(19)中華民國智慧財產局
(12)發明說明書公開本 (11)公開編號：TW 201117771 A1
(43)公開日： 中華民國 100 (2011) 年 06 月 01 日

(21)申請案號：099134501 (22)申請日： 中華民國 99 (2010) 年 10 月 08 日
(51)Int. Cl.： *A61B5/0484 (2006.01)*
(30)優先權：2009/10/09 美國 61/250,263
2010/09/20 美國 12/886,140
(71)申請人：紐洛斯基公司 (美國) NEUROSKY, INC. (US)
美國
(72)發明人：羅安 LUO, AN (CN) ；蘇立帆 湯瑪斯 J SULLIVAN, THOMAS J. (US) ；戴洛姆亞諾德 DELORME, ARNAUD (FR)
(74)代理人：陳長文
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：22 項 圖式數：18 共 50 頁

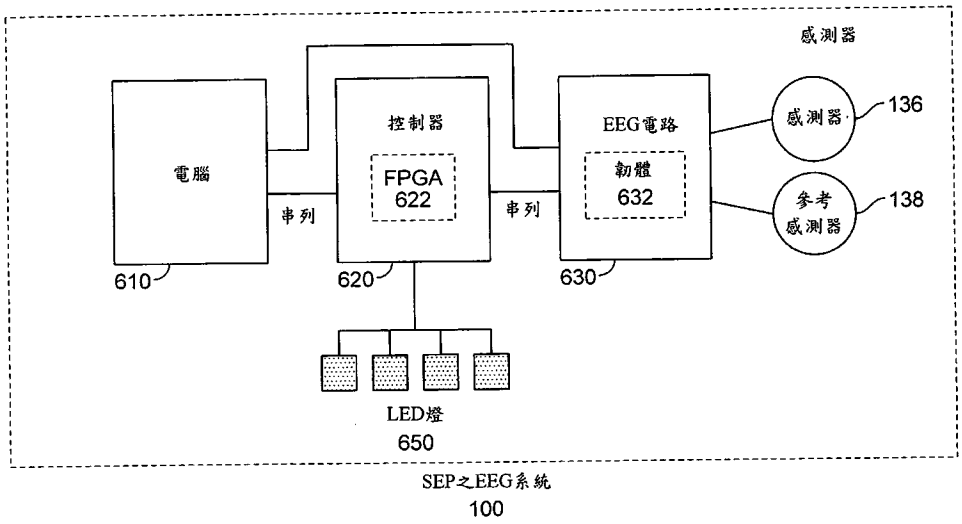
(54)名稱

在時域中感知誘發電位之分類及偵測

SENSORY-EVOKED POTENTIAL (SEP) CLASSIFICATION/DETECTION IN THE TIME DOMAIN

(57)摘要

本發明揭示用於藉由在時域中使腦電波儀(EEG)同步於感知刺激之重複呈現來達成感知誘發電位(SEP，舉例來說，視覺誘發電位)信號之偵測/分類的技術。在一些實施例中，一系統：接收複數個 EEG 信號樣本；產生一刺激鎖定之 EEG；及判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個 EEG 信號樣本。在一些實施例中，不需要事先瞭解關於刺激之更新型樣(諸如一視覺刺激之閃爍頻率)並且不需要事先瞭解關於一個別使用者 EEG 型樣。



100：感知誘發電位(SEP)之腦電波儀(EEG)系統
136：主動 EEG 感測器
138：參考 EEG 感測器
610：電腦
620：控制器
622：FPGA
630：EEG 電路
632：韌體
650：發光二極體(LED)燈系統

(19)中華民國智慧財產局
(12)發明說明書公開本 (11)公開編號：TW 201117771 A1
(43)公開日： 中華民國 100 (2011) 年 06 月 01 日

(21)申請案號：099134501 (22)申請日： 中華民國 99 (2010) 年 10 月 08 日
(51)Int. Cl.： *A61B5/0484 (2006.01)*
(30)優先權：2009/10/09 美國 61/250,263
2010/09/20 美國 12/886,140
(71)申請人：紐洛斯基公司 (美國) NEUROSKY, INC. (US)
美國
(72)發明人：羅安 LUO, AN (CN) ；蘇立帆 湯瑪斯 J SULLIVAN, THOMAS J. (US) ；戴洛姆亞諾德 DELORME, ARNAUD (FR)
(74)代理人：陳長文
申請實體審查：無 申請專利範圍項數：22 項 圖式數：18 共 50 頁

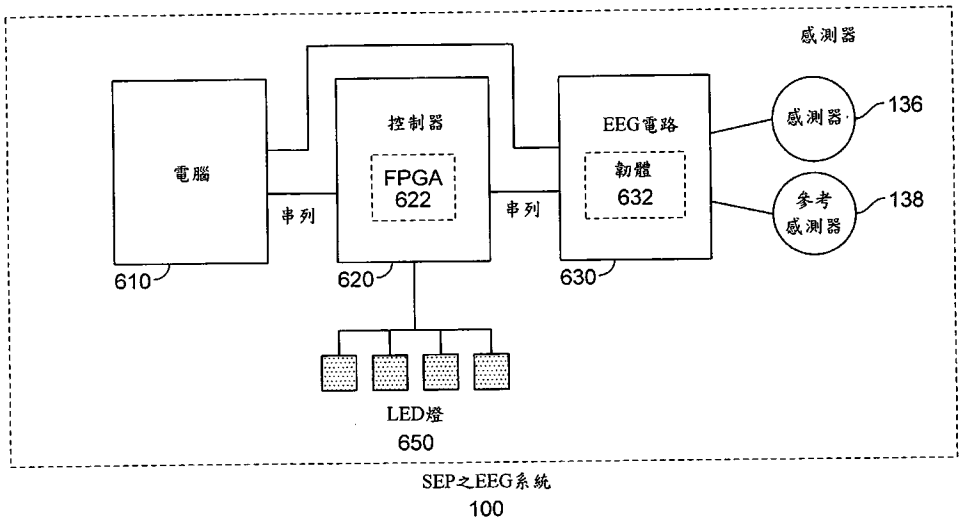
(54)名稱

在時域中感知誘發電位之分類及偵測

SENSORY-EVOKED POTENTIAL (SEP) CLASSIFICATION/DETECTION IN THE TIME DOMAIN

(57)摘要

本發明揭示用於藉由在時域中使腦電波儀(EEG)同步於感知刺激之重複呈現來達成感知誘發電位(SEP，舉例來說，視覺誘發電位)信號之偵測/分類的技術。在一些實施例中，一系統：接收複數個 EEG 信號樣本；產生一刺激鎖定之 EEG；及判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個 EEG 信號樣本。在一些實施例中，不需要事先瞭解關於刺激之更新型樣(諸如一視覺刺激之閃爍頻率)並且不需要事先瞭解關於一個別使用者 EEG 型樣。



100：感知誘發電位(SEP)之腦電波儀(EEG)系統
136：主動 EEG 感測器
138：參考 EEG 感測器
610：電腦
620：控制器
622：FPGA
630：EEG 電路
632：韌體
650：發光二極體(LED)燈系統

六、發明說明：

【先前技術】

本申請案係在2009年3月16日申請名為「EEG CONTROL OF DEVICES USING SENSORY EVOKED POTENTIALS」之共待處理美國專利申請案第12/381,887號(代理人檔案號碼NEURP011)的部分接續申請案，該申請案為所有目的以參考方式併入於本文中；且本申請案主張在2009年10月9日申請名為「SENSORY-EVOKED POTENTIAL (SEP) CLASSIFICATION/DETECTION IN THE TIME DOMAIN」之美國臨時專利申請案第61/250,263號(代理人檔案號碼NEURP012+)的優先權，該申請案為所有目的以參考方式併入於本文中。

存在包含容許量測一使用者之腦波之生物信號感測器(舉例來說，腦電波儀(EEG)感測器)的EEG偵測系統。感知誘發電位(SEP)通常為人回應於一刺激(舉例來說，視覺誘發電位或經由其他感知誘發之EEG電位，諸如觸覺誘發電位或音訊誘發電位)時產生的該人之非自願EEG信號。因此，期望提供可用於SEP應用之EEG偵測系統及/或使用SEP(諸如視覺誘發電位)之器件的EEG控制器。

