行政院國家科學委員會補助專題研究計畫 □期中進度報告

結合生物反饋之新世代腦機介面及其在移動載具控制之應用子計畫五:增進人類空間巡行能力之生物反饋訓練系統

計畫	編號	: NS	個別型 C-96-26 年8月	28-E-0	009-17	0	, -						
共同	主持	人:	林進燈:柯立信紹瑋		、邱德	正、陳	世安、	黄騰	殺、林	盈宏、	王怡	然、	呂
成果	報告	類型	(依經費	核定清	單規定	ミ繳交)	: <u> </u>	精簡報	.告 [〕完雪	<u></u> 整報告		
□赴□ 世□ 世□ 国	國大席際方外陸國合式	出地際作:	括或出術究產及及以研差會計學下專	3 开公园作者 我心母好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好好	告导告究計外一報及報畫,	一表書提立	業技術開查詢	「及人 ⁾ _			,	列管	計
執行	單位	: 國	立交通力	大學 電	機與控	空制工系	呈學系						
中	華	民	或	97	年	10	月	24	日				

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

結合生物反饋之新世代腦機介面及其在移動載具控制之應用 子計畫五:增進人類空間巡行能力之生物反饋訓練系統

計畫編號:NSC-96-2628-E-009-170

執行期限: 96年8月01日至97年7月31日

主持人:林進燈 教授

執行機構:交通大學電機與控制工程學系

一、摘要

關鍵字:空間巡行、迷失方向、生物反饋、虛擬實境、動感平台、生理訊號。

本計畫在今年的研究中建立可以成功區分人 類空間巡行策略的虛擬端鹿場景,並探討人類空 間巡行決策模式及其生理訊號關連,用以建立空 間運行能力相關之生理訊號資料庫,探討不同決 策對空間航行能力之差異。

二、研究成果

在今年的現階段的研究中,我們已經完成環 繞虛擬隧道彎路場景可以讓受測者根據路徑變 化,誘發空間航行與認知的腦部活動,並且完成 分析多位不同航行策略受測者之行為表現與腦部 活動現象,從腦動態頻譜的分析中發現兩者一致

與不同的現象,此腦部活動的特徵未來將成為我 們訓練人類空間知覺的依據。受測者在虛擬實境 中,會面臨到行進於彎路中的視覺刺激,當判斷 所在位置與航行的方向時,會根據個人想法、認 知方式、決策模式的不同,而產生不同的行為表 現與腦部活動。方向感較佳的人在行為表現上會 有比較好的反應,如可以正確的指出起點位置與 現在位置的方位角、也會清楚瞭解欲行進之目的 地路徑。我們會分析此種人和方向感不佳的人之 腦部活動狀況及其特徵,並且探討此兩種人的思 考方式及決策方法有什麼不同。更進一步,利用 好的想法與策略訓練受測者改變策略,以增進空 間航行能力,並且觀測其腦部活動是否慢慢趨近 於方向感佳之人的腦部活動狀況。若航行能力的 增加伴隨著腦部活動的改變,將來利用腦部特徵 之指標來訓練受測者之方向感。

實驗設計與架構

隧道彎路的起始路段都是直的,而受測者正對著螢幕,故受測者面的方向與道路一致,所以空間起始的參考點座標會與受測者自身座標相同。之後行進與轉向會根據策略(Lawton,1994)的不同在記憶方法會有差異,導致結果有差別。的不同在記憶方法會有差異,導致結果有差別的座標軸,決定起始點的方向時會依據一直更新的座標累計推算回起始點位置。allocentric 的人則是會一直保持相同的參考座標軸,決定起始點的方向時,會根據參考座標軸指出起始點的位置。

實驗過程會出現 egocentric 或 allocentric 此兩種策略的選項,根據選擇可以判斷受測者屬於那一類。實驗流程為從起點開始經過直路-彎路-直路,接下來停止畫面出現兩個箭頭,兩個箭頭都會正確的指向起點之方向,一個代表以 egocentric 的座標系統所產生的角度,另一個則是 allocentric 座標系的角度,之後再從起點開始。轉彎的角度分為正負 30 度、60 度、90 度,每一個起點到終點之間只有角度的改變,直線距離是固定的,維持只有一個空間改變的變因。

