,<4>,<5>,<6>,<7>...

d. GPRMC

\$GPRMC,<1>,<2>,<3>,<4>,<5>,<6>,<7>,<8>,<9>,<10>,<11>,<12>*<13>

<1> UTC 時間，格式為 HHMMSS(時時分分秒秒)

<2> 定位狀態，A 代表有效定位、V 代表無效定位

<3> 緯度，格式為 ddmm.mmmm(度度分分.分分分分)

<4> 南北半球，N 為北半球、S 為南半球

<5> 經度，格式為 ddmm.mmmm(度度分分.分分分分)

<6> 東西經，E 為東經、W 為西經

<7> 地面速率(000.0~999.9 節)

<8> 地面航向(000.0~359.9 度)，以真北為參考

<9> UTC 日期，格式為 DDMMYY(日日月月年年)

<10> 磁偏角(000.0~180.0 度)

<11> 磁偏角方向，E 代表東、W 代表西

<12> 定位類型，A 代表自主定位、D 代表差分定位、E 代表估算、N 代表數據無效

<13> 檢查碼



第三章 實作方法與原理

在系統架構圖 2.1 中，Car 區塊內的疲倦檢測系統，其檢測疲倦的原理是在於人類處於疲倦中的時候，眨眼時的閉眼時間就會相對於正常的時候還要長，並且眨眼的次數也會因處於疲倦而增加[28]-[29]。

在取得閉眼時間與眨眼次數之前，本系統藉由分析 EEG 以檢測受測者是否有閉上眼，以及受測者是否有眨眼。當人類閉上眼時，可以在人類大腦視覺區的電極測量到明顯的 alpha 波(8~13Hz)，如圖 3.1 所示，而本系統可以取得眨眼訊號的原因在於，腦波是一個微小的訊號，它經過顱骨及頭皮衰減後才被電極片所測量到，相對於眨眼是一個臉部的活動，因此眨眼所測量到的訊號明顯強於腦波，如圖 3.2 所示。[20]

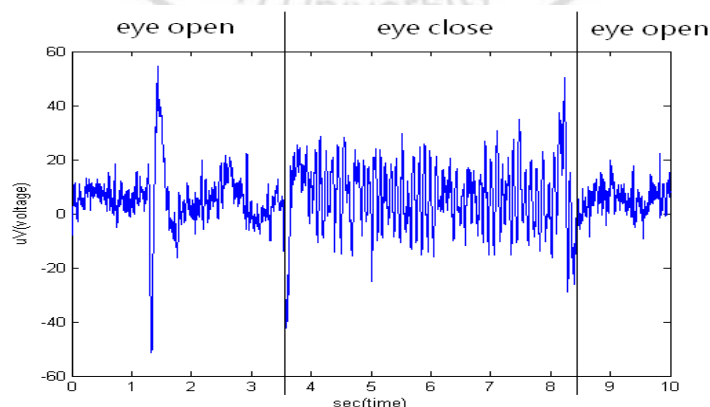


圖 3.1 閉眼時的腦電圖

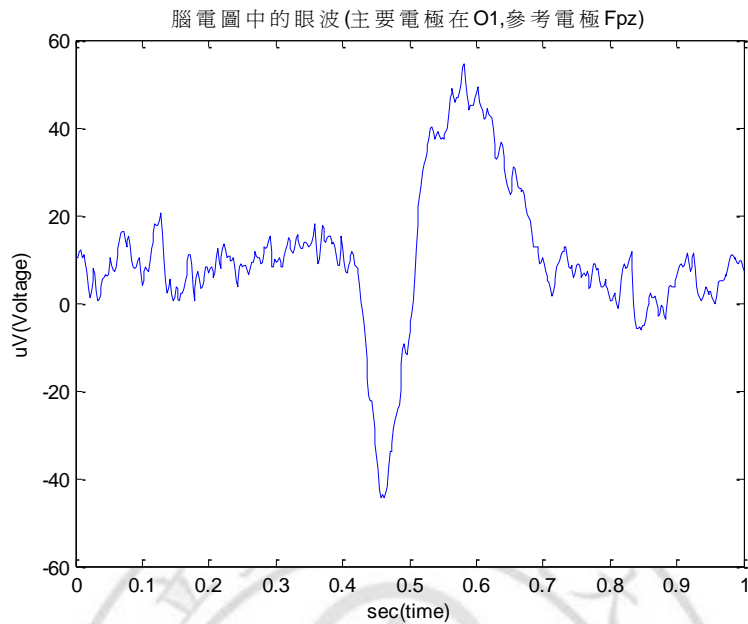


圖 3.2 腦電圖中的眼波

因此利用 EEG 擷取系統取得受測者的 EEG，並找出該段 EEG 中 alpha 波出現的時間長短，來判斷受測者的狀態為疲倦(Drowsiness)或正常(Normal)。同時，也利用眨眼頻率來輔助系統分析受測者是否疲倦。

實現檢測方法是由兩個步驟所組成，第一個步驟為訓練，目的在於取得受測者處於疲倦時與正常時的腦波資料，並找出該受測者正常時的眨眼頻率，以及從這兩筆資料分析出兩種狀態中 alpha 波出現的時間長短，同時利用閾值演算法尋找適合該使用者的閾值來界定 alpha 波，在該使用者選擇好閾值後，就完成了第一個步驟，如圖 3.3 所示。第二

個步驟則是即時檢測，它是利用第一個步驟選定的閾值對 alpha 波進行檢測，依據檢測結果來判斷受測者是否疲倦，並且配合分析眨眼頻率來輔助系統判斷是否疲倦，同時將檢測的結果以及車輛的座標位置傳送至伺服器，並且系統會在檢測到受測者為疲倦時發出警告音效，如圖 3.4 所示。

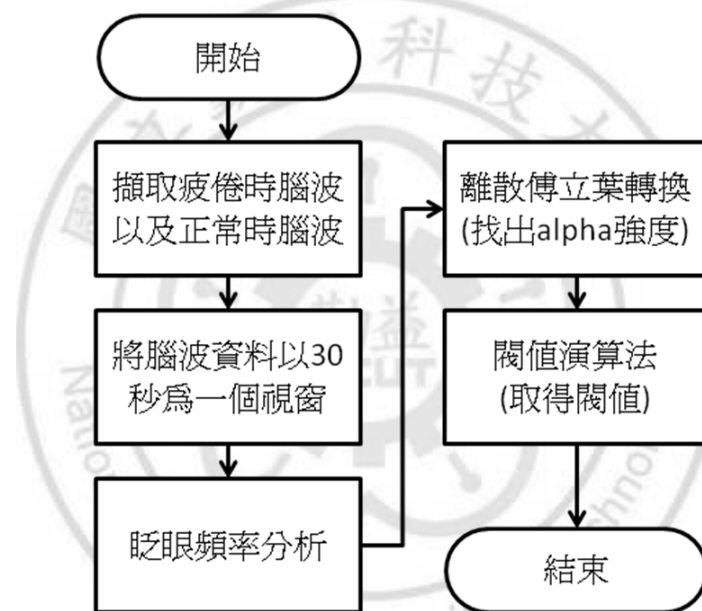


圖 3.3 疲勞檢測方法第一步驟

在圖 3.3 中，本系統先取得受測者疲勞時與正常時的腦波各 20 分鐘(詳見 3.1 章節)，接著將腦波資料切成 30 秒為一個片段，其切割方式如圖 3.5 所示，之後進行眨眼頻率分析(詳見 3.2 章節)找出疲倦時的

眨眼頻率、離散傅立葉轉換(詳見 3.3 章節)找出各個腦波片段的 alpha 強度(強度越強則代表 alpha 波出現時間越長)，並利用閾值演算法(詳見 3.4 章節)，取得符合使用者需求的閾值來判定受測者是否疲倦。

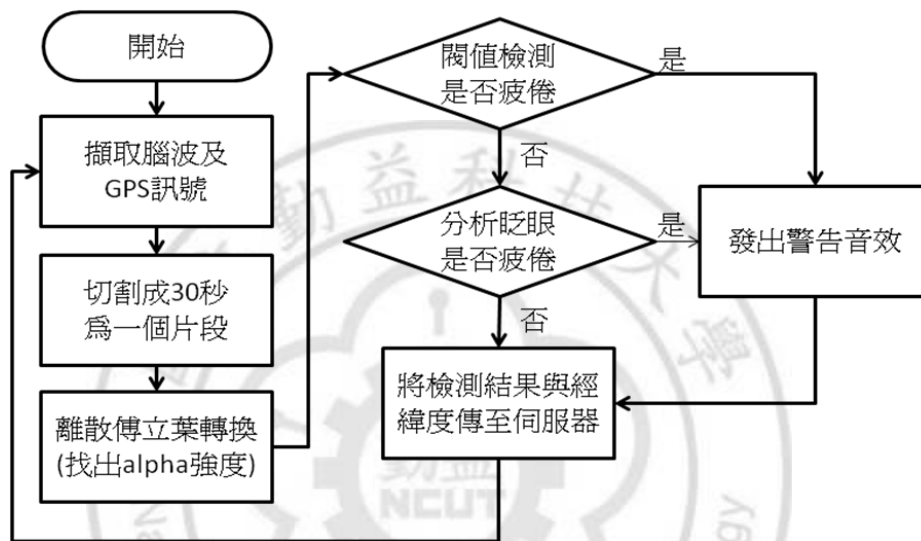


圖 3.4 疲勞檢測方法第二步驟

在圖 3.4 中，本系統即時擷取受測者的腦波以及 GPS 訊號，並切割 30 秒的資料，接著透過離散傅立葉轉換，將選擇好的閾值拿來進行 alpha 強度的檢測，若檢測結果為非疲倦，則進行眨眼頻率分析，若眨眼頻率為異常時，則判定為疲倦，若檢測結果為疲倦時，則不進行眨眼頻率分析，並且若系統判定為疲倦時會發出警告聲，同時不論檢測結果，都將會把檢測結果以及車輛座標位置透過無線網路傳送至資料

