

嘉南藥理科技大學專題研究計畫成果報告

計畫編號：CN9904

人員可靠度之量化評估技術開發與應用－

子計畫 2：以腦波量化技術結合危害認知及辨識能力評估人員可靠度

執行期間：99 年 1 月 1 日至 99 年 12 月 31 日

整合型計畫

個別型計畫

計畫總主持人：李孫榮

計畫主持人：

子計畫主持人：鄭世岳

中華民國一百年二月二十八日

以腦波量化技術結合危害認知及辨識能力評估人員可靠

摘要

本研究徵求 16 位健康的受測者以腦波頻譜分析及事件關聯電位來探討視覺反應作業及人員可靠度之相關性，人員可靠度以個人之反應準確度區分為高、低可靠度組，每一組 8 人，實驗受測者進行修正之 Eriksen 旁側夾擊作業前，先量測其在休息狀態之 5 分鐘腦波活動，將腦波去除雜訊計算各個頻帶之分佈，並檢視 Eriksen 旁側夾擊作業誘發腦波事件關聯電位之振幅及潛時，研究結果顯示低可靠度組在額葉部位有較高之 α 頻帶腦波能量及在頂葉中心有較低振幅與較長潛時之事件關聯電位 P300 成分波，此研究發現在額葉部位有較高之 α 頻帶腦波能量及在頂葉中心有較低振幅與較長潛時之事件關聯電位 P300 成分波之健康受測者，在認知及辨識能力較差，且在視覺反應作業有較低之人員可靠度之特徵，此結果說明 α 頻帶腦波能量及腦波事件關聯電位 P300 成分波之振幅與潛時可用以反映視覺作業之人員可靠度。

關鍵詞：腦波、事件關聯電位、認知、人員可靠度

一、研究動機與目的

一九三一年，美國工業安全之父韓笠奇(H. W. Heinrich) 研究七萬五千個工業意外事故個案，推論出不安全行為佔事故因素的88%。雖然此數字迭有爭議，但無人否認工作場所之不安全行為是很重要的事故肇始者，而不安全行為的主體是人，再好的安全防護措施，也難免因人為失誤而造成事故。可見人的行為表現是意外事故發生之關鍵，因此如何掌握人的行為表現，並於事先採取預防措施，就成為防止意外事故之重要課題。在職業病預防之措施中，對於特別危害健康之作業，可藉由事前實施特殊體格檢查發現從業勞工是否有不利於其從事該項作業之健康因素(例如：從事某些有機溶劑作業勞工，應於受僱前或變更工作前實施肝功能及腎功能等項目之檢查，若有肝疾病或腎疾病等不適合其從事該項工作之疾病者，雇主不得使其從事該項工作)(勞工健康保護規則)，於事前採取健康篩檢措施，旨在保護勞工避免在其從業期間造成健康之不利影響。而在意外事故預防措施中，並未見有類似之從業人員篩檢作法，若針對作業系統人可靠度要求高之作業，如危險性機械、設備之操作，核能設施之監控作業，甚至大眾運輸工具之駕駛，應建立類似之心智條件篩檢措施，對於人可靠度異常低下者應限制其從事類似作業，其目的不但在於保護其

個人之人身安全，亦減少其低可靠度可能增加之事故風險。人可靠度(Human Reliability)一詞常用於評估人員工作達成率的指標，其定義為在一個系統運作的任何階段，人所執行的一項工作能在規定期限(若有時間限制)內，圓滿達成的機率(Dhillon, 1986)。研究人可靠度須探討人為失誤之發生過程(如圖 1)，人為失誤受外部環境及人內在因子影響，外部環境可藉由良好之管理機制來掌控，但人為失誤的內在因子就非管理機制所能掌控，因此從業人員之篩檢就顯得格外的重要。

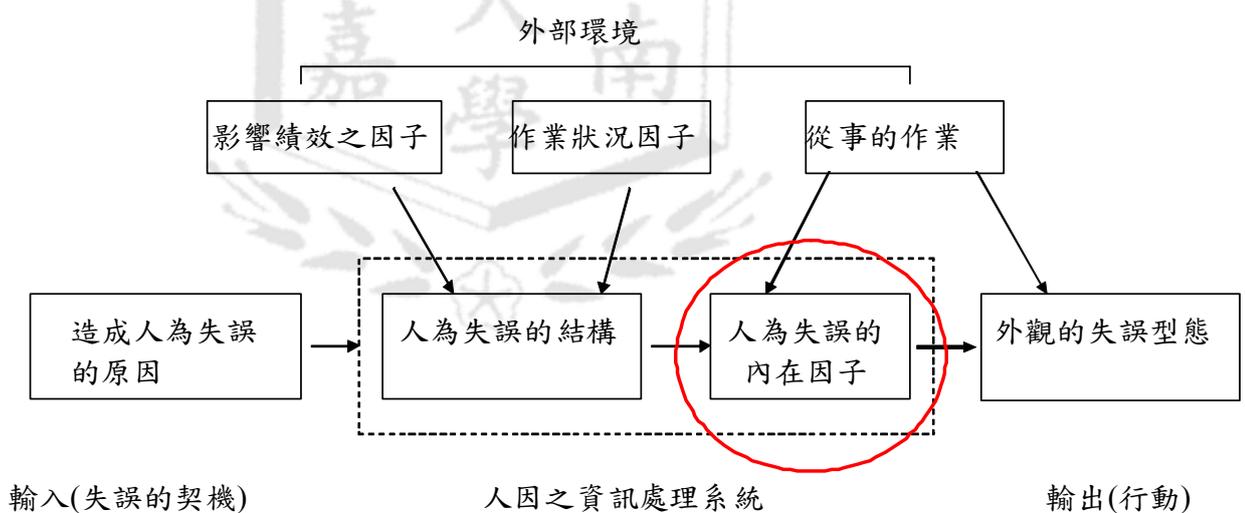


圖 1 人為失誤的發生過程

本研究的目的是在探索腦波量測及人員可靠度在視覺作業間的關係。採用 Ruchsow 等人(2005)之實驗設計，使用事件關聯電位以研究人員可靠度之電生理學相關性。本實驗所徵募之受測者依其個別反應準確度分成兩組，即高可靠度組(HR)及低可靠度組(LR)，在實

