

第三章、腦波實驗之設計

在此章將介紹用來量測腦波之儀器，與相關實驗場景之製作，以及駕駛者心理負擔之實驗設計。

3.1 腦波實驗之描述

在我們的量測實驗中，所需為量測腦波之儀器，與量測實驗之場景，在此將詳細介紹儀器之規格與場景之製作方法。

3.1.1 量測腦波儀器

我們所使用之腦波量測儀器為 NEUROSCAN 公司所開發之非侵入式腦波量測儀主要是量取 EEG 訊號，其中包含：

1. 腦波放大器(NuAmps), 把量測到之腦波放大並轉換成數位訊號，讓電腦可以接收。如圖 3-1 為其形狀，表 3-1 為它的規格。
2. 腦波記錄軟體(目前為 SCAN 4.3), 接收 NuAmps 轉換出的腦波，以圖形介面顯示量到之數據，並提供一些分析方法可直接使用，也可把量到之訊號轉換成其它格式，以供分析之用。圖 3-2 為其畫面之一。
3. 電極帽 (Quik-Cap 32 channels), 把要量測之頭部位置先定好，直接套於頭上定位帽子的位置即可，不用把每個要量測之腦波的位置一一找出來，可量測 32 個部位。其長相如圖 3-3 所示。
4. 輔助品如：電極膠與其它工具，幫助腦波的量測。

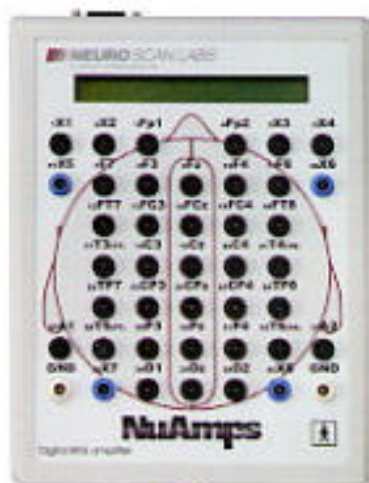


圖3-1、NuAmps

來源：<http://www.neuro.com/index.sstg>

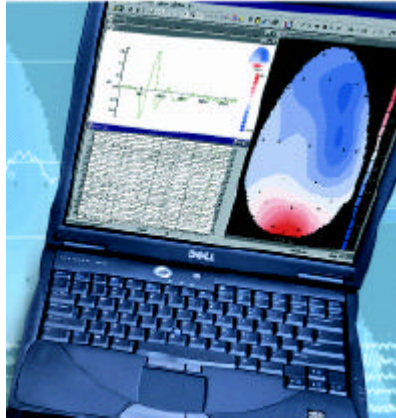


圖3-2、SCAN 4.3

來源：<http://www.neuro.com/index.sstg>



圖3-3、Quik-Cap

來源：<http://www.neuro.com/index.sstg>

表3-1、NuAmps 規格一覽表

NuAmps Specifications	
NuAmps 規格	
Analog inputs 類比輸入	40 unipolar (bipolar derivations can be computed) 40個對同一地源之訊號輸入孔，點對點之訊號值可由計算得知。
Sampling frequencies 取樣頻率	125, 250, 500, 1000 Hz per channel, software selectable for all channels 對每一輸入可選擇125、250、500、1000Hz。
Sampling method 取樣方法	40 channels sampled simultaneously 40個輸入同時取樣。

A/D resolution 數位轉類比之	22 bits 22位元
Full scale input range 輸入訊號之範圍值	±130 Mv
Input impedance 輸入阻抗	Not less than 80 MOhm 不小於80 M
CMRR	100 dB at 50/60 Hz
Input noise 輸入雜訊	0.7 ∞ V RMS (4 ∞ V peak-to-peak) 0.7 ∞ V RMS(4 ∞ V 峰對峰值)
Bandwidth, 3dB down 3db 頻寬	From DC to 262 Hz, dependent upon sampling frequency selected 從 DC 至 262 Hz , 根據選擇之取樣頻率而變
Interface 介面	Universal Serial Bus (USB), Plug-and-Play technology
Supported electrodes 支援的電極	<ul style="list-style-type: none"> • Gold, Ag/AgCl, Carbon electrodes with Touch Proof (DIN 42-802) style connectors • QuikCap Ag/AgCl electrodes with Plastic DSUB37F 金，銀/氯化銀，防止碰觸設計的碳電極 (DIN 42-802) 。 電極帽 銀/氯化銀電極與塑膠DSUB37F
Digital (TTL) inputs/outputs 數位 (TTL) 輸入/輸出	14 TTL inputs and 2 TTL outputs 14個TTL輸入及2個TTL輸出
Quality control of electrode application 適用電極之品管	<ul style="list-style-type: none"> • Measurement of contact impedance (at frequency 30 Hz) in impedance mode • Constant monitoring of connection during recording 在阻抗模式，量測在30Hz之接觸阻抗 在記錄期間，持續監測其連接情況
Isolation	Optical Signal Isolation
Display 顯示	16-letter LCD with background light, displaying amplifier status or electrodes with impedance greater than specified cutoff 有背光的16字LCD，顯示放大器的狀況或各電極有電阻

	超過規定之情形
Power supply & energy consumption 電源供應及消耗	From USB (5V), in active mode current ≤ 500 mA, in standby mode current ≤ 20 mA 從USB取得5V電源，在作動模式所需電流 ≤ 500 mA，待機模式的電流 ≤ 20 mA
Electric safety level 用電安全等級	According to EN60601-1(type BF), IEC601-1 符合 EN60601-1(type BF), IEC601-1
Size (height x width x depth) 大小 (高X寬X長)	7.8 x 5.9 x 1.6 in. (198 x 151 x 40 mm)
Weight 重量	1.4 lbs (630 grams) 1.4 磅 (630 克)

來源：<http://www.neuro.com/index.sstg>

3.2 駕駛實驗場景之架構

在我們建立的駕駛場景中，在此介紹在城鎮駕駛的場景、直線道路駕駛場景及彎曲道路駕駛場景之架構。

3.2.1 城鎮駕駛場景

我們運用 WTK 建立之模擬駕駛場景，整體的架構如圖 3-4 所示。在此場景中主要有城鎮地形、車子、紅綠燈及兩組紅、黃和綠亮燈的物件，兩組亮燈的物件是把所有紅綠燈以十字路口的情形，分成在縱向及橫向兩組，以供亮燈切換時之控制方便。而車子方面，所有有關車子的物件都會隨著車子之右後車軸移動，在第二章已說明其原因。

3.2.2 直線道路場景

我們建構之無盡直線道路場景，整體架構突如圖 3-5 所示。車子的部分相同，而地形場景則是使用四段一樣的直線道路串接起來，在盡頭時道路中央增加一十字物件用來讓人眼集中注意力於其上。其中在場景裡使用同一種 3D 物件，可以直接增加節點連結於物件上，以減少記憶體消耗。車子在此場景中可以不停地前進，一直在直線道路中行駛，詳細直線道路地形的製作於下節說明。

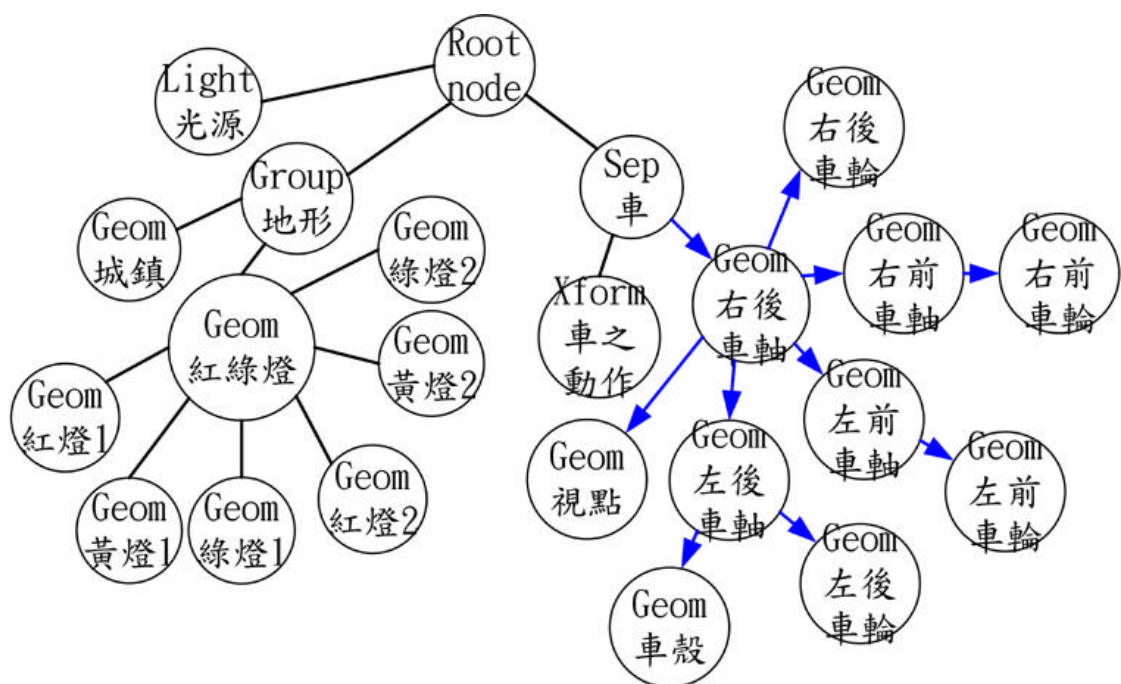


圖3-4、城鎮場景架構圖

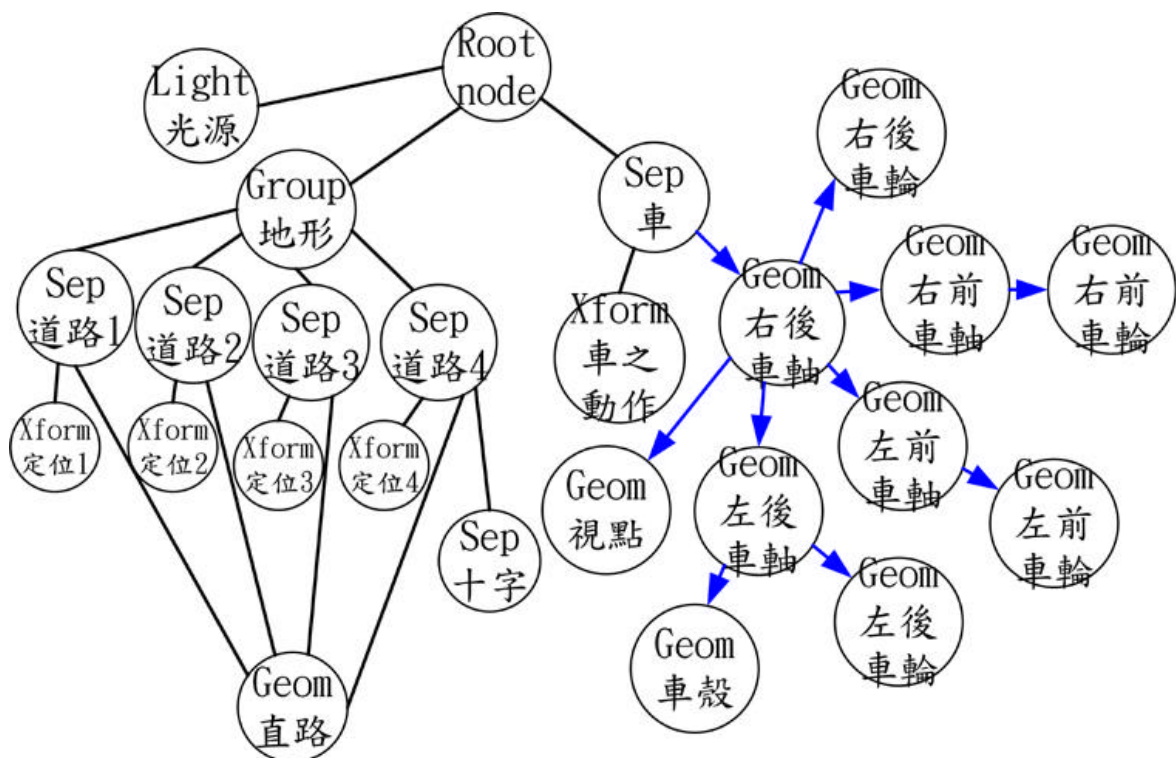


圖3-5、直線場景架構圖

3.2.3 彎曲道路場景

彎曲道路之場景架構圖如圖 3-6 所示，車子架構也是一樣，而地形則是只用四段道路，在車子移動過後，把原本的道路取消再隨機加入已讀取到記憶體中的彎路，連結於當時道路最後之位置，這樣車子就可以一直在彎路中行駛。詳細彎路地形的製作於下節說明。

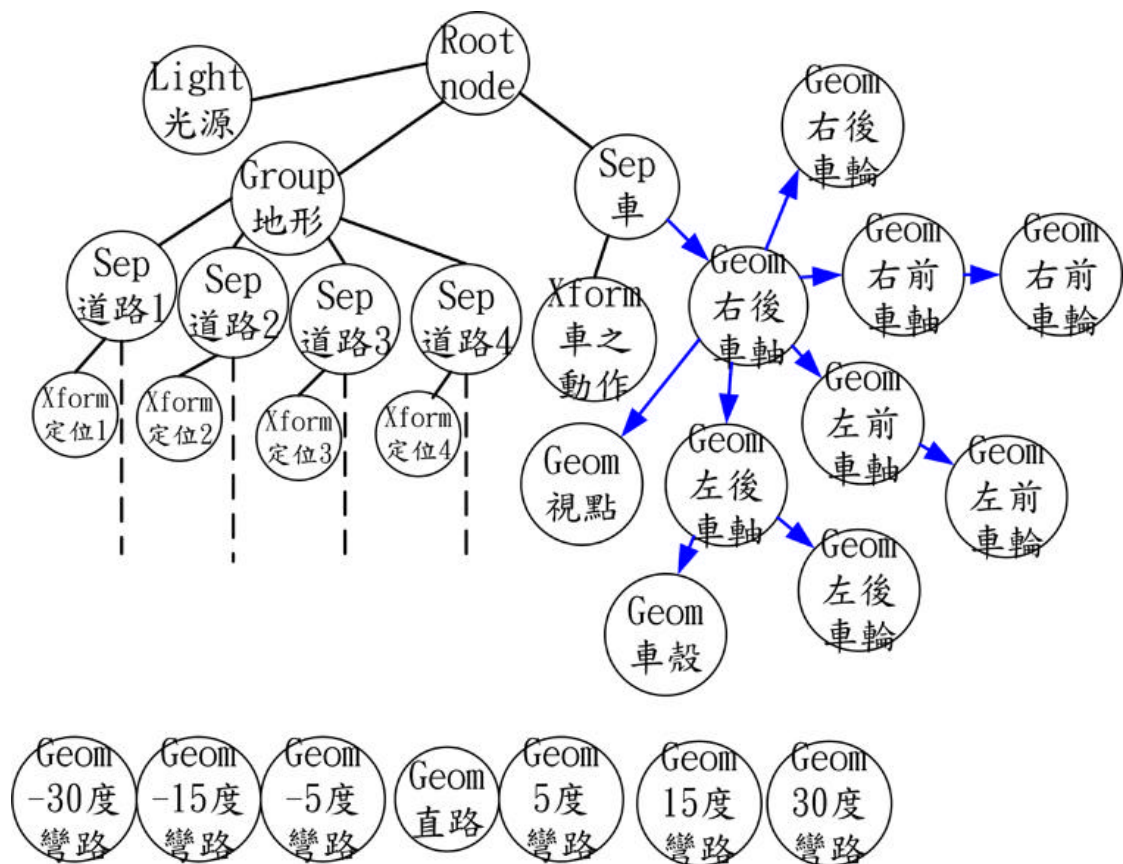


圖3-6、彎路場景架構圖

3.3 駕駛場景之製作

在駕駛場景的製作中，將介紹如何運用 WTK 來量測我們在製作場景與動態模型所需之參數，以及直線、彎路、地形高度資料，及偵測距離、固定視點與車輛貼地之用法。

3.3.1 量測場景參數

要能夠善用 3D 物件來建構場景，就必須要先瞭解它，在 WTK 中，欲量測 3D 物件的長、寬、高...等參數，可以利用其提供的函示 `WTnode_getradius()`，此函示作用為量測 3D 物件中心到最遠端的距離。我們先在製作 3D 物件的軟體裡，編輯好我們所需要的 3D 物件後，接著在我們要量測的地方，用一個 3D 的面拉成一直線，兩端則放在我們要量測的位置上，之後分別輸出成 WTK 可以讀取的格式，讀到場景裡利用上述函示就可以知道它的長度。