庫，網路傳輸的方式是使用 TCP 協定以確保資料傳輸的可靠性，檢測方法的運作流程如圖 3.6 所示。

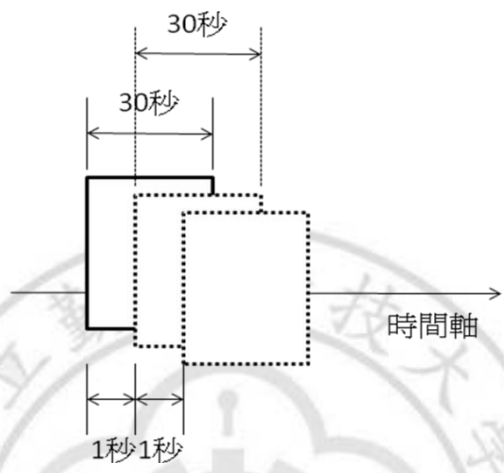


圖 3.5 切割示意圖

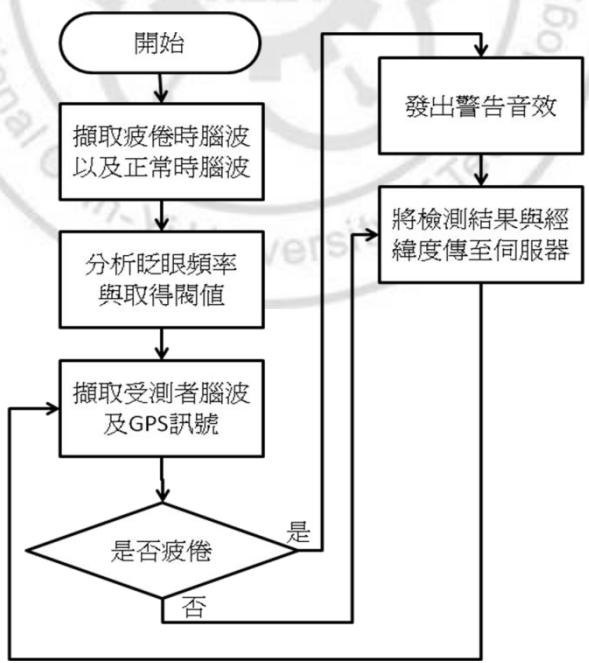


圖 3.6 檢測方法運作流程圖

本系統目的在於透過網路與全球衛星定位系統，實現以腦波監測模式同時監控多名駕駛的精神狀態與車輛座標位置。並以個人電腦作為後端伺服器，作業系統使用 Linux，並在系統上建置一個網路服務程式(詳見 3.5.1)，用來接收從用戶端傳來的數據，同時將數據傳至資料庫(詳見 3.5.2)，最後透過網頁顯示最新資訊(詳見 3.5.3)，架構如圖 3.7 所示。

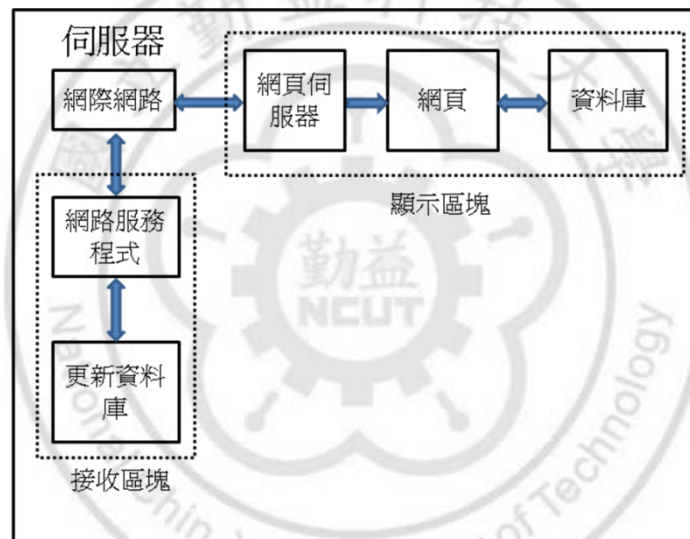


圖 3.7 伺服器架構圖

3.1 腦波擷取

如圖 3.8 所示，在電極的配置上，本系統使用國際 10-20 系統標準，並將主要擷取腦波的電極放置在 O1，參考電極放置在 Fpz，接地電極放置在 A1，主要原因是因為位置 O1 位於人類大腦視覺區塊 [1][21][22][23]。

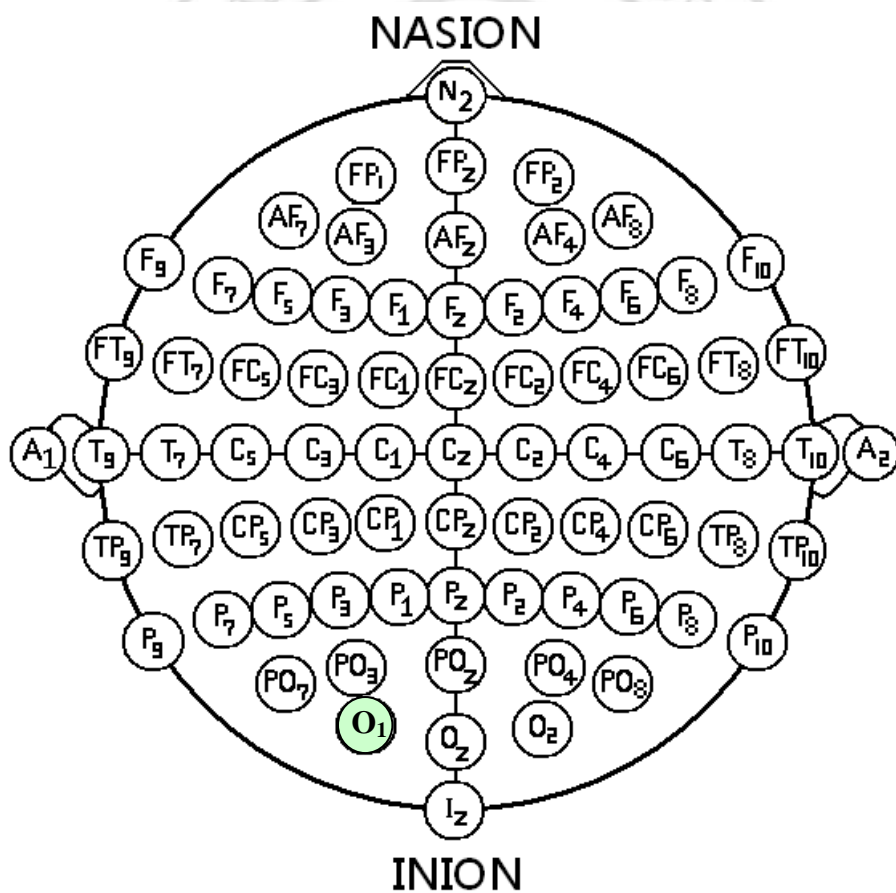


圖 3.8 國際 10-20 系統標準

如 2.1 節所述，本系統使用的 EEG 擷取系統是一個單通道頭戴式無線腦波儀，並且使用非侵入性的乾式電極片，如圖 3.9 所示，該腦波擷取系統的取樣頻率為 512Hz，取樣水平為 16bit，其 EEG 擷取系統如圖 3.10 所示，接收到的 Raw EEG 數據如圖 3.11 所示，Long EEG 數據如圖 3.12 所示。[8]



圖 3.9 EEG 電極片與傳輸線外觀圖



圖 3.10 EEG 擷取系統

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	170	170	4	128	2	255	248	134		
2	170	170	4	128	2	255	239	143		
3	170	170	4	128	2	0	8	117		
4	170	170	4	128	2	0	73	52		
5	170	170	4	128	2	0	132	249		
6	170	170	4	128	2	0	148	233		
7	170	170	4	128	2	0	151	230		
8	170	170	4	128	2	0	185	196		
9	170	170	4	128	2	0	232	149		
10	170	170	4	128	2	0	240	141		
11	170	170	4	128	2	0	199	182		
12	170	170	4	128	2	0	137	244		
13	170	170	4	128	2	0	75	50		
14	170	170	4	128	2	0	27	98		
15	170	170	4	128	2	0	42	83		
16	170	170	4	128	2	0	144	237		
17	170	170	4	128	2	0	204	177		
18	170	170	4	128	2	0	154	227		
19	170	170	4	128	2	0	81	44		
20	170	170	4	128	2	0	49	76		