驗操作者之引導下，紀錄休息狀態下之腦波及進行修正後之旁側夾擊作業(Eriksen, 1974)取得之事件關聯電位，並藉以評估人員之認知及辨識能力。分析四種不同頻率之腦波頻譜能量，和 P300 成分波的振幅、潛時與反應時間(reaction time; RT)及失誤率(error rate; ER)間的關係。

二、文獻回顧與探討

人類的外顯行為表現受內隱之心智反應所掌控，而心智反應驅使大腦細胞活動，產生微弱的電位經過骨骼和頭皮後，由黏貼頭皮的電極偵測，將訊號放大後記錄而成之圖像稱之為腦波圖(Electroencephalography)。EEG(Electro Encephalo Graphy)意思為電的腦部圖像，簡稱腦波圖。事件關聯電位(Event Related Potential; ERP)就是「心理事件和神經活動的關聯」，也就是將外在的事件和腦波活動的規律性藉由時間鎖定(time-locked)建立對應關係，而找出二者的關聯性。將大量事件做時間鎖定後的平均，藉由隨機平衡排除掉雜訊，可以抽離出真正的 ERP。

由於每個人的心智狀態及意識水準各有差異，面對外界的刺激會有不同的行為表現及動作反應。行為監控能力乃心智反應之具體表現，是個體對外界環境產生適當反應的重要機制。腦波事件相關電生理學研究用以評估一個人之行為監控能力，為人類行為科學研

究開拓一嶄新的方向。Scheffers 等人在 1999 年之研究發現於夜晚持續醒著不睡，偵測錯誤的能力會隨著醒著時間增長而變差，同時錯誤率隨時間增長而增高。其研究發現睡眠剝奪者在執行偵測能力(以錯誤關聯負波 Error Related Negativity；ERN 表示)測試時，其腦波 ERN 振幅顯著小於未受睡眠剝奪者，表示偵錯能力高低可藉由腦波事件關聯電位之 ERN 振幅大小看出。不管心智條件的低下是由於受睡眠剝奪或原本之心智狀態所致，腦波事件關聯電位之分析評估與量化偵錯能力之心智條件有強烈之相關性。

依日本橋本邦衛教授之研究指出，人類大腦之意識水準可以分為五階段，然在日常的正規作業，大部份均處在水準 II(正常而鬆弛狀態)，就人因工程觀點宜使大腦之意識水準維持 II 階段，才不會發生人為失誤，但在非正規作業時宜將其轉換為水準 III(正常而清楚狀態)。若 β 波為優勢波時人可靠度最高，此時人之生理狀態處於積極活動。若 α 波甚至 θ 波為優勢波時人可靠度明顯下降，這是表現於自發性的腦波活動，其對心智活動之腦波變化並無探討。腦波圖譜所反映出之心智狀態透露出人之行為傾向與意圖，這是最直接掌握人類心智條件之量測技術，藉此評估人的可靠度，在安全管理的應用具有相當之價值。

在腦波異常(EEG abnormality) 的研究上，William(1969) 利用

腦波圖(EEG) 測量來探討不同類型的暴力犯在腦波上的差異，量測了 353 位暴力少年犯，研究結果發現 65%的習慣性暴力犯及 24%的偶發性暴力犯異於常人的腦波型態。Flor(1991)等人利用腦波圖(EEG)的研究，發現暴力成為者的 EEG 顯示出二腦半球間連結減少，而這些區域與胼胝體的連結發生異常(Nachshen 1983; Yendall 1977)。Barratt 等人將腦波事件關聯電位(ERP)應用至暴力犯罪研究上，發現其 Left Angular Gyrus 發生異常，其慢波振幅也減少。腦波不但即時反應出大腦活動的特性，進一步可獲得大腦在進行認知活動的動態生理指標。

本研究擬應用腦波頻譜分析、事件關聯電位及旁側夾擊作業(Flanker Task)來分析、評估人員失誤歷程，從腦波量化之生理量測指標及人員失誤率之行為量測結果來評估人員可靠度，期能建立心智條件之篩檢措施。開發此技術先期將在實驗室進行實測，藉由控制各種影響可靠度之因素如：疲勞、壓力、緊張等條件來評估人員可靠度，並嘗試以意外事故傾向者為分析評估可靠度之對象，分析其腦波特性，並建立腦波量化指標與人可靠度相關性之資料庫，最後擬將此技術應用於產業界，對於工作現場提供人員可靠度及風險評估之參考。

三、研究方法與步驟

(一)實驗程序

18 位男性大學生，平均年齡約 22 歲(標準差 1.3 歲)之自願受測者參與本研究。受測者皆聽力正常，視覺正常或經矯正後正常，無接受醫療、精神疾病或頭部外傷，無使用藥物治療，且皆為右利者。有 2 位受測者因接受腦波測試時有過大之動作引起之雜訊，而中止試驗，因此，本研究結果僅使用其中之 16 位受測者之數據。所有受測者在實驗操作者說明整個實驗程序後，填寫接受測試同意書。

事先告知受測者在測試前 24 小時，應避免飲用酒精及咖啡，測試當天實驗在早上 10:00 左右開始進行，受測者單獨在燈光昏暗、具有隔音及電磁波隔離之測試房間，首先由實驗助理詳細解說實驗內容，並讓受測者進行練習直到其熟悉操作內容，隨後在實驗助理引導下量測其 5 分鐘休息狀態下的腦波，然後進行修正後之旁側夾擊作業。