圖 3-7 為我們製作參數物件的情形，在圖裡我們欲量測的有輪胎半徑、輪軸長度及前後輪距離，分別以綠、藍及紅色表示，圖中將物件放大以供觀看，真實大小只有中間一條線而已。

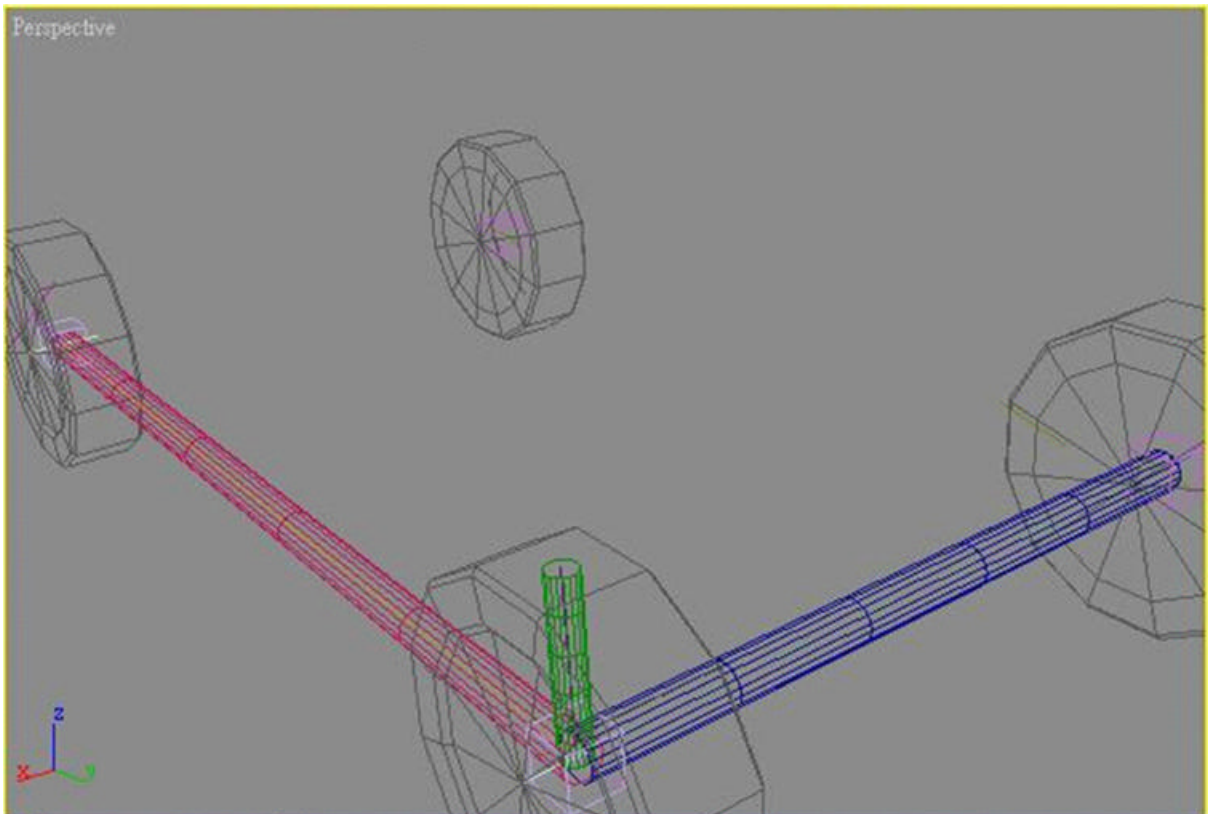


圖3-7、參數物件

3.3.2 無盡直線道路製作

直線道路為昏睡實驗所需之場景設計，在實驗中，駕駛者必須在吃飽飯後，容易睡覺的時間，駕駛車子在直線道路上，筆直地開在同一線道，記錄何時打瞌睡，以觀測腦波，觀測時間較久，故需一段跑不完的道路。

在建構走不到盡頭的直線道路時，最重要的是道路 3D 物件的製作，我們只需完成一段路，而讓這段路最前端和最後端的物件能夠完全連接起來。要完全能夠密合，可以在製作物件的時候，將其自身複製一份，把複製那段路的最前端連到本身的最末端，再調整連接處到完全密合即可。

如圖 3-8 所示在場景中，用測量場景參數的方法，測出路的長度。之後在場景裡依據路的長度連接幾段同樣的路，鎖定一段路程讓車子只能在裡面跑，當車子跑出那段路的時候把車子的座標減去路的長度，這樣就可以讓駕駛者覺得一直跑在一段連續的道路上了。圖 3-9 為實際開在直線道路場景中的情形。

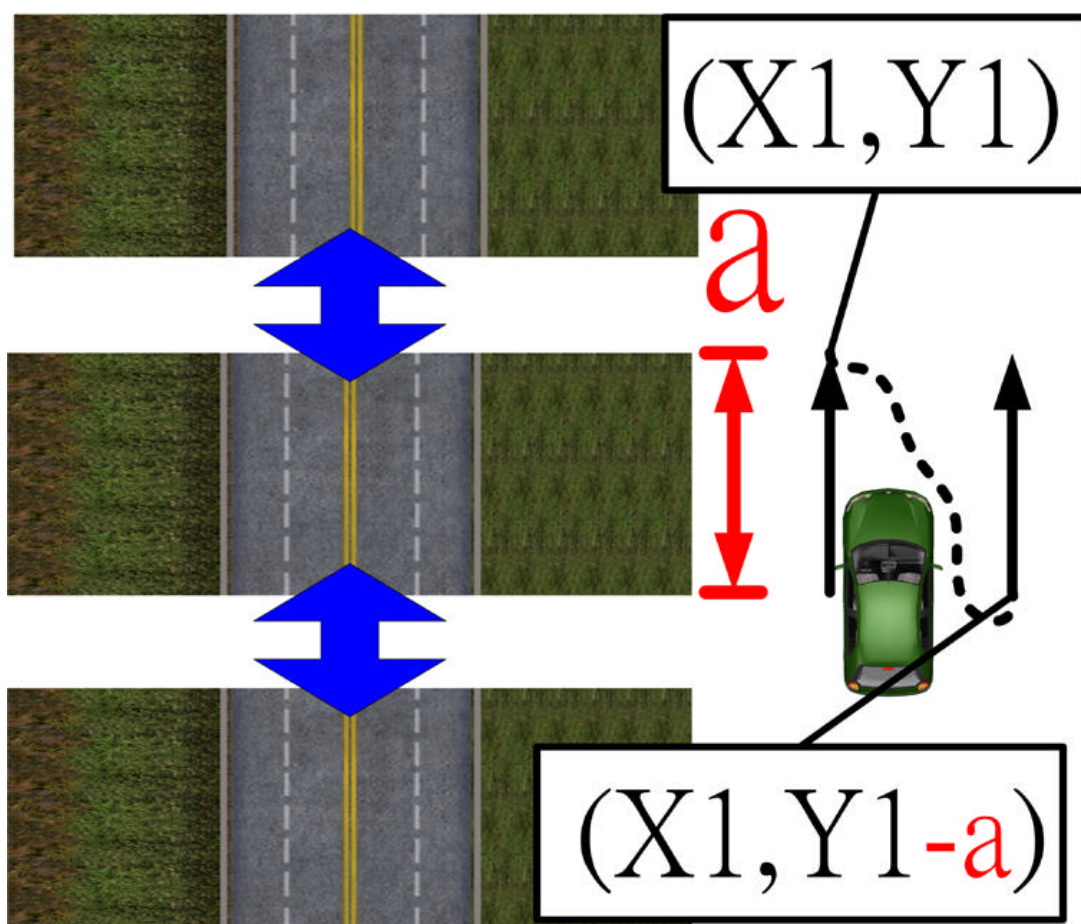


圖3-8、直線場景製作圖



圖3-9、直線場景成果圖

3.3.3連續隨機彎路的製作

連續彎路為暈車實驗所需之場景設計，在實驗中，駕駛者必須要帶著乘客坐在平台上，開在一連續的彎路裡面，記錄何時會暈車，以觀測腦波，觀測時間較久，所以也需要一段連續的道路。

在建構彎路時，利用做直線道路的方法，多做幾段彎曲度不同的道路，並且把每一段最後彎了幾度記下來，在彎曲度上要注意，每一段路相同的距離，彎的角度要盡量一樣，這樣比較有利於之後車子與欄杆間距的量測。

如圖 3-10 在場景中，用測量場景參數的方法，測出每段路的起始點和終點的垂直距離與水平距離。在連接每段路的時候，用隨機的方法選出一段路，根據量到的距離與已知的角度，連接起來。下列為連接點的計算式：

$$\begin{aligned}X(n+1) &= X(n) + x \sin q(n) + y \cos q(n) \\Y(n+1) &= Y(n) + x \cos q(n) - y \sin q(n) \\q(n+1) &= q(n) + a\end{aligned}\tag{3-1}$$

($X(n), Y(n)$) 為上一段路起始點的座標， x 、 y 為其起點和終點水平與垂直的距離， a 則為其轉彎的角度， $q(n+1)$ 為新路段之前所有道路彎曲角度的總和。在新的路段加到場景之後，必須轉 $q(n+1)$ ，接著把他的起始點放在($X(n+1), Y(n+1)$) 上，而此座標為上一段路起始點的座標，加上受到旋轉過後起點到終點的距離之座標。

車子在場景中移動的時候，通常放固定的路段數，每經過一段路時，會把最前面的路移除，再隨機選一個彎路加到路的最底端，這樣就可以讓車子一直在場景中移動，而且不會有後面的路會碰到前面路的問題。圖 3-11 為實際開在彎路場景的情形。

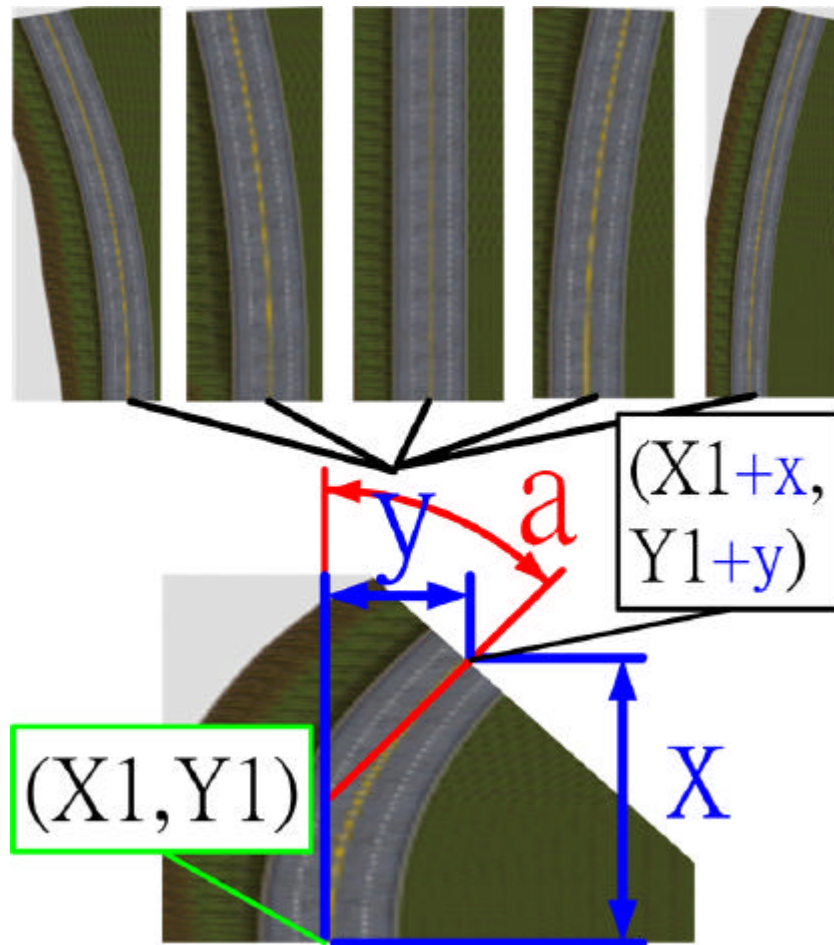


圖3-10、彎路場景製作圖



圖3-11、彎路場景成果圖

3.3.4 隨選地形資料的建立

在 WTK 的場景中，要得知一 3D 物件與另一 3D 物件的距離，可以使用 WTK 的函示 `WTnode_rayintersect()`，此函示功能在於給定一個起點座標、偵測方向、及測量物件，從起點循著偵測方向出發，若有碰到偵測物件，則會給一個距離，否則回傳 NULL。在一般場景裡，要得知車子的四個輪子距離地面的高度，需偵測四次，越複雜的地形偵測時間越久。所以在較複雜的地形時，預先建立好地形高度的資料，將可以節省很多運算的時間，使得場景速度可以加快。