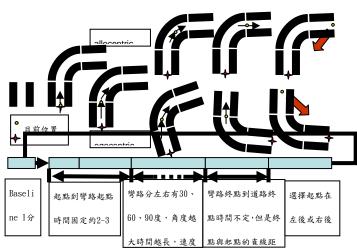


圖 2-1 虛擬隧道彎路實驗流程圖

 內拼湊出來,如圖 2-3 第 5、6 張圖所示,這會考驗到受測者的空間航行與空間認知能力。



圖 2-2 虛擬實境環繞場景

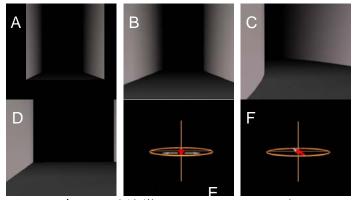


圖 2-3 虛擬隧道轉彎路況 (A)起點 (B)直路 (C)轉彎 (D)終點 (E)選擇起點的方向 (F)起點角度。

詳細的實驗畫面如圖2-3所示,而設計的隧道路徑如圖2-4所示,整段隧道由六個部分組成:

- a. 由起點 (0,0) 開始經過一段直路。
- b. 直路之後轉彎,轉彎分為三種角度(30 度、60 度、90 度)兩個方向右轉、左轉。
- c. 轉彎後再接一段直路到達終點。
- d. 之後所有畫面全黑使受測者沒有可以參考的 畫面並且出現選擇左右的箭頭,受測者根據平 時決定方向的想法來選擇起點在終點的左後 方或右後方。
- e. 接著箭頭會根據選擇的方向旋轉如圖四所 示,當到達受測者想要的角度時按按鈕確定, 箭頭會停止。
- f. 停止 1 秒鐘之後箭頭消失,車輛由全黑的畫面 前進 1 秒鐘在遠方看到起點的直路。

g. 下一個任務開始。

各種彎度其整段路起點到終點之直線距離維持不變,只有角度改變。彎路的曲度固定,轉彎的視覺刺激及感覺會相同,時間越久轉彎角度激大,轉彎的角度決定路徑起點與終點的道路方變化。終點時,畫面全黑使受測者不會受到視覺刺激影響而侷限決策的方向。決定起點的方向時,如圖2-4的90度轉彎,allocentric的受測者會以終點道路的方向起點的正前方為參考座標軸而回答起點的位置在左後方。

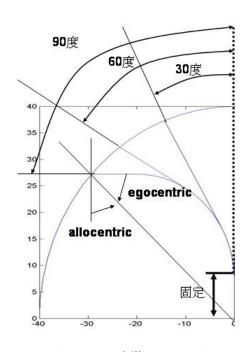


圖 2-4 隧道彎路路徑圖

研究方法

在現階段的研究中,對於人的探索,我們已經完成多位受測者之短暫性腦動態特性與行為反應的研究,此研究包含兩個重點,一是行為反應的探討,二是生理訊號量測與分析。就行為反應而言,我們將利用虛擬場景中的行為選項,如門所有,與門門的策略模式分類,並且研究其空間航行能力差異。就生理訊號量測與分析而言,我們將利用虛擬實境(VR)模擬技術,偵測受測者對於不同的場景及事件的相對應腦波訊號變化,提新見數等性研究,瞭解受測者對於不同的場景及事件,是否(1)正確反應,(2)不正確反應,(3)沒有反

應以及(4)辨識不正確反應的原因。

A、行為分析指標

在行為分析方面著重於找出受測者是哪一種空間策略 allocentric、egocentric 的人,並且利用角度資訊測量哪一種策略對於空間巡行的能力有較好的表現。

1. 區分空間策略模式

實驗階段一是判斷受測者是屬於那一種空間 策略的使用者,大致是分為兩種:allocentric 與 egocentric。allocentric 的人會一直以起始參考點 的座標軸為自己的座標,所以當右轉時後,起點 的位置會在他的左後方,如圖一所示。若是 egocentric 的人,會以自身現在的座標軸為空間的 參考座標,當右轉後,起點的位置會在他的右後 方,如圖五所示。