(二)行為反應測試

本研究採用修正之 Eriksen 旁側夾擊作業(Eriksen flanker task)以箭頭刺激取代文字刺激，刺激信號出現於 15 吋之電腦銀幕上，使用黑色背景，視距約 80 公分，如圖 2(a)所示。受測者穿著輕便服裝戴上腦波電極帽，坐在電腦銀幕前，如圖 2(b)所示，受測者壓按與電腦連接之控制盤上之指定按鈕(如圖 2(c)所示)，對標靶刺激

做出反應，測試盒控制開關設計，乃用以定位受測者手指壓按起始開關及控制開關之位置。受測者必須在電腦螢幕前之 5 個一線排開的箭頭之中間箭頭，作為標靶箭頭，依標靶箭頭的指向，以右手食指壓按左側或右側按鈕。標靶箭頭使用 4 個其他箭頭作為干擾箭頭，2 組向右及 2 組向左箭頭，干擾箭頭與標靶箭頭方向相同者之刺激信號稱為 ”一致”，干擾箭頭與標靶箭頭方向相反者之刺激信號稱為 ”不一致”(如圖 3 所示)。一致及不一致的測試項以等機率出現，對標靶箭頭信號做左側及右側按鈕反應，出現的機率亦是相同。

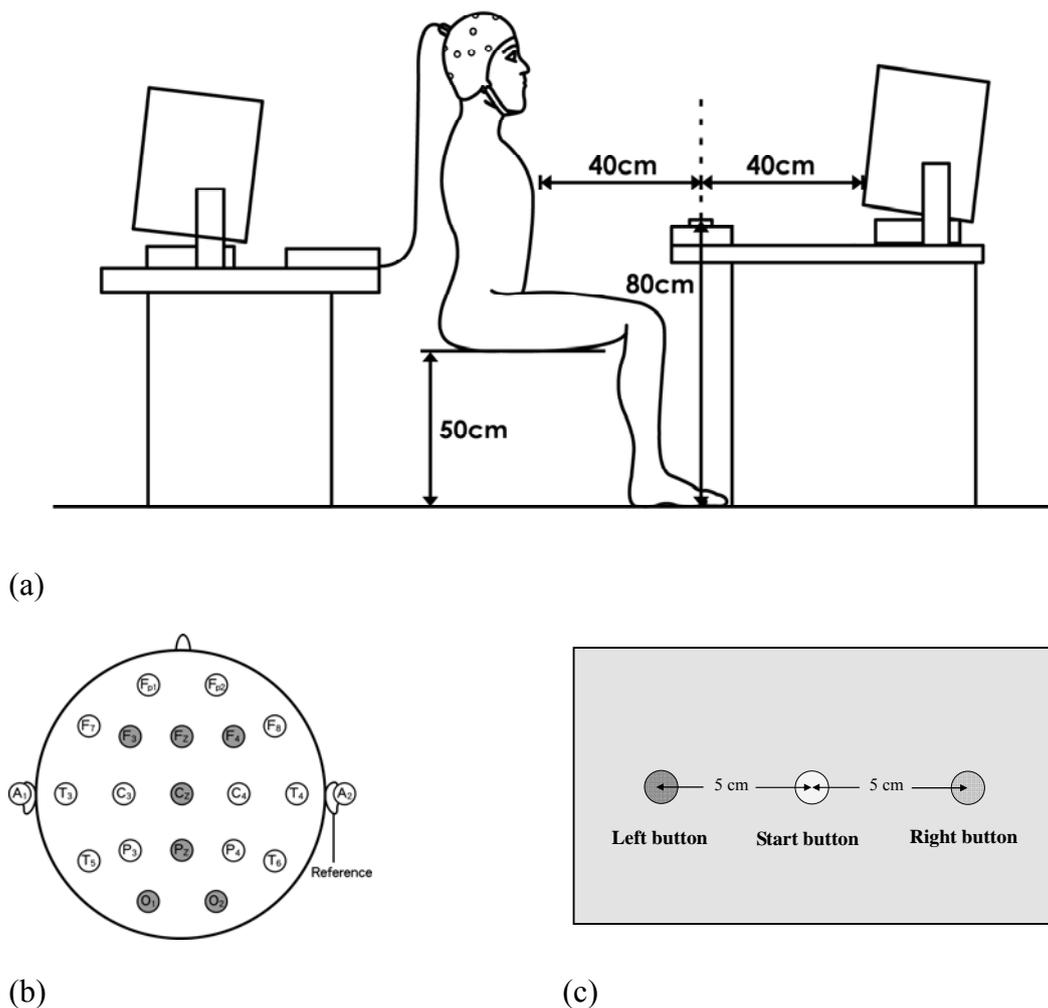


圖 2 (a)受測者戴上國際 10-20 電極連接法腦波帽與測試設備之相關配置，(b)