圖 3.11 Raw EEG 數據

```
>> Signal_Long
```

```
Signal_Long =
```

```
Columns 1 through 17
```

```
170 170 32 2 0 131 24 18 81 164 2 142 144 0 56 152 0
```

```
Columns 18 through 34
```

```
71 214 0 97 62 0 97 47 0 35 196 0 46 108 4 70 5
```

```
Columns 35 through 36
```

```
50 29
```

圖 3.12 Long EEG 數據

3.2 眨眼頻率分析

由於人類處於疲倦時，眨眼的頻率會較於正常時頻繁，並且甚至當人們睡著時，根本不會有眨眼發生，因此本系統藉由眨眼的頻率去輔助系統檢測疲倦[28]-[29]。

由於人們在駕駛中會因為處於警覺狀態而降低眨眼次數，且因為在預先記錄疲倦時與正常時的腦電圖並未處於駕駛中，因此本系統中僅使用疲倦時腦電圖，取得疲倦時平均 30 秒的眨眼次數。在實際檢測時，若 30 秒的眨眼次數大於疲倦時所測量的眨眼次，則系統將判定為疲倦，若眨眼次數為零也判定為疲倦。

在眼波的檢測，經由觀察後發現，若電極擺放位置如 3.1 節所示，並使用 2.1 節的 EEG 擷取系統，所觀察到的眼波的最小值會小於 $-30\mu\text{V}$ ，而最大值會大於 $45\mu\text{V}$ ，且先負脈波後再正脈波，但是大小不會小於 $-130\mu\text{V}$ 或大於 $130\mu\text{V}$ ，否則必定為雜訊(例.頭部晃動)，並配合該 EEG 擷取系統的訊號品質進行判斷，若訊號品質不是最佳的狀態，則系統也判定該訊號為雜訊。

3.3 離散傅立葉轉換

離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform, 縮寫 DFT)是傅立葉轉換(Fourier Transform)的其中一種, 傅立葉轉換通常是用於在訊號處理上, 它能夠將訊號分解成振幅分量與頻率分量, 並且可分為連續傅立葉轉換、傅立葉級數、離散時間傅立葉轉換及離散傅立葉轉換, 其中離散傅立葉轉換, 是只將離散形式的時域資料與離散形式的頻率域資料之間的轉換, 其中轉換方式如公式(3-1)、公式(3-2)。[30]

$$\hat{x}[k] = \sum_{n=0}^{N-1} e^{-i\frac{2\pi}{N}nk} x[n] \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3-1)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} e^{i\frac{2\pi}{N}nk} \hat{x}[k] \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3-2)$$

其中 $x[n]$ 是一個長度為 N 點序列 ($0 \leq n < N$), e 是自然對數, i 是虛數, 公(3-1)式是將時域轉換到頻率域, (3-2)式則是將頻率域轉到時域。

本系統是利用 alpha 波(8~13Hz)進行判斷是否疲倦，但是，腦波的原始資料是在時間域上進行顯示，如圖 3.13 所示，其 X 軸表示時間點，Y 軸表示電位大小，所以在時間域上，只知道某個時間點上的電位大小，這樣的結果使得系統難以在時間域上判斷出 alpha 波以及 alpha 波出現的時間長短。

因為上述問題使得系統必須將時間域進行轉換，因此，本系統透過了離散傅立葉轉換將腦電圖的時間域轉換到頻率域，因為在頻率域上，X 軸表示頻率點，Y 軸表示該頻率的強弱，這使得系統可以輕易的取得某段腦電圖的頻率強度，其中頻率強度越高代表該頻率出現的時間越長或該頻率的振幅越大，並且因為閉眼時所測量到的 alpha 波振幅相似，因此腦電圖的 alpha 波的強度越強，則代表 alpha 波持續時間越長，其中 alpha 波的強度是加總 8~13Hz 的頻率強度，最後因為腦波資料在進行傅立葉轉換後，得到的結果是複數形式的數值，所以系統需要過計算絕對值(公式 3-3)才能取得頻率點與該頻率強度的關係進行顯示，如圖 3.14 所示。

$$\text{頻率強度} = \sqrt{(\text{實數的係數})^2 + (\text{虛數的係數})^2} \quad (3-3)$$

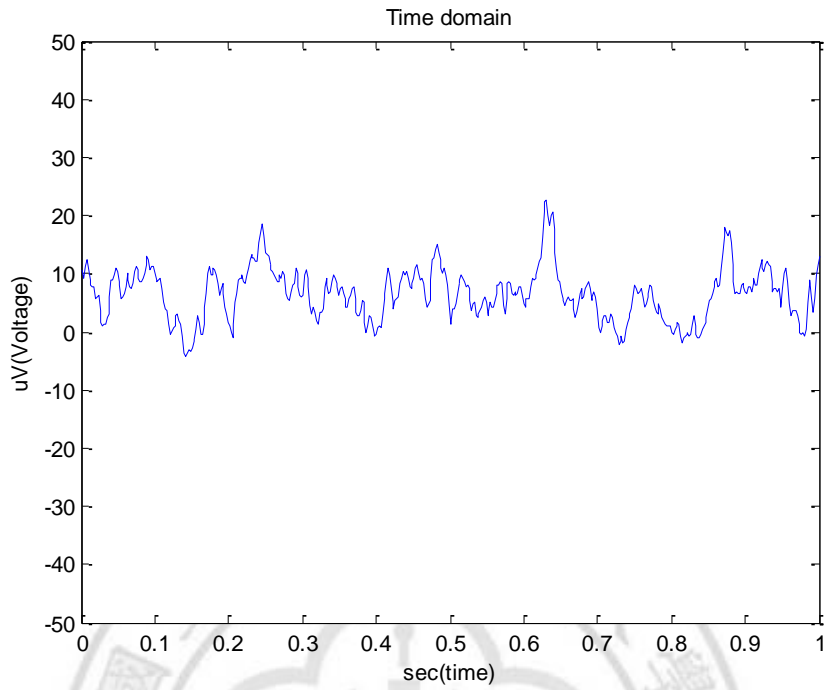


圖 3.13 Time domain 下的 EEG

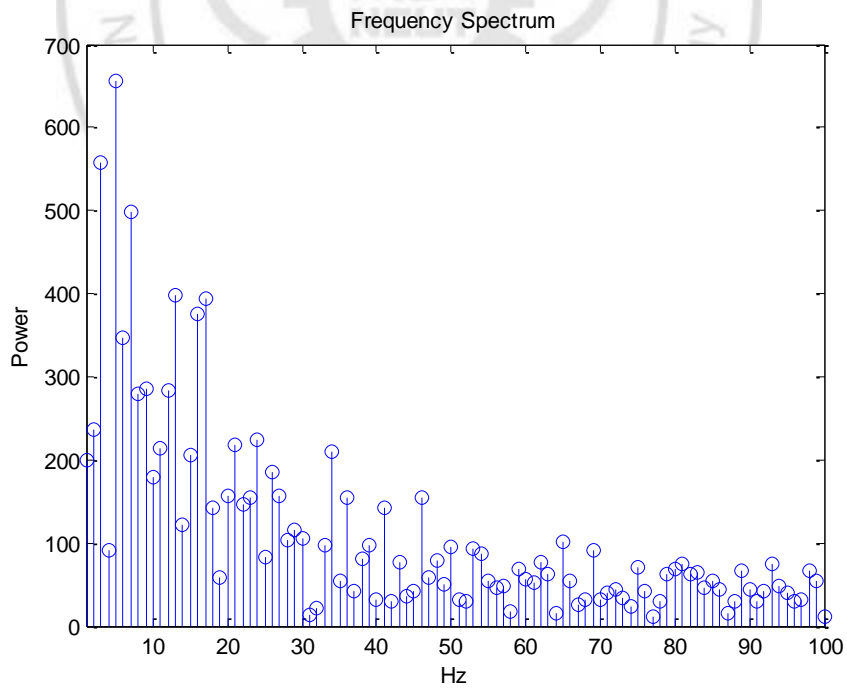


圖 3.14 頻率域下的 EEG

3.4 閾值演算法

首先系統定義了四個名稱，True Positive、True Negative、False Positive、False Negative，其名稱與含義如表 3.1 所示[31]-[32]。

表 3.1 閾值演算法名稱定義

名稱	使用者(實際狀態)	檢測結果
True Positive	Drowsiness	Drowsiness
True Negative	Normal	Normal
False Positive	Normal	Drowsiness
False Negative	Drowsiness	Normal

在程式中，這四個名稱代表四個數值，其數值產生的流程是使用者在疲倦時以及非疲倦時所記錄的兩段 20 分鐘腦電圖，再將兩段腦電圖每 30 秒切割成一個片段後，每個片段進行離散傅立葉轉換，此時取出每段腦電圖 alpha 頻段的頻率強度，同時取出疲勞時的 alpha 強度最大值與正常的 alpha 強度最小值，再將最大值減最小值後乘上閾值係數(0~1)，算出的數值再加上最小值則為閾值，接著藉由閾值係數來使閾值提高或降低，系統判定每一段腦電圖的 alpha 頻段的頻率強度是否超過該閾值，由於在判定疲倦的方法，本系統是採取閉眼上的時間長短，