2. 空間航行能力的量測

隧道彎路的實驗是為了測量認知狀況及行為 表現,並且量測生理訊號與紀錄誤差值。當受測 者迷失方向時,他的行為表現會出現很大的錯 誤,而認知上會出現迷失方向的狀況。我們會擷 取受測者回答正確的資料及迷失方向的狀況,用 來分析兩種不同策略的人行為表現的結果為空間 航行之能力,及兩者空間巡行時的腦動態反應及 迷失方向時的生理訊號差異。

3. 方向判斷錯誤

判斷受測者是否在彎路測試中回答正確或是 迷失方向,其中的一種簡單方法為判斷指出出發 點的方向是否為受測者的左邊或右邊。若是指到 錯誤的方向則代表著在左轉、右轉或是連續彎路 中迷失了方向,所以方向的判斷可以用來分析以 辨識是否正確記得方向。

4. 角度誤差

在分辨受測者沒有迷失方向後,接著可以利 用角度的資訊,計算方向感的準確性。在虛擬場 景中,受測者指出起始點的方向的誤差值,可以 代表一種空間巡行的能力。在角度誤差的計算,根據受測者策略的不同,參考的正確角度值也不一樣。例如:allocentric 的人,和他相對應的角度值是用 allocentric 的參考座標得到的,即是起始參考點為座標軸原點,目前位置為此座標軸的一點,與原點的角度為正確的轉向角,如圖 2-5 所示。 而 egocentric 的人,則是用其本身body-centered 的參考座標,以終點的面向為座標軸,與起點的角度為轉向角,如圖 2-5 所示。若沒有轉彎則角度為零。我們將用變異數分析ANOVA 探討這些誤差值之顯著性。

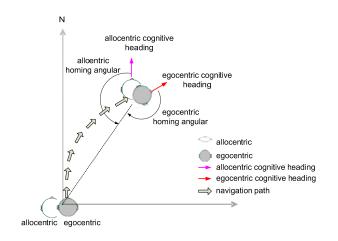


圖 2-5 allocentric 與 egocentric 在空間巡行時的參考座標變化及其對應起點之角度。Allocentric 的參考座標會維持固定方向,而 egocentric 的參考座標會隨自身方向而變。

B、EEG 訊號量測與分析:

在現階段研究中,我們利用虛擬實境(VR)模擬技術,偵測受測者對於不同的場景及事件的相對應腦波訊號變化,並利用單一試驗(single trial)的方式,進行短暫性腦動態特性研究,瞭解受測者對於不同的場景及事件,是否(1)正確反應,(2)不正確反應,(3)沒有反應以及(4)辨識不正確反應的原因。本研究團隊利用先前 EEG 訊號分析技術的延伸,應用於研究空間航行時的腦動態特性,我們利用單一試驗的方式得到腦波與事件刺激之間的相對關係,並利用 Independent Component Analysis (ICA)演算法過濾眼動、肌肉動作所引起的腦波雜訊,找出真正與事件相關的腦波特徵,利用 ICA 分析所得到的單一試驗腦波 EEG 訊號比傳統使用時域疊加方式(time-domain

overlap-added)所得到的平均 EEG 腦波訊號具有 更高的訊雜比,並且比較不受人工加工(artifical) 雜訊的干擾,而利用 ICA 分析單一試驗的方法可 以近似即時(near real-time)處理 EEG 訊號,有 助於未來 on-line 的應用。

本研究以腦訊號量測與分析的經驗為基礎,進行受測者在虛擬隧道彎路中移動的腦波訊號量測與分析,並利用 ICA 分析得到相關腦波 EEG 特徵值,並以此值為參考基準,訓練容易迷路的人更能夠掌握方向,以利於其他子計畫作為腦波控制的命令之用。以下為本團隊研究腦波實驗分析方法。圖 2-6、圖 2-7 為人體 10-20 system 頭殼上 36 個偵測器 channels 的 EEG 量測相對位置圖,腦部視覺區約為以 Pz 為中心點的附近區域。

