

以腦波評估視覺反應作業之人員可靠度

鄭世岳¹ 李筱瑜² 徐啟銘³

¹ 嘉南藥理科技大學, ² 遠東科技大學, ³ 國立雲林科技大學

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。

關鍵字：人員可靠度，腦波，事件關聯電位，P300

Electroencephalographic assessment of human reliability on visual response task

Shyh-Yueh Cheng¹, Hsiao-Yu Lee², Chi-Min Shu³

¹ Department of Occupational Safety and Hygiene, Chia-Nan University of Pharmacy and Science

² Department of Management Information System, Far East University of Science and Technology

³ Department of Safety, Health, and Environmental Engineering, National Yunlin University of Science and Technology

Electrophysiological correlates of human reliability in visual response tasks were investigated in sixteen healthy subjects by using electroencephalographic spectral power and event-related potentials (ERP). Human reliability was first determined by calculating individual reaction accuracy for splitting the entire group into high reliability (HR) and low reliability (LR) subgroups, each with eight subjects. The electroencephalography (EEG) activities of testing subjects were measured at rest condition for 5-min during a modified Eriksen flanker task. Artifact-free EEG segments were used to compute the distribution of EEG at varied frequency bands as well as to detect peak and latency of ERPs of a flanker task. Our results showed that subjects with LR exhibited higher alpha band EEG power at frontal recording site. Additionally, the LR group revealed lower P300 amplitude and predominantly longer P300 latency at centro-parietal recording site than those of the HR group. These findings implied that higher alpha band EEG power at frontal and smaller amplitude, longer latency P300 component of ERP measures at centro-parietal might reveal a trait of lower reliability in healthy controls during visual response tasks. Our study could demonstrate that alpha band EEG power and P300 component of ERP measures from the modified Eriksen flanker task are well suited to reflect human reliability for healthy subjects for visual tasks.

Keywords: Human reliability; Electroencephalography (EEG); Event-related potential (ERP); P300

壹、前言

量測在心智負荷下的能力表現之人員可靠度，可由操作者的績效來評估，亦即能正確且連續地完成個人之任務^{1,2}，人員可靠度及人為失誤就原因而言，其範圍限定於其所操作之系統上與人員的行為表現低落有關者³，尤其是安全關鍵之系統，具有高可靠度之操作者是確保操作安全之關鍵因素，以避免人員失誤或疏忽之可能的負面結果。三哩島意外事故(1979)－美國最嚴重的核能電廠事故，人員作業失誤是直接的原因之一。

各種人員可靠度評估或分析方法目的在預測人為失誤或績效，最簡單直接的方法是從個案研究之操作回饋來收集人員可靠度資料，對此類資料收集需要耗費密集資源，其他許多方法係仰賴以機率風險評估應用為基礎之屬性種類資料，如 Alan SWAIN 的人為失誤率預測技術(THERP)，⁵ 人員可靠度所關心的是了解人為失誤之機制，⁶ 大部分人員可靠度資料起源於與操作任務有關之各種失誤模式，⁶ 對個別行為績效之人員可靠度，實際上前述評估方法並無法提供實際的應用，因此，另一種選擇的方法即本研究採用的方法，使用腦波研究來評估個別行為績效之人員可靠度。