因此若 alpha 頻段的頻率強度大於該閾值則系統將判定為疲倦，反之則為正常，並依照表 3.1，將符合敘述的名稱(數值)加 1，同時，其數值的大小會依照使用者設定的閾值係數而改變，因為，若閾值提高，則系統判定使用者為疲倦的可能性降低(代表閉眼時間需越長，則系統才會判定疲倦)，反之若閾值降低，則系統判定使用者為疲倦的可能性提高(代表閉眼時間縮短，系統也判定使用者為疲倦)

由於系統判定使用者為疲倦或非疲倦時，使用者實際狀態並不一定符合系統判定的結果，因此，系統藉由上面這四個數值再組合出四項數值，名稱分別為：¹疲倦檢測率(Drowsiness Detection Rate、簡稱 DDR)、²疲倦正確率(Drowsiness Accuracy Rate、簡稱 DAR)、³非疲倦檢測率(Normal Detection Rate、簡稱 NDR)、⁴非疲倦正確率(Normal Accuracy Rate、簡稱 NAR)，其中 ¹疲倦檢測率與 ³非疲倦檢測率通常稱之為靈敏度特異度，如公式(3.4)、(3.5)、(3.6)與(3.7)所示。

$$DDR = \frac{TruePositive}{TruePositive + FalseNegative} \quad (3-4)$$

DDR 表示當使用者實際狀態為疲倦時，系統能夠檢測出使用者為

疲倦的機率。

$$DAR = \frac{TruePositive}{TruePositive + FalsePositive} \quad (3-5)$$

DAR 則是當系統判定使用者為疲倦時，使用者實際狀態也是疲倦的機率。

$$NDR = \frac{TrueNegative}{TrueNegative + FalsePositive} \quad (3-6)$$

MDR 則為使用者實際狀態為非疲倦時，系統檢測使用者的結果也為非疲倦的機率。

$$NDR = \frac{TrueNegative}{TrueNegative + FalseNegative} \quad (3-7)$$

NDR 是當系統判定使用者為非疲倦時，而使用者實際狀態也是非疲倦的機率。

3.5 伺服器建置

3.5.1 網路服務程式設計

本系統使用 C 語言開發網路服務程式，因為 C 語言具有高效、表達力強與較高的移植性等優點，並且由於設計這個程式的目的是為了接收從各個車輛中傳送至伺服器的駕駛及車輛資訊，同時將該資訊更新至資料庫，因此該程式必須要能夠同時進行多個連線來接收數據和利用該資料庫的 API for C 與資料庫進行溝通。[33]-[34]

本系統使用執行緒完成多個連線的，其原理在主程式中設定連接埠後持續進行監聽，如果有連線進來，則建立一個執行緒來為該連線服務，並在連線中斷或服務結束後，釋放該執行緒的資源，如圖 3.15 與圖 3.16。



圖 3.15 多執行緒的網路服務流程圖

在圖 3.15 中，當遇到用戶要與伺服器連線時，伺服器會建立一個執行緒來服務該用戶，接著繼續等待用戶連線，如此可以將建立連線與服務用戶分別執行，並且不同用戶的服務是由不同的執行緒所執行，因此利用多執行緒可以達到與多個用戶進行連線與服務的目的。

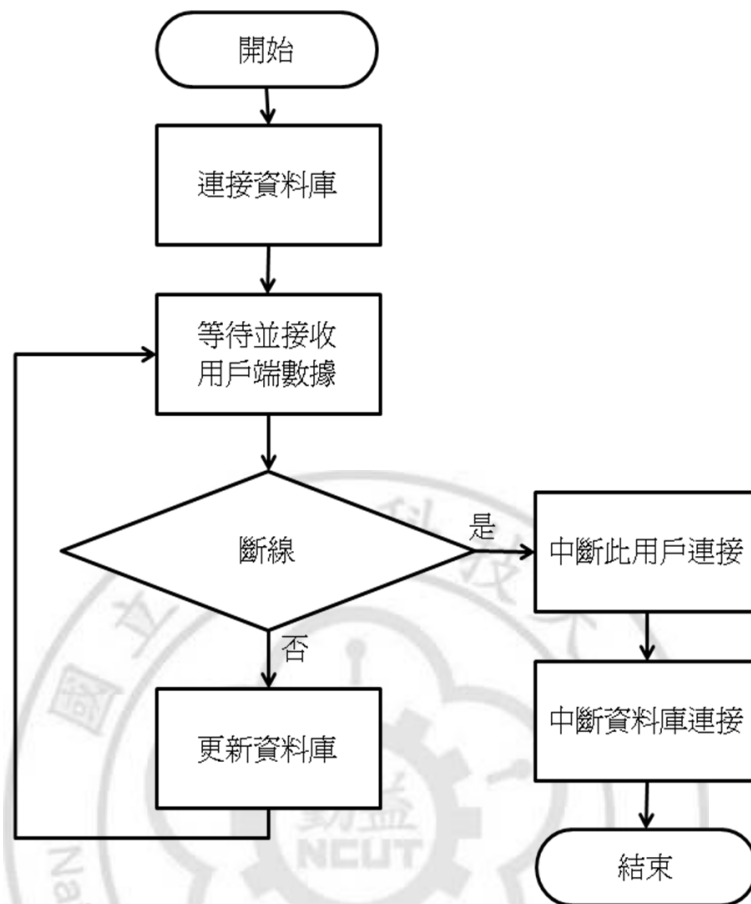


圖 3.16 子執行緒的服務流程圖

在圖 3.16 中，每個已連接的用戶會分別與資料庫進行連接，並且在接收到數據後對資料庫更新，而在斷線時，系統會中斷此用戶連接，並中斷資料庫連接，接著結束該執行緒，若該用戶再次連線至伺服器時，則同樣由圖 3.13 進行連線後產生新的執行緒後進入圖 3.14 流程。

3.5.2 資料庫

本系統使用 MySQL 資料庫，主要在於該資料庫速度快與操作簡單，並且功能強大，在 API(Application Programming Interface，應用程式介面)的部分，它對於 C、C++、Java、PHP、Eiffel、Perl、Python、Ruby 與 Tcl 等程式語言均有提供開發環境，這使得本系統的網路服務程式及網頁可以輕易的對 MySQL 資料庫進行存取等等各種操作。在本系統所建立的資料表格式如圖 3.17 所示，其資料表內容如圖 3.18 所示 [35]-[36]。

```
mysql> describe driver_position;
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| Field | Type   | Null | Key | Default | Extra |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
| dri   | char(2) | YES  |     | NULL    |       |
| fig   | char(6) | YES  |     | NULL    |       |
| tim   | char(6) | YES  |     | NULL    |       |
| lat   | double  | YES  |     | NULL    |       |
| lon   | double  | YES  |     | NULL    |       |
+-----+-----+-----+-----+-----+-----+
5 rows in set (0.00 sec)
```

圖 3.17 MySQL 資料表

```
mysql> select * from driver_position;
+-----+-----+-----+-----+-----+
| dri  | fig    | tim    | lat    | lon    |
+-----+-----+-----+-----+-----+
| 01   | Normal | 012113 | 24.144111666 | 120.730756666 |
| 02   | Drowsy | 012113 | 24.144111676 | 120.730756676 |
+-----+-----+-----+-----+-----+
2 rows in set (0.00 sec)
```

圖 3.18 MySQL 資料表內容

3.5.3 網頁伺服器建置

本系統使用的是 Apache HTTP Server(2.0)作為網頁伺服器，原因在於 Apache 穩定且效率高，而且 Apache 可以在大多數電腦作業系統中運行，並在全球前 10,000 個網站中使用率排名第一[37]-[40]。

本系統的網頁是由 PHP(原全名 Personal Home Page，1997 年後稱 Hypertext Preprocessor)所構成，使用 PHP 的原因在於需要讓使用者能夠在每次瀏覽時看到最新的資訊，若單純的使用 HTML(HyperText Markup Language，超文件標示語言)，將難以實現呈現最新資訊，因此本系統採用 PHP 建構網頁，並在 PHP 中利用 MySQL API for PHP 從 MySQL 中取出最新資訊，藉由生成的 HTML 來顯示最新資訊 [41]-[43]。

本系統顯示資訊是在 HTML 中加入 JavaScript，JavaScript 是一個廣泛用在網頁中的腳本語言，它能夠給 HTML 增加動態功能，本系統是藉由 JavaScript 運行 Google Map JavaScript API(JavaScript API 版本)來將駕駛員資訊顯示在 Google Map 上，同時藉由反向地理編碼將經緯度轉換成可讀的地址，並在該地址上建立標記來表達車輛座標位置，整體運作架構如圖 3.19 所示[44]-[45]。