我們所建構的地形資料庫，如圖 3-12 所示是把欲偵測的地形用一方形區域框起來，把這區域平均切割成 1000X1000 個小區域，再紀錄每個小區域的高度。而在決定用多大區域框起來之前，必須先求得上下左右的邊界值，先利用 WTK 提供的函示 `WTnode_getradius()` 得到中心點到最遠端的距離，用此來求出最遠有可能會到達的邊界，接著使用 `WTnode_rayintersect()`，在每一個小區域的上空由高到低偵測是否有地形存在。

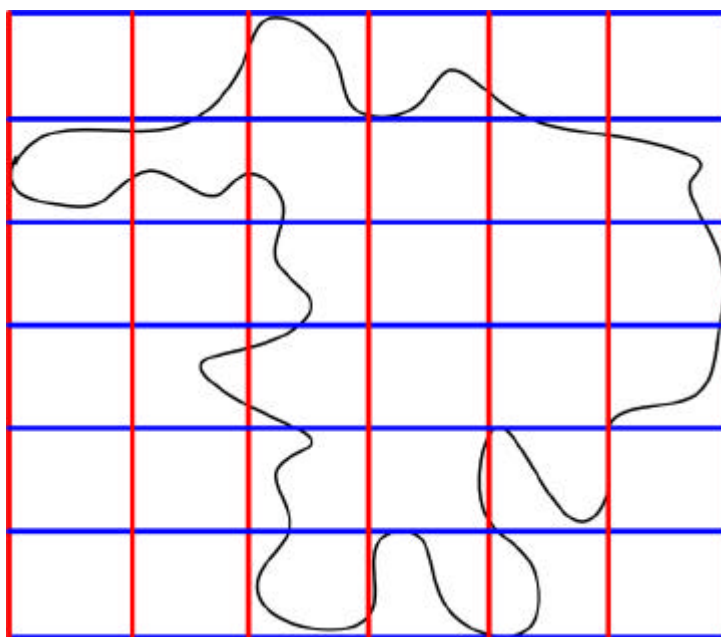


圖3-12、地形資料切割示意圖

如圖 3-13 所示為量測左邊界其中方法為：從中心點出發，有偵測到地形時，就持續向左邊筆直前進，若是偵測到無地形時，先向上下附近的區域偵測，有地形的時候就繼續從此區域向左邊移動，若是附近都沒有，就從上面最遠的邊界開始向下偵測，若是又碰到地形就繼續前進，若是偵測到最下面的邊界都沒有地形時，其右邊的區域即是最左的邊界了。其他三邊的也是一樣。

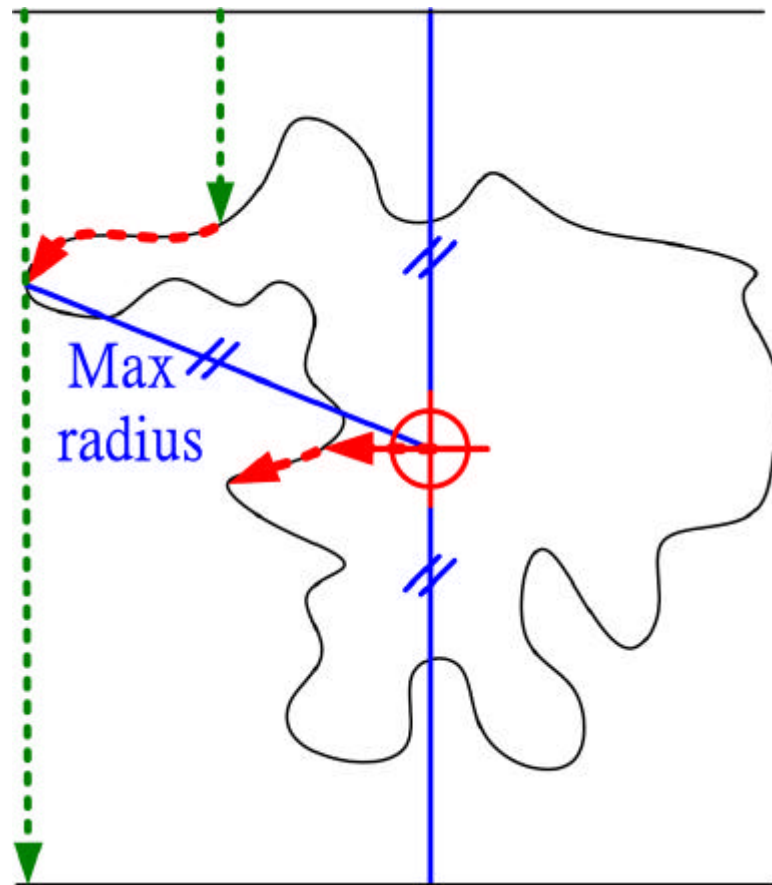


圖3-13、測量地形邊界示意圖

找到邊界後，接著就在邊界裡用 `WTnode_rayintersect()`，由高到低求出每一小區域的高度，在得到所有的高度後，如圖 3-14 所示有些地區如圍牆、草叢、森林...等，都得不到其高度的資訊，原因在於他們在建構的時候，都沒有使用到水平的面，這樣由高處垂直往下偵測的時候，自然就碰不到了。為了要克服這個問題，必須要從水平的方向再進行高度資料的修正。

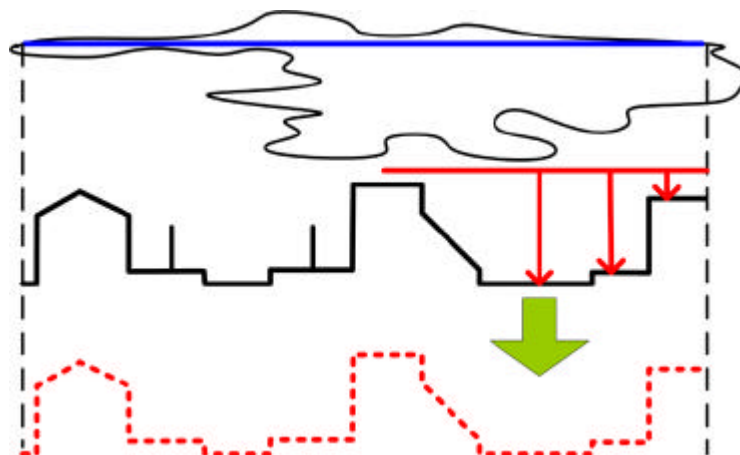


圖3-14、測量地形高度示意圖

在水平偵測方面，分成上下及左右來回的偵測。如圖 3-15 以向左為例：由已建好的地形資料庫中，從最右邊開始向左，先找到一凹地，這凹地邊界的定義為，相鄰兩點的高度差距在一距離以上，通常這差這距離會使得車子無法向上通行。接著從凹地最右邊開始，從此地區的高度加上一距離，當作 WTnode_rayintersect()偵測的原點，向左邊偵測，若是碰到障礙物時，則把偵測原點放到障礙物前幾格做第二次確認，其原點座標一樣是當時的高度加一距離，若是偵測到的距離和障礙物的座標吻合時，即可以把他的高度加到地形資料庫裡，加上高度只要是車子無法通行的高度即可。接著移動到障礙物的後面，向左繼續做重複的動作，直到碰到凹地的最左邊為止，之後再尋找下一個凹地，重複以上的偵測直到地形最左邊的邊界。做第二次的確認動作，可以防止在偵測時碰到坡地或其他特殊的情形，而產生判斷錯誤。

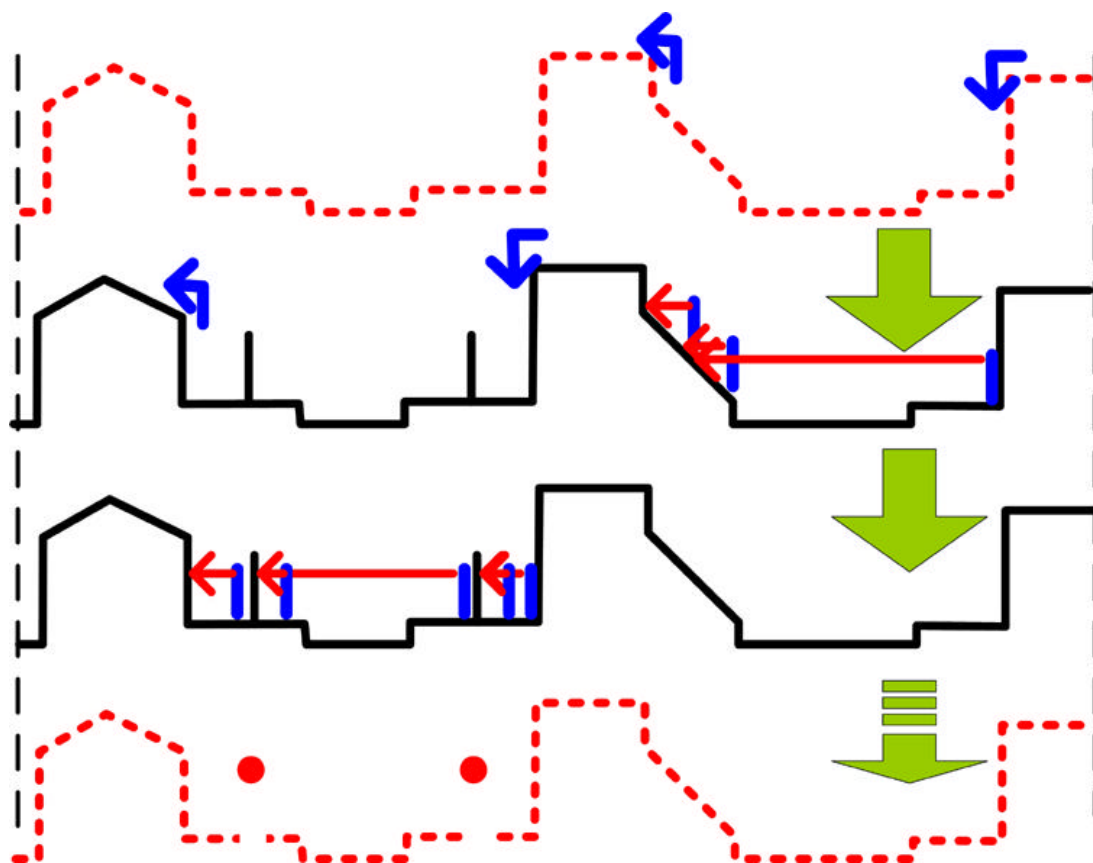


圖3-15、二度確認地形資料示意圖

圖 3-16 是我們採用的場景之一，圖 3-17 為第一次製作地形高度的結果，顏色從藍到紅為高度愈來愈高，白色的部分是空的部分。圖 3-18 為經過修正後的地形，圍牆、草叢、樹林以確實加入到高度資料之中。