以右耳為參考電極，(c)與測試設備連接自製控制盤。



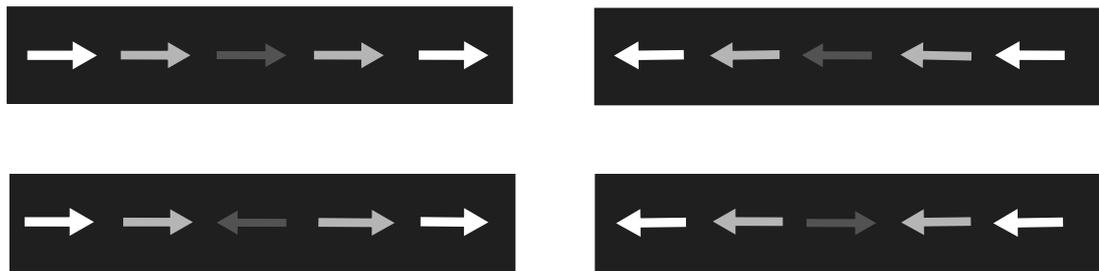


圖 3 標靶箭頭與 4 個其他干擾箭頭，2 組向右及 2 組向左箭頭，干擾箭頭與標靶箭頭方向相同者(上排為一致)，干擾箭頭與標靶箭頭方向相反者(下排為不一致)。

當試驗作業開始，每次測試(trial)出現一個標靶箭頭及 4 個干擾箭頭之箭頭列，標靶箭頭一出現，受測者右手食指從起始按鈕移開，並壓按對應的按鈕，然後將食指放回起始按鈕，完成一次測試(trial)。測試係以隨機方式出現，並限制連續同樣的箭頭排列次數在 5 以下，受測者對左向標靶箭頭以按左側按鈕來反應，對右向標靶箭頭以按右側按鈕來反應。每一個測試(trial)開始，銀幕出現中央凝視的白色十字持續 1 秒，在中央凝視十字消失後 200 毫秒，出現箭頭列並維持 50 毫秒。標靶箭頭為深灰色，內側干擾箭頭為淺灰色直接圍在標靶箭頭兩側且較標靶箭頭為大，外側之干擾箭頭為白色且較鄰近的干擾箭頭為大，每一測試(trial)等待反應時間為 2 秒，若受測者在這段時間內未作反應，則進行下一個測試(trial)，兩個測試(trial)間隔(作答後至下一個測試開始)隨機分配於 1.2 ~ 2 秒。

(三)腦波紀錄及數據分析

進行腦波測試時，受測者戴腦波電極帽(Quick-Cap, Compumedics NeuroScan, El Paso, Texas)使用 Ag/AgCl 電極，以耳乳突為參考電極，在國際 10–20 電極連接法之 F3、Fz、F4、Cz、Pz、O1 和 O2 位置紀錄腦波(Andreassi, 2000)，如圖 2(b)所示。在左眼上方 2 公分及下方 2 公分置放二個 Ag/AgCl 電極，以記錄垂直眼動(electrooculogram; EOG)，眼角外側 1 公分紀錄水平眼動，接地電極置放於前額。所有電極的阻抗均保持在 10 k Ω 以下，腦波及眼動以 SYNAMPS 放大器放大訊號且取樣頻率為 500Hz，腦波波段使用 SCAN 4.3 (Compumedics Neuroscan, Inc.)之眼動消除指令除去眼動雜訊，使用動作雜訊消除指令除去動作引起的雜訊 (Semlitsch, 1986)。

為量測受測者之背景 EEG 型態，僅做 5 分鐘休息情況之 EEG 頻譜。紀錄 5 分鐘休息情況之 EEG 之後，使用 5-s Hanning 窗函數之快速傅立葉轉換(fast Fourier transform; FFT)將時間域轉換成頻率域。腦波能量計有在 0–4 Hz、4–8 Hz、8–14 Hz 及 14–20 Hz 頻率範圍之 delta (δ)、theta (θ)、alpha (α)及 beta (β)頻帶(frequency bands)。

在事件關聯電位分析方面，以 1 Hz (–12 dB/octave)數位高通

濾波 (high pass filter) 進一步處理腦波數據，使用刺激鎖定 (stimulus-locked) 切割腦波波段，從旁側夾擊作業箭頭列出現前 200 毫秒至出現後 800 毫秒作為腦波波段，刺激鎖定之平均波形(即腦波事件關聯電位)在分析前，以刺激開始及前 100 毫秒為基線修正，然後以 1 至 10Hz 帶通(band-pass)濾波，在腦波事件關聯電位 P300 定義為自 200 毫秒至 500 毫秒之視窗內最大的正峰值。對刺激鎖定 ERP 而言，從箭頭列出現至峰值產生之間的時間定義為 ERP 的潛時(latency)，本研究採用視覺反應誘發電位波，大腦皮質活性區域主要在額葉(F3、Fz、F4 電極位置)、頂葉中心(Cz、Pz 電極位置)及枕葉(O1、O2 電極位置)，因此腦波及事件關聯電位波紀錄置於 F3、Fz、F4、Cz、Pz、O1 及 O2 等七個電極，以刺激鎖定量取 P300 成分波的振幅及潛時。值得一提的是，未作出反應或超過 2 倍平均反應時間之標準差之反應時間之測試(trial)項不列入刺激鎖定 ERP 之計算。

在 F3、Fz、F4、Cz、Pz、O1 及 O2 紀錄位置所量測之 EEG 及 ERP 個別之重複量數(repeated-measures)變異數分析(analysis of variance; ANOVA)，實驗群組之組間因素(within-subjects factors)包括：高可靠度組(HR)及低可靠度組(LR)。電極(electrode)之組內 (within-subjects factors)因素有 F3、Fz、F4、Cz、Pz、O1 及 O2，

“群組”、“電極”以及“群組-電極”間交互作用之差異，進一步以 Fisher LSD post hoc tests 分析評估(nominal level of alpha: $P < 0.05$)。此外，對腦波特質及事件關聯電位 P300 成分波(峰值及潛時)與行為反應(平均反應時間及失誤率)亦進行相關性分析以評估其關聯性。

四、結果與討論

(一)行為反應數據

在修正之Eriksen 旁側夾擊作業中，所有錯過或失誤的反應均算為失誤率，採用失誤率，將整個受測者群(n=16)分別切成高(HR)及低(LR)人員可靠度次群組(n=8)，在低可靠度組受測者，其平均失誤數為27.8(標準差：7.9)，相當失誤率為4.63%，而高可靠度組受測者，其平均失誤數為1.0(標準差：1.0)，相當失誤率為0.17%，低可靠度與高可靠組之平均反應時間分別是914(標準差：101)及836(標準差：58)毫秒，本研究採用二樣本T檢定來比較低、高可靠度組之反應時間及失誤率，關於失誤率 $ER[t(14) = 7.508, P < 0.001]$ 有顯著的組間差異，而反應時間 $RT[t(14) = 1.501, P = 0.184]$ 則無顯著的組間差異。