【實施方式】

在以下詳細描述及附圖中揭示本發明之多種實施例。

可以許多方式實施本發明，包含：一程序；一裝置；一系統；物質之組合物；體現於一電腦可讀儲存媒體上之一電腦程式產品；及/或一處理器，諸如經組態以執行儲存

於耦合至處理器之一記憶體上的指令及/或由耦合至處理器之一記憶體提供之指令的一處理器。在本說明書中，此等實施方案或本發明可採用之任何其他者係指技術。通常而言，可在本發明之範疇內改變所揭示之程序的步驟之順序。除非另有規定，描述為經組態以執行一任務之一組件(諸如一處理器或一記憶體)可實施為臨時經組態以在一給定時間執行任務之一通用組件或製造成執行任務之一特定組件。如本文中所使用，術語「處理器」係指一或多個器件、電路(舉例來說，PCB、ASIC及/或FPGA)及/或經組態以處理資料(諸如電腦程式指令)之處理核心。

下文連同圖解說明本發明之原理的附圖提供本發明之一或多個實施例的詳細描述。將關於此等實施例描述本發明，但是本發明不限於任一實施例。本發明之範疇僅受請求項限制且本發明涵蓋許多替代例、修改例及等效例。在以下描述中提出許多特定細節以提供本發明之徹底理解。為了實例之目的提供此等細節且可根據請求項實踐本發明而無需一些或所有此等特定細節。為了清楚起見，不詳細描述與本發明相關之技術領域中已知的技術材料，以便不必要使本發明模糊不清。

由一刺激事件產生之典型腦電波儀(EEG)信號(諸如使用者看一閃爍光)係一較弱信號。結果，在所偵測到信號(舉例來說，使用(若干)乾式、接觸型感測器、(若干)濕式、接觸型感測器或(若干)非接觸型EEG感測器)中不易偵測具有典型雜訊量(舉例來說，來自電路、外部源及/或不相關

EEG源)的此等信號。此外，亦不易以一及時方式(舉例來說，2至3秒內)偵測訊跡EEG信號。例如，使用在固定頻率下閃爍之光的系統依賴於對於光頻率下功率上之增加，監測EEG信號。此等系統及方法通常係指穩態視覺誘發電位(SSVEP)。但是，當EEG信號中之雜訊位準具有與正被估計之信號相同級時(此為通常出現之案例，尤其對於非接觸型EEG感測器而言)，功率估計技術(舉例來說，FFT技術)不可靠。

依賴於由想法或高層次知覺產生之EEG電位的技術較慢。例如，對於P300事件相關電位(ERP)，使用者必須認知到要求事件在時間上被隔開得較遠(舉例來說，將在一分鐘內隔開十個事件)之較罕見事件，此限制在基於EEG控制下執行判定/行動的速度。

迄今為止，大多數SEP分類演算法係在頻域中開發。例如，許多人使用離散傅立葉變換(DFT)以擷取分類特徵。但是，基於頻域演算法具有限制。例如，當刺激之更新頻率無法為一準確預定義值或其跨器件變化時，要求不取決於事先瞭解關於刺激之更新頻率的一更靈活之方法。同樣值得注意的是在由具有不規則型樣之刺激引發VEP時，基於頻域之方法可能會失敗。

因此，需要可基於EEG信號有效率及有效地判定刺激誘發事件(舉例來說，SEP，諸如視覺誘發電位)的一系統及方法。而且，期望開發一種不要求事先瞭解關於刺激之更新型樣或事先瞭解關於回應於SEP的EEG的技術(舉例來

說，甚至在刺激改變或當不同使用者使用技術時，該技術仍有效)。

在一些實施例中，提供一種有效率及有效地識別與SEP相關聯之EEG信號以控制一裝置的系統。在一些實施例中，提供一種使用相對應於至/來自一使用者之命令的閃爍光(舉例來說，來自一或多個發光二極體(LED)及/或來自一電腦螢幕或電視(TV)螢幕)的系統。在一些實施例中，系統中之閃爍光在相異之固定頻率下閃爍。在一些實施例中，系統中之閃爍光在可變頻率下呈一固定型樣或以非週期性頻率閃爍。系統記錄使用者的偵測到之EEG信號且判定一使用者是否正在看閃爍光的一者/何時在看閃爍光的一者。如本文所使用，SEP通常係指在使用者曝露於(舉例來說，迅速)重複之感知刺激(舉例來說，視覺(諸如一閃爍光)或對視覺刺激事件、音訊、觸覺或其他刺激事件的另一非自願回應)時產生之非自願EEG信號。如本文中所使用，SEP不包含基於一使用者想法及更高層次知覺(舉例來說，一較罕見事件(諸如P300)之辨識或文法錯誤之辨識)的事件，該等事件通常在一段較長時間偏移之後發生(且因識別目的，通常要求此等事件之較慢重複，使得可對小EEG信號樣本求和及求平均值)，且該等事件通常係指事件相關電位(ERP)。

在一些實施例中，EEG片段係指從一時間點至一稍後時間點記錄的一或多重EEG樣本。在一些實施例中，EEG片段可具有可變長度且兩個連續EEG片段可彼此重疊或可不

彼此重疊。

在一些實施例中，提供一種對回應於快速重複感知刺激產生之SEP信號使用多種信號分析技術的系統。在一些實施例(諸如圖18中所示)中，可量測來自一使用者對迅速重複之刺激事件(諸如使用者看一閃爍光)作出反應的EEG信號1801及用於控制刺激之一信號1802二者。例如，首先記錄光發出之後一固定長度(舉例來說，500毫秒(ms))的EEG信號片段。接著對所記錄資料一起求平均值，使得對刺激發出之後的第一EEG資料點一起求平均值，接著對刺激發出之後的第二資料點一起求平均值，然後對刺激發出之後的第三資料點一起求平均值等等。結果提供一刺激鎖定之平均值信號(或在此實例中，一閃爍鎖定之平均值信號)。在一些實施例中，此平均值信號可具有與兩次光發出之間的時間間隔相同之長度，或比此時間間隔長或短。可遍及所記錄片段對信號求平均值；因此，平均值信號將具有與所記錄片段相同之長度。例如，若使用者看光，則平均波形將包含一特性形狀(舉例來說，在光發出時間之後的約30毫秒，EEG電壓中之正偏轉)。可以如本文進一步描述之各種方法偵測平均波形之此特性形狀。若使用者不看光，則平均波形將大體上較平坦。

在一些實施例中，可以一類似方法獲得刺激鎖定之總和、方差或中值信號或表示刺激鎖定之EEG信號的一些統計態樣的任何計算。此信號可具有與兩個刺激發出之間的時間間隔相同之長度，或比此間隔時間長或短。若使用者

正專注於一刺激，則此信號將包含以各種方法偵測到之特性形狀。

在一些實施例中，系統包含一個以上刺激。例如，圖17係圖解說明四個刺激鎖定平均值之一實例的一圖表。平均值之一者已形成一特性形狀，而其他平均值較平坦。

可使用多種技術偵測上文提及之刺激鎖定信號的特性形狀，該等技術包含在自發出的一些延遲下與一臨限值相比較，在一些時間段內對刺激鎖定之平均值(或總和、中值、方差等等)信號求積分且比較該值與一臨限值，或產生可區分光是否正被注意之一分類器。作為另一實例，一理想信號之原型(舉例來說，當光正被注意時)可被建構且乘以實際信號。一高值結果將指示被注意之光。可以多種方法建構原型，該等方法包含在知道使用者正看光時，計算EEG平均值(或總和、中值、方差等)，或在知道使用者正看光時，建構EEG資料的一自回歸模型及使用該自回歸模型之係數以作為原型之資料元素。

在一些實施例中，可記錄來自一使用者對迅速重複之刺激事件(諸如使用者看一閃爍光)作出反應的EEG信號及用於控制刺激之一信號二者。在一些實施例中，如圖18中所描述，首先使EEG資料同步於每一刺激之重複事件/狀態，且在一段時間內獲得多重片段。片段可與兩次連續刺激事件之間的時間間隔相同或比該時間間隔短/長。