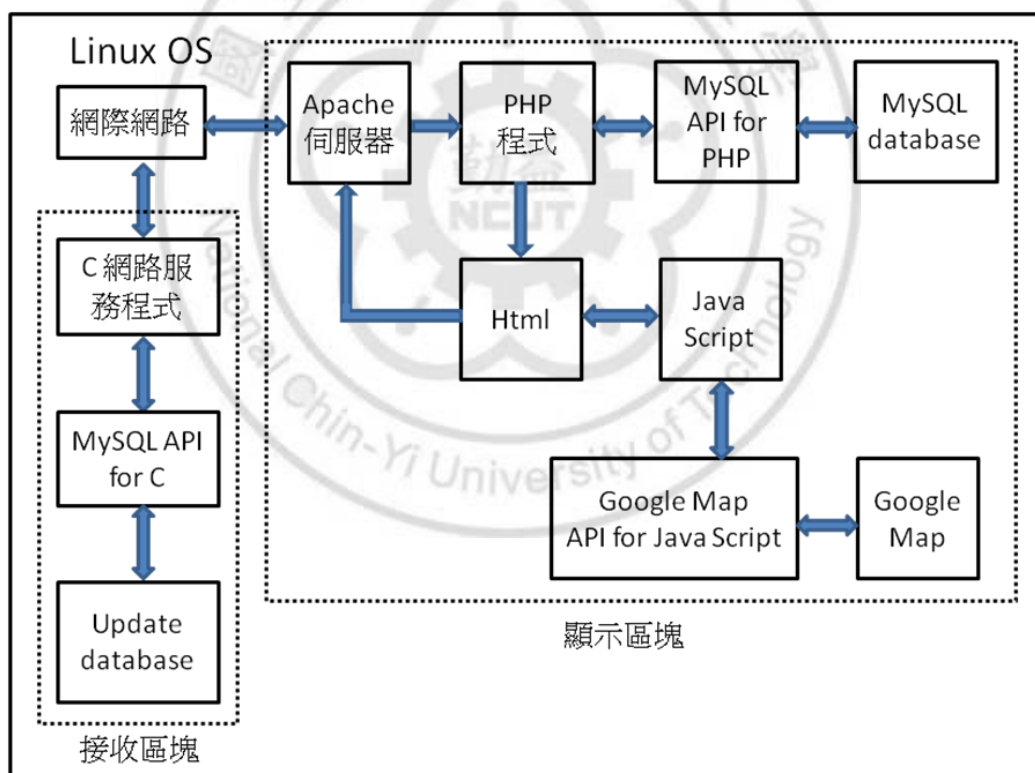


圖 3.19 伺服器架構圖(詳)

第四章 實驗結果

使用者第一次使用時，要先執行閾值選擇程式，並在閾值選擇完畢後儲存閾值，其中閾值選擇的程式界面如圖 4.1 所示。閾值選擇完畢後，就可以開始即時檢測使用者是否疲倦，介面如圖 4.2 所示，如果系統判定為疲倦，則檢測系統會透過筆記型電腦(NB)發出警告聲，而不論檢測結果如何，駕駛員資訊以及精神狀態與車輛座標位置都會透過網路傳送至伺服器，此時只要進入伺服器的監測網頁，就可以在 Google Map 上看到駕駛員資訊以及精神狀態與車輛座標位置，實際在網頁上看到的内容如圖 4.3、圖 4.4 所示，系統的操作流程如圖 4.5 所示。



圖 4.1 疲倦監測系統的閾值選擇界面



圖 4.2 疲倦監測系統的檢測界面



圖 4.3 疲倦監測系統的監測頁面(近)

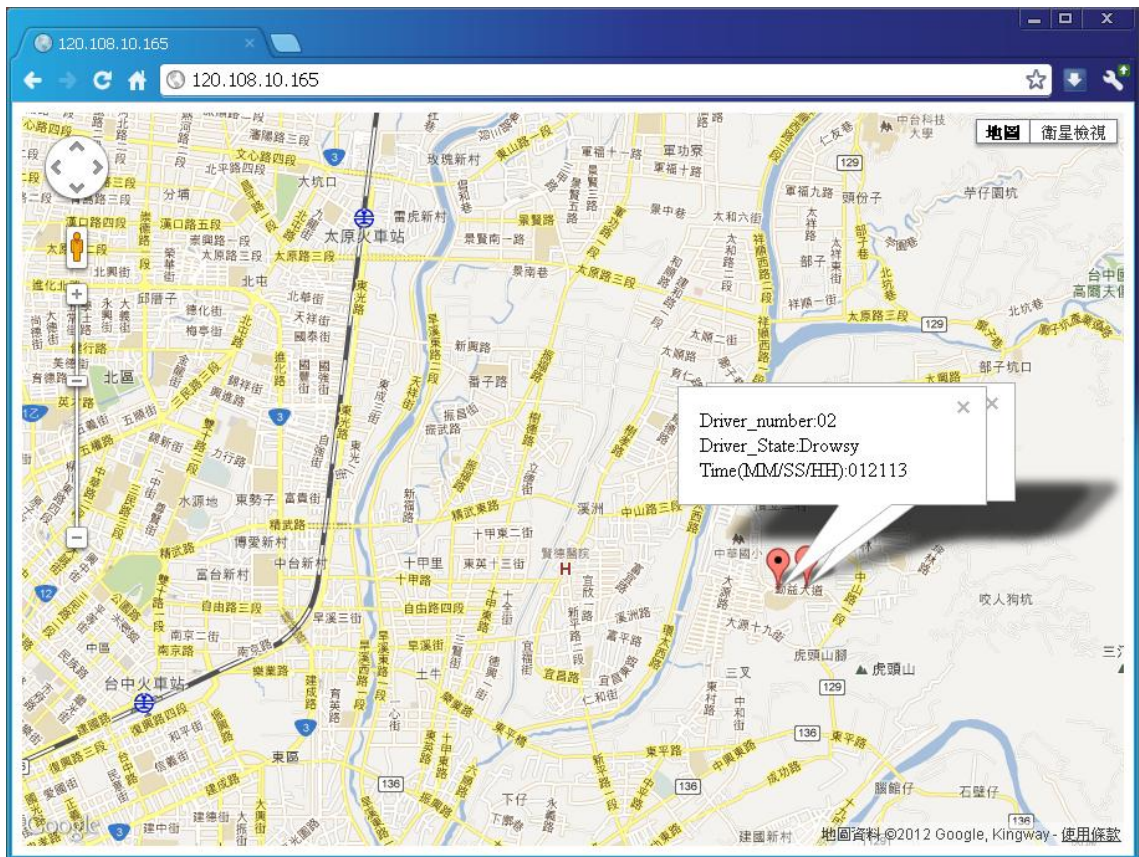


圖 4.4 疲倦監測系統的監測頁面(遠)