(二)腦波頻譜能量

HR 及 LR 群組均作腦波信號濾波後之頻譜能量分析，圖 4 所

示為 HR 及 LR 群組在七個電極位置平均腦波頻譜能量，可以清楚看到在 1–4 Hz δ 頻帶或在 8–14 Hz α 頻帶有出現峰值，有趣的是 LR 群組在所有量測的電極一致地有明顯較 HR 群組為高之 α 頻帶腦波能量。關於腦波能量， α 頻帶在額葉左側(F3) [$F(1,14) = 10.485, P < 0.05$]、額葉中央(Fz) [$F(1,14) = 9.816, P < 0.05$]、額葉右側(F4) [$F(1,14) = 14.040, P < 0.01$]及中心溝(Cz) [$F(1,14) = 6.260, P < 0.05$]電極位置有顯著之組間差異，其他電極則無。而 β 及 δ 頻帶在所有七個電極並未發現組間差異， θ 頻帶在頂葉中心(Pz) [$F(1,14) = 5.861, P < 0.05$]有顯著的組間差異，其他六電極則無。

(三)事件關聯電位

為控制被分析的 ERP 數據數目不致因偽跡(artifacts)的控制而在組間產生不平均，每一群組均計算可分析的腦波波段個數，HR 及 LR 群組受測者之被分析之腦波波段個數分別為 590 (SD: 38.3) 及 540 (SD: 25.3)，進行分析之腦波波段個數無組間差異。

圖 5 所示為 HR 及 LR 群組受測者在七個量測電極(F3, Fz, F4, Cz, Pz, O1, and O2)位置之典型的總平均 ERP 波型(grand averaged ERP waveforms)，高可靠度群組在 Cz, Pz, O1 及 O2 電極位置之 P300 峰值(peak values)顯著較低可靠度組者為高，潛時(peak values)較低可靠度組者為短，HR 及 LR 群組之 P300 在 Pz 電極位置有最

大之峰值，P300 成分波(時間視窗 200–500 ms)振幅的組間差異局限於枕葉左側電極(O1 [$F(1,14) = 5.396, P < 0.05$])，此外，頂葉中心電極(Pz) [$F(1,14) = 4.722, P = 0.061$]及枕葉右側電極(O2) [$F(1,14) = 4.256, P = 0.073$]有接近顯著之組間差異，其他四個電極則無顯著差異。有關 P300 潛時，在中心溝電極(Cz) [$F(1,14) = 5.603, P < 0.05$]、頂葉中心電極(Pz) [$F(1,14) = 22.401, P < 0.001$]及枕葉左側電極(O1) [$F(1,14) = 10.074, P < 0.05$]有顯著之組間差異，其他四個電極則無顯著差異。

(四)相關性

因為反應時間(RT)無顯著的組間差異，所以反應時間及腦波能量及 P300 振幅、潛時未作相關性分析。本研究發現，腦波能量只有在 α 頻帶與失誤率(ER)有顯著之相關性，其他三個頻帶則無， α 頻帶在 F3, Fz, F4, 電極位置與失誤率(ER) 有顯著之相關 (F3: $r = 0.643, P < 0.05$; Fz: $r = 0.650, P < 0.05$; F4: $r = 0.691, P < 0.05$)，其他 4 個電極則無。P300 振幅與 ER 在頂葉中心電極(Pz)、枕葉左側電極(O1)及枕葉右側電極(O2) (Pz: $r = 0.751, P < 0.05$; O1: $r = 0.686, P < 0.05$; O2: $r = 0.700, P < 0.05$)有顯著之相關性其他四電極則無。另一方面 P300 潛時與失誤率(ER) 在中心溝電極 Cz 和頂葉中心電極 (Pz)有顯著之相關性(Cz: $r = 0.815, P < 0.01$; Pz: $r = 0.962, P <$