在一些實施例中，可計算相關係數(correlation coefficient)、相互資訊、協方差或量測此等片段的每一對

(或此等片段之子集或片段之部分(諸如一片段之第二半部分)或二者)之間的相互關係的任何計算。接下來，對於每一刺激，可計算平均值/中值及/或與該相互關係之統計資料相關之任何量測。在EEG片段同步於每一刺激時，此等值提供EEG片段如何彼此相關之量測。若使用者正注意一刺激，則相對應值(諸如一平均相關係數)將高於相對應於其他刺激之值。

在一些實施例中，可計算相互關係(諸如相關係數、相互資訊、協方差)或每一個別片段與EEG片段之平均值/中值/總和之間的其他相互關係。接下來，對於每一刺激，可計算平均值/中值及/或與該相互關係之統計資料相關之任何計算。在EEG片段同步於每一刺激時，此等值提供EEG片段如何彼此相關之量測。若使用者正注意一刺激，則相對應計算將高於相對應於其他刺激之計算。

在一些實施例中，時域中之SEP分類/偵測包含接收複數個腦電波儀信號樣本；產生一刺激鎖定之腦電波儀信號樣本；及判定是否回應於刺激型樣而誘發複數個腦電波儀信號樣本。在一些實施例中，時域中之SEP分類/偵測進一步包含對於刺激鎖定之腦電波儀信號樣本計算片段對之間的相互關係；判定每一刺激的相互關係之統計量測；及根據每次刺激的相互關係之統計量測使用一分類器判定一刺激是否正被一使用者注意。在一些實施例中，相互關係包含相關性(correlation)、相互資訊或協方差。在一些實施例中，統計量測包含一平均值、中值或總和。在一些實施例

中，分類器實施為一線性鑒別分析(LDA)、神經網路或支援向量機(SVM)。在一些實施例中，比較最大相互關係值與臨限值，且若該值比臨限值大，則相對應刺激可能正被注意。

在一些實施例中，首先使EEG資料同步於每一刺激之重複事件/狀態，且可計算相互關係(諸如相關係數、相互資訊、協方差)或EEG與刺激之間的其他相互關係。若使用者正注意一刺激，則相對應相互關係將高於相對應於其他刺激之相互關係。

可進一步應用多種方法以判定使用者是否正注意一刺激及/或藉由查看上述相互關係量測判定使用者正在注意哪個刺激。例如，可建立一分類器(諸如經由訓練一些樣本資料獲得之線性鑒別分析(LDA))以判定一刺激是否正被注意。或可比較最大相互關係值與臨限值，且若該值比臨限值大，則相對應刺激可能正被注意。

在一些實施例中，使用系統以使用由一使用者看閃爍光誘發之某些EEG信號來控制器件。例如，基於所偵測到之SEP，一控制信號亦可提供至另一器件(舉例來說，一娛樂系統、一教育系統、一醫療系統、汽車的一應用程式及執行一應用程式之一電腦)。例如，系統可包含若干閃爍光，各閃爍光表示用於控制器件之一命令。當一使用者看閃爍光之一者時，可使用刺激鎖定平均值技術來判定EEG信號中之一獨特訊跡存在於使用者記錄之EEG信號型樣中。例如，一計算器件(舉例來說，一程式化電腦/膝上型/

筆記型/可攜式計算器件、微處理器、ASIC及/或FPGA)可執行連續檢查相對應於每一閃爍光之獨特EEG信號訊跡的一有效率及有效之演算法(舉例來說，分類器)。在一些實施例中，演算法即時執行此等判定(舉例來說，在事件(在此案例中，(若干)閃爍光(若干)事件)之約3秒內計算此等判定)。在一些實施例中，離線(舉例來說，在收集所有資料之後)執行此判定。在一些實施例中，多種參數(諸如光亮度、色彩、間隔、頻率、作用時間循環及由光使用之視場量)係經調整以最大化EEG信號及增加視覺誘發之電位偵測速率。當偵測到一視覺誘發電位時，相對應命令發送至受控器件。

例如，受控器件可為一玩具，且當系統認知到使用者正看閃爍光之一者時，接著該玩具發生了一些有趣的事情(舉例來說，基於來自系統的用於偵測SEP的命令)。作為另一實例，視訊遊戲內之目標可閃爍，且遊戲可認知到使用者正在看什麼(舉例來說，該閃爍目標)且將其併入於所玩遊戲中。作為另一實例，飛行模擬器或軍事或其他應用程式內之目標可閃爍，且遊戲可認知到使用者正在看什麼(舉例來說，該閃爍目標)且將其併入於應用程式中。作為另一實例，受控器件可為一程式化電腦或容許不能使用其等之手，但需要能力之一使用者作出系統選擇的任一裝置。作為另一實例，受控器件可為一汽車應用程式，其中汽車介面的選擇或設定提供給駕駛員及/或乘客。作為另一實例，EEG偵測系統可呈由使用者戴著及/或併入於汽車

座位靠頭之物中之一帽子的形式，且閃耀/閃爍光可併入於汽車之控制台/儀錶板中以控制收音機、溫度或其他控制項/設定或與汽車或其他器件(諸如精神狀態監視器(舉例來說，用於判定(諸如)汽車、飛機或任何其他器件之駕駛員的注意、焦躁、驚奇及/或困乏狀態))的多種其他EEG應用組合。

圖1係根據一些實施例的SEP之一EEG系統的一方塊圖。如所示，SEP之EEG系統100包含一EEG控制系統110、一EEG偵測系統130及一器件150。在一些實施例中，器件150受控於EEG控制系統110。在一些實施例中，如所示，器件150係與SEP之EEG系統包含在一起或整合在一起，且使用串列或其他通信頻道與器件150通信。在一些實施例中，器件150係與SEP之EEG系統100分離且使用有線或無線通信與EEG控制系統110通信。在一些實施例中，EEG控制系統110使用串列或其他通信頻道(舉例來說，有線或無線)與EEG偵測系統130通信。

在一些實施例中，EEG偵測系統130偵測一使用者之EEG信號，且EEG控制系統110包含經組態以對於由EEG偵測系統130偵測到之EEG信號執行一SEP判定演算法(舉例來說，一即時分類演算法/分類器)的一處理器。在一些實施例中，如本文所揭示，使用多種SEP判定技術(舉例來說，時域SEP判定演算法/分類器)。

在一些實施例中，基於(若干)SEP判定，EEG控制系統110將(若干)相對應控制信號發送至器件150(舉例來說，基

於相關聯SEP)。在一些實施例中，EEG偵測系統130將原始EEG信號資料或(在一些實施例中)經處理之EEG信號資料(舉例來說，以濾除雜訊)發送至EEG控制系統110。

圖2係圖解說明根據一些實施例之一EEG控制系統的一功能圖。如所示，EEG控制系統110包含用於與EEG偵測系統130通信之一EEG偵測通信組件112、用於對於由EEG偵測系統130偵測到之EEG信號執行一SEP判定演算法的一處理器114及用於與器件150通信之一輸出控制器118、用於與一或多個LED(舉例來說，一閃爍LED燈系統)通信的LED通信件122及一資料儲存器124(舉例來說，諸如對於閃爍LED燈而言，用於儲存所接收之EEG信號樣本及相關聯時序資料)及一通信鏈路120。

在一些實施例中，一程式化電腦與EEG控制系統110通信，且EEG控制系統110亦包含至用於將所偵測到之EEG信號樣本發送電腦的電腦組件之一EEG資料。在此實例中，電腦包含經組態以對於由EEG偵測系統130偵測到之EEG信號執行一SEP判定演算法的一處理器，且接著電腦可將分析結果提供至EEG控制系統以控制器件(舉例來說，基於相關聯SEP)。在一些實施例中，電腦包含經組態以對於由EEG偵測系統130偵測到之EEG信號執行一SEP判定演算法的一處理器，且電腦基於EEG信號樣本之分析結果將(若干)相對應控制信號發送至器件。在一些實施例中，由程式化電腦執行EEG信號樣本之分析的全部或僅一部分。在一些實施例中，在一EEG偵測系統(舉例來說，與EEG感測