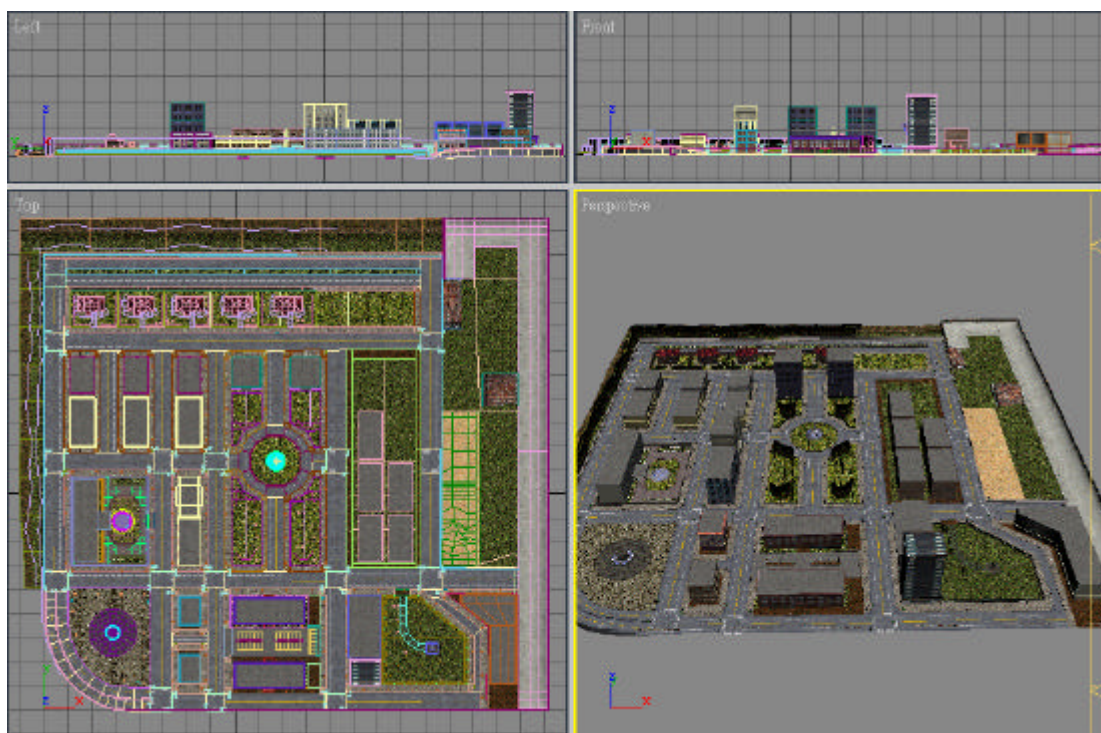


圖3-16、場景 3D 圖

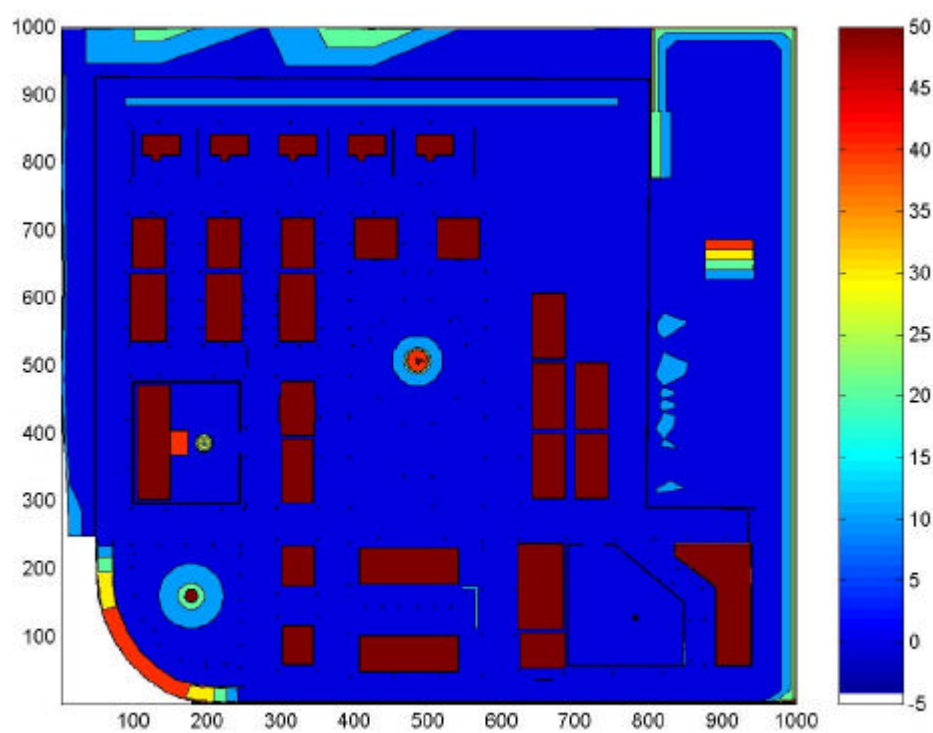


圖3-17、場景第一次量測高度資料圖

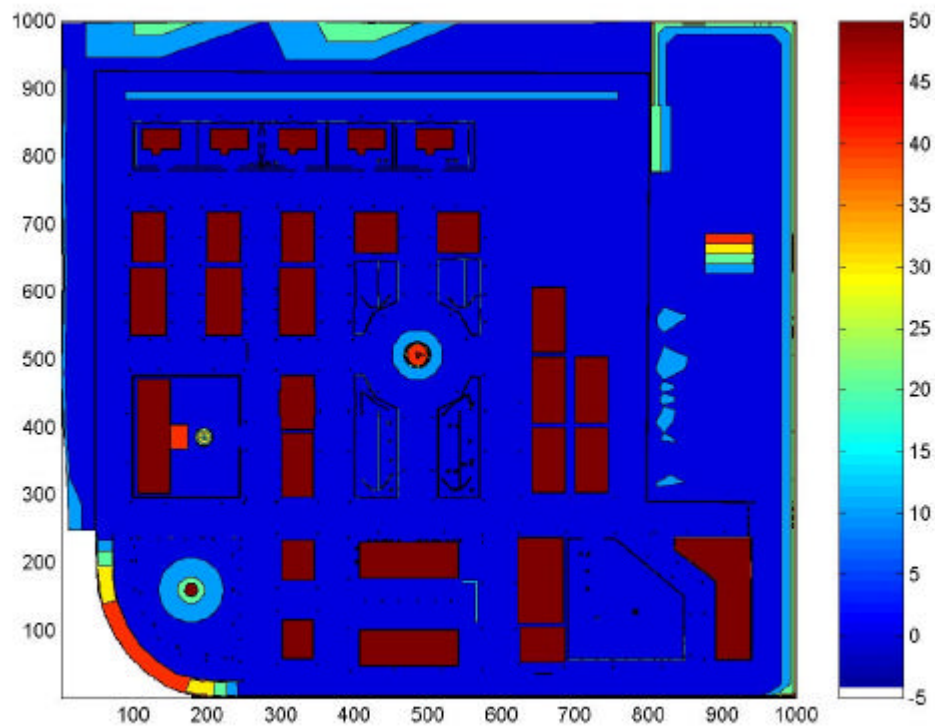


圖3-18、場景第二次量測高度資料圖

3.3.5 比較

直接偵測場景和使用地形高度資料的比較，可由表 3-2 中看出，在同一部電腦中使用預先建立好地形資料庫的場景，每秒鐘會比直接偵測的多 10-25 個畫數 (frame)，只是在建地形資料的時候會很久，不過只需建立一次，建好之後輸出到檔案之中，下次開啟時就可以直接讀檔輸入了。其缺點是當遇到騎樓、涼亭、地下室...等地形，就會受到限制，必須把地形的 3D 物件做修改，讓他可以偵測到車子可走的地區，若是直接偵測的方法，將不受此限制。

在另一方面，地形高度資料可以讓使用者很快的知道附近的地形，讓他可以多做一些應用，若是要增加多一點的動態方程式在車子上，直接偵測地形的將會變的更慢。

表3-2、地形資料比較表

偵測方式	預先建好地形資料	直接偵測地形
電腦配備	P4 - 1.8G 1.0GB ram	
Frame rate	25~36 frame/s	9~12 frame/s
執行速度	快	慢
讀取速度	第一次很慢而已	快
應變能力	差	強
探索能力	快	慢
增加dynamic model 可行性	行	已經很慢了，還要在加嗎？

3.3.6 量測車子與護欄間距

在昏睡實驗中，我們必須知道受測者何時在打瞌睡，我們採用車子到左邊護欄距離來當作參考，在實驗中我們會隨時給車子一個外力，使得車子會一直要偏離車道，偏越多時將會偏的越快，若是受測者睡著，那麼車子將會偏到另外的車道上，甚至撞倒護欄。

在直線道路場景裡，計算車子到護欄的間距，也是用 `WTnode_rayintersect()` 來做偵測，如圖 3-19 所示，在此之前我們必須做一道透明的牆，放到護欄的位置，接著以車子的座標為偵測原點，以固定方向向左垂直於護欄，偵測到透明牆之間的距離，這個距離就可以當作腦波分析的參考。

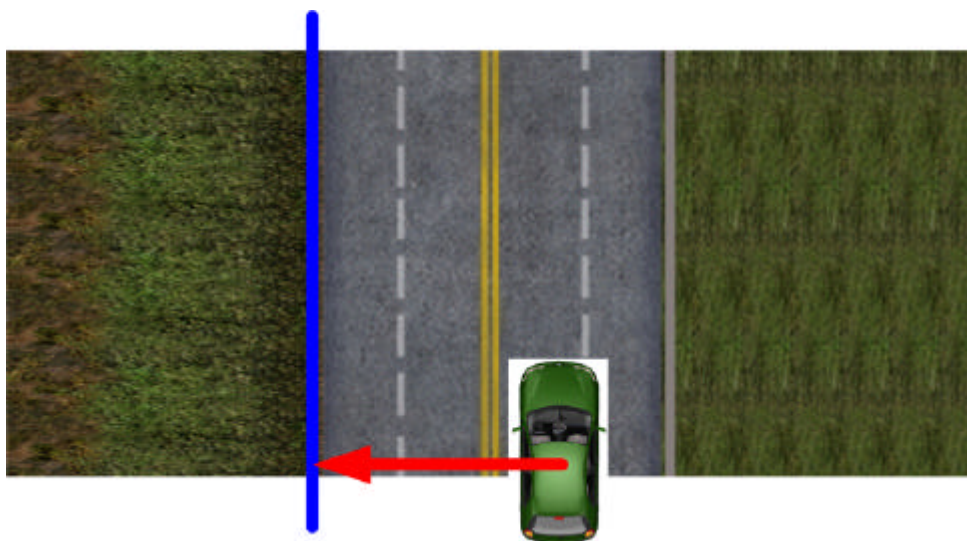


圖3-19、直線道路偵測圖

在彎路場景中，因為護欄也是會跟著道路轉彎，當然就不能以固定方向來測距離。若是以車子本身座標系，固定以車中心朝著車左邊中間的方向來當作偵測方向，這樣在平常順著道路開時，當然就沒問題，但是車頭的方向要是跟路的方向差很多的話，測到的數據會變的很有問題。為了要克服這個問題，之前已經說過，做彎路的 3D 物件時，每個角度分配在這一段路上要很平均，接著如圖 3-20 在場景中，看這一段路轉了幾度，就把他切幾個等分，在每個等分裡固定垂直於護欄的方向，當作是偵測的方向，這樣量測出來的數據，就可以當成腦波分析的參考了。

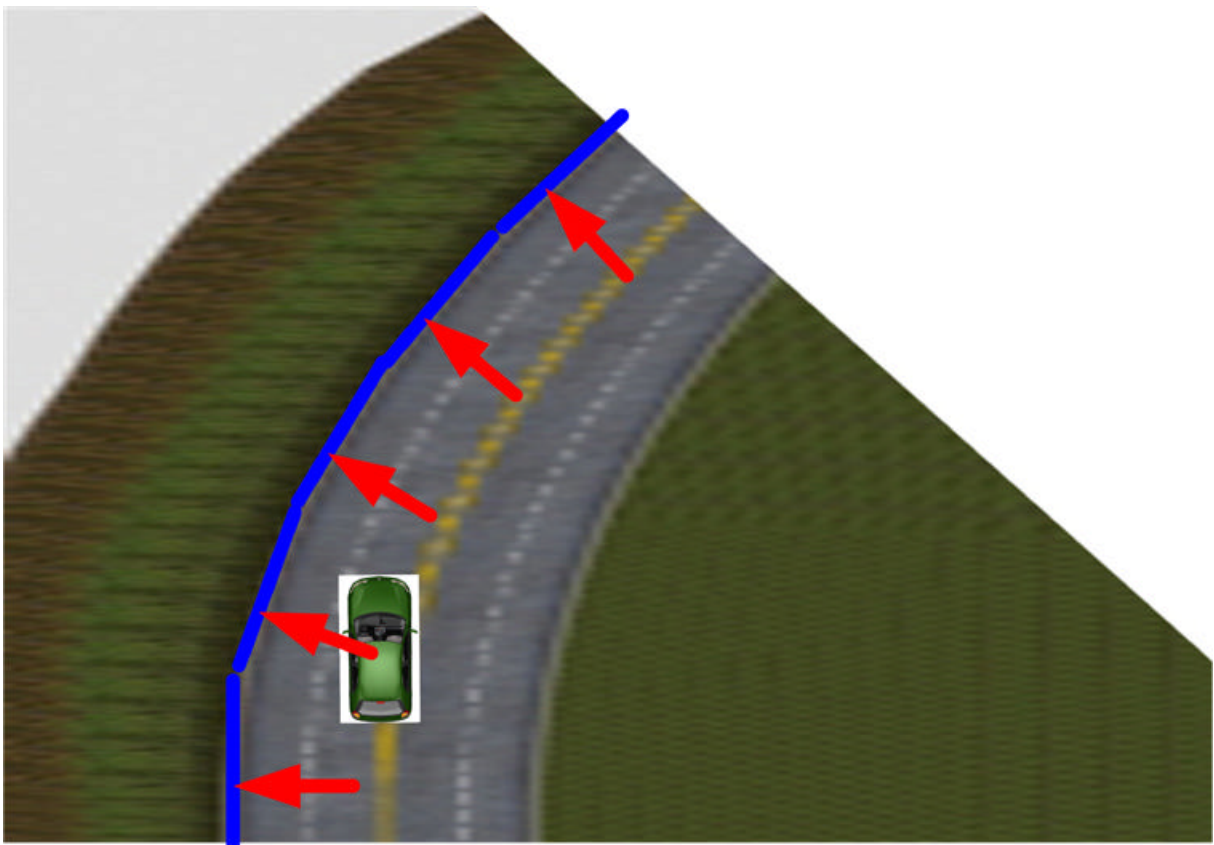


圖3-20、彎曲道路偵測圖

3.3.7 固定視點

在有關駕駛的場景中，如何能找到我們要看的角度及位置是非常重要的，假若只是在場景中不斷的嘗試去尋找好的位置，這樣不會是很好的方法。

以我們的車子為例，在我們的設計裡，利用製作 3D 物件的軟體的便利性，如圖 3-21 在座椅的上方約人頭的地方，以其為中心點製作一 3D 的面（我們把它稱為 View Plane），用來當成場景的眼睛所在。

以我們使用的工具 WTK 為例，下圖 3-23 所示為我們使用固定視點於駕駛車輛之流程圖，首先把做好的車輛及視點之物件分別輸出成 WTK 可以讀取的格式，把兩者讀到場景後，取得視點中心的座標，及車輛的座標（取其直接可得到及使用之值，而不是需計算才能得之中心座標），前者減後者可得到視點在以車本身為座標系之向量關係。接著當車子移動，取得其新座標及方向後，把之前得到之以車子本身座標系之視點座標轉換為世界座標系的座標，即是視點的新座標，而視點的方向與車子的方向一樣，這樣就可以決定新的視點了。

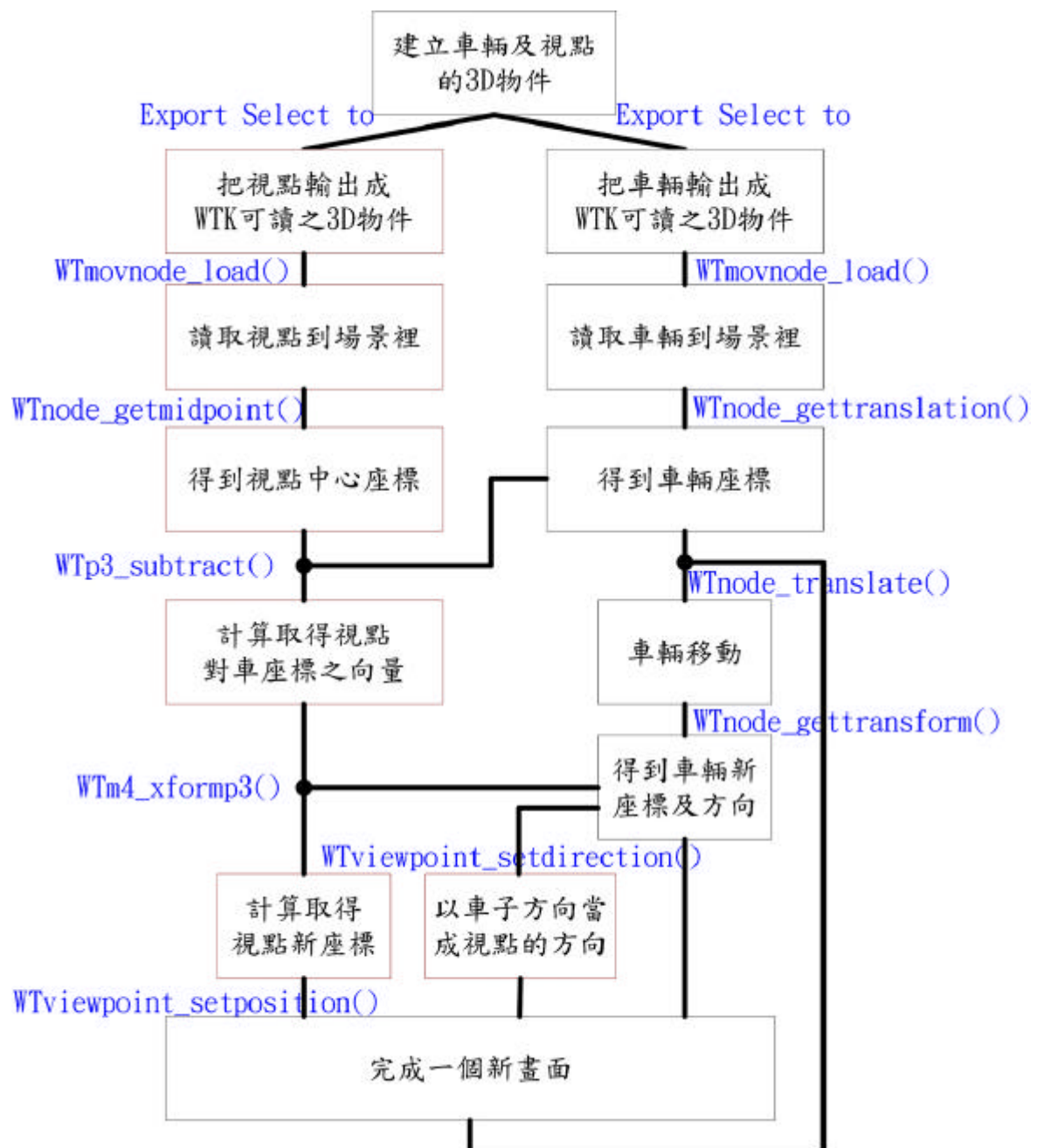


圖3-23、視點取得流程圖

在瞭解如何計算視點的新座標之前，必須先知道車子本身的座標系，每一個物件都有他自己的座標系統，一個座標系包含其原點的座標，以及 X、Y 及 Z 軸之方向向量，而它會決定物件的角度以及大小，一般其 3 軸的方向向量會互相垂直且各為單位向量，若不是單位向量會造成物體拉伸或壓縮，若不垂直則會變形，如下圖 3-24 所示。座標系統之表示法在後面說明。