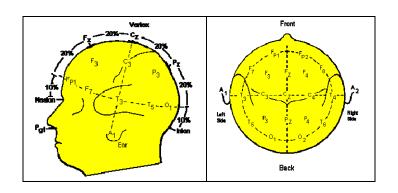


圖 2-6 國際標準 10-20 系統在頭上的相關位置

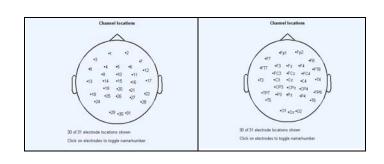


圖 2-7 36 channels 電極的相對位置圖。

實驗資料分析處理流程如圖 2-8 所示,腦波的分析為將取得的 EEG 先濾掉低頻及高頻雜訊再經過降低取樣頻率,接著依照送給 neuroscan的 event 訊號擷取 epoch,去除 EEG 雜訊太大的 epoch 如圖 2-9 所示,再由 ICA 的 component 資料中去除雜訊太大的 epoch,之後再進行 ICA 使分出的 component 去除雜訊包含更多可用訊息如

圖 2-10 所示。使用 ERSP (event-related spectral perturbation) 分析時間與頻譜變化的關係,結果如圖 2-11 所示,各 epoch 的 EEG 電位訊號或 ICA component 訊號先經由短時間快速傅立葉(FFT)轉換成時間頻譜能量,取事件發生前各頻譜的能量分別平均為基礎水準能量,在將各 epoch 的各時間頻譜能量減去基礎水準能量後平均即為ERSP,經由 bootstrap 的方法找出能量中有顯著差異的時間與頻段。經由 ICA component 在頭殼上的比重分布,把每個受測者之間相似的腦區訊號源分群再一起,如圖 2-12 所示,以比較兩種不同策略的腦動態反應差異。

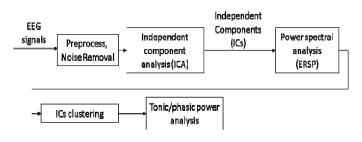


圖 2-8 實驗資料處理流程圖

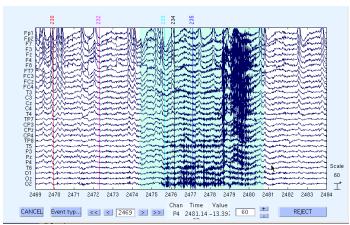


圖 2-9 EEG 雜訊示意圖

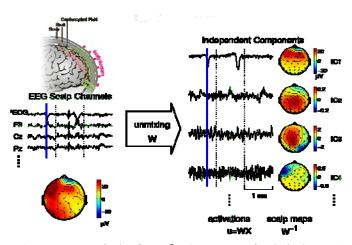
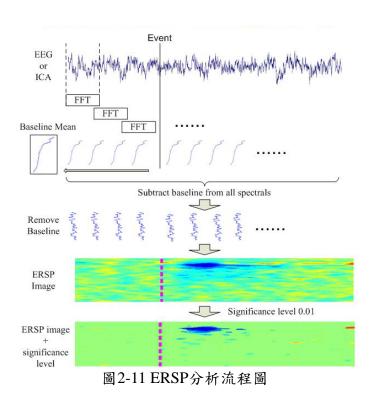


圖 2-10 ICA 由各電極量測之 EEG 分離成各腦區 獨立成分示意圖



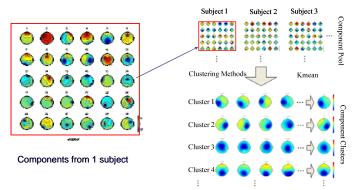


圖2-12 依據各受測者相似腦區訊號源 (ICA components) 分群示意圖

研究成果

依據實驗的結果可以成功分出 10 位allocentric 及 7 位 egocentric 受測者,兩種策略混用或迷路的人在此尚不討論。行為分析在決定策略的時間上都十分相近,反應時間介於 $550\sim650$ 毫秒之間,如圖 2-13 所示,經由 2 维 ANOVA 檢定,反應時間在 allocentric 與 egocentric 不同策略無差異[F(1,2256)=0.2324; p=0.79265>0.05],不同角度的彎道無差異[F(2,2256)=0.8768; p=0.34918>0.05],兩變因也無交互作用[F(2,2256)=0.56369; p=0.56918>0.05]。在角度誤差的比較上,如圖 2-14 所示,不管是策略或彎度都有顯著的差異,但是行為表現的好壞各有優劣還無法評斷,不過在角度誤差的趨勢上都很一致,均在小角度彎路時有高估角度的現象,大角度時間會低估。