器整合或與EEG感測器通信之ASIC)中執行EEG信號樣本之分析的全部或僅一部分。

圖3係圖解說明根據一些實施例之一EEG偵測系統的一功能圖。如所示，EEG偵測系統130包含一處理器132(舉例來說，一FPGA或ASIC)、主動EEG感測器136及參考EEG感測器138及通信鏈路134。所量測之EEG信號提供至EEG控制系統110。在一些實施例中，EEG信號樣本之連續量測被偵測及提供至EEG控制系統110。

圖4圖解說明包含根據一些實施例的安裝於一帽子內部之一EEG感測器及參考EEG感測器的一EEG偵測系統。如所示，EEG偵測系統130係待由使用者戴著的一帽子，該EEG偵測系統130包含帽子內部的EEG感測器136及參考EEG感測器138。經由一有線通信件(舉例來說，串列通信鏈路)將EEG感測器136及參考EEG感測器138連接至EEG控制系統110。在一些實施例中，EEG感測器136位於帽子內部以在使用者戴帽子時處於使用者頭部的枕部區域上(舉例來說，為了視覺事件相關的EEG信號偵測)，且參考EEG感測器138位於使用者頭部的另一位置中(舉例來說，在前額上，耳朵以上的使用者頭部之一側或與主動EEG感測器之位置不同的一位置中的使用者頭部之後部上)。在一些實施例中，如一般技術中將瞭解，基於待被偵測之刺激類型，(若干)EEG感測器位於不同位置中。在一些實施例中，EEG感測器136及參考EEG感測器138係非接觸型EEG感測器。在一些實施例中，EEG偵測系統包含一個以上

EEG感測器136。在一些實施例中，EEG偵測系統130係呈頭戴式耳機、音訊頭戴式耳機、一汽車座位靠頭之物或可由使用者使用以將(若干)EEG感測器136及參考EEG感測器138牢固地定位於使用者頭部之適當位置上以便於EEG信號偵測的任何其他形式的裝置或模組。在一些實施例中，EEG偵測系統130(舉例來說，一帽子/帽)包含接地耳夾以減少雜訊量。

圖5A至圖5B圖解說明根據一些實施例的EEG感測器。如圖5A中所示，EEG感測器136安裝於EEG信號偵測帽子之內部上。如圖5B中所示，圖解說明EEG感測器136之頂側，其中圖解說明之EEG感測器136係約美國25美分硬幣大小的一非接觸型電極。EEG感測器136整合至具有放大EEG信號及濾除雜訊之類比前端電路的印刷電路板(PCB)中。EEG感測器136包含一金屬屏蔽物，該金屬屏蔽物保護(例如)敏感信號免受外部雜訊干擾。在一些實施例中，EEG感測器136之電路併入於一ASIC中。

圖6係圖解說明根據一些實施例的SEP之EEG系統的另一方塊圖。如所示，SEP之EEG 100系統包含經組態(舉例來說，經程式化)以對於所偵測到之EEG信號執行SEP判定演算法的一電腦610、用於控制LED(閃爍)燈系統650(舉例來說，控制光閃爍之發出及結束的時序及哪些光以哪些種型樣閃爍)之一控制器620及用於自EEG感測器136及參考EEG感測器138接收(在一些實施例中，並且處理)所偵測到之EEG信號的EEG電路630。如所示，四個LED燈設置於LED

燈系統650中。在一些實施例中，提供一或多個LED燈。

控制器620亦包含一FPGA 622(在一些實施例中，或任何其他形式之處理器或執行於一處理器上的軟體，諸如一ASIC或程式化處理器)。在一些實施例中，控制器620控制LED燈650且亦與電腦610及EEG電路630通信。在一些實施例中，控制器620控制閃爍光且自EEG電路630接收EEG信號(樣本)資料。在一些實施例中，控制器亦將所接收之EEG信號資料與光時序資料(舉例來說，用於LED燈系統650之閃爍發出/結束)組合成一串列串流，該串列串流被發送至電腦610以作進一步分析及處理(舉例來說，使用一即時SEP判定演算法)。在一些實施例中，控制器620亦將控制信號發送至一受控器件(舉例來說，器件150)。

EEG電路630包含韌體632(在一些實施例中，或任何其他形式之處理器或執行於一處理器上的軟體，諸如一ASIC或FPGA或程式化處理器)。如所示，控制器與電腦610及EEG電路630串列通信。在一些實施例中，EEG電路630亦(如所示)經由一直接串列連接件(或在一些實施例中，直接有線或無線地通信)直接連接至電腦610或與電腦610直接連接。在一些實施例中，此等連接件之一或多者係無線。

圖7圖解說明具有根據一些實施例之非接觸型EGG感測器的一EEG偵測系統。如所示，EEG偵測系統130係呈由使用者戴著之一帽子或帽之形式，該帽子或帽包含一電池710(舉例來說，可再充電鋰離子電池)、EEG電路720及至EEG感測器之佈線730(非接觸型EEG感測器安裝於帽子之

內部，且因此在由使用者戴著之帽子的描繪中不可見)。在一些實施例中，EEG偵測系統130係與其他裝置/器件(諸如EEG控制系統110)無線連接(舉例來說，藍芽或另一無線協定)。在一些實施例中，電池710、EEG電路720及至EEG感測器之佈線730更緊固地整合至帽子/帽及/或其他頭戴裝置(如上文類似地討論)中，且在一些實施例中，在由使用者戴著時通常不可見。如將瞭解，可使用多種其他設計及頭戴裝置以提供本文揭示之EEG偵測系統130。

圖8A至圖8B圖解說明用於根據一些實施例的SEP之EEG系統的LED燈。如所示，圖8A圖解說明其中關閉所有四個LED燈(舉例來說，無閃爍開啟)之LED燈650。如所示，LED燈650安裝於盒型裝置中，該盒型裝置可(例如)呈表示至一使用者之命令的型樣閃爍。在一些實施例中，可獨立地開啟/關閉LED燈系統650之四個分離LED燈的每一者之閃爍。在一些實施例中，LED燈系統650之LED燈在相異之固定頻率下閃爍。在一些實施例中，LED燈系統650之LED燈在可變頻率下呈固定型樣閃爍。在一些實施例中，四個LED燈之每一者在不同頻率下閃爍。在一些實施例中，LED燈之每一者的頻率分為1 Hz或2 Hz(舉例來說，可在以下頻率下設定四個LED燈：9 Hz、10 Hz、11 Hz及12 Hz或其他頻率，諸如8 Hz至20 Hz之範圍內或可有效地偵測SEP的一些其他頻率範圍)。在一些實施例中，少於四個LED或四個以上LED包含於LED燈系統650中。在一些實施例中，閃爍型樣係受處理器620控制(舉例來說，使用FPGA控制

器(諸如執行Verilog程式碼之Xilinx FPGA晶片)控制閃爍之頻率)。

圖9A至圖9B係圖解說明用於根據一些實施例的SEP之EEG系統的EEG資料及光控制信號資料的圖表。圖9A圖解說明相對於時間(以秒為單位)量測之EEG信號(以伏(V)為單位)。圖9B圖解說明相對於時間(以秒為單位)的光輸入信號(以赫茲(Hz)為單位)(舉例來說，閃爍光事件)。如所示，光輸入信號係固定頻率之方波。

圖10係樣本EEG資料的功率譜圖表。特定而言，圖10圖解說明相對於頻率(以Hz為單位)量測之EEG信號(以V為單位)，其中存在所描繪之兩個量測：不存在光事件之一第一量測之EEG信號；及12 Hz光事件發生且使用者正看在12 Hz之固定頻率下閃爍開啟及關閉之光的一第二量測之信號。如圖10中所示之實例所圖解說明及上文所討論，很難判定12 Hz下增加之功率係歸因於正看12 Hz的光，還是該增加之功率為不相關之雜訊。