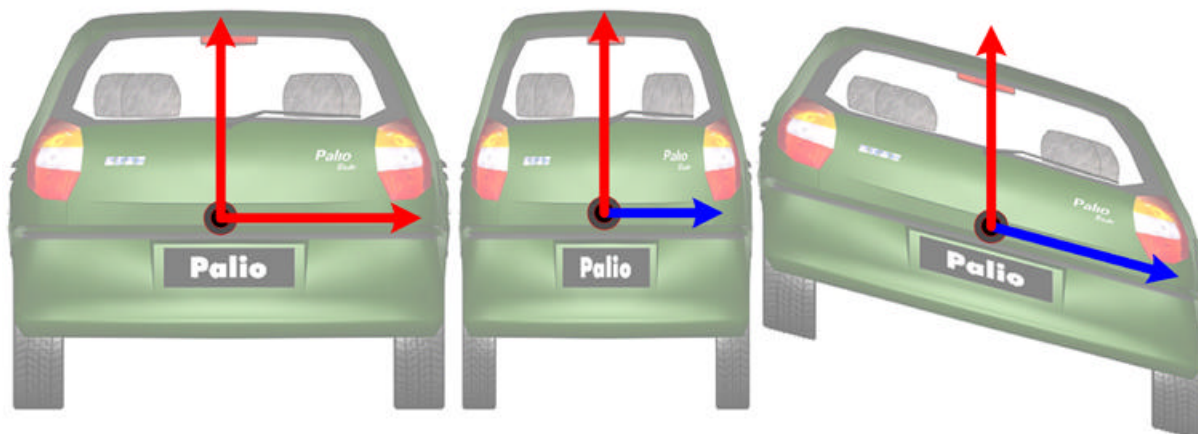


圖3-24、物體本身座標變化圖

計算出視點的新座標之方法，在 WTK 裡有函示可以直接使用，其原理入下式：

$$\begin{bmatrix} X_x & Y_x & Z_x & P_x \\ X_y & Y_y & Z_y & P_y \\ X_z & Y_z & Z_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P1_x \\ P1_y \\ P1_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_x P1_x + Y_x P1_y + Z_x P1_z + P_x \\ X_y P1_x + Y_y P1_y + Z_y P1_z + P_y \\ X_z P1_x + Y_z P1_y + Z_z P1_z + P_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

左邊第一項為車子的座標系統， (P_x, P_y, P_z) 為車座標， (X_x, X_y, X_z) 為車量自身的 X 座標軸之方向向量（車向右之方向），其它為 Y（車向下）及 Z（車向前）座標軸之方向向量。左邊第二項為視點相對於車座標系之座標，相乘之後即可把位於車座標系中的一個點轉換成在世界座標系的值。

3.3.8 貼地

當車子移動在路上的時候，要怎麼讓車子的車輪剛好貼在地表上，是值得我們探討的。我們是採用三點可以成一平面的方法，如圖 3-25 所示。在以往以固定三個輪子測出其和地面的距離，算出在地面上三點的座標，接著以此求出車輛的 X 軸與 Z 軸，轉換成單位向量後，再以兩者之外積求得 Y 軸，此三軸可組成車子的姿態。接著以地上之三點之一加上車輪半徑的高度，當成車輪中心點的座標，以此就可求出車子貼地時的座標。

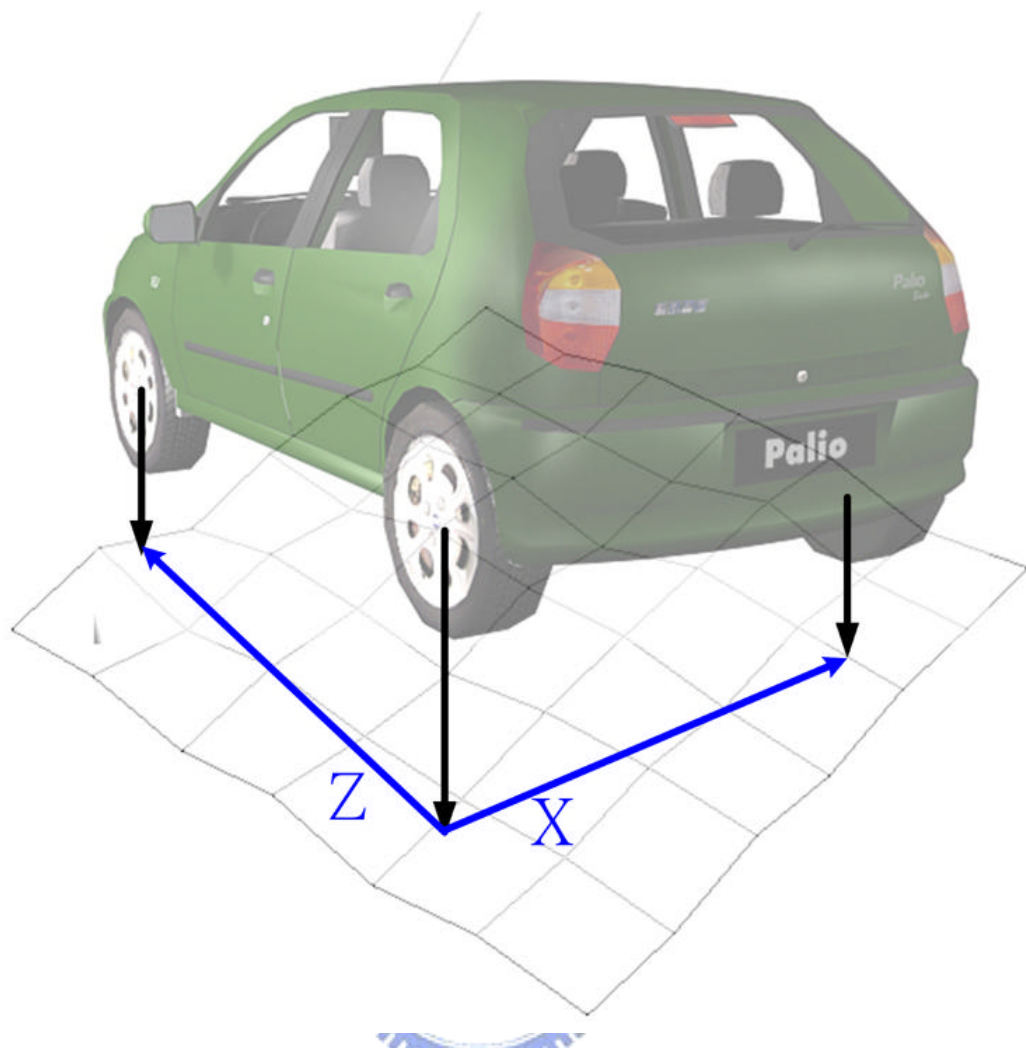


圖3-25、貼地示意圖

在平常的地面上，使用上面的方法是沒問題的，但是地形若有不連續的地面，就需要把重力的因素加進去，不能直接貼在地上。且在行進之中若有一輪不受地形影響，感覺也會不好，故我們考慮四個輪子的情況，圖3-26 為貼地之流程圖。

一開始和最後跟上面的方法差不多，差在於不是算距離貼上，而是讓車子隨著受力升或降一距離，再判斷是否接觸地面及懸吊系統是否啟用，接著判斷有哪些車輪著地與車輪高低之排序，決定用哪三個輪胎座標求車子的姿態與位置。剩下之一輪除了四輪著地其餘都要設為零，是因為四輪著地要在各輪都使用懸吊系統，其它在零及一輪著地是無影響，在二與三輪時速度一直累計則會使車子搖晃不定。在決定哪一輪不用的時候，通常選擇著地之外最高的輪子會比較穩定，三輪時要選不著地之輪或其對角是要防止特殊情況，如三輪貼在人行道上而另一輪在外面，要使得車子向旁傾斜才行，四輪著地時則是看車子前進的方向，來決定那邊要用比較精確的偵測。

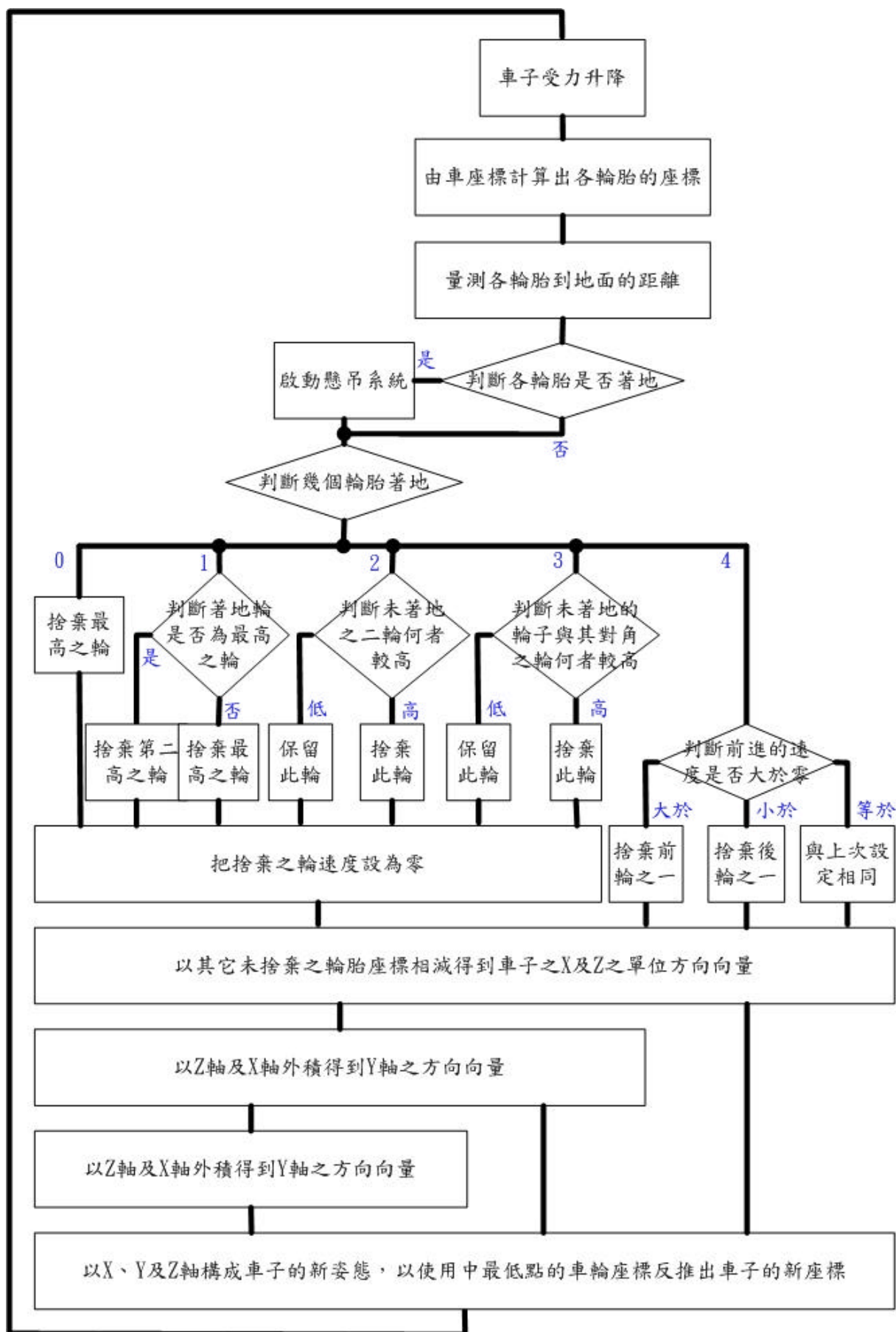


圖3-26、貼地流程圖

3.4 實驗設計

在長途高速開車中是最容易產生疲倦與昏睡的駕駛狀況[37]，亦最容易發生嚴重肇事傷亡，因此如何偵測到駕駛者長途高速駕駛的精神狀態與心理負荷並給予適當的警示，是一項相當實際且有意義的課題。我們將初步的由簡入繁以虛擬實境六軸平台產生快速道路場景，並且同步測量駕駛者在快速道路上可能遭遇的突發狀況，以及實際量測駕駛者因為長途駕駛所引起的精神狀態(清醒、失神、疲倦等)的生理訊號，我們所設計的長途高速駕車

實驗規劃如下：

1. 實驗的基本快速道路場景如圖 3-27 所示：為一左右各為兩線道的四線道快速道路，左邊有行道樹，右邊則為寬闊的平原。
2. 駕駛者需要維持車子開在第三車道（由左邊數來）的中心點上，車子時速則維持在 100km/hr。
3. 車子必須要能夠隨機的左右漂移，以迫使駕駛者集中注意力在維持車子在中心車道上。
4. 系統的效能(performance)估計以車子是否偏移車道的中心線的距離為準則，一般而言，當駕駛者的精神狀態越清醒時、則車子可以很容易的維持在車道的中心線上，反之，當駕駛者精神狀態有出現失神、疲勞以及昏睡時，車子則不容易維持在車道中心線。

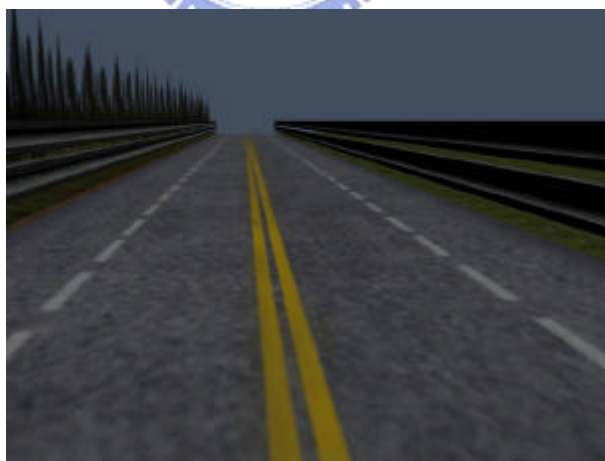


圖3-27、以虛擬實境產生的快速道路場景

車子受到左右漂移之力，以車子的方向和道路之方向來比較，方向差愈多受到之漂移力愈大，其力的方向以車子偏向左右的方向為主，在受測者精神不好時，會使車子更易撞到兩旁護欄。