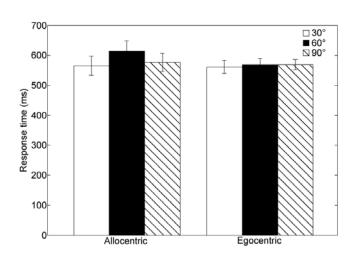


圖 2-13 決定策略時間,不管是何種策略的受測者及哪種角度的彎路所花的時間都沒有差異。

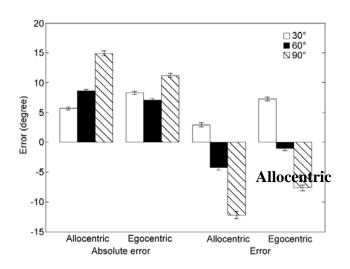


圖 2-14 起點角度誤差值與絕對誤差值,兩種策略的受測者均在小角度彎路時有高估的現象,大 角度時則會低估。

經由 ICA 分離出來的 components,在大多數受測者中可以發現不管是 allocentric 或 egocentric 在 parietal 及 occipital 都會有腦部活動發生,推測在空間巡行的過程中,不論不同策略的人想法思考會有什麼不同,但是會使用到的腦區會很相近。圖 2-15、2-16 為分群與估測腦內發生原位置的結果。

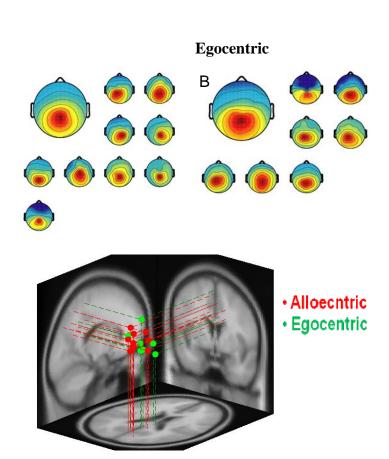


圖 2-15 兩種策略受測者在 parietal 腦區分群的結果與腦內訊號源的位置,都使用到相似腦區,且位置接近。

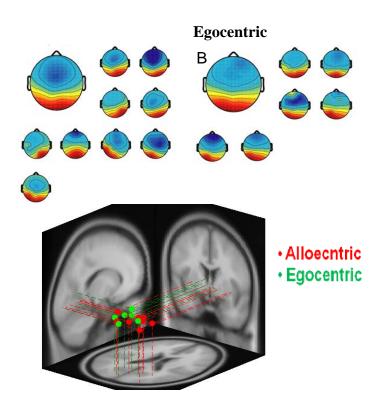


圖 2-16 兩種策略受測者在 occipital 腦區分群的結果與腦內訊號源的位置,都使用到相似腦區,且位置接近。

圖 2-17~2-20 為 ERSP 結果,由上至下分別是轉 彎角度為 30 度、60 度、90 度,ERSP 中實線為 轉彎起始點,虛線由左至右為轉彎結束、終點、 選擇完起點為左或右、決定起點角度。Allocentric 與 egocentric 在 parietal 區轉彎時均會有 alpha 及 其倍頻會有能量降低的現象,而決定角度期間與 之後則會有 alpha 頻帶能量上升的現象,不過轉 彎角度越大 egocentric 的能量下降會有越多的現 象發生。Allocentric 與 egocentric 在 occipital 區決 定角度期間會有 alpha 頻帶能量下降的狀況,快 到終點前與決定完角度後則會有 alpha 頻帶能量 上升的現象。

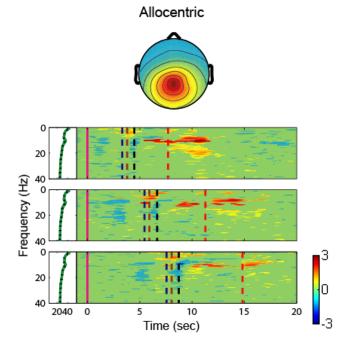


圖 2-17 allocentric 受測者在 parietal 平均 ERSP 結果,由上而下為 30、60、90 度的轉彎,實線為轉彎起始點,虛線由左至右為轉彎結束、終點、選擇完起點為左或右、決定起點角度。轉彎時 alpha 及其倍頻會有能量降低的現象,而決定角度期間與之後則會有 alpha 頻帶能量上升的現象。