圖11係圖解說明EEG片段及在根據一些實施例的SEP之EEG系統的光發出之後平均EEG的圖表。使用者正注意在10 Hz下閃爍之光，且在四個面板鎖定於四個光之一者的發出(分別在9 Hz、10 Hz及12 Hz下閃爍)時，該四個面板之每一者顯示EEG片段。黑色曲線顯示EEG片段之平均值。當EEG片段鎖定於正被注意之刺激的重複發出時，存在明顯較高之片段間相關性。EEG片段的所有對之間的相關係數之平均值可為量測此相關活動之一方法。亦如所

示，閃爍鎖定之平均值信號提供可被認知為偵測正被注意(舉例來說，正由使用者觀察)之光的一信號形狀，使得可有效地偵測SEP(舉例來說，使用如本文討論之臨限值比較及/或訊跡信號比較)。

圖12係圖解說明根據一些實施例的SEP之EEG系統的閃爍與原始EEG資料之相關性的一圖表。特定而言，圖12圖解說明平均的EEG信號(舉例來說，閃爍鎖定之平均值信號)與閃爍光事件(舉例來說，光閃爍)之間的一相關性分析。在每一離散時間點，將量測之EEG信號與量測之光信號相乘在一起。對所有此等結果一起求平均值以形成相關數字(correlation number)。在一些實施例中，使用EEG資料與光信號資料之間的時間偏移(舉例來說，30毫秒)重複分析。結果係可用於判定光正被注意(舉例來說，由使用者觀察)之特性形狀，使得可有效地偵測SEP。

圖13係用於根據一些實施例之SEP信號偵測或分類的一技術之流程圖。在一些實施例中，即時反覆及連續地運行演算法。在一些實施例中，演算法離線(舉例來說，在收集所有資料之後)分析資料。在1301，偵測及記錄多重EEG信號樣本。在1302，在一些實施例中，可應用一或多個處理技術(諸如濾波(以移除DC漂移及/或高頻率雜訊)、重新取樣(以改變原始EEG資料之取樣頻率，諸如減少取樣、增加取樣、內插法等)及/或偽訊/運動移除(以移除由眨眼、肌肉雜訊、運動、EKG等引起之偽訊))以製備EEG作進一步資料分析。在1303，使EEG信號同步於刺激時間/狀態。

在1304，以各種方法(諸如刺激鎖定之平均值方法或片段間相關性方法)判定是否回應於刺激事件之型樣而誘發EEG信號樣本(舉例來說，諸如回應於一視覺事件的SEP判定)。在圖14中圖解說明一片段間相關性方法的詳細描述。在1305，基於SEP判定提供控制信號。

圖14係圖解說明用於根據一些實施例判定使用者是否正注意一刺激或使用者正注意何種刺激的一技術之流程圖。在1401，使EEG信號同步於一刺激之重複發出。在1402，對於該刺激產生刺激鎖定之EEG片段。在一些實施例中，片段之長度比兩個刺激發出之間的時間間隔短/長。在1403，計算每一片段對之間的相關係數。在一些實施例中，僅在一些片段對之間計算相關係數。在一些實施例中，計算量測此等片段之間的相互關係的其他值，諸如相互資訊。在1404，計算相關係數之平均值。在一些實施例中，計算相關係數之中值，而非平均值。在1406，對於每一刺激重複步驟1401至步驟1404。在1405，若所有平均值之中的最大值(每一刺激的一者)大於臨限值，則記住相對應刺激。在一些實施例中，基於對一特定使用者之測試訓練系統，且基於該訓練產生臨限值(或在一些實施例中，信號訊跡)。在1407，重複步驟1401至步驟1405數次。在1408，若歷史結果同意相同刺激，則在1409判定相對應刺激被使用者注意；否則，在1410判定無刺激正被注意。

圖15係圖解說明根據一些實施例之不同刺激頻率類型的一圖。如所示，光輸入信號之刺激頻率可為一單個、固定

頻率(一方波、正弦波或三角波)或具有調變之載波。在一些實施例中，使用混合頻率刺激。其中一混合頻率刺激係(例如)相加在一起的兩個或兩個以上固定頻率之一組合。在一些實施例中，多種其他類型之非週期性信號被使用且與時域分析相匹配。例如，具有調變之載波將類似於具有與一不同較小信號組合的處於固定頻率之大正弦波分量的FM無線電信號。作為另一實例，可藉由在頻率上增加一些變動調整單頻率刺激。如將瞭解，亦存在建構偽隨機碼(諸如在蜂巢式電話網路中使用之CDMA碼)之許多方法。

圖16係圖解說明根據一些實施例之時域演算法的一圖。在一些實施例中，時域分類器技術使用EEG信號而無需轉換為頻域。例如，在1601，使EEG同步於刺激事件/狀態。在1602，可使用之一方法係計算EEG與刺激之間的相互關係，諸如相關或相互資訊。若使用者正注意該刺激，則與其他刺激相比較，輸出將具有較大振幅。亦可計算刺激與EEG之延遲版本(舉例來說，使用一適當偏移，諸如30毫秒至50毫秒)之間的相互關係。一些延遲後，對於正被注意之刺激而言，相互關係將通常變強。在1603，時域演算法之一些實施例產生刺激鎖定之EEG片段。在1604，在一些實施例中計算此等片段之間的相互關係。在1605，在一些實施例中，對於每一刺激計算刺激鎖定平均值。在一些實施例中，可對於每一刺激計算其他刺激鎖定信號，諸如刺激鎖定中值/總和或協方差。在1606，在知道一使用者正在看刺激時，可建構EEG的自回歸模型，且自回歸模型之

係數可用作資料元素以作進一步分類。在1607，一理想平均值之原型(舉例來說，在光正被注意時)可被建構且乘以實際平均值。一高值結果將指示被注意之光。可以多種方法(包含在知道使用者正在看光時，計算EEG平均值)建構原型。在1608，在一些時間段內對平均的EEG之絕對值求積分。在1609，計算平均的EEG之峰值對峰值之差。在1610，可使用分類方法(諸如臨限值法、線性鑒別分析(LDA)、K個最近鄰近者分類法(KNN)、支援向量機(SVM)、類神經網路(ANN)、隱藏式馬爾可夫模型(HMM))，以進一步判定使用者是否正注意特定刺激。

圖17係圖解說明根據一些實施例之四個刺激鎖定平均值的一實例的一圖表。平均值之一者已形成一特性形狀，且其他平均值較平坦。

圖18係圖解說明用於根據一些實施例產生一刺激鎖定信號之一實例的一圖表。如圖18中所示，測量來自一使用者注意一刺激之一EEG信號1801及用於控制刺激之一信號1802二者。首先記錄繼刺激發出之後的一固定長度(舉例來說，500毫秒)之EEG信號片段。在一些實施例中，EEG與刺激之間的相關性1803被計算且用作進一步分類。在一些實施例中，擷取EEG片段，使得每一片段中之第一資料點係在一刺激發出之後記錄的第一EEG樣本且每一片段中之第二資料點係在一刺激發出之後記錄的第二EEG樣本等等。此等片段可具有與兩個刺激發出之間的時間間隔相同之長度或比此時間間隔長或短。在1804，對片段一起求平

均值，使得對光發出之後的第一EEG資料點一起求平均值，接著對光發出之後的第二資料點一起求平均值，然後對光發出之後的第三資料點一起求平均值等等。結果提供一平均波形。在一些實施例中，所量測之EEG信號包含非自願EEG信號回應。在一些實施例中，所量測EEG信號亦包含自願EEG信號回應，諸如強度或聚焦相關之EEG信號回應(舉例來說，EEG信號強度可藉由使用者看(若干)閃爍光之方式(諸如周邊聚焦相對於直接聚焦)或使用者看(若干)閃爍光時之緊張度而改變)。在1805，可計算此等片段的每一對之間的相關性。在一些實施例中，僅使用此等片段之一子集(諸如第二、第四、第六...片段)。在一些實施例中，僅使用此等片段之一部分(諸如從刺激發出之後的100毫秒內)。