0.001), 其他五個電極則無。

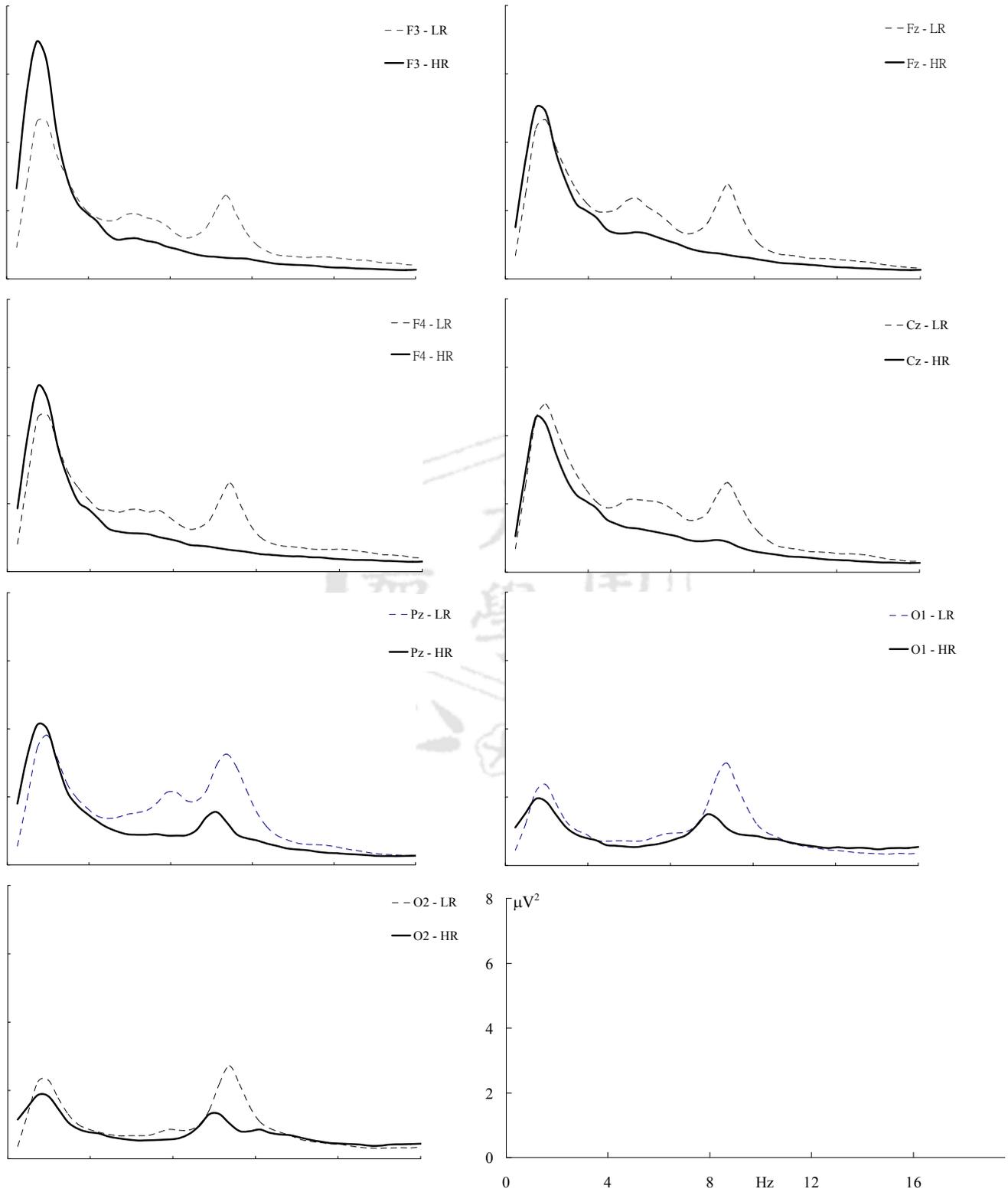


圖 4 高(實線)、低(虛線)可靠度群組測得之 5 分鐘休息狀態之腦波頻譜能量分布。

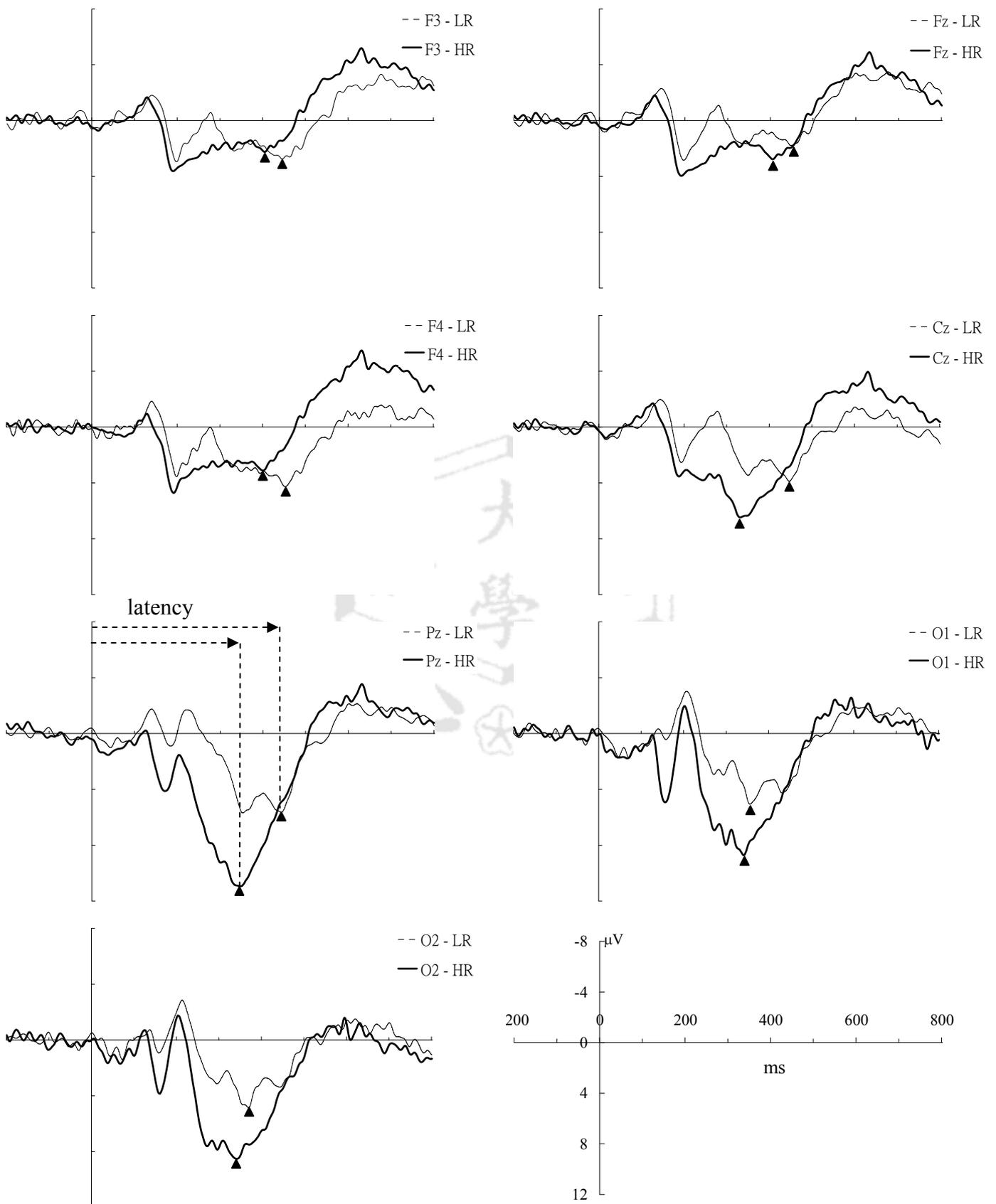


圖 5 分析高(實線)、低(虛線)可靠度群組之刺激鎖定事件關聯電位(ERP) 總平均波型，三角形註記 P300 峰值，起始時間 0 秒為旁側夾擊作業刺激箭頭出現開始。