腦波有各種不同的呈現，包括：能量分布及事件關聯電位，用以評估特定的心智作業，例如：覺醒水準及認知深度。^{7,8} 一般腦波研究發現，在覺醒水準降低時腦波從快且低振幅波轉變成慢且高振幅波，在警覺度降低下低頻的 alpha 及 theta 波活動逐漸增加，⁹⁻¹¹ 可能反映出大腦皮質的活動低下。因此，alpha 及 theta 波能量的大小可提供受測者感受疲勞程度或覺醒水準之適當指標，另一個用以評估人員績效的腦波量測是事件關聯電位，是一種緊隨單一分離的事件之後在大腦皮質所記錄到瞬間連續的電壓變化。事件關聯電位傳統上可分成幾個分離的成分，在刺激鎖定事件關聯電位 P300 定義為在 200 至 500 毫秒間的視窗最大的正向峰值，P300 成分波用以辨識認知資訊處理之深度，研究記錄顯示心智作業負荷所誘發之 P300 振幅，隨作業的知覺/認知困難度增加而減少，¹⁴⁻²¹ 因此，P300 振幅主要反映認知上處理刺激之深度或程度。換句話說，其與注意力水準有強烈之相關，除在振幅強度方面，當刺激在認知上困難處理 P300 潛時會增長。⁸

因為電腦在安全關鍵系統上的廣泛使用，增加人員及電腦介面之視覺使用需求，本研究的目的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²² 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取得之事件關聯電位²³。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。

貳、研究方法

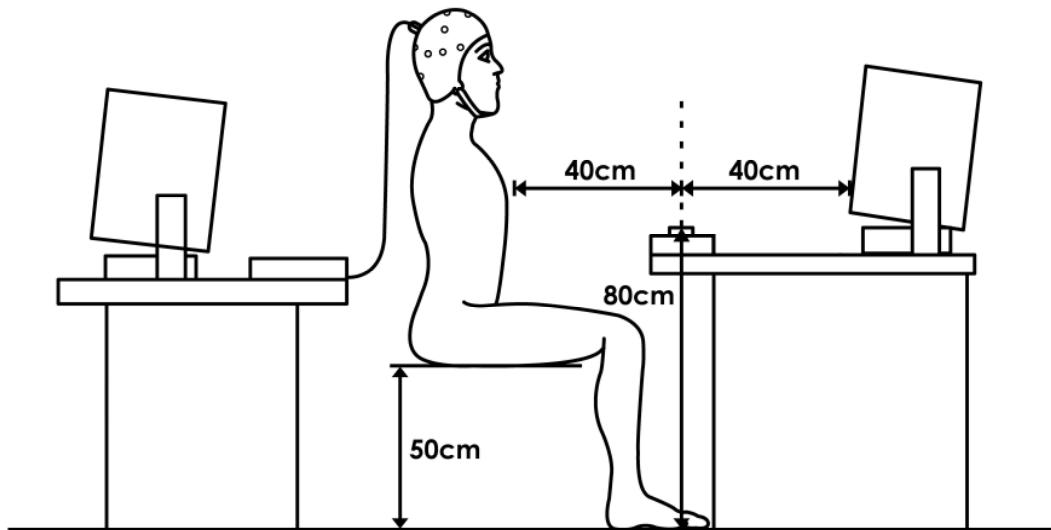
一、實驗程序

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，並通過人體試驗之申請程序，本研究受測者皆獲測試酬勞費 500 元。

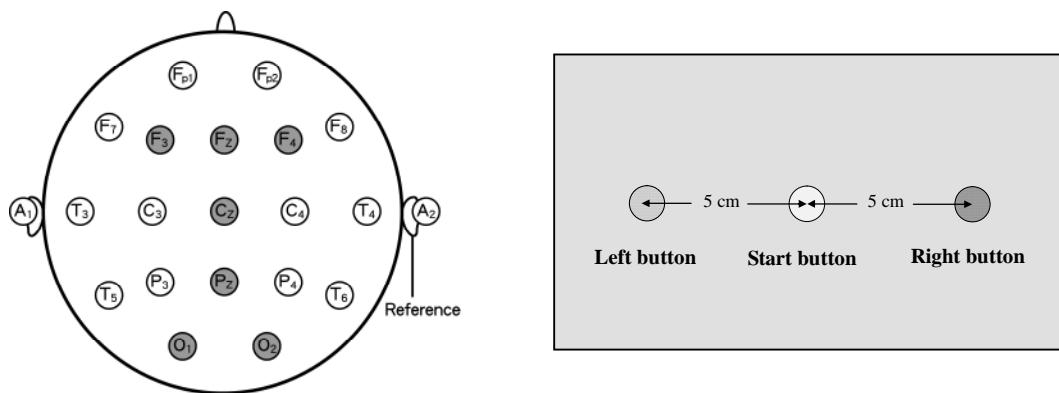
事先告知受測者在測試前 24 小時，應避免飲用酒精及咖啡，測試當天實驗在早上 10:00 左右開始進行，受測者單獨在燈光昏暗、具有隔音及電磁波隔離之測試房間，首先由實驗助理詳細解說實驗內容，並讓受測者進行練習直到其熟悉操作內容，隨後在實驗助理引導下量測其 5 分鐘休息狀態下的腦波，然後進行修正後之旁側夾擊作業。