雖然為了清楚地理解之目的，已詳細描述上述實施例，但是本發明不限於所提供之細節。存在實施本發明之許多替代方法。所揭示之實施例具說明性且不具限制性。

【圖式簡單說明】

圖1係圖解說明根據一些實施例的SEP之EEG系統的一方塊圖；

圖2係圖解說明根據一些實施例之一EEG控制系統的一功能圖；

圖3係圖解說明根據一些實施例之一EEG偵測系統的一功能圖；

圖4圖解說明包含根據一些實施例的安裝於一帽子內部

之一EEG感測器及參考EEG感測器的一EEG偵測系統；

圖5A至圖5B圖解說明根據一些實施例的EEG感測器；

圖6係圖解說明根據一些實施例的SEP之EEG系統的另一方塊圖；

圖7圖解說明具有根據一些實施例之非接觸型EGG感測器的一EEG偵測系統；

圖8A至圖8B圖解說明用於根據一些實施例的SEP之EEG系統的LED燈；

圖9A至圖9B係圖解說明用於根據一些實施例的SEP之EEG系統的EEG資料及光控制信號資料的圖表；

圖10係簡單EEG資料的功率譜圖表；

圖11係圖解說明EEG片段及在根據一些實施例的SEP之EEG系統的光發出之後平均EEG的圖表；

圖12係圖解說明根據一些實施例的SEP之EEG系統的光閃爍與原始EEG資料之相關性的一圖表；

圖13用於根據一些實施例之SEP信號偵測或分類的一技術之流程圖；

圖14係用於根據一些實施例之SEP的一實例演算法的一流程圖；

圖15係圖解說明根據一些實施例之不同刺激頻率類型的一圖；

圖16係圖解說明根據一些實施例之時域演算法的一圖；

圖17係圖解說明根據一些實施例之四個刺激鎖定平均值之一實例的一圖表；及

圖18係圖解說明用於根據一些實施例產生一刺激鎖定信號之一實例的一圖表。

【主要元件符號說明】

100	感知誘發電位(SEP)之腦電波儀(EEG)系統
110	EEG控制系統
112	EEG偵測通信組件
114	處理器
118	輸出控制器
120	通信鏈路
122	LED通信件
124	資料儲存器
130	EEG偵測系統
132	處理器
134	通信鏈路
136	主動EEG感測器
138	參考EEG感測器
150	器件
610	電腦
620	控制器
622	FPGA
630	EEG電路
632	韌體
650	發光二極體(LED)燈系統
710	電池

720 EEG電路

730 至EEG感測器之佈線

1801 EEG信號

1802 刺激控制信號

201117771

發明專利說明書

（本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫）

※ 申請案號： 99134501

※ 申請日： 99.10.8 ※IPC 分類：A61B 5/0484 (2006.01)

一、發明名稱：（中文/英文）

在時域中感知誘發電位之分類及偵測

SENSORY-EVOKED POTENTIAL (SEP)
CLASSIFICATION/DETECTION IN THE TIME DOMAIN

二、中文發明摘要：

本發明揭示用於藉由在時域中使腦電波儀(EEG)同步於感知刺激之重複呈現來達成感知誘發電位(SEP，舉例來說，視覺誘發電位)信號之偵測/分類的技術。在一些實施例中，一系統：接收複數個EEG信號樣本；產生一刺激鎖定之EEG；及判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個EEG信號樣本。在一些實施例中，不需要事先瞭解關於刺激之更新型樣(諸如一視覺刺激之閃爍頻率)並且不需要事先瞭解關於一個別使用者EEG型樣。

三、英文發明摘要：

Techniques are disclosed for sensory-evoked potential (SEPs, e.g., visual-evoked potentials) signal detection/classification by synchronizing EEG to the repeated presentation of sensory stimuli in the time domain. In some embodiments, a system receives a plurality of EEG signal samples, generates a stimulus-locked EEG and determines whether the plurality of EEG signal samples are evoked in response to a pattern of stimulus. In some embodiments, no prior knowledge about the update pattern (such as the flashing frequency of a visual stimulus) of the stimulus and no prior knowledge about an individual user's EEG pattern are required.

七、申請專利範圍：

1. 一種感知誘發電位信號分類之方法，其包括：

接收複數個腦電波儀信號樣本；

產生一刺激鎖定之腦電波儀信號樣本；及

判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個腦電波儀信號樣本。

2. 如請求項1之方法，其中不需要預先訓練一使用者腦電波儀型樣。

3. 如請求項1之方法，其中不需要預先瞭解該刺激型樣。

4. 如請求項1之方法，其中藉由在時域中使腦電波儀信號樣本同步於感知刺激之重複呈現來執行感知誘發電位信號分類。

5. 如請求項1之方法，其中藉由在該時域中使腦電波儀信號樣本同步於感知刺激之重複呈現來執行感知誘發電位信號分類，其中該感知誘發電位信號分類包含視覺上誘發之電位。

6. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

偵測複數個腦電波儀信號。

7. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

記錄該複數個腦電波儀信號樣本。

8. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

使該複數個腦電波儀信號樣本同步於該刺激型樣。

9. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

使每一腦電波儀信號樣本同步於該刺激型樣之一發

出。

10. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

判定一使用者在注意哪個刺激。

11. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

基於該感知誘發電位信號分類而產生一控制信號。

12. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

對於該刺激鎖定之腦電波儀信號樣本計算片段對之間的一相互關係；

對於每一刺激判定該相互關係的一統計量測；

使用一分類器對於每一刺激根據該相互關係之該統計量測判定一刺激是否正被一使用者注意。

13. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

對於該刺激鎖定之腦電波儀信號樣本計算片段對之間的一相互關係；

對於每一刺激判定該相互關係的一統計量測；

使用一分類器對於每一刺激根據該相互關係之該統計量測判定一刺激是否正被一使用者注意，

其中該相互關係包含相關性、相互資訊或協方差。

14. 如請求項1之方法，該方法進一步包括：

對於該刺激鎖定之腦電波儀信號樣本計算片段對之間的一相互關係；

對於每一刺激判定該相互關係的一統計量測；

使用一分類器對於每一刺激根據該相互關係之該統計量測判定一刺激是否正被一使用者注意，

其中該統計量測包含一平均值、一中值或一總和。

15. 一種用於感知誘發電位信號分類的系統，該系統包括：

一處理器，其經組態以：

接收複數個腦電波儀信號樣本；

產生一刺激鎖定之腦電波儀信號樣本；及

判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個腦電波儀信號樣本；及

一記憶體，其耦合至該處理器且經組態以給該處理器提供指令。

16. 如請求項15之系統，其中不需要預先訓練一使用者腦電波儀型樣。

17. 如請求項15之系統，其中不需要預先瞭解該刺激型樣。

18. 如請求項15之系統，其中藉由在時域中使腦電波儀信號樣本同步於感知刺激之重複呈現來執行感知誘發電位信號分類，其中該感知誘發電位信號分類包含視覺上誘發之電位。

19. 一種用於感知誘發電位信號分類的電腦程式產品，該電腦程式產品係體現於一電腦可讀儲存媒體中且包括用作以下用途之電腦指令：

接收複數個腦電波儀信號樣本；

產生一刺激鎖定之腦電波儀信號樣本；及

判定是否回應於一刺激型樣而誘發該複數個腦電波儀信號樣本。

20. 如請求項19之電腦程式產品，其中不需要預先訓練一使

用者腦電波儀型樣。

21. 如請求項19之電腦程式產品，其中不需要預先瞭解該刺激型樣。

22. 如請求項19之電腦程式產品，其中藉由在時域中使腦電波儀信號樣本同步於感知刺激之重複呈現來執行感知誘發電位信號分類，其中該感知誘發電位信號分類包含視覺上誘發之電位。