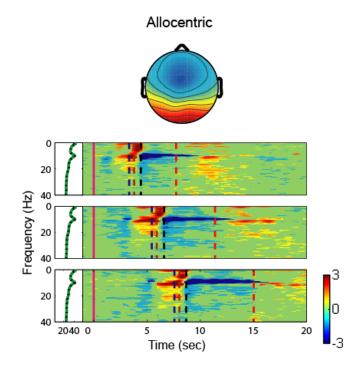


圖 2-18 allocentric 受測者在 occipital 平均 ERSP 結果。決定角度期間會有 alpha 頻帶能量下降的狀況,快到終點前與決定完角度後則會有 alpha 頻帶能量上升的現象。

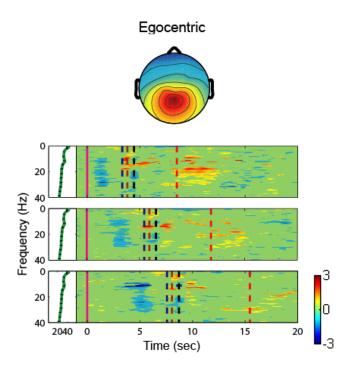


圖 2-19 allocentric 受測者在 parietal 平均 ERSP 結果。轉彎時 alpha 及其倍頻會有能量降低的現象,而決定角度期間與之後則會有 alpha 貧待能量上升的現象。角度越大的彎 alpha 下降的能量越大。

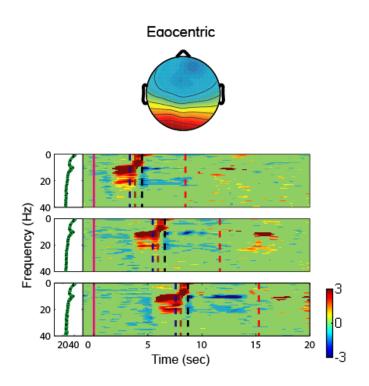


圖 2-20 allocentric 受測者在 occipital 平均 ERSP 結果。決定角度期間會有 alpha 頻帶能量下降的狀況,快到終點前 alpha 頻帶及其倍頻會有能量上升的現象。

雖然在 ERSP 的結果上無法明顯顯示兩種策略在 腦動態反應的差異,不過在基礎水準的能量表現 上就有顯著的不同如圖 2-11~2-22 所示,不管在 parietal 區或是 occipital 區,egocentric 的受測者 在基礎水準的 alpha 能量就顯著較低,尤其在 occipital 區差異更大,然而在空間巡行的過過於 可種策略在 alpha 頻帶最大能量值還會趨於 中 occipital 區的腦部活動 alpha 頻帶能量都 可定的值以上,只是發生的時間會有所不同, 而 allocentric 為了要達到全域性的空間感知 所 和 別會以較大精神建構腦內地圖,egocentric 的人則會一點點依據自身座標來評判空間相對位 置,當需要回答相對於原點位置時,才把所有資 訊統合,造成 alpha 能量的差異。

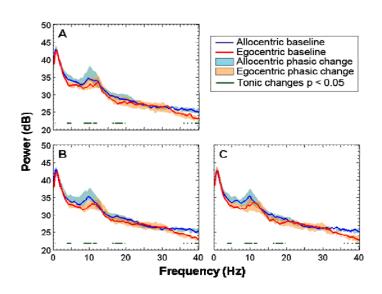


圖 2-21 allocentric 與 egocentric 受測者在 parietal 基礎水準的能量(實線)大小及巡行過程的能量變化(色塊),底下線段為有顯著差異的區段。 egocentric 在基礎水準時 alpha 頻帶的能量會有顯著較低的現象。

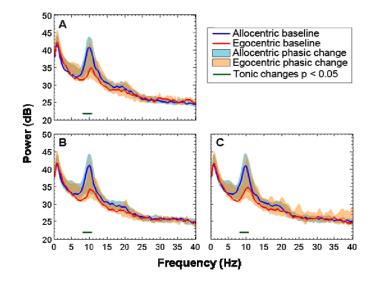


圖 2-22 allocentric 與 egocentric 受測者在 occipital 基礎水準的能量大小及巡行過程的能量變化。 egocentric 在基礎水準時 alpha 頻帶的能量會有顯著較低的現象,不過在巡行過程中 alpha 頻帶能量的最大變化會與 allocentric 相近。

三、參考文獻

AD Ekstrom et al., 2003. Cellular networks underlying human spatial navigation. *Nature* 425(6954):184-188.