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 1(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 1(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 1(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。受測者必須在電腦銀幕前之 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 2 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。



(a)



(b)

(c)

圖 1 (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。

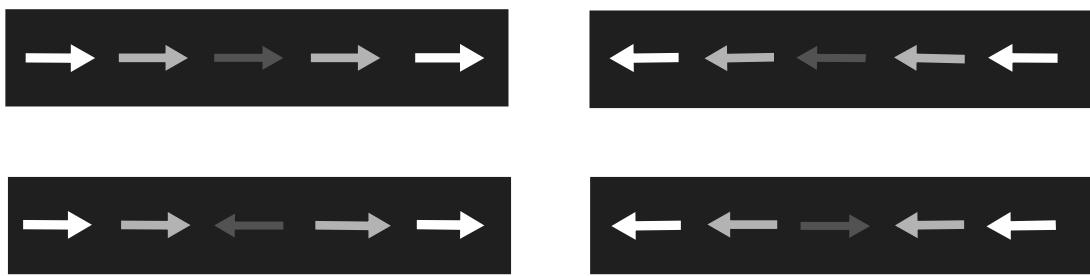


圖 2 標靶箭頭與 4 個其他干擾箭頭，2 組向右及 2 組向左箭頭，干擾箭頭與標靶箭頭方向相同者(上排為一致)，干擾箭頭與標靶箭頭頭方向相反者(下排為不一致)。

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²⁴，如圖 1(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 kΩ 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。²⁵

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、8–13 Hz 及 13–20 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(analyses 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。

叁、結果

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，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 3 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，

表 1 所列者為 HR 及 LR 群組之 5 分鐘休息狀態下量測之腦波能量，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 4 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。