八、圖式：

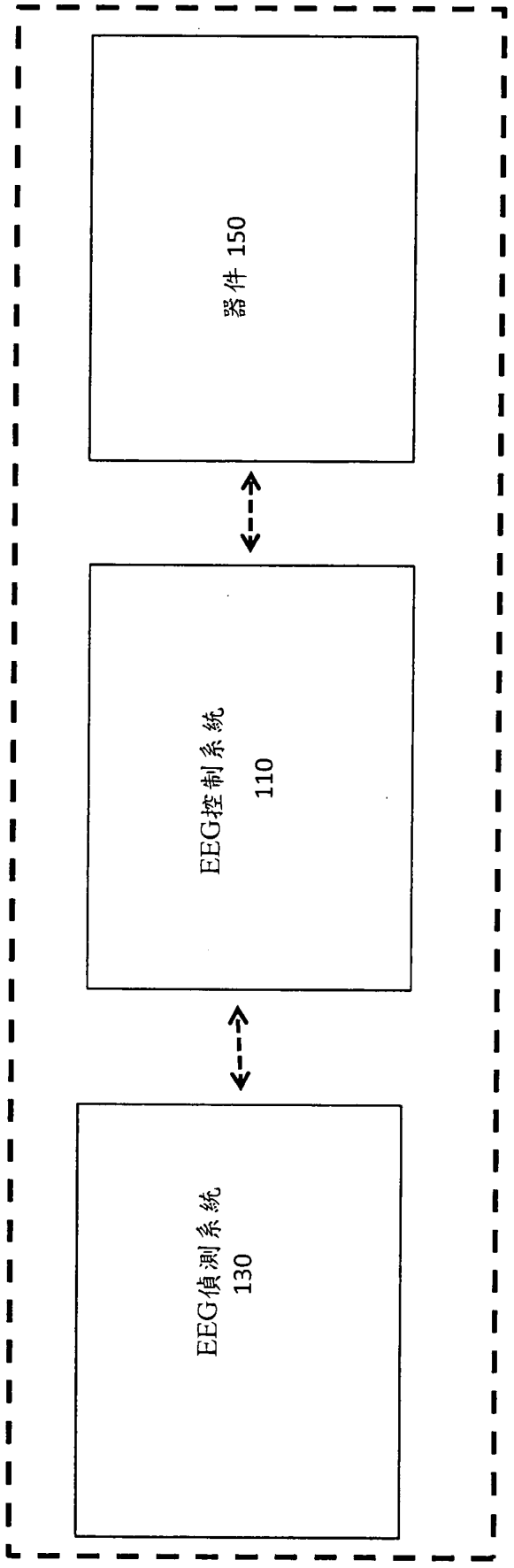


圖 1

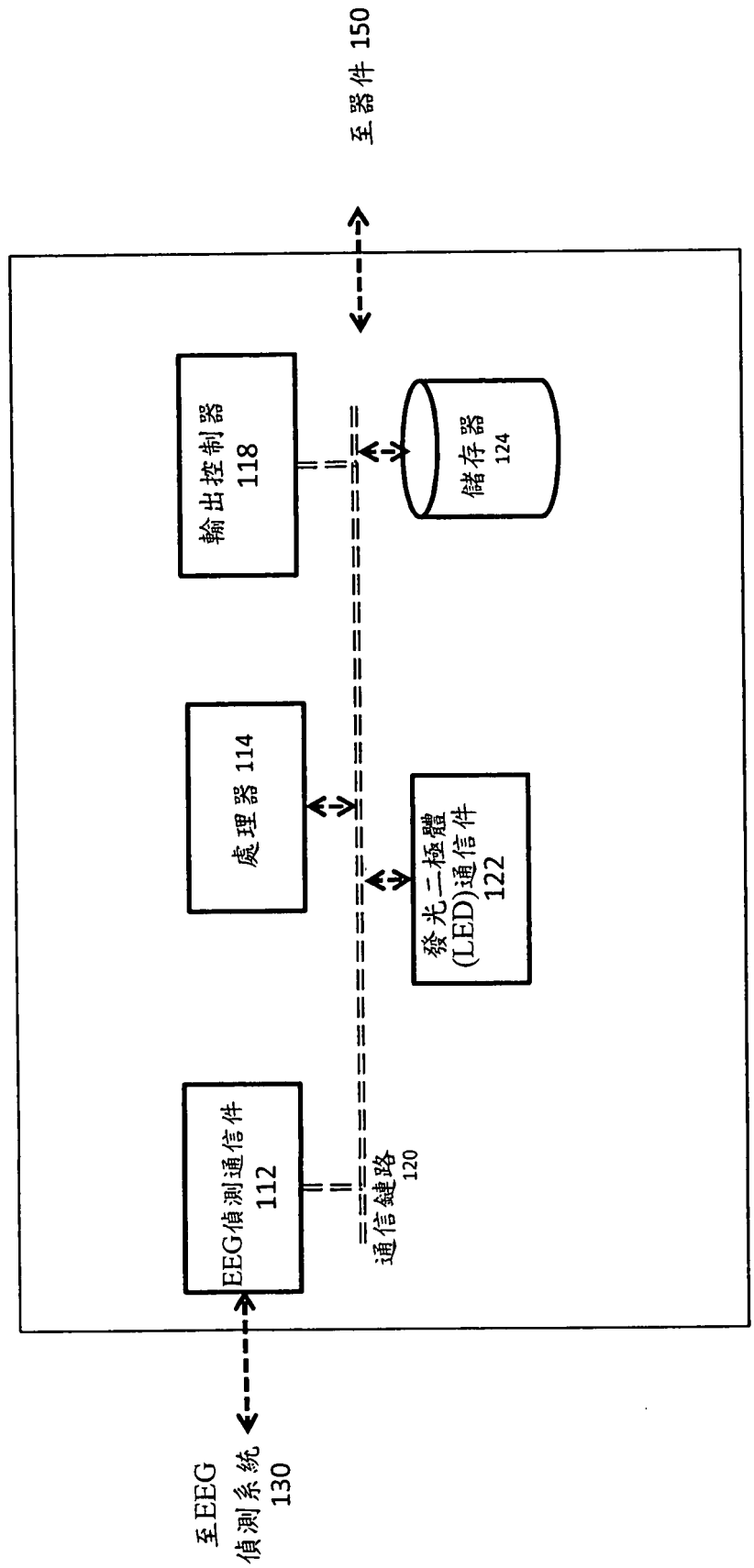

至器件 150
輸出控制器 118
儲存器 124
處理器 114
發光二極體 (LED)通信件 122
EEG偵測通信件 112
通信鏈路 120
至EEG 偵測系統 130
EEG控制系統 110