AJ Bell, and TJ Sejnowski, 1995. An Information-Maximization Approach to Blind Separation and Blind Deconvolution. *Neural Computation* 7(6):1129-1159.

AL Shelton and JDE Gabrieli, 2002. Neural correlates of encoding space from route and survey perspectives. *The Journal of Neuroscience*, 22(7):2711-2717.

BM Jong et al., 1994. The cerebral activity related to the visual perception of forward motion in depth. *Brain*, 117(5):1039.

C Jutten et al., 1991. Blind separation of sources, Part 1: an adaptive algorithm based on neuromimetic architecture. *Signal Process*, 24(1):1-10.

CT Lin et al., 2005. EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 52(12):2726-2738. DT Field et al., 2007. Neural Systems in the Visual Control of Steering. *Journal of Neuroscience*, 27(30):8002-8010.

E Mellet et al., 2000. Neural Correlates of Topographic Mental Exploration: The Impact of Route versus Survey Perspective Learning.

NeuroImage, 12(5):588-600.

EA Maguire et al., 1998. Knowing where and getting there: a human navigation network. *Science*, 280(5365):921-924.

EA Maguire et al., 2006. Navigation around London by a taxi driver with bilateral hippocampal lesions. *Brain*, 129(11):2894-2907.

ER Kandel et al., 2000. Principles of Neural Science. 4th ed. McGraw-Hill Medical.

F Lacquaniti, 1997. Frames of reference in sensorimotor coordination. Handbook of Neuropsychology, 11:27–64.

G Buzs Àki, 2005. Theta rhythm of navigation: Link between path integration and landmark navigation, episodic and semantic memory. *Hippocampus*, 15(7):827-840.

G Committeri et al., 2004. Reference Frames for Spatial Cognition: Different Brain Areas are Involved in Viewer-, Object-, and Landmark-Centered Judgements About Object Location. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 16(9):1517-1535.

G Galati et al., 2000. The neural basis of egocentric

and allocentric coding of space in humans: a functional magnetic resonance study. *Experimental Brain Research*, 133(2):156-164.

G Gr Én et al., 2000. Brain activation during human navigation: gender-different neural networks as substrate of performance. *Nature Neuroscience*, 3(4):404-408.

G Janzen and M van Turennout, 2004. Selective neural representation of objects relevant for navigation. *Nature Neuroscience*, 7(6):673-677. G Pfurtscheller et al., 1996. Post-movement beta synchronization. A correlate of an idling motor area?. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98(4):281-293.

G Pfurtscheller et al., 1996. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band -- an electrophysiological correlate of cortical idling: A review. International Journal of *Psychophysiology*, 24(1-2):39-46.

GR Fink et al., 2003. Performing allocentric visuospatial judgments with induced distortion of the egocentric reference frame: an fMRI study with clinical implications. *NeuroImage*, 20(3):1505-1517. G Vallar et al., 1999. A fronto-parietal system for computing the egocentric spatial frame of reference in humans. *Experimental Brain Research*, 124(3):281-286.

IP Howard and WB Templeton, 1966. Human Spatial Orientation. John Wiley and Sons Ltd. JB Caplan et al., 2003. Human theta Oscillations Related to Sensorimotor Integration and Spatial Learning. *Journal of Neuroscience*, 23(11):4726-4736.

JR Pani and D Dupree. 1994. Spatial reference systems in the comprehension of rotational motion. *Perception*, 23(8):929-946.

JA Pineda, 2005. The functional significance of mu rhythms: Translating seeing and hearing into doing. *Brain Research Reviews*, 50(1):57-68.

K Gramann et al., 2006. The neural basis of ego-

and allocentric reference frames in spatial navigation: Evidence from spatio-temporal coupled current density reconstruction. *Brain Research*, 1118(1):116-129.

K Jordan et al., 2004. Different cortical activations for subjects using allocentric or egocentric strategies in a virtual navigation task. *Neurorepor*, 15(1):135-40.