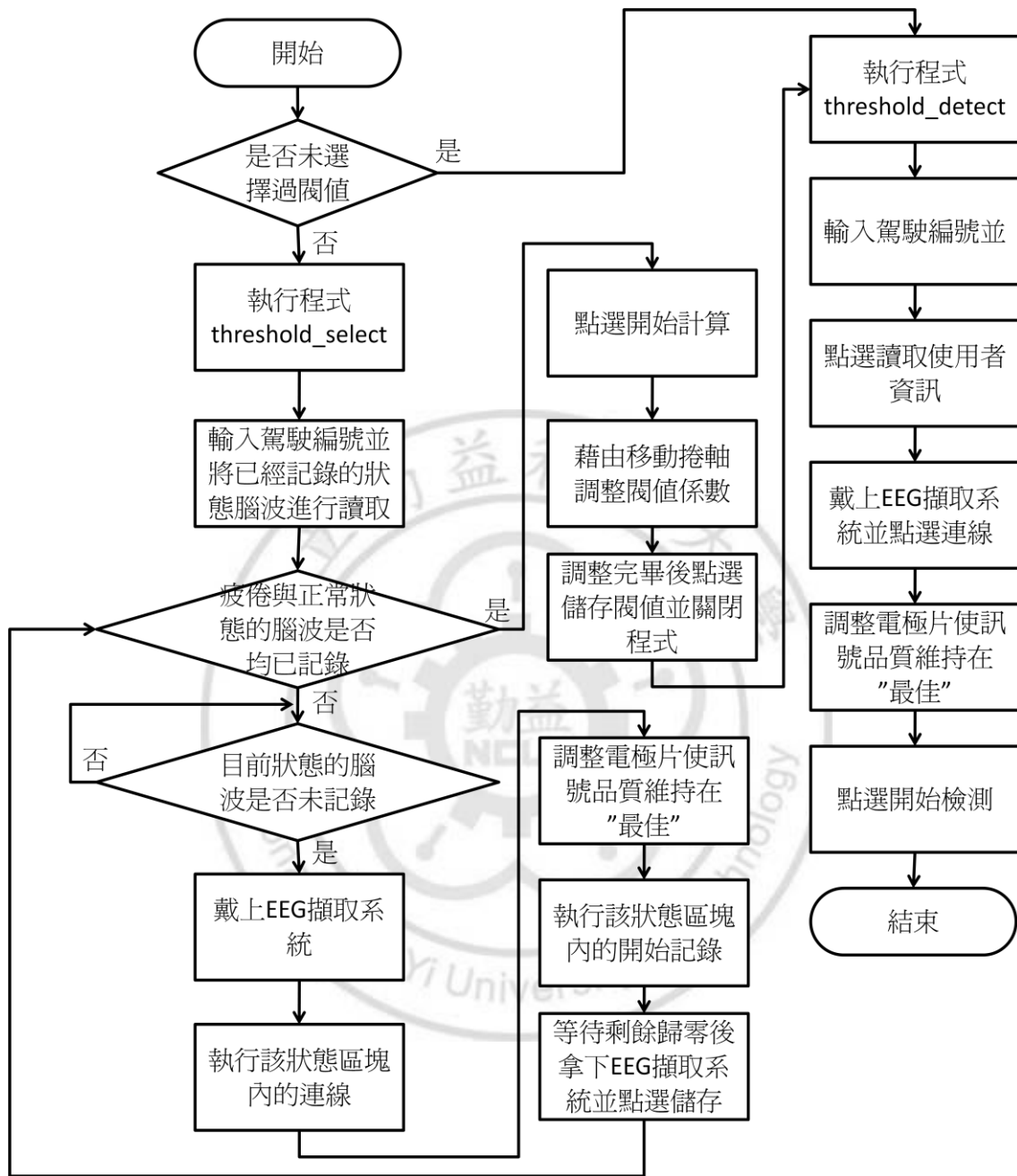


圖 4.5 疲倦監測系統的操作流程圖

第五章 討論

本系統利用 EEG 訊號作為檢測疲倦的依據，而 GPS 接收器則是取得車輛的座標位置的工具，以及 Server 是為了實現讓任何可以透過網路輕易的了解駕駛員的狀態以及車輛目前的座標位置。在這個系統設計的過程中遇到了許多問題，其中使用 EEG 作為檢測疲倦所遭遇的問題如下：

一、該依據什麼原理去從 EEG 判斷受測者是否疲倦？當閉眼時在大腦視覺區會產生明顯的 alpha 波作為判斷疲倦的基礎，並分析受測者的眨眼頻率輔助系統判斷是否疲倦。

二、電極該如何擺放才能取必要的訊號？因為本系統的判定原理明確，因此切確的知道是人類大腦的視覺區，所以本系統是對照大腦結構以及國際 10-20 系統標準，來決定電極該如何擺放。

三、系統該如何界定受測者是否疲倦？是由受測者自身的感覺是否疲倦？還是由第三者客觀的判斷，認定使用者是否疲倦？前者

是依據自身心理狀態較為主觀，後者是依據各種測量值(例如測量受測者的反應速度)較為客觀，本系統是由受測者自己的感覺是否疲倦，來作為判斷系統的檢測結果是否正確。

四、受測者建立的閾值，其閾值是否可以通用？使其他人不必先進行記錄疲倦時與正常時的腦波，也可以進行疲倦檢測。本系統尚未擁有龐大的資料庫可以進行判斷，若通用該閾值則會對系統的檢測結果造成影響，因此為了保守起見，本系統依據不同的受測者分別建立其閾值。

五、在本系統判斷 alpha 的強弱之前，使用的是以 30 秒的 EEG 為一段進行離散傅立葉轉換，選擇以 30 秒為一段的原因在於較短的資訊雖然反應速度較快，但是卻造成誤判的提升，而較長的資訊雖然有較高的正確率，卻也造成了系統反應遲緩，因此本系統中使用 30 秒為一段，雖然會造成實際上的反應遲緩，但本系統使用了移動視窗的概念，如圖 3.5，使其反應速度略為提升。

六、若在實際應用上，其訊號品質的穩定度極為重要，若訊號

中的雜訊太多，可能會造成系統誤判，而本系統使用的是乾式的非侵入式電極，在路況不佳或頭部晃動時，可能就受到嚴重的干擾，因此本系統是將雜訊過多的資料略過不進行分析，而解決可能會出現的雜訊，在目前尚未有個良好的對策。



第六章 結論與未來展望

6.1 結論

本研究已完成初步的疲倦監測系統，系統是屬於多個前端處理與一個後端伺服器，而系統的前端是建置於車內，目的在於監測多個駕駛的精神狀態，所以可以在車內使用本系統達到疲倦檢測的目的，檢測系統使用 EEG 訊號來進行分析並在疲倦時發出警告音效來警示駕駛員以及發送駕駛員的精神狀態與車輛座標位置至伺服器，伺服器接收到資訊後，會將資料庫進行更新，最新的車輛資訊與駕駛的精神狀態可從網頁上看得到，在疲倦檢測過程中，使用者可以依據需求自行調整閾值係數來改變疲倦檢測的檢出率與正確率等等。

任何人都可以透過瀏覽器在網頁上看到駕駛員的狀態以及車輛的座標位置與該筆資料的更新時間，同時這些資訊是透過 Google Map API 顯示在 Google Map 上，因此可以使監督者能夠快速又清楚的了解各個車輛所在的地點以及該駕駛的精神狀態。

6.2 未來展望

近年來，腦波儀的技術發展已經越來越成熟，導致腦波的應用也越來越廣泛，在疲勞駕駛檢測研究領域中，有越來越多的人提出使用腦波進行疲勞檢測的方法，而本系統目前使用的是利用分析閉眼時間以及分析眨眼頻率作為基礎來判斷。未來希望不再以間接的方式來評估是否疲倦，而是直接從 EEG 中分析出疲勞，並讓使用者不在需要經過預先的記錄兩種狀態的腦波就可以直接的運行檢測系統。本系統是在 Matlab 開發環境下所開發的，因此在執行檢測系統，需要使用筆記型電腦(NB)來運行系統，未來希望能夠將該系統轉成硬體，來減少系統在實際應用上的成本，以增加系統的可行性。

在這個疲倦監測系統中，本系統仍然有許多可以改進的地方，列舉如下，作為日後改進方向的參考。

1. 從各個電極點中，找出該 EEG 中的疲勞特徵訊號。
2. 應該使用何種演算法來取得較高的正確率。
3. 在判斷是否疲勞時，不再以疲勞或正常兩種狀態表示，而是以數值

0~100 的量化值表示。

4. 能夠使系統在受測者進入疲勞時，即時而快速的檢測出來。
5. 如何在腦電圖的記錄中，使腦波的擷取上不易受到雜訊干擾。



參考文獻

- [1] 10-20 system (EEG) (wiki), [http://en.wikipedia.org/wiki/10-20_system_\(EEG\)](http://en.wikipedia.org/wiki/10-20_system_(EEG))
- [2] Brain-computer interface (wiki), http://en.wikipedia.org/wiki/Brain%E2%80%93computer_interface
- [3] Modarreszadeh M., Schmidt R.N. " Wireless, 32-channel, EEG and epilepsy monitoring system" *IEEE conference publications*, vol. 3, pp. 1157-1160, 1997
- [4] Ventouras E.M., Ktonas P.Y., Tsekou H., Paparrigopoulos T., Kalatzis I., Soldatos C.R. " Slow and fast EEG sleep spindle component extraction using Independent Component Analysis" *IEEE conference publication*, pp. 1-6, 2008
- [5] Yuan-Pen Lin, Chi-Hong Wang, Tzyy-Ping Jung, Tien-Lin Wu, Shyh-Kang Jeng, Jeng-Ren Duann, Jyh-Horng Chen " EEG-Based Emotion Recognition in Music Listening" *IEEE journals & magazines*, vol. 7, pp.1798-1806, 2010
- [6] Chin-Teng Lin, Ruei-Cheng Wu, Sheng-Fu Liang, Wen-Hung Chao, Yu-Jie Chen, Tzyy-Ping Jung " EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis" *IEEE journal & magazines*, vol. 52, pp.2726-2738, 2005
- [7] 張蕓英、林灶生、張韶芹、劉崇志、陳國志、楊文鎮，植基於無線腦波儀之心境模式判讀與應用，2009 第 17 屆模糊理論及其應用研討會，pp. 463-466，2009。
- [8] 楊文鎮、林灶生，植基於無線界面單極點腦波控制之電動輪椅系統，台灣博碩士論文知識加值系統。 <http://ndltd.ncl.edu.tw/>
- [9] National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), <http://www.nhtsa.gov/>
- [10] National Sleep Foundation (NSF), <http://www.sleepfoundation.org/>
- [11] 莊智清，黃國興，電子導航，全華科技圖書股份有限公司，2001，台北
- [12] 朱建興、蘇仲鵬，整合 GPS 與電子地圖(E-map)用於自主飛行無人直昇機導航監控系統設計，台灣博碩士論文知識加值系統。 <http://ndltd.ncl.edu.tw/>
- [13] 顏利多、翁芳標，結合 GPS,RFID 及 Video 的遠端監控汽車防盜系統之設計研