人體最想睡覺的時間，除了晚上睡覺時間之外，就屬中午吃飽飯後了。而我們量測腦波資料就選在中午吃飽飯後開始，在戴電極帽及打電極

膠的時候，一邊告訴受測者要開車於哪一線道上，眼睛要注視車道前方的中間不要亂飄，一邊讓受測者練習駕駛。完成量測前的準備後，開始一個小時的時間，在昏暗的房間裡不受任何人的干擾開車。另外在實驗中會拍攝受測者的臉部，以供對照之用。

而選擇的受測者，年齡在 20 歲到 40 歲之間，並有道路駕駛之經驗，每個人至少作兩次的實驗，一次為建立心裡工作負荷之模型，一次則為測試之用。



第四章、實驗設計與分析

在駕駛者開車之警覺性的研究上，我們設計了容易使駕駛者疲勞的實驗，並運用獨立元素分析（ICA）、時頻分析、主要元素分析（PCA）等技術，建構一駕駛員心理負擔之系統，以腦波進行駕駛員心理負擔之估測。

在我們的研究中包含：實驗設計流程、腦波訊號分析方法、ICA 演算法以及具有線上學習能力的自我建構類神經模糊網路...等，並且利用虛擬實境六軸平台產生不同的動態駕駛場景，量測並分析駕駛者在不同的精神狀態下(清醒、失神、疲倦等)的生理訊號，並建構動態心理工作負荷 (Dynamic Mental Workload)模型。

在本章之中將介紹駕駛者心理負擔之腦波的分析，如何判斷駕駛者疲勞的狀態，腦波（EEG）量測之資料，以及運用線性回歸的方法，估計及預測受測者在駕駛場景中心裡工作負荷的情形。

4.1 量測之資料

在量測的資料之中有一部份是由場景端輸出至腦波量測儀器之中，以提供發生特殊事件時與當時的腦波同步之用，這樣就可以知道發生何種事情，以及當時腦波的狀況。我們以此來量測車子在場景中的狀況，我們把道路分成 255 個等分如圖 4-1，把車子中間左側和道路左邊護欄的距離，以此數值 0-255 輸出。根據這個距離就可以知道車子在道路中的位置，而又開車時會有一外力一直把車子向外推，就可依據此數值來看受測者的精神狀況。

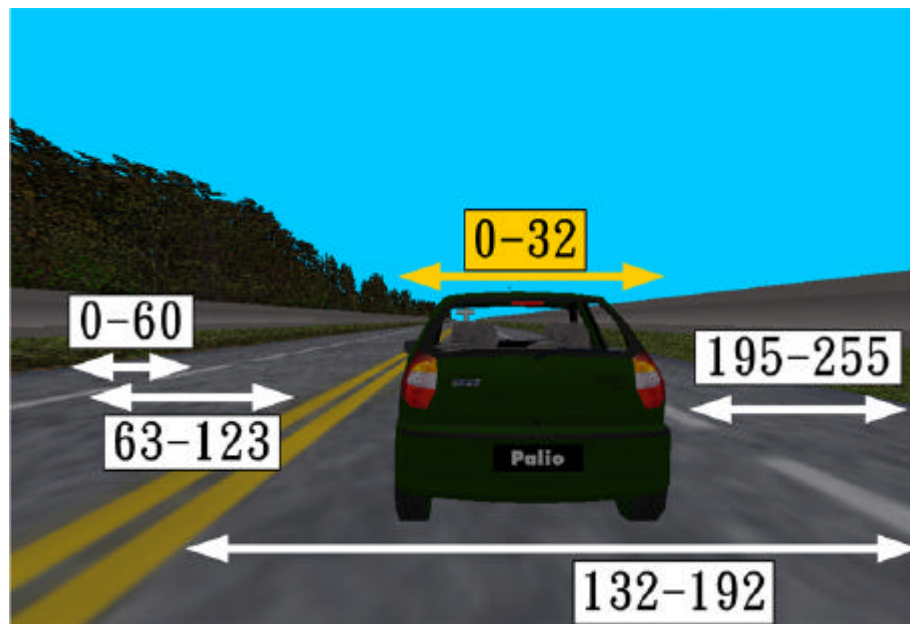


圖4-1、行車狀況圖

我們使用電極帽來量測之生理訊號，其中包含使用 10-20 系統定位之 31 個電極用來量測 EEG，以及 2 個電極用來量測 EOG（心電圖），主要是分析 EEG，EOG 是分析時用來輔助濾除心跳對 EEG 之影響。

4.2 實驗分析

整個從資料的輸入到建立受測者之心理負荷模型，其流程圖如圖 4-2 所示。資料取得後，利用獨立成分分析演算法（Independent Component Analysis, ICA）先濾除掉一些雜訊，再估測出各 EEG 每兩秒鐘的能量狀況，在每個訊號中找出主要跟人體疲勞度有關的 EEG，接著利用 PCA（Principal Component Analysis）降階，之後用線性回歸的方法建立模型（linear regression model）。

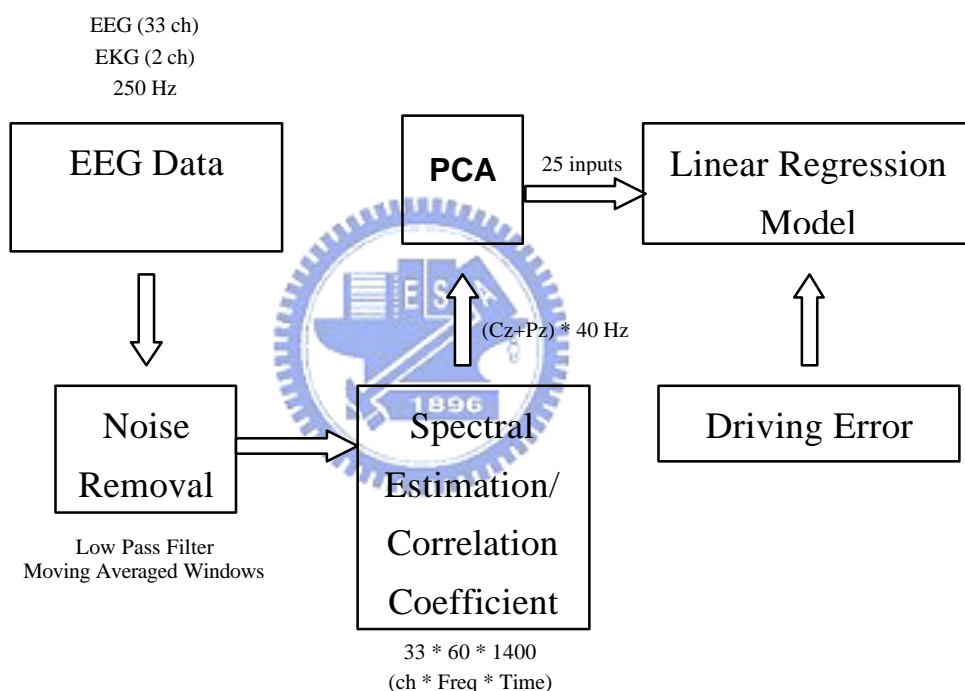


圖4-2、分析流程圖

4.2.1 濾除訊號之雜訊

由於腦波訊號非常微弱，很容易受到外界的干擾，即使眼動、心跳等訊號都比 EEG 大的多，所以在分析腦波之前必須先進行雜訊的濾除，首先把所有的訊號包含：EEG、EOG 及車子與護欄之距離，進行再取樣成 250 Hz，接著把 EEG 訊號經過一低通濾波器，把超過 50Hz 之訊號濾掉，這樣可以除去線的雜訊及其它高頻的雜訊。之後，利用獨立成分分析演算法（ICA）之特性濾除眼動、心跳及其它雜訊。

在腦科學的研究中，所觀察到的腦電位資料（EEG）是感應器在不同的頭皮位置上所量測到腦部活動的電位訊號，這些電位是假設由一些基本

的腦部活動的成分以及雜訊所混合而成的，假設這些成分是互為獨立的，我們可以利用 ICA 演算法去還原出原來與事件相關的腦電位活動來源。

線性獨立成分分析模型(ICA Model)的基本定義為：假設 x 為我們可以觀察到的 n 個線性組成的混合物 x_1, x_2, \dots, x_n ，如式子(4-1)，他們是由幾個線性獨立的隨機變數 s_i 所線性排列組合而成的。

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jn}s_n, \text{ for all } j. \quad (4-1)$$

ICA 演算法就是要盡可能的找到一組 $x=As$ 的解，使得成分 s_i 之間盡可能的互為獨立。其中 x 代表所觀察到的隨機變數 $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ ， s 為線性獨立的組成成分 $\{s_1, s_2, \dots, s_n\}$ 以及 A 為線性排列參數 a_{ij} 所構成的混合矩陣。既然獨立成分 s 與混合矩陣 A 是潛在變數，也就是無法直接經由觀測得到，ICA 演算法將利用觀察到的隨機向量 x ，將 s 及 A 估計出來。

除了一些統計獨立的基本假設之外，ICA 演算法在應用時，需要假設所有的獨立成分 s 都是非高斯分佈的。根據中央極限定理(central limit theorem)：非高斯分佈且為互相獨立的隨機變數之和，其分佈會比一獨立隨機變數的分佈更接近於高斯分佈。ICA 利用逆向思考，找出那些最不是高斯分佈的成分，就是有可能最接近線性獨立的成分。

找出非高斯分佈的目標函數有很多種，例如以高次統計為基礎的峰態 (Kurtosis) 函數，以及利用資訊理論 (Information theory) 中的相互資訊 (Mutual Information) 的觀念所定亦的目標函數，也就是說如果將獨立成分之間共同資訊最小化當作目標，會發現事實上與找到不是高斯分佈的方向具有同等的意義。本論文就是主要是從類神經網路的觀點切入 ICA 問題，在 1994 年 Common[38]開始詳細闡述 ICA 的觀念，並提出以 cumulant 為基礎的目標函數。到了 1995 年 Bell 和 Sejnowski[39]自創了一套由推測梯度上升導出的學習法則-資訊化最大法，可以達到讓類神經網路輸入與輸出的共同資訊最大化，並將此法應用在實際盲目來源分離及盲目式去捲積的問題上，此法也被認為比 Common 所提出的方法更合理。

在 ICA 演算法中，一開始都會對欲分析的資料進行一些前處理，使得 ICA 待分析的問題更容易處理。

1. 置中 (Centering)：即減去 x 的平均值向量 (Mean Value; $u=E\{x\}$)，讓 x_i 成為平均值為零的變數。
2. 白化 (Whitening)：也就是將所觀測的訊號轉為白雜訊 (white noise)，這個動作主要目的是要去除資料之間的相關性，也就是強迫是使所觀察的到訊號互不相關，並使其變異數為 1。白化的式子如下：

$$\tilde{x} = ED^{-1/2}E^T x \quad (4-2)$$

其中 E 及 D 為由 PCA 得到之特徵向量與特徵值的矩陣，由於 D 為對角矩陣：

$$D^{-1/2} = \text{diag}(d_1^{-1/2}, d_2^{-1/2}, \dots, d_n^{-1/2}) \quad (4-3)$$

因此是 (4-3) 中的反矩陣 $D^{-1/2}$ ，可以非常容易從 D 的對角元素平方根倒數計算出來。

$$\begin{aligned} E\{\tilde{x}\tilde{x}^T\} &= ED^{-1/2}E^T E\{xx^T\}ED^{-1/2}E^T \\ &= ED^{-1/2}E^T CED^{-1/2}E^T \\ &= I \end{aligned} \quad (4-4)$$

將 $C = EDE^T$ 及式 (4-2) 帶入式 (4-4) 左式，就可以清楚地看出藉由 PCA 很容易就達到白化的目的：將 C 轉換為對角矩陣，可使得所觀察到的訊號互不相關，且對角線上的項皆為 1，也就是讓其變異數為 1。

我們可以從另一個角度來看白化的功能，由 $x = As$ 與式 (4-4) 導出

下列式 (4-5) 及式 (4-6)，可以發現白化事實上將混和矩陣 A ，轉變成一個計算量更少的正交矩陣 \tilde{A} ：

$$\tilde{x} = ED^{-1/2}E^T As = \tilde{A}s \quad (4-5)$$

$$E\{\tilde{x}\tilde{x}^T\} = \tilde{A}E\{ss^T\}\tilde{A}^T = \tilde{A}\tilde{A}^T = 1 \quad (4-6)$$

因此若原來 A 有 $n \times n$ 個矩陣需要估計，經過白化之後，使 \tilde{A} 成為正交矩陣，而 $n \times n$ 正交矩陣的自由度會減為 $n(n-1)/2$ ，所以白化可以說先幫 ICA 解決了一半的問題，讓問題的複雜度降低。

3. 資訊最大法的概念：

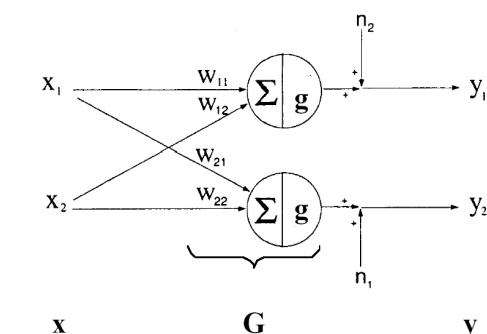


圖4-3、二神經元之類神經網路

以圖 4-3 兩個神經元為例，輸入 x 與輸入 y 的相互資訊為：

$$I(x, y) = H(y) - H(y|x) \quad (4-7)$$

$H(y)$ 是輸出端的熵。若將此系統如圖 4-3 所示，用 $y = G(x) + n$ 表示， n 為雜訊， G 即為類神經網路欲找尋的某種可逆的轉換，而 $H(y|x)$ 是在給定輸入端 x 資訊的條件下，輸出端 y 所剩下的不確定性就是雜訊所造成的，故 $H(y|x) = H(n)$ 。詳細來看 G 轉換， x 經由各神

經元的加權向量得 $u=Wx$ ， u 就是獨立成分 s 的估計值， u 進入神經元後，在經過一非線性單調增加（monotonically increasing）函數 g ，輸出 $y=g(u)=g(Wx)$ 。現在的目標就是要找出使類神經網路中的輸出端 y 含有最大並和輸入端 x 有關之相互資訊的 W ，也就是輸出能夠代表輸入的資訊。要找出 I 的最大值，就必須將相互資訊對 W 偏微分：

$$\frac{\partial}{\partial w} I(y, x) = \frac{\partial}{\partial w} H(y) \quad (4-8)$$