M Moscovitch et al., 2005. Functional neuroanatomy of remote episodic, semantic and spatial memory: a unified account based on multiple trace theory. *Journal of Anatomy*, 207(1):35.

M Moscovitch et al., 2006. The cognitive neuroscience of remote episodic, semantic and spatial memory. *Current Opinion in Neurobiology*, 16(2):179-190.

MC Morrone et al., 2000. A cortical area that responds specifically to optic flow, revealed by fMRI. *Nature Neuroscience*, 3:1322-1328.

M Naganawa et al., 2005. Extraction of a plasma time-activity curve from dynamic brain PET images based on independent component analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(2):201-210.

MJ Kahana et al., 1999. Human theta oscillations exhibit task dependence during virtual maze navigation. *Nature*, 399(6738):781-784.

NR Cooper et al., 2006. Investigating evoked and induced electroencephalogram activity in task-related alpha power increases during an internally directed attention task. *NeuroReport*, 17(2):205-208.

NR Cooper et al., 2003. Paradox lost? Exploring the role of alpha oscillations during externally vs. internally directed attention and the implications for idling and inhibition hypotheses. *International Journal of Psychophysiology*, 47(1):65-74.

N Nishiyama et al. 2002. Theta episodes observed in human scalp EEG during virtual navigation-spatial

distribution and task dependence. In Neural Information Processing, 2002. ICONIP '02. 428-432. P Comon, 1994. Independent Component Analysis, A new concept?. *Signal Processing*, 36(3):287-314. P Dourish and M Chalmers, 1994. Running Out of Space: Models of Information Navigation, short paper. HCl'94.

PE Gilbert et al., 1998. Memory for spatial location: role of the hippocampus in mediating spatial pattern separation. *Journal Neuroscience*, 18(2):804-10.

RP Darken and B Peterson, 2001. Spatial Orientation, Wayfinding, and Representation. RL Klatzky, 1998. Allocentric and Egocentric Spatial Representations: Definitions, Distinctions, and Interconnections. Spatial Cognition, 1-17. RP Darken and JL Sibert, 1996. Wayfinding strategies and behaviors in large virtual worlds. In Proceedings of R the SIGCHI conference on Human factors in computing systems: common ground, Vancouver, British Columbia, Canada: ACM, p. 142-149.

R Liao et al., 2005. An information-theoretic criterion for intrasubject alignment of FMRI time series: motion corrected independent component analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(1):29-44.

R Salmelin and R Hari, 1994. Spatiotemporal characteristics of sensorimotor neuromagnetic rhythms related to thumb movement. *Neuroscience*, 60(2):537-50.

RS Rosenbaum et al., 2000. Remote spatial memory in an amnesic person with extensive bilateral hippocampal lesions. *Nature Neuroscience*, 3(10):1044–1048.

S Raghavachari et al., 2001. Gating of human theta oscillations by a working memory task. *Journal of Neuroscience*, 21(9):3175-3183.

S Sdoia et al., 2004. Opposite visual field asymmetries for egocentric and allocentric spatial

judgments. *NeuroReport*, 15(8):1303-1305. S Blakemore and U Frith, 2005. The learning brain. Oxford, Blackwell Publishing.

S Makeig, 1993. Auditory Event-Related Dynamics of the EEG Spectrum and Effects of Exposure to Tones. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 86:283-293.

S Makeig et al., 1996. Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data. *Cognitive Brain Research*, 8(1):145-151.

S Makeig and TP Jung, 1996. Tonic, phasic, and transient EEG correlates of auditory awareness in drowsiness. *Cognitive Brain Research*, 4(1):15-25. TH Donner et al., 2007. Population Activity in the Human Dorsal Pathway Predicts the Accuracy of Visual Motion Detection. *Journal of Neurophysiology*, 98(1):345-359.

TP Jung et al., 2000, Removing
Electroencephalographic Artifacts by Blind Source
Separation. *Psychophysiology*, 37(02):163-178.
TW Lee et al., 1999. Independent Component
Analysis Using an Extended Infomax Algorithm for
Mixed Subgaussian and Supergaussian Sources. *Neural Computation*, 11(2):417-441.

T Zaehle et al., 2007. The neural basis of the egocentric and allocentric spatial frame of reference. *Brain Research*, 1137:92-103.

W Klimesch et al., 2007. EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, 53(1):63-88.