本研究採用腦波能量及事件關聯電位 P300 成分波研究健康控制組人員可靠度之神經生理學之相關性。依照 Ruchow 等人採用之實驗設計，以個人平均失誤率(ER)作為決定受測者反應控制之可靠度的指標。採用失誤率，將整個受測者群(n=16)分別切成高及低人員可靠度次群組(n=8)，比較高、低可靠度組之反應時間(RT)並無顯著差異，而在休息狀態之腦波，發現低可靠度組之在 F3, Fz, F4, 及 Cz 電極位置之 α 頻帶能量，及在 Pz 電極位置之 θ 頻帶能量顯著地高於高可靠度組者。由於 θ 頻帶能量與失誤率無顯著相關性，因此 θ 頻帶能量不適合用以評估兩群組間之差異。其意味低可靠度群組之受測者在進行實驗測試時有較低之覺醒水準或注意力。不管較低的覺醒水準或注意力是由於疲勞或個人的特質，實際上受測者在此不利的條件下顯露出較差的人員績效。

事件關聯電位(ERP)是研究人員失誤歷程的利器已眾所周知，因其可以在快速的認知歷程在線上以毫秒的解析度做時間進程的追蹤，以刺激呈現後 250 至 500 毫秒間，在頂葉中心(Pz)電極位置量到之正向峰值之 P300，做為刺激量測及鑑別能力之評估指標，P300 被確認為可反映作業相關信息之分類(Donchin and Coles, 1988; Picton, 1992; Verleger, 1988)，在上述引用之文獻中亦討論到作業的知覺/認知困難度與 P300 之潛時之關係，當受測者對刺激在

認知上困難時 P300 潛時會拖長。本研究結果顯示侷限在頂葉中心 (Pz)及枕葉兩側(O1 and O2)電極之 P300 有顯著之組間效應。就 P300 總平均波型而言，低可靠度組有顯著較高可靠度組為小之正向波幅，尤其，全部群組在頂葉中心(Pz)及枕葉兩側(O1 and O2)電極之 P300 波幅及失誤率間有顯著之相關性，另一方面，低可靠度組在頂葉中心(Pz)之 P300 潛時與失誤率有顯著相關性，可預期低可靠度組在頂葉中心(Pz)有較高可靠度組為長之 P300 潛時。同樣地，較長的 P300 潛時與低可靠度反應操作有關聯性。

本研究發現關於 P300 成分波有顯著的組間差異，P300 成分波機能上的意義仍有爭議(Falkenstein et al., 2000)，Nieuwenhuis 等人發現 P300 波幅與察覺錯誤之能力有關係(Nieuwenhuis et al., 2001)，在其實設計中，受測者被明確告示在整個實驗知道自己所進行的操作是否正確，來進行錯誤反應判定。與之相較，本研究並未明確要求受測者知道自己所進行的操作是否正確來進行實驗，僅以 P300 波幅作為知覺的指標。與高可靠度受測者相較，低可靠度受測者沒有足夠的能力以辨認不一致測試(trial)為錯誤的訊息。因此，低可靠度受測者在進行修正之旁側夾擊作業時出現較高之錯誤反應，此外，事件關聯電位 P300 成分波與選擇注意(selective attention)有關已廣為所知，選擇注意低下會導致受測者集中注意力

在其作業相關項目之能力降低及被不相關的訊息分散注意力之情況升高(Boksem, Meijman, and Lorist, 2005)，這將造成旁側夾擊作業期間增加錯失目標物及失誤測試(trial)的次數。

最重要的是，本研究發現在失誤率與在額葉(F3, Fz, and F4)之 α 頻帶腦波能量，及在頂葉中心(Pz)之事件關聯電位 P300 成分波(波幅及潛時)有顯著之相關性，因此，在額葉較高的 α 頻帶腦波能量及在頂葉中心較小的波幅、較長的潛時之 P300 成分波，可作為有較低人員可靠度的健康受測者之有用的特徵。本研究結果指出，較高失誤率(ER)與較高的腦波能量 α 頻帶及 P300 波幅減小、P300 潛時增長互相關聯，如果受測者數量足夠的話，實驗結果或許可作為人員可靠度指標的證明。

五、結論

藉由計算個別反應準確率，將全部受測者區分為高、低可靠度類型之群組，本研究採用腦波能量及事件關聯電位，以評估個人行為績效之人員可靠度，研究發現在額葉(F3, Fz, and F4)較高的 α 頻帶腦波能量，及在頂葉中心(Pz)之 P300 成分波較小波幅及較長潛時，可作為較低人員可靠度之健康受測者之有用的特徵，本研究可證實對健康的受測者所量測之 α 頻帶腦波能量，及在修正之 Eriksen 旁側夾擊作業及腦波事件關聯電位 P300 成分波，適於

反映出視覺反應作業之人員可靠度。



參考文獻：

1. 中文部分

- (1) 陳耀茂，可靠性法與應用，台北市，雙葉書廊 2000。
- (2) 洪蘭、曾志朗譯(B. J. Underwood, J. J. Shaughnessy 著)，心理學實驗研究法，台北市，遠流出版社 2005。
- (3) 洪蘭，發展的認知神經科學，台北市，信宜基金出版社，2001。
- (4) 楊鴻裕，睡眠剝奪對錯誤知覺反應的影響，碩士論文，中正大學心理研究所，2004。
- (5) 陳巧雲，以檢視腦波型態探討衝動性暴力行為與大腦抑制機制，碩士論文，中正大學犯罪防治研究所，2004。
- (6) 林昱延，EEG 於心理工作壓力量測之評估研究，碩士論文，清華大學工業工程與工程管理系，2002。
- (7) 鄭世岳，以腦波評估提神飲料對疲勞之影響，嘉南藥理科技大學校內研究報告，2008。