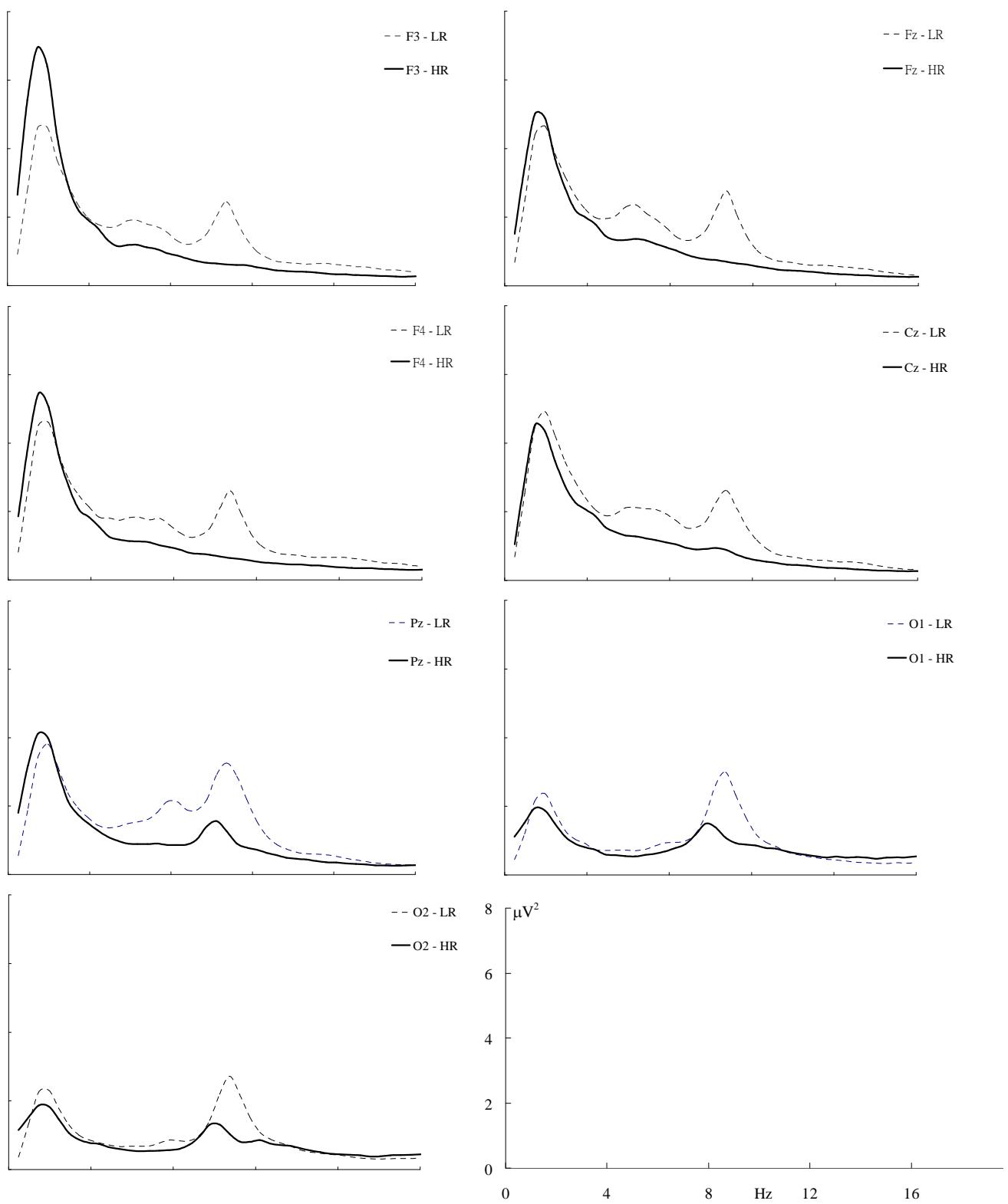


圖 3 高(實線)、低(虛線)可靠度群組測得之 5 分鐘休息狀態之腦波頻譜能量分布。

表 1 高、低可靠度群組測得之 5 分鐘休息狀態之腦波頻譜能量在各頻帶之平均值及標準差。

		HR		LR		
		Means	SD	Means	SD	P
α band	F3	0.577	0.162	1.297	0.471	*
	Fz	0.639	0.191	1.403	0.511	*
	F4	0.595	0.153	1.35	0.423	*
	Cz	0.711	0.277	1.469	0.618	*
	Pz	0.89	0.432	1.851	0.832	n.s.
	O1	0.965	0.465	1.485	0.578	n.s.
	O2	0.882	0.577	1.325	0.553	n.s.
β band	F3	0.306	0.049	0.525	0.375	n.s.
	Fz	0.312	0.056	0.462	0.287	n.s.
	F4	0.339	0.05	0.547	0.364	n.s.
	Cz	0.318	0.053	0.459	0.257	n.s.
	Pz	0.309	0.092	0.415	0.17	n.s.
	O1	0.521	0.351	0.398	0.184	n.s.
	O2	0.44	0.379	0.37	0.165	n.s.
δ band	F3	3.851	3.154	2.861	0.504	n.s.
	Fz	3.046	1.99	2.898	0.453	n.s.
	F4	3.13	2.048	2.859	0.372	n.s.
	Cz	2.812	1.173	2.26	0.412	n.s.
	Pz	2.538	1.708	2.26	0.412	n.s.
	O1	1.282	0.418	1.333	0.264	n.s.
	O2	1.256	0.425	1.332	0.303	n.s.
θ band	F3	1.108	0.469	1.702	0.677	n.s.
	Fz	1.272	0.496	1.977	0.809	n.s.
	F4	1.08	0.441	1.716	0.579	n.s.
	Cz	1.262	0.548	1.987	0.672	n.s.
	Pz	0.924	0.382	1.681	0.586	*
	O1	0.617	0.283	0.792	0.307	n.s.
	O2	0.575	0.361	0.735	0.275	n.s.