- 究，台灣博碩士論文知識加值系統。 <http://ndltd.ncl.edu.tw/>
- [14] Pfurtscheller, G., Solis-Escalante, T., Ortner, R., Linortner, P., Muller-Putz G. R., " Self-Paced Operation of an SSVEP-Based Orthosis With and Without an Imagery-Based "Brain Switch:" A Feasibility Study Towards a Hybrid BCI" *Neural Systems and Rehabilitation Engineering and IEEE Transactions on*, vol. 18, pp. 409-414, 2010
- [15] Steady State Visually Evoked Potential (wiki), http://en.wikipedia.org/wiki/Steady_state_visually_evoked_potential
- [16] Bigan C., " A system for neural networks detection and automatic identification of EEG epileptic events" *IEE Colloquium on*, pp. 13.1-13.4, 1998
- [17] Chin-Teng Lin, Sheng-Fu Liang, Yu-Chieh Chen, Yung-Chi Hsu, Li-Wei Ko, " Driver's drowsiness estimation by combining EEG signal analysis and IC A-based fuzzy neural networks " *IEEE conference publication*, pp. 2125-2128, 2006
- [18] Chin-Teng Lin, Che-Jui Chang, Bor-Shyh Lin, Shao-Hang Hung, Chih-Feng Chao, I-Jan Wang " A Real-Time Wireless Brain - Computer Interface System for Drowsiness Detection" *IEEE journal & magazines*, vol. 4, pp. 214-222, 2010
- [19] 神經科學研究的里程碑, http://www.dls.ym.edu.tw/neuroscience/hist_c.html
- [20] Electroencephalography (wiki), <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>
- [21] 輔仁大學理工學院生物科技研發中心, http://brc.se.fju.edu.tw/nobelists/198x/p1981_1.htm
- [22] 豐富的環境與大腦, <http://www.fhjh.tp.edu.tw/mid00/workpieces00802.htm>
- [23] 優質密碼 皮紋與大腦, <http://www.ucode.com.tw/detect/intro-05.php>
- [24] Global Positioning System (wiki), http://en.wikipedia.org/wiki/Global_Positioning_System
- [25] HAICOM: HI-206U SiRF StarIII GPS 接收器 USB 介面, <http://kitty.rimtai.com/chtr/Products/Store/itempageb.asp?ItemID=4620&PTH=2>
- [26] NMEA 0183 (wiki), http://en.wikipedia.org/wiki/NMEA_0183
- [27] The NMEA 0183 Protocol, <http://www.tronico.fi/OH6NT/docs/NMEA0183.pdf>
- [28] 眨眼泄天机, http://58.155.179.40:86/Fulltext/400/070/050/010/070/040/010/120/70000161_016.htm
- [29] 從死神手中拯救你 解析神秘的疲勞監測系統 - 新華汽車 - 新華網, <http://bi>

- g5.xinhuanet.com/gate/big5/news.xinhuanet.com/auto/2012-06/05/c_123235945_4.htm
- [30] 離散傅立葉變換 (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/%E7%A6%BB%E6%95%A3%E5%82%85%E9%87%8C%E5%8F%B6%E5%8F%98%E6%8D%A2>
 - [31] 靈敏度與特異度 (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/%E9%9D%88%E6%95%8F%E5%BA%A6%E5%92%8C%E7%89%B9%E7%95%B0%E5%BA%A6>
 - [32] Type I and type II errors (wiki), http://en.wikipedia.org/wiki/Type_I_and_type_II_errors
 - [33] C 語言 (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/C%E8%AF%AD%E8%A8%80>
 - [34] 劉冰，邵文豪，孫興義，趙廷濤，Linux 系統程式設計使用 C 語言，上奇資訊股份有限公司，2011，台北
 - [35] MySQL, <http://www.mysql.com/>
 - [36] MySQL (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/MySQL>
 - [37] Apache (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/Apache>
 - [38] Apache, <http://httpd.apache.org/>
 - [39] Apache 軟體基金會官方網站, <http://www.apache.org/>
 - [40] Pingdom, <http://royal.pingdom.com/2012/05/22/75-percent-top-10k-websites-served-by-open-source-software/>
 - [41] PHP (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/PHP>
 - [42] PHP, <http://www.php.net/>
 - [43] HTML (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/HTML>
 - [44] JavaScript (wiki), <http://zh.wikipedia.org/wiki/JavaScript>
 - [45] Google Developers Google Maps API, <https://developers.google.com/maps/documentation/javascript/tutorial?hl=zh-tw>

附錄

發表論文：

國內會議：

- [1] Jzau-Sheng Lin、Chian-Siang Lin, ” Drowsy Driving Detection Based On EEG Signals and Monitor System by Global Position System” , *Proceedings of Seventh Intelligent Living Technology Conference*, pp. 316-319, 2012



Drowsy Driving Detection Based On EEG Signals and Monitor System by Global Position System

Jzau-Sheng Lin

**Department of Computer Science and
Information Engineering, National
Chin-Yi University of Technology
jslin@ncut.edu.tw**

Chian-Siang Lin

**Department of Electronic Engineering,
National Chin-Yi University of
Technology
luck000000000@gmail.com**

Abstract

Drowsy driving is one of important factors to cause the car accident. The parents usually worry about the traffic safe of their children. Therefore, we proposed the drowsiness detection and monitor system through Internet in this paper. Firstly, the brain wave is captured by single channel EEG device. The drowsy state of driver is detected by drowsiness detection system. The system will alert the driver when the drowsy state is detected. The car's position is also obtained by GPS receiver. The driver's state and car's position will be sent and stored in the web server through Internet. The user simultaneously can monitor the cars' position and drivers' states on Google Map.

Keywords: EEG, drowsy detection and monitor, GPS receiver, Google Map.

1. Introduction

Drowsy driving is leading cause of motor vehicle accidents. National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) [1] reported that drowsy driving causes more than 100,000 crashes a year, resulting in 40,000 injuries and 1,550 deaths. When a person is drowsy, his eyelids droop and his vision becomes blurry as well as his attention can't concentrate. Many drivers may not always be aware of risking their life in driving a vehicle while feeling fatiguing or drowsy. National Sleep Foundation (NSF) reported that 60% of Americans have driven while feeling sleepy and 37% admit to actually having fallen asleep at the wheel in the past year [2]. Therefore, in the past years, several EEG-base detecting drowsiness methods have been proposed in the literatures [3-7]. Joon Park et al. [3] proposed one-channel system to detect the drowsiness by analyzing the electroencephalogram (EEG) signals using unique algorithm. Lin et al. [4] combined 33-channels EEG power spectra estimation, independent component analysis (ICA) and fuzzy neural network models to estimate drivers' cognitive states in a dynamic virtual-reality-based driving environment. The 33-channel EEG is uncomfortable and inconvenient. Lin et al. [5] proposed a real-time

wireless one-channel EEG-based brain computer interface (BCI) system to detect drowsiness. The system consisted of a wireless physiological signal-acquisition module to collect EEG signals and embedded signal-processing model to detect drowsiness and trigger a warning tone when drowsy state occurs. Lin et al. [6] proposed EEG-based self-organizing neural fuzzy system to monitor and predict the driver's drowsy state. Lin et al. [7] proposed a wireless one-electrode headset to capture global EEG signals and then used to control several devices.

In this paper, we proposed a drowsiness detection and monitor system through Internet. In the proposed method, the brain wave is captured by single channel EEG device and car's position is also obtained by Global Positioning System (GPS) receiver. The drowsy state will be calculated by drowsiness detection system. The system will alert the driver when the drowsy state is detected. The driver's state and car's position will be sent and stored in web server. The user can monitor the above two information through Google Map. The rest of the paper is organized as follows: Section 2 describes the drowsiness detection system. Section 3 demonstrates the experimental results. Finally, section 4 gives the conclusion.

2. Drowsiness Detection System

2.1 System Architecture

Our system is composed of two parts, shown in Figure 1. The first part catches user's brain wave by EEG device and then the brain wave transmits from EEG device to drowsiness detection system. The drowsiness state will be detected after the brain wave is analyzed. At the same time, drowsiness detection system gets car's position by GPS receiver. The drowsiness state and car's position send to database by wireless network. The system will warn the driver when the drowsy state is detected.

The second part includes web server and client. The goal of the proposed system makes that anyone can be able to monitor drivers' states and cars' positions. After web server receives the client's request to display, the webpage will be updated.

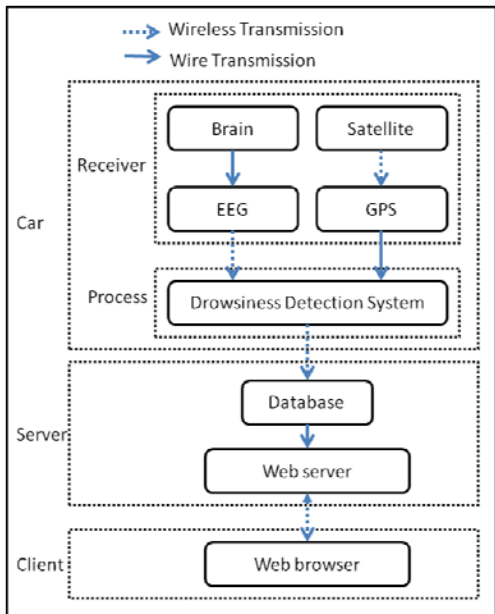


Figure 1. Drowsiness Detection System Architecture

2.2 GPS

The Global Positioning System (GPS) [8] is a United States utility that provides users with positioning, navigation, and timing (PNT) services. The system consists of the space segment, the control segment, and the user segment. The space segment is composed at least 24 GPS satellites transmitting radio signals to users. The control segment is composed of a global network of ground facilities. The user segment is composed of the GPS receiver equipment, which receives the signals from GPS satellites broadcast from space and each GPS receiver freely and uses the transmitted information to calculate user's three-dimensional position (latitude, longitude, and altitude) and the current time.