$H(y|x)=H(n)$ 和 W 無關，故其偏微分 $(\partial/\partial W)H(n)=0$ 。因為目前所使用的 ICA 模式都沒有將雜訊考慮進去，因此可以發現僅僅讓輸出熵 $H(y)$ 最大化，就等於是將輸入及輸出間相互資訊 $I(x,y)$ 的最大化。從另一個觀點來看輸出之間的相互資訊 $I(y_1, \dots, y_n)$ ，根據

$I(y_1, \dots, y_n) = \sum_i H(y_i) - H(y_1, \dots, y_n)$ ，很明顯在輸出熵 $H(y) = H(y_1, y_2, \dots, y_n)$ 最大時，輸出 y_i 彼此之間相互資訊會是最小，而 $I(y_1, y_2, \dots, y_n)=0$ 時， y_i 之間就會互為獨立了。

4.2.2 訊號之前處理

濾除眼動、心跳及其它雜訊之訊號，在分析之前必須再進行處理，由於人體的精神狀況的反應，從腦發出的訊號來看都是一段一段的，而不是只看某個瞬間腦波的值，所以如圖 4-4 所示把 EEG 訊號之頻譜作 Moving-average（移動平均）就是使用 750 點的 Hanning-window 加上 250 點的重疊。接著把這些 750 點每隔 25 點再分成幾個 125 點的 sub-windows，每個 sub-window 再以補零的方法擴充成 256 點，作 256 點的 FFT。接下來，我們利用一 2 秒的 median-filter-window 去更進一步減少因為 artifact 所引起的 EEG 雜訊。每隔兩秒輸出的 EEG 頻譜序列包含 1-60Hz 的 EEG power spectrum（功率頻譜）。在清醒-昏睡的 EEG 動態變化中，我們最後利用 logarithmic scale 去線性化腦波下皮成所造成的 multiplicative effects。

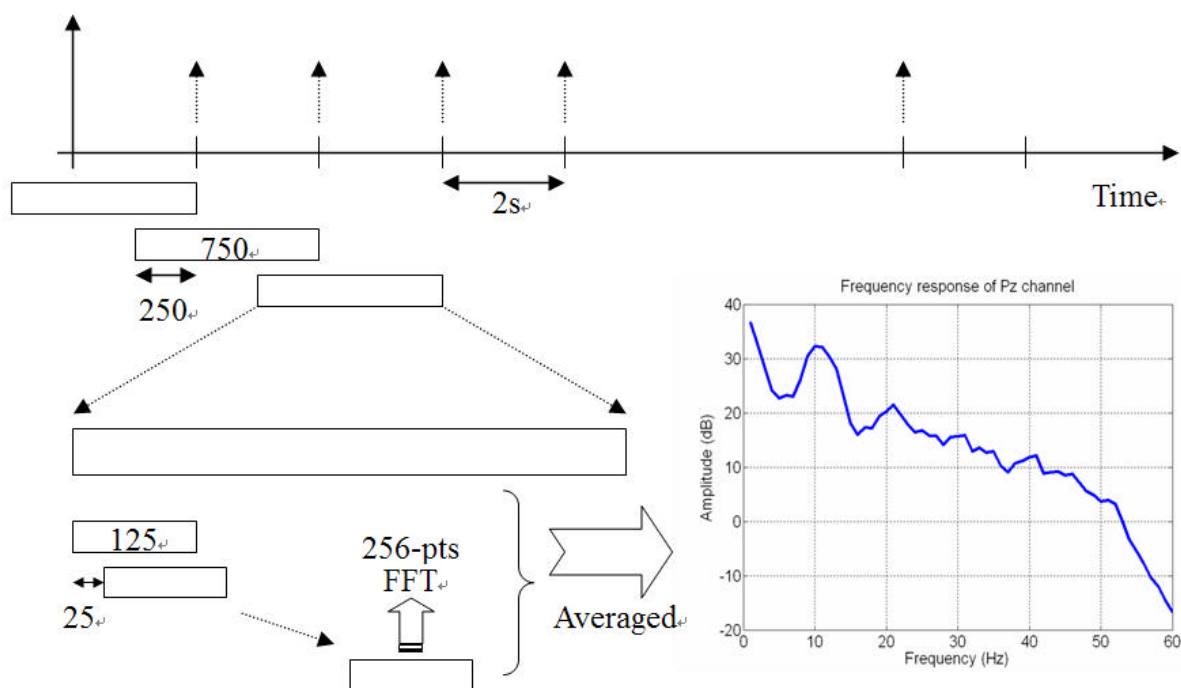


圖4-4、訊號之前處理

而車子與護欄之距離，我們把他轉換乘車子中心與車道中心之偏移量，車子離車道越遠此值越大，而偏移量在車子的行進中會是連續的，為了消除資料接收上的一些錯誤以及讓訊號更平順，把每間隔兩秒鐘的訊號以其前後共 90 秒（square window）之所有訊號作平均。

4.2.3 訊號分析的方法

在找出行車的狀況與 EEG 的關係上，我們採用 Correlation Coefficient 的方法，把車子的偏移量和 EEG power spectrum 代入此方法找出他們的關係。Correlation Coefficient 的方程式如下：

$$Corr_{xy} = \frac{\sum (x - \bar{x}) * (y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 * \sum (y - \bar{y})^2}}$$

此法目的在量測出兩個或更多的變數之線性的關係，而得到的值為 -1 至 1 之間，隨著一變數的改變造成另一變數的變化量而改變，等於 1 時為完美的正相關，-1 則為完美的負相關，0 則是兩者沒有關係。

在用 Correlation Coefficient 找出各 EEG power spectrum 和車子偏移量的關係後，選擇較相關的一些 EEG 訊號用 PCA (Principal Component Analysis) 之演算法降階，而得到之值用來訓練心裡工作負荷之線性回歸的模型，以估計和預測受測者開車的狀況。而 PCA 是用數學的方法，在各訊號之間找出主要的一些軸（方向），由這些軸的變化組合可形成各訊號，而降階就是取重要的一些軸來用。

4.2.4 EEG 頻譜和受測者警覺性的關係

我們利用 Correlation Coefficient 的方法，在 40 個 EEG 的頻率 (1-40Hz) 求出 EEG 功率和車子偏移量的關係值，如圖 4-5 為五個受測者共十次實驗中，各頻率之 Correlation Coefficient 之值。可以看出在 20Hz 之前都是正相關，而在 7、12、16 及 20Hz 其值較大，把這幾個頻率之各點的 EEG 和車偏移量關係值，在腦殼之俯視圖上用顏色表示如圖 4-6，顏色越深關係越強。可發現關係較強的地方在頭的中間和後面，而實際之應用上，以越少的點能知道駕駛者的狀況越實用，所以我們取 Pz 和 Cz 來分析。

接下來比較各實驗之關係值的相關性，在圖 4-7 與圖 4-8 為兩個受測者各兩次的實驗中，在 Fz、Cz、Pz 及 Oz 各頻率之相關值。從兩者可以看出，同一受測者相關值曲線類似，而每個受測者會不同，因此針對同一受測者建構心理負荷模型以實行即時精神狀況的分析較為可行的。

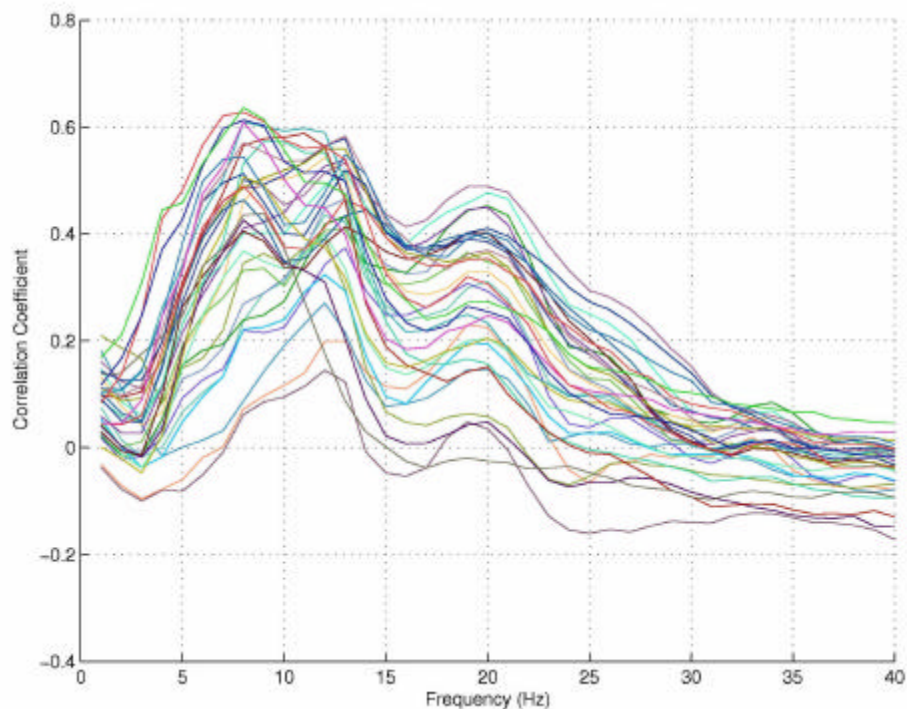


圖4-5、五個受測者各頻率之 Correlation Coefficient 之值

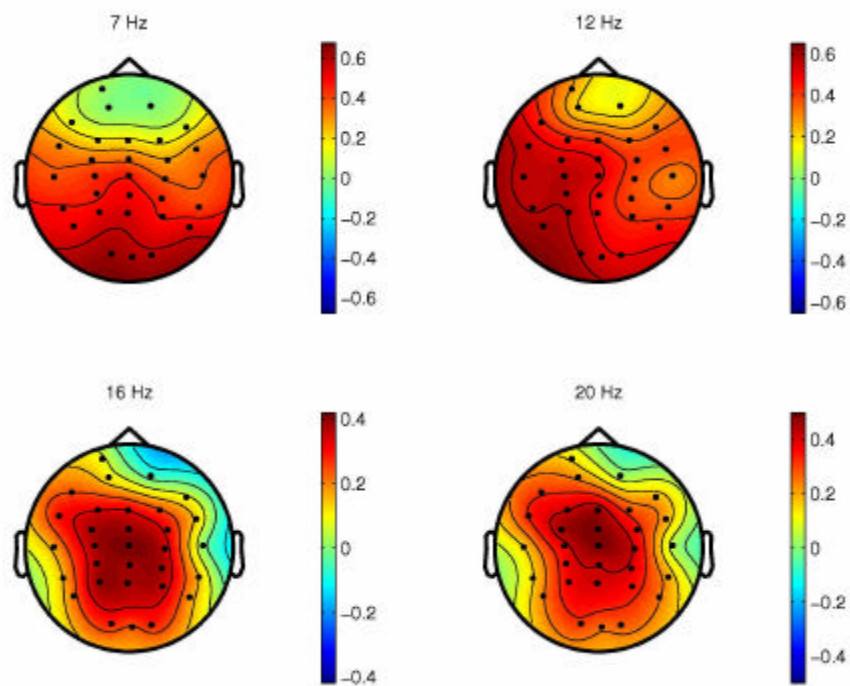


圖4-6、腦殼之俯視圖

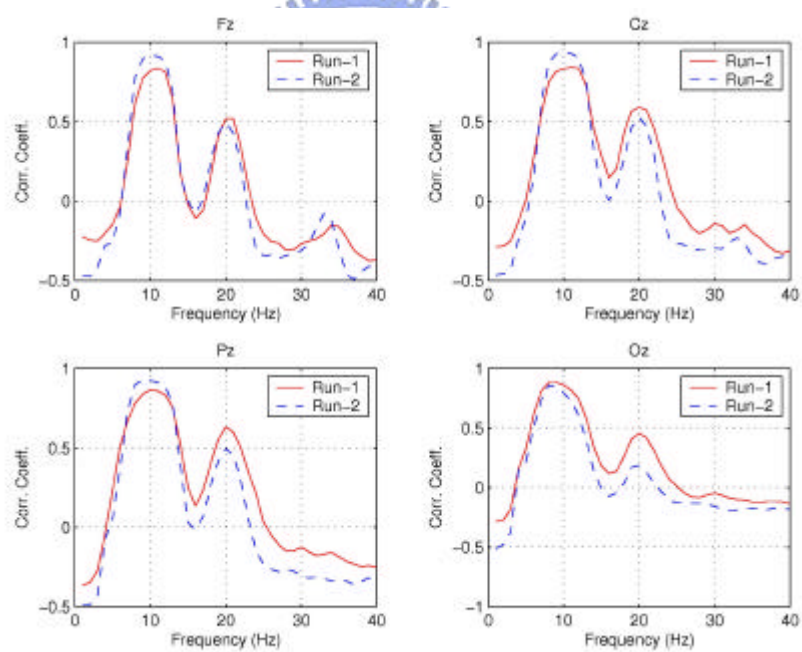


圖4-7、受測者一在 Fz、Cz、Pz 及 Oz 各頻率之相關值

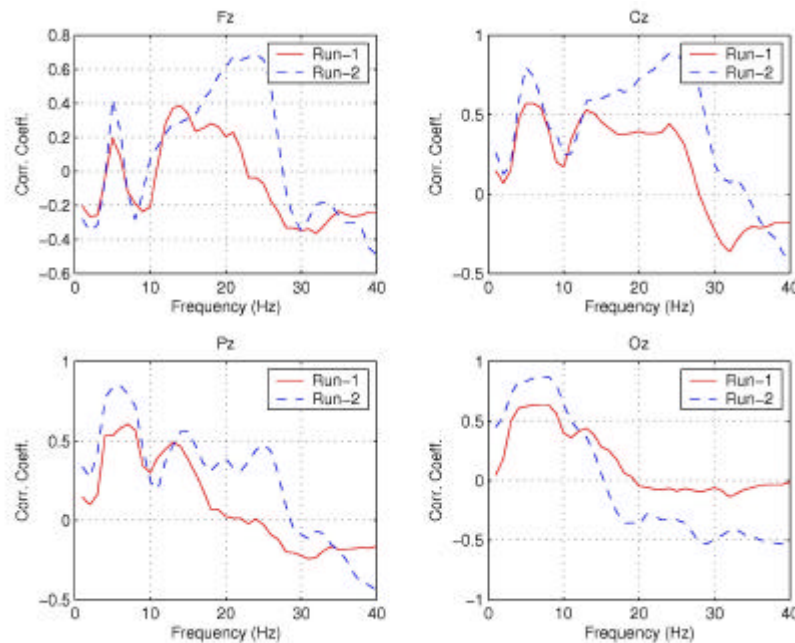


圖4-8、受測者二在 Fz、Cz、Pz 及 Oz 各頻率之相關值

4.2.5 行車狀況的估計與預測

在我們的研究中，採用 Cz 及 Pz 兩點之 EEG power spectrum 和車子之偏移量加上 multiple linear regression model 估計和預測行車的狀況，只使用此兩點是因為其 EEG power spectrum 和車子之偏移量的關係值較高，此外，使用較少的電極可提高實用性。在時間和頻率的分析後，我們得到各時間的 EEG power spectrum，取實驗中連續 45 分鐘的時間，每隔兩秒（500 點）的區間中，會有 1350 個 EEG 功率的估測在 60 個頻率上（1 ~ 60Hz）。接著在所有取對數值的 EEG 頻譜中，使用 PCA 找出最大變化的方向（軸），藉由將 EEG 頻譜資訊投影在 PCA 主軸的方式，取出相對應最大特徵值排序的投影量，做訓練行車狀況模型的輸入值。