註：腦波能量單位為 μV^2 ；使用 Fisher LSD 法變異數分析重複量數檢定組間差異（顯著水準採 $P < 0.05$ ）；在 P 值欄標示 n.s. 表示無顯著性。

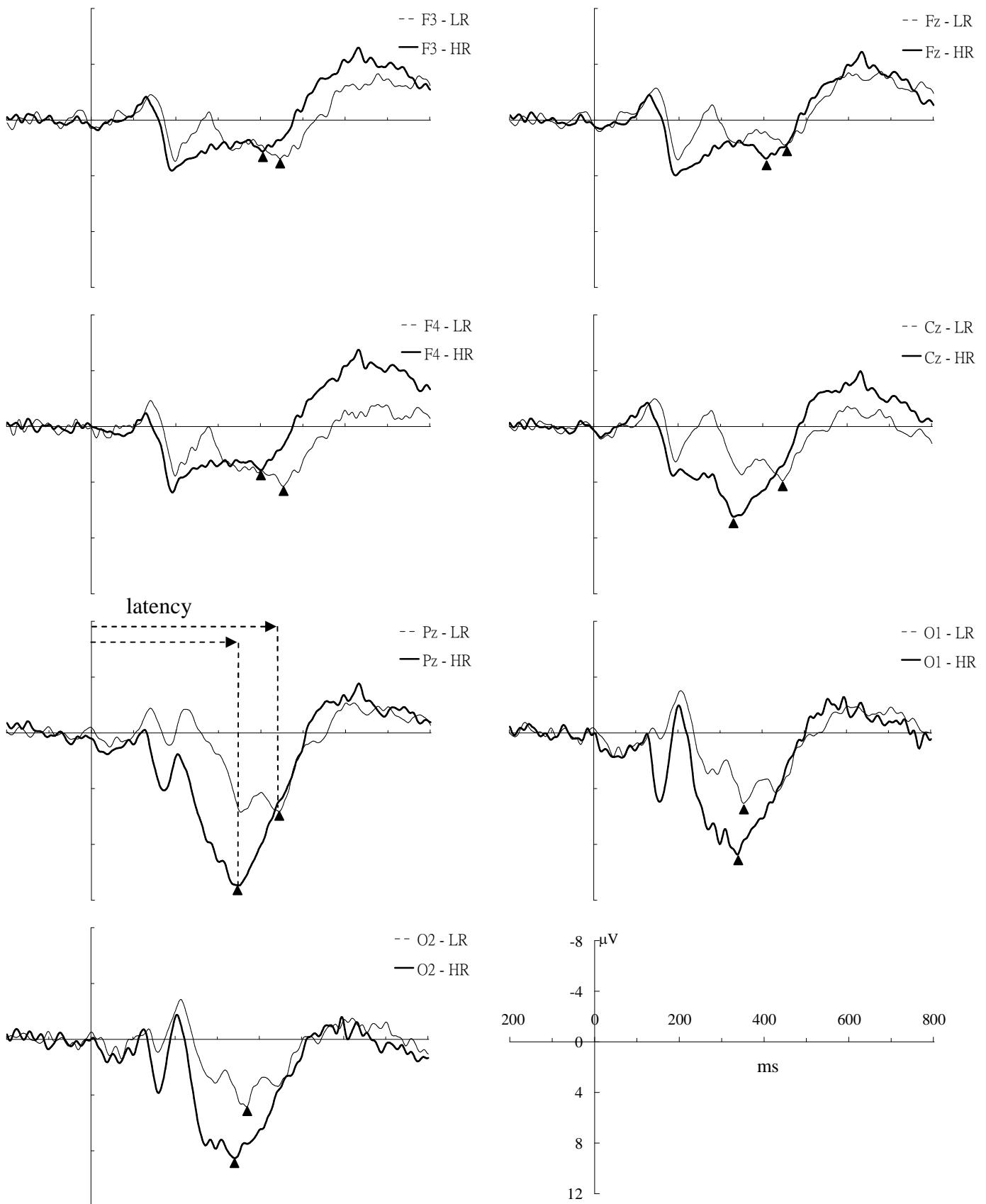


圖 4 分析高(實線)、低(虛線)可靠度群組之刺激鎖定事件關聯電位(ERP) 總平均波型，三角形註記 P300 峰值，起始時間 0 秒為旁側夾擊作業刺激箭頭出現開始。

表 2 高、低可靠度群組由修正 Eriksen 旁側夾擊作業測得腦波事件關聯電位 P300 成分波之峰值及潛時平均值及標準差。

		HR Group		LR Group		
		Mean	SD	Mean	SD	P
	F3	3.69	1.492	5.251	3.173	n.s.
	Fz	4.243	1.899	4.38	3.589	n.s.
	F4	3.789	2.307	5.365	3.639	n.s.
Amplitude	Cz	7.302	1.846	6.018	4.173	n.s.
	Pz	11.479	4.009	6.4	3.351	*
	O1	9.993	3.88	5.725	1.351	*
	O2	9.672	3.803	5.66	2.108	*
	F3	384	63	452	80	n.s.
	Fz	385	64	446	74	n.s.
	F4	400	37	451	81	n.s.
Latency	Cz	360	32	429	56	*
	Pz	344	8	425	38	*
	O1	321	24	362	16	*
	O2	352	33	352	33	n.s.

註：波幅之單位為 μV ，潛時之單位為 ms；使用 Fisher LSD 法變異數分析重複量數檢定組間差異(顯著水準採 $P < 0.05$)；在 P 值欄標示 n.s. 表示無顯著性。

肆、討論

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 Ruchsow 等人採用之實驗設計，²²我們以個人平均失誤率(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，²⁶⁻²⁸ 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，²⁹Nieuwenhuis 等人發現 P300 波幅與察覺錯誤之能力有關係，³⁰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，⁷ 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。

伍、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，本研究可證實在修正之旁側夾擊作業所量測之腦波能量 α 頻帶及腦波事件關聯電位P300成分波對健康的受測者之視覺反應作業適於反映出人員可靠度。