The NMEA 0183 (National Marine Electronics Association) [9], defined by National Marine Electronics Association, is a voluntary industry standard, which defines an electrical interface and data protocol for communication between marine instrumentation such as GPS receivers. All data is transmitted in the form of sentences. We use RMC (Recommended Minimum Specific GPS/TRANSIT Data), which is one of sentence in NMEA, to get essential car with GPS receiver position (latitude and longitude), velocity, and time. The car's position will transmit to drowsiness detection system.

2.3 EEG

The EEG device, proposed by Lin et al. [7] and show in Figure 2, uses signal channel and the electrode is noninvasive and dry. The device includes three electrodes, a NeuroSky EEG chip and a

Bluetooth module. The electrode with red line is defined as reference point 1 and the electrode with yellow line is defined as reference point 2. The electrode with green line is defined as ground and is used to de-noise. The brain wave is measured by voltage difference that is calculated by subtracting reference point 2 from reference point 1. The EEG use EEG chip is used to transform analogy into digital. Its sample rate is 512 Hz, and the sample level is 16bit. The EEG chip uses 57.6K bps to connect Bluetooth. The Bluetooth send the voltage difference as Raw EEG to drowsiness detection system.



Figure 2. The EEG device of Lin et al.

The 10-20 system is based on the relationship between the location of an electrode and the underlying area of cerebral cortex, shown as in Figure 3. Letters F, T, C, P, A, and O indicate frontal, temporal, central, parietal, ear, and occipital lobes individually.

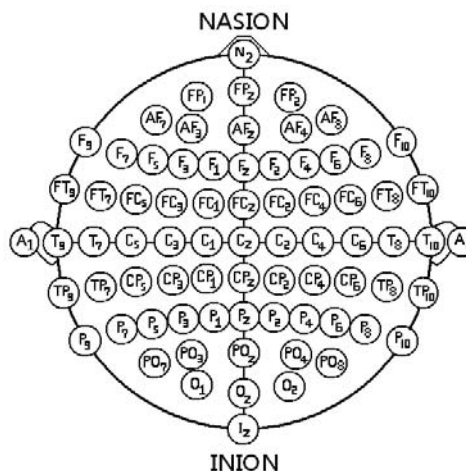


Figure 3. Electrode locations of international 10-20 system for EEG recording.

2.4 Drowsiness Detection Method

In the threshold algorithm, we have to catch user's EEG before selected threshold. The EEG and user state was recorded for 10-30 minutes. They were divided into 30 second segment. If the segment size is long, the response of system becomes slow and accuracy rate of drowsiness and alert are raised. If the segment size is short, the response of system becomes faster and accuracy rate of drowsiness and alert are lower.

According to the indication of Park et al. [3], drowsiness of power is less than alert in the higher frequency domain of EEG. When eye closes, the weak frequency of brain wave is detected in the visual area. The visual area locates on occipital lobe. Therefore, the reference point 1 puts on the O1, and the reference point 2 puts on the O2, and the ground puts on the position FPz, respectively. The drowsiness is detected according to frequency and time of blink. The detection of drowsiness flowchart shows in figure 4.



Figure 4. Detect of drowsiness flowchart.

The beta frequency band (14-30Hz) is computed after the Raw EEG transforms to frequency domain by Fast Fourier Transform (FFT). The power of beta frequency is then calculated by summing beta frequency band. The drowsiness is detected when the power of beta frequency is less than a threshold. We use the threshold algorithm, proposed by Park et al. [8], to evaluate whether the threshold is suitable or not.

Firstly, the algorithm defines the four name meaningfulness, shown in Table 1.

Table 1. Name meaningfulness

	User's state	Detect result
True positive	Drowsiness	Drowsiness
True negative	Alert	Alert
False positive	Alert	Drowsiness
False negative	Drowsiness	Alert

Drowsiness detection rate, alert detection rate, drowsiness accuracy rate, and alert accuracy rate are calculated by Eq. 1-4.

- Drowsiness Detection Rate(DDR)

$$DDR = \frac{TruePositive}{TruePositive + FalseNegative} \quad (1)$$

- Alert Detection Rate(ADR)

$$ADR = \frac{TrueNegative}{TrueNegative + FalsePositive} \quad (2)$$

- Drowsiness Accuracy Rate(DAR).

$$DAR = \frac{TruePositive}{TruePositive + FalsePositive} \quad (3)$$

- Alert Accuracy Rate(AAR)

$$AAR = \frac{TrueNegative}{TrueNegative + FalseNegative} \quad (4)$$

The different threshold will yield different detection rate and accuracy rate. Drowsiness detection system will alert when driver state is detected in drowsy. The detection result and car's longitude and latitude will transmit to database in web server.

2.5 Web Server and Client

The web server builds on Linux operating system. The architecture of web server includes MySQL database, Apache http server. The scripting language of server side is PHP. The server uses C language to receive stream from system through wireless Internet. MySQL API for C is used to update MySQL database. The latest information of driver state and car's position are accessed from database by PHP and then displays them on the browser through Google Map JavaScript API [10], shown in Figure 5.

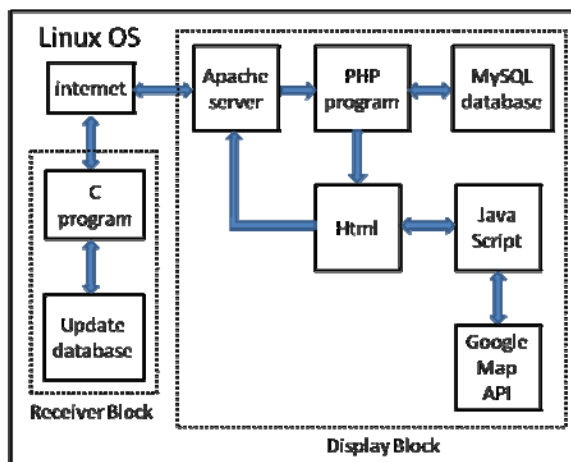


Figure 5. Receiver flow and display flow.

3. Experimental Result

In the experiment result, a 20-channel GPS receiver "HI-206 USB" with a kernel chip HAICOM SiRF Star III module [11] was used and shown as in Figure 6.



Figure 6. GPS receiver (HI-206 USB).

In the detection method, if the selected threshold is high, detection rate is low. On the contrary, detection rate is high if the selected threshold is low. If the detection rate is higher, the accuracy rate may become lower and vice versa.

The detection results, shown as in Figure 7, will be displayed on Google Maps [12] through the browser, on the main server.



Figure 7. Google Map with car's position and driver's state.

4. Conclusion

The proposed drowsiness detection system includes two parts. One part is to capture and analyze the drivers' states and cars' positions. Second is to display the above information on the Google Map. The brain wave of driver can be captured by EEG device and cars' positions can be obtained by GPS receiver. The drowsy state of driver will be analyzed by drowsiness detection system. The system will warn the driver when the drowsy state is detected. The cars' positions and drivers' states will send to the web server through Internet. The web server uses the Google Maps JavaScript API to add the above

information to the map and the user can monitor them on Google Map through the browser.

Acknowledgements

This work was supported by the National Science Council, TAIWAN under the grant NSC99-2221-E-167-010.

References

- [1] National Highway Traffic Safety Administration, "Research on Drowsy Driving" <http://www.nhtsa.gov/Driving+Safety/Distracted+Driving/Research+on+Drowsy+Driving>
- [2] National Sleep Foundation "Drowsy Driving", <http://www.sleepfoundation.org>
- [3] Joon Park, Ling Xu, Sridhar V, Chi M., and Cauwenberghs G, "Wireless Dry EEG for Drowsiness Detection" 33rd Annual EMBS, pp. 3298-3301, 2011.
- [4] Chin-Teng Lin, Yu-Chieh Chen, Ruei-Cheng Wu, Sheng-Fu Liang, and Teng-Yi Huang "Assessment of Driver's Driving Performance and Alertness Using EEG-based Fuzzy Neural Networks" *ISCAS*, vol. 1, pp. 152-155, 2005.
- [5] Chin-Teng Lin, Che-Jui Chang, Bor-Shyh Lin, Shao-Hang Hung, Chih-Feng Chao, and I-Jan Wang "A Real-Time Wireless Brain-Computer Interface System for Drowsiness Detection" *Biomedical Circuits and System*, vol. 4, pp. 214-222, 2010.
- [6] Fu-Chang Lin, Li-Wei Ko, Chun-Hsiang Chuang, Tung-Ping Su, and Chin-Teng Lin, "Generalized EEG-Based Drowsiness Prediction System by Using a Self-Organizing Neural Fuzzy System" *Circuits and Systems I: Regular Papers*, vol. PP, 1-1, 2012
- [7] Jzau-Sheng Lin, Wen-Jen Yang, Shao-Han Liu, and Yi-Ying Chang "Implementation of a Wireless Sensor Headband in EEG Signal Acquisition" *Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol. 129, pp. 629-634, 2012
- [8] Global Positioning System <http://www.gps.gov/systems/gps/>
- [9] National Marine Electronics Association 0183 http://www.nmea.org/content/nmea_standards/nmea_083_v_400.asp
- [10] Google Map JavaScript API <https://developers.google.com/maps/documentation/javascript/>
- [11] "HI-206 USB" HAICOM http://www.haicom.com.tw/gps206_USB.aspx
- [12] Google Map <http://maps.google.com/>