2. 外文部分

- (1) Andreassi JL, *Psychophysiology: Human Behavior and Physiological Response*, fourth ed., Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ, 2000.
- (2) Barrett, E., The Use of Anticonvulsants in Aggression and Violence, *Bulletin*, 29(1), 75-81, 1993.
- (3) Boksem MAS, Meijman TF, Lorist MM, Effects of mental fatigue on attention: An ERP study, *Cognitive Brain Research*; **25**:107–116, 2005.
- (4) Cerezuela, Gemma Pastor, Tejero, Pilar, Choliz, Mariano, Wertheim's hypothesis on 'highway hypnosis': empirical evidence from a study on motorway and conventional road driving. *Accident analysis and prevention* 36, pp. 1045-1054, 2004.
- (5) Christensen, J. M., Howard, J. M. and Stevens, B. S., Field Experience in Maintenance, in *Human Detection and Diagnosis of System Failures* (edited by J. Rasmussen and W. B. Rouse), pp111-133, Plenum Press, New York, 1981.
- (6) Dhillon, Balbir S., *Human Reliability with Human Factors*, Elmsford, New York, 1-5, 1986.
- (7) Donchin E, Coles MGH, Is the P300 component a manifestation of context updating? *Behavioral and Brain Sciences* **11**:357–374, 1988.

- (8) Eriksen BA, Eriksen CW, Effects of noise letters upon the identification of a target letter in a nonsearch task, *Percept Psychophysiology* **16**:143–149, 1974.
- (9) Falkenstein M, Hoormann J, Christ S, Hohnsbein J, ERP components on reaction errors and their functional significance: a tutorial, *Biological Psychology* **51**:87–107, 2000.
- (10) Flor-Henry P, Lang RA, Koles ZJ, Frenzel RR : Quantitative EEG studies of pedophilia. *Int. J. Psychophysical* **10**, 253-258, 1991.
- (11) Frost, R. O., Burish, T. G., and Holmes, D. S., Stress and EEG-Alpha, *Psychophysiology*, **15**(5), pp. 394-397, 1978.
- (12) Gerdes, V., HRA Techniques: A Selection Matrix, *Microelectron Reliability*, vol. 35, Nos 9-10, pp. 1215-1231, 1995.
- (13) Greenwood, M. and Woods, H M., The Incidence of Industrial Accident upon Individuals with Special Reference to Multiple Accident, Medical Research Committee, Industrial Fatigue Research Board, Report No. 4, HMSO, London, 1919.
- (14) Hagen, E. W. (Ed.), *Human Reliability Analysis*, Nuclear Safety, **17**, 315-326, 1976.
- (15) Kastner S, Pinsk MA, Weerd P D, Desimone R, Ungerleider LG, Increased activity in human visual cortex during directed attention in the absence of visual stimulation, *Neuron* **22**:751–761, 1999.
- (16) Kok, A., Effects of Degradation of Visual Stimuli on Components of the Event-Related-Potentials (ERP) in Go/Nogo Reaction Tasks, *Biological psychology*, **23**, 21-38, 1986.
- (17) Marc R. Nuwer, Quantitative EEG: I. Techniques and Problem of Frequency Analysis and Topographic Mapping, *Journal of Clinical Neurophysiology*, **5**(1): pp.1-43, 1988.
- (18) Murray SO, Wojciulik E, Attention increases neural selectivity in the human lateral occipital complex, *Nature Neuroscience* **7** (1):70–74, 2004.
- (19) Nieuwenhuis S, Ridderinkhof KR, Blom J, Band GP, Kok A, Error-related brain potentials are differentially related to awareness of response errors: evidence from an antisaccade task, *Psychophysiology* **38**:752–760, 2001.
- (20) Patrick D. T. O'Connor, Quantifying Uncertainty in Reliability and Safety Studies, *Microelectron Reliability*, vol. 35, Nos 9-10, pp. 1347-1356, 1995.
- (21) Picton TW, The P300 wave of the human event-related potential, *Journal of Clinical Neurophysiology* **9**:456–479, 1992.

- (22) Ricardo D. Blasco, Jose M. Prieto, Jose M. Cornejo, Accident Probability after Accident Occurrence, *Safety Science*, 41, pp 481-501, 2003.
- (23) Ruchow M, Spitzer M, Grön G, Grothe J, Kiefer M, Error processing and impulsiveness in normals: Evidence from event-related potentials, *Cognitive Brain Research* **24**:317–325, 2005.
- (24) Scheffer, MK., Coles, MGH, Bernsein, P, Gehring, WJ, and Donchin, E, Event-Related Processing during a Period of Extended Wakefulness, *Psychophysiology*, 36, 149-157, 1999.
- (25) Semlitsch HV, Anderer P, Schuster P, Presslich O, A solution for reliable and valid reduction of ocular artifacts, applied to the P300 ERP, *Psychophysiology* **23**:695–703, 1986.
- (26) Shaw, L. and Sichel, H. S., Accident Proneness, Pergamon Press, Oxford.
- (27) Simo, Salminen and Markku, Heiskanen, Correlation between Traffic, Occupational, Sports and Home Accidents, *Accident Analysis and Prevention*, Vol. 29, No 1, pp 33-36, 1997.
- (28) Verleger R, Event-related potentials and cognition: a critique of the context updating hypothesis and an alternative interpretation of the P3, *Behavioral and Brain Sciences* **11**:343–356, 1988.