致謝

本研究接受中華民國行政院國家科學委員會計畫（編號：NSC94-2211-E-327-014）經費之補助，謹此致謝。

参考文献：

1. Rolfe JM, Ergonomics and air safety, *Applied Ergonomics* **3**:75–81, 1972.
2. Rolfe JM, Lindsay SJE, Flight deck environment and pilot workload: biological measures of workload, *Applied Ergonomics* **4**:199–206, 1973.
3. Vanderhaegen F, A non-probabilistic prospective and retrospective human reliability analysis method – application to railway system, *Reliability Engineering and System Safety* **71**:1–13, 2001.
4. Electric Power Research Institute (EPRI), Nuclear Safety Analysis Center (NSAC), Analysis of Three Mile Island Unit 2 accident, *Report NSAC-80-1/NSAC-1. Palo Alto (CA)*: Electric Power Research Institute/Nuclear Safety Analysis Center, 1980.
5. Swain AD, Guttman HE, *Handbook of human reliability analysis with emphasis on nuclear power plant applications—Final Report*, Nureg CR-1278, US Nuclear Regulatory Commission, 1983.
6. Le Bot P, Human reliability data, human error and accident models—illustration through the Three Mile Island accident analysis, *Reliability Engineering and System Safety* **83**:153–167, 2004.
7. Boksem MAS, Meijman TF, Lorist MM, Effects of mental fatigue on attention: An ERP study, *Cognitive Brain Research*; **25**:107–116, 2005.
8. Murata A, Uetake A, Takasawa Y, Evaluation of mental fatigue using feature parameter extracted from event-related potential, *International Journal of Industrial Ergonomics* **35**:761–770, 2005.
9. Klimesh W, EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis, *Brain Research Reviews* **29**:169–195, 1999.
10. Lafrance C, Dumont M, Diurnal variations in the waking EEG: comparison with sleep latencies and subjective alertness, *Journal of Sleep Research* **9**:243–48, 2000.
11. Oken BS, Salinsky M, Alertness and attention: basic science and electrophysiologic correlates, *Journal of Clinical Neurophysiology* **9 (4)**:480–494, 1992.
12. Cook IA, O'Hara R, Uijtdehaage SHJ, Mandelkern M, Leuchter AF, Assessing the accuracy of topographic EEG mapping for determining local brain function, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* **107**:408–414, 1998.
13. Laufs H, Kleinschmidt A, Beyerle A, Eger E, Salek-Haddadi A, Preibisch C, Krakow K, EEG-correlated fMRI of human alpha activity, *Neuroimage* **19**:1463–1476, 2003.

14. Ullsperger P, Neumann U, Gille HG, Pietschmann M, P300 component of the ERP as an index of processing difficulty. In: Flix, F., Hagendorf, H. (eds.), *Human Memory and Cognitive Capabilities*, North-Holland, Amsterdam, 1986.
15. Ullsperger P, Metz AM, Gille HG, The P300 component of the event-related brain potential and mental effort, *Ergonomics* **31**:1127–1137, 1988.
16. Donchin E, *Event-related brain potentials: a tool in the study of human information processing*, In: Begleiter H (ed.), Evoked Brain Potentials and Behavior, Plenum Press, New York, 1979.
17. Isreal JB, Chesney GL, Wickens CD, Donchin E, P300 and tracking difficulty: evidence for multiple resources in dual-task performance. *Psychology* **17**:259–273, 1980.
18. Isreal JB, Wickens CD, Chesney GL, Donchin E, The event-related brain potential as an index of display monitoring workload, *Human Factors* **22**:211–224, 1980.
19. Kramer AF, Wickens CD, Donchin E, An analysis of the processing demands of a complex perceptual-motor task, *Human Factors* **25**:597–622, 1983.
20. Kramer AF, Wickens CD, Donchin E, Processing of stimulus properties: evidence for dual-task integrality, *Journal of Experimental Psychology, Human Perception and Performance* **11**:393–408, 1985.
21. Mangun GRR, Hillyard SA, The spatial allocation of visual attention as indexed by event-related brain potentials, *Human Factors* **29**:195–211, 1987.
22. Ruchsow 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.
23. 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.
24. Andreassi JL, *Psychophysiology: Human Behavior and Physiological Response*, fourth ed., Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ, 2000.
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. Donchin E, Coles MGH, Is the P300 component a manifestation of context updating? *Behavioral and Brain Sciences* **11**:357–374, 1988.
27. Picton TW, The P300 wave of the human event-related potential, *Journal of Clinical Neurophysiology* **9**:456–479, 1992.
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.

29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. Murray SO, Wojciulik E, Attention increases neural selectivity in the human lateral occipital complex, *Nature Neuroscience* **7 (1)**:70–74, 2004.