所有的模型都是由各受測者的一次實驗中訓練得到，另一次實驗的資料則用來測試，而從訓練時得到之 PCA 的參數，將會在測試的資料時以相同的方法使用。而線性回歸模型是用 50 階的線性多項式，成本函數（cost function）用誤差的最小平方（least-square-error）。

圖 4-9 為在一次實驗中訓練出模型，再用同一筆資料作測試，估測出各時間之行車的狀況（車子離車道中心之偏移量），並與真實的情形比較，兩者再取 Correlation Coefficient 的值 r 約為 0.88。若是用另一次實驗數據當測試為圖 4-10，算出之 r 值約為 0.7。

在十次的實驗中，以訓練的資料當測試得到 r 值的平均為 0.90 ± 0.034 ，而以另一次實驗當作測試得到之 r 值的平均則為 0.53 ± 0.116 ，這結果顯示我們使用少數的 EEG 來估測行車狀況雖然尚可改善，然其可行性相當高。

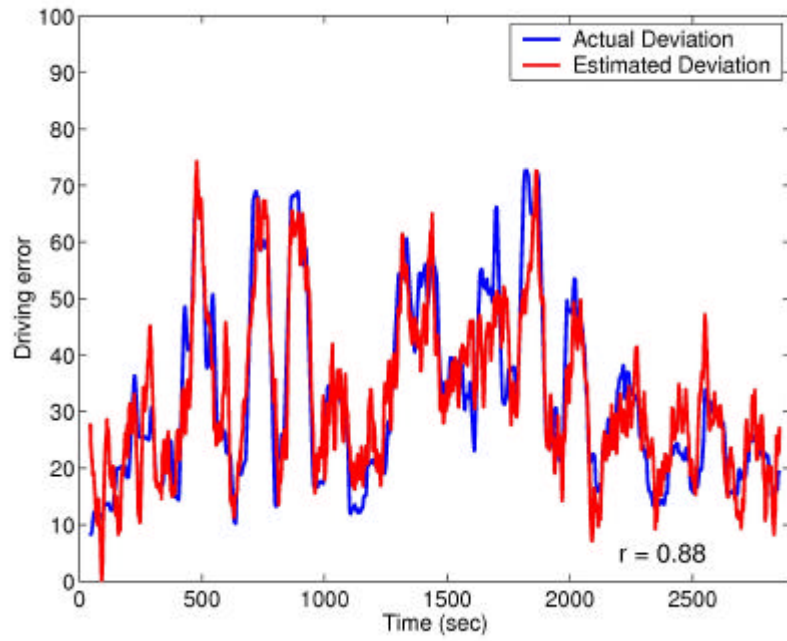


圖4-9、訓練資料之估測

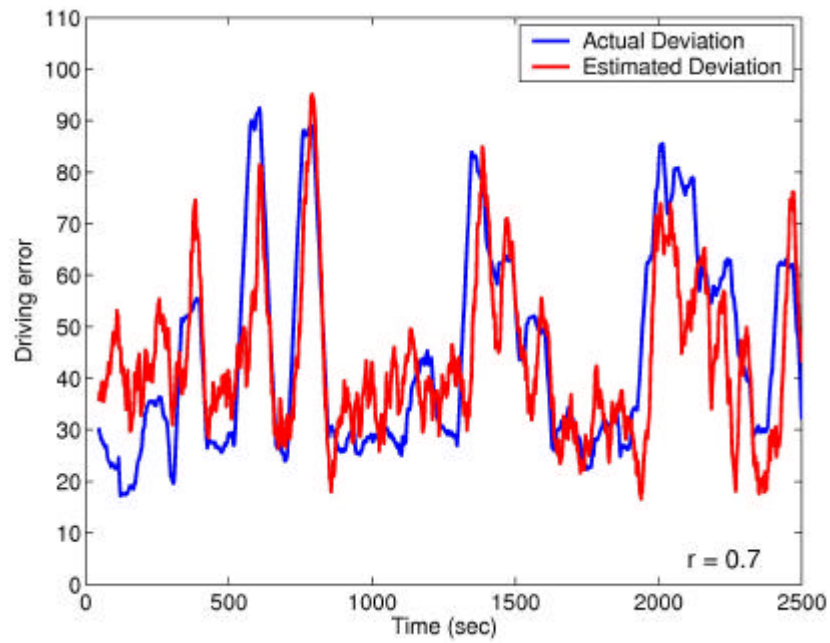


圖4-10、測試資料之估測

第五章、結論與未來展望

我們以虛擬實境平台為基礎，以非侵入式的方法，利用量測所得之腦波進行心理工作負荷估測。我們設計一系列駕駛車輛之場景，並量測與分析駕駛者在開車時之警覺性，本論文完成之重點如下：

- (1) 在模擬駕駛場景中，我們製作了一些場景如：可連續行駛沒有盡頭的直線道路，隨機出現的彎路，以及在城鎮的場景。在複雜的場景也使用到地形資料的建立並比較。在車子的動態方面，我們設計了可換檔之引擎，在加速上會受到引擎扭力的影響，並以近似的方法，推導出車子的在轉向時的情況，與懸吊系統受力的情形，以建構逼真的虛擬汽車駕駛環境。
- (2) 在腦波量測與分析實驗方面，設計了長程駕車時之警覺性實驗，我們利用人類在中午吃飽飯會容易想睡覺的特點，加上長時間開車在單調的路上，會讓人很容易覺得疲倦的特性。利用量到的腦波與開車的狀況，建構一駕駛員心理負荷估測系統，此系統展示了未來實用化的潛力。

在未來的發展上，可再規劃更逼真的場景，以供實驗之用；在車子的動態上，可以發展更高階的動態特性，如碰撞與接觸不同地面等情況，並建立各種動態的模組，以直接使用於未來的場景中；而在場景中的互動上，可以再增加多種事件，如有其它車子或遇到行人 等突發情形。並利用加速規等工具，量測六軸平台的動態與真實車輛之差異。在心理負荷模型建構方面，可改善估測之準確性，並設計不同的實驗，探討不同的心理狀況，以發展能夠進行即時分析生理訊號的方法，開發出實用的腦機介面。並設計一些與安全性無關的實驗，例如人類看見圖像或文字在解讀上的速度，以探討虛擬世界與真實世界的差異性。

參考文獻

- [1] Basar, E. (1980). *EEG-brain dynamics: relation between EEG and Brain evoked potentials*, Elsevier/North-Holland Biomedical Press, New York, N.Y.
- [2] Brandt, M. E. (1997). Visual and auditory evoked phase resetting of the alpha EEG. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3), 285-98.
- [3] Carter, C. S., Braver, T. S., Barch, D. M., Botvinick, M. M., Noll, D., and Cohen, J. D. (1998). "Anterior cingulate cortex, error detection, and the online monitoring of performance." *Science*, 280, 747-749.
- [4] Chapman, R. M., and McCrary, J. W. (1995). EP component identification and measurement by principal components analysis [published erratum appears in *Brain Cogn* 1995 Aug; 28(3): 342]. *Brain and Cognition*, 27(3), 288-310.
- [5] Jung T-P, Humphries C, Lee T-W, Makeig S, McKeown MJ, Iragui V, Sejnowski TJ. (1998) Extended ICA removes artifacts from electroencephalographic Data, In: *Advances in Neural Information Processing Systems*, 10:894-900.
- [6] Jung T-P, Makeig S, Humphries C, Lee T-W, McKeown MJ, Iragui V, Sejnowski TJ. (2000a) Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation, *Psychophysiology*, 37:163-78.
- [7] Jung T-P, Makeig S, McKeown M.J., Bell, A.J. , Lee T-W, and Sejnowski TJ. (2001a) Imaging Brain Dynamics Using Independent Component Analysis , *Proceedings of the IEEE*, 89(7):1107-22.
- [8] Jung T-P, Makeig S, Westerfield M, Townsend J, Courchesne E, and Sejnowski TJ, (1999). Analyzing and visualizing single-trial event-related potentials, In: *Advances in Neural Information Processing Systems*, 11:118-24.
- [9] Jung T-P, Makeig S, Westerfield W, Townsend J, Courchesne E, and Sejnowski TJ (2001b) Analysis and visulization of single-trial event-related potentials, *Human Brain Mapping*, 14(3):166-85.
- [10] Jung, T.-P., Makeig, S., Stensmo, M. and Sejnowski, T. J. (1997) Estimating alertness from the EEG power spectrum, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44(1), 60-69.
- [11] Jung, T-P, Makeig, S, Westerfield, M, Townsend, J, Courchesne, E and Sejnowski, TJ. (2000b) Removal of eye activity artifacts from visual event-related potentials in normal and clinical subjects, *Clinical Neurophysiology*, 111(10):1745-58.
- [12] Falkenstein, M., Hohnsbein, J., Hoormann, J., and Blanke, L. (1991). Effects of crossmodal divided attention on late ERP components. II. Error processing in choice reaction tasks. *Electroencephalography and Clinical*

- Neurophysiology*, 78(6), 447-55.
- [13] Klopp, J., Marinkovic, K., Chauvel, P., Nenov, V., and Halgren, E. (2000). Early widespread cortical distribution of coherent fusiform face selective activity. *Human Brain Mapping*, 11, 286-293.
 - [14] Makeig S, Bell AJ, Jung T-P, Sejnowski TJ. (1996) Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data, In: *Advances in Neural Information Processing Systems* 8:145-51.
 - [15] Makeig S, Enghoff S, Jung T-P, and Sejnowski TJ. (2000b) An efficient basis for brain-actuated control, *IEEE Trans Rehab Eng* 8:208-211.
 - [16] Makeig S, Jung T-P, and Sejnowski TJ, (2000d) Awareness during Drowsiness: Dynamics and Electrophysiological Correlates, *Canadian J. Experimental Psychology*, 54(4): 266-73.
 - [17] Makeig S, Jung T-P, Bell AJ, Ghahremani D, Sejnowski TJ. (1997) Blind separation of event-related brain responses into independent components, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 94:10979-84.
 - [18] Makeig S. (1993) Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalog. clin. Neurophysiol.*, 86:283-93.
 - [19] Makeig S. and Jung, T-P. (1996) Tonic, phasic and transient EEG correlates of auditory awareness in drowsiness, *Cognitive Brain Research* 4, 15-25.
 - [20] Makeig, S., and Inlow, M. (1993). Lapses in alertness: Coherence of fluctuations in performance and EEG spectrum. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 86, 23-35.
 - [21] Makeig, S., Westerfield, M., Jung, T.-P., Covington, J., Townsend, J., Sejnowski, T. J., and Courchesne, E. (1999) Independent components of the late positive event-related potential in a visual spatial attention task. *Journal of Neuroscience*, 19(7), 2665-2680.
 - [22] Makeig, S., Westerfield, M., Jung, T-P., Enghoff, S., Townsend, J., Courchesne, E., and Sejnowski, T.J., (2002) Electroencephalographic Sources of Visual Evoked Responses, *Science*, 295, Jan. 25, 690-94.
 - [23] Wooldridge D. E. (1963), *The machinery of the brain*, McGraw-Hill Book Company, Inc., N.Y.
 - [24] Nishiyama Y., Nakazono T., Sasaki M., and Watanabe Y. (1996), "Physiological evaluation of effect on driver's mental work load for a newly-developed semi-automatic transmission system," *JASE Review* 17, pp. 395-400.
 - [25] Kuriyagawa Y. and Kageyama I. (1999), "A modeling of heart rate variability to estimate mental work load," *Proceedings of IEEE SMC'99 Conference*, vol. 2.
 - [26] Lo, P. C. and. Chung W. P., (2000), "An approach to quantifying the multi-channel EEG spatial-temporal feature," *Biometrical Journal*, V. 42 (7), pp. 21-34.

- [27] Schellekens J. M. H., Sijtsma G. J., Vegter E., and Meijman T. F. (2000), "Immediate and delayed after-effects of long lasting mentally demanding work." *Biological Psychology*, 53, pp37-56.
- [28] Wood C. C., et al. (1985), "Electrical sources in human somatosensory cortex: Identification by combined magnetic and potential recordings," *Sci.*, vol. 227, pp. 1051-1053.
- [29] Tesche C. D., et al. (1995), "Signal-space projections of MEG data characterize both distributed and well-localized neuronal sources," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 95, pp. 189-200.
- [30] Baillet S., et al. (1999), "Combined MEG and EEG source imaging by minimization of mutual information," *IEEE Trans. BME*, V. 45 (5), pp. 522-534.
- [31] <http://www.sense8.com>
- [32] <http://www.neuroscan.com>
- [33] <http://www.3dcafe.com/asp/default.asp>
- [34] <http://www.3dtotal.com/>
- [35] <http://www.exchange3d.com/new3d/index.php>
- [36] Thomas D. Gillespie 著，車輛運動力學，林筱增譯，成陽出版社，台北，2002 年 5 月。
- [37] H. Ueno, M. Kaneda, and M. Tsukino, "Development of Drowsiness Detection System," *Vehicle Navigation and Information Systems Conference Proceedings*, pp. 15-20, Aug. 1994.
- [38] P.Comon. Independent component analysis - a new concept? *Signal Processing*, 36:287-314,1994
- [39] A.J. Bell and T.J. Sejnowski Aninformation maximisation approach to blind separation and blind deconvolution. *Neural Computation* 7:1129-1159,1995.
- [40] 張鴻祥，“虛擬實境之六軸動感平台控制與系統整合”，國立交通大學電機與控制工程學系，碩士論文 1998.
- [41] 練紹安，“分散式即時動態視覺模擬操控訓練系統之研發”，國立交通大學電機與控制工程學系，碩士論文 2000.
- [42] 顏嘉祥，“自調式沖淡濾波器之發展及其於虛擬實境船舶動態模擬系統之應用”，國立交通大學電機與控制工程學系，碩士論文 2001.
- [43] 蔡享冀，“馬動態場景之製作與周邊軟硬體之搭配”，國立交通大學電機與控制工程學系，碩士論文 2002.
- [44] 王耀聰，“以高階分散式網路架構實踐多人飛行模擬訓練系統之建置”，國立交通大學電機與控制工程學系，碩士論文 2002.