圖2

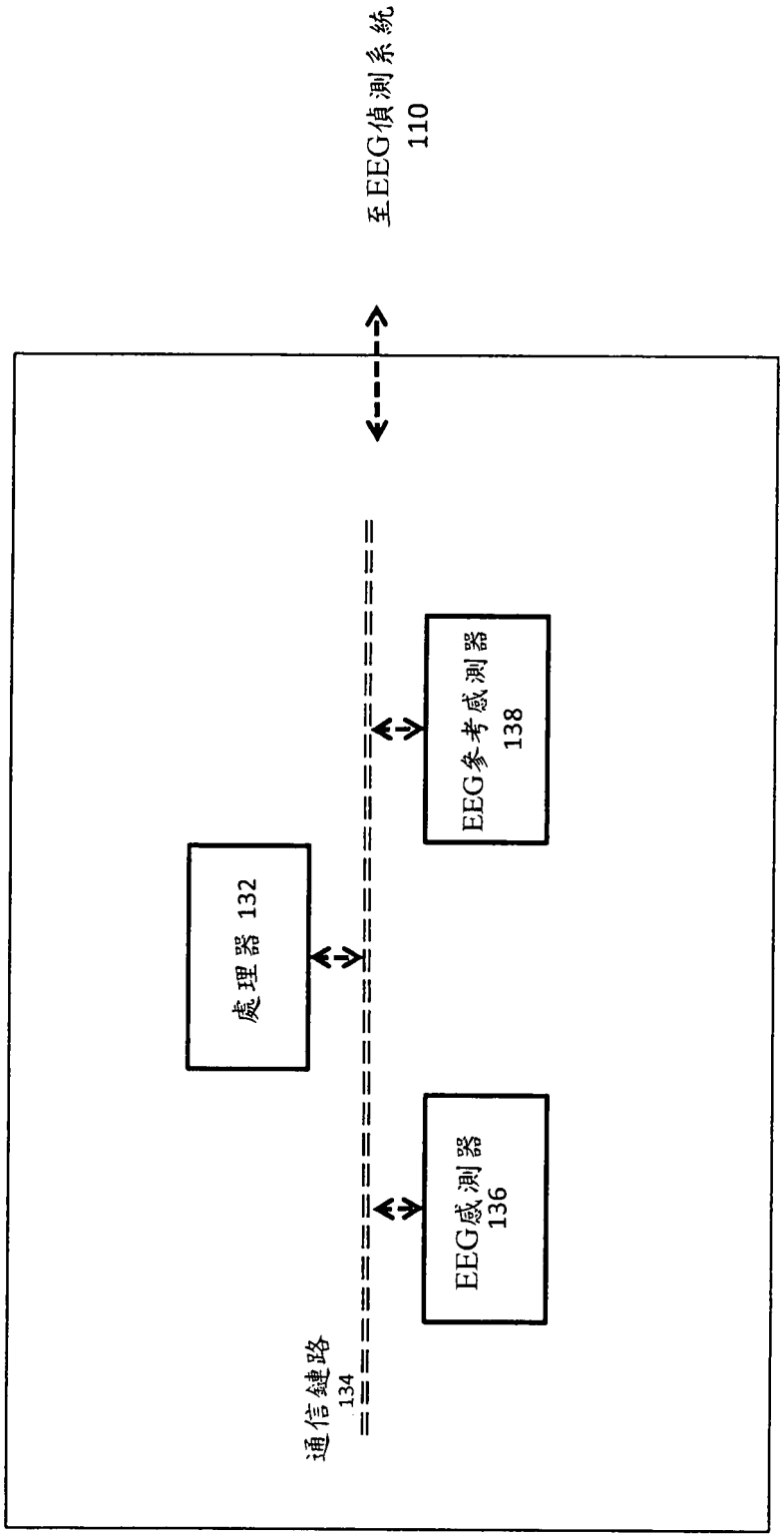

至EEG偵測系統
110
處理器 132
EEG參考感測器
138
EEG感測器
136
通信鏈路
134
EEG偵測系統
130

圖 3

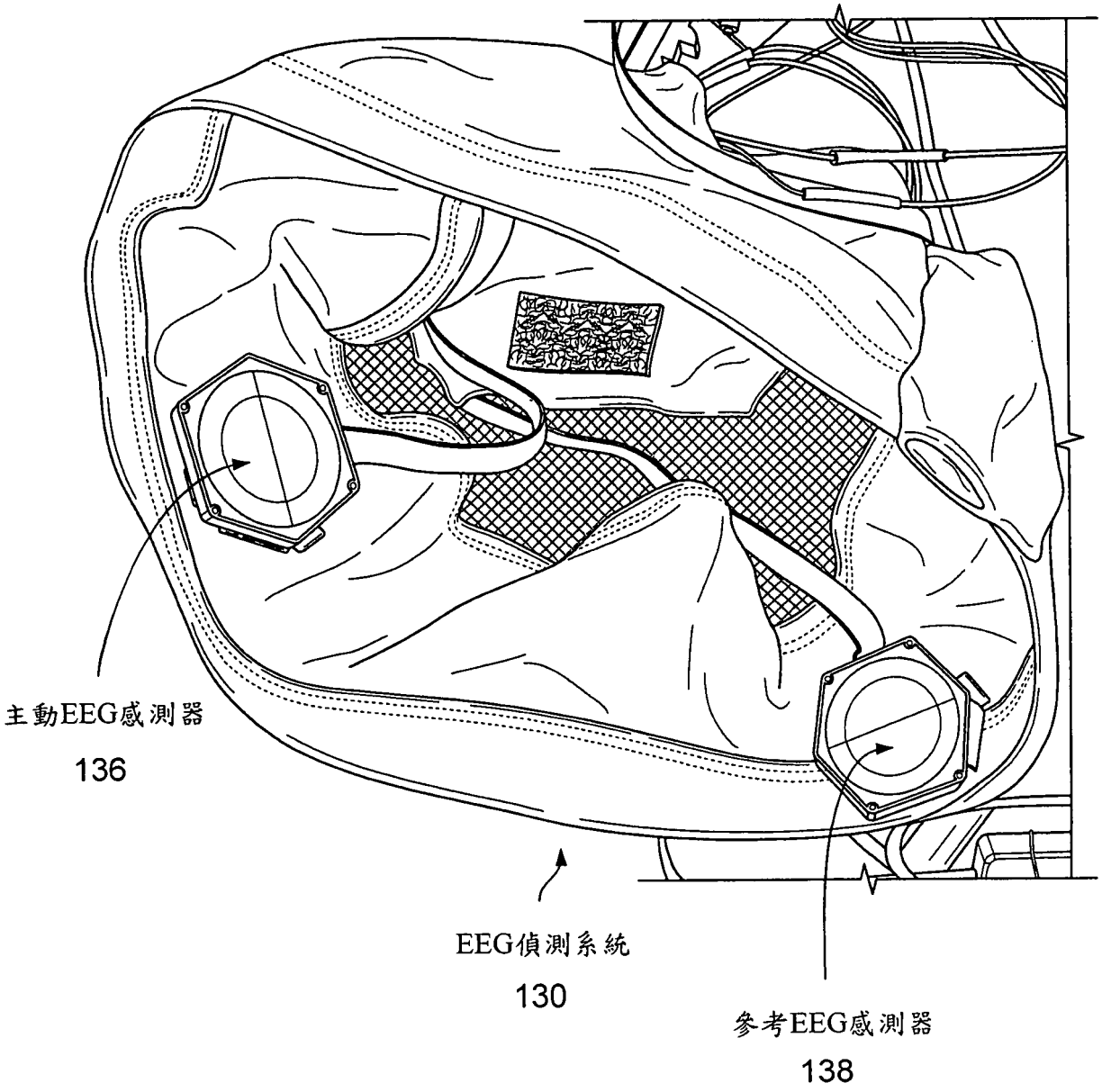
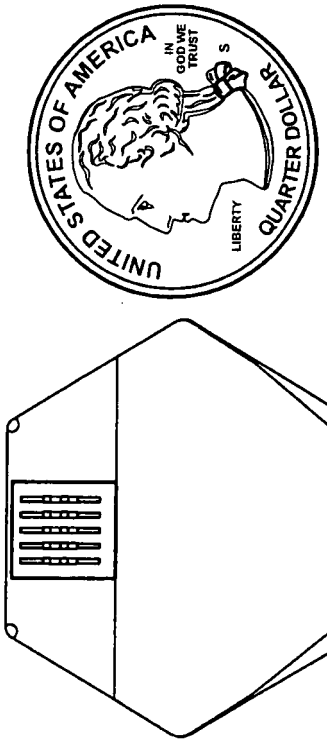


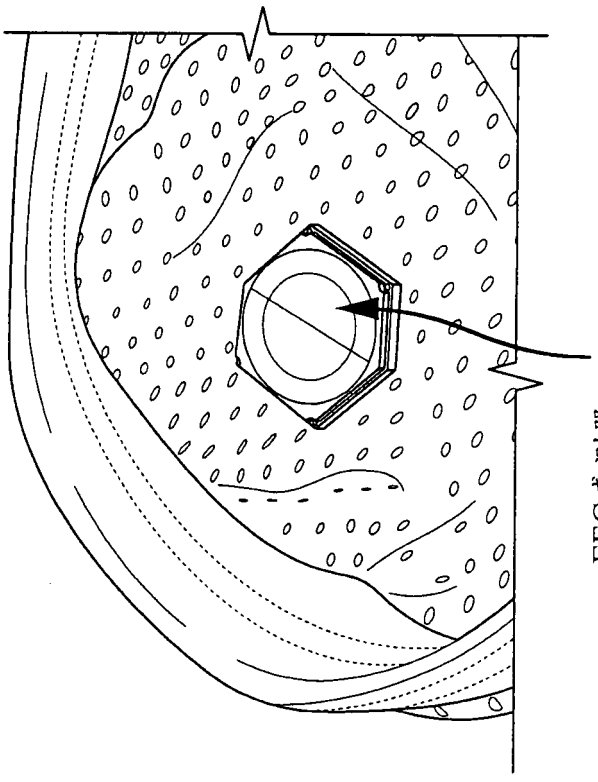
圖4



EEG感測器
136

圖5B

帽子內部的EEG感測器



EEG感測器
136

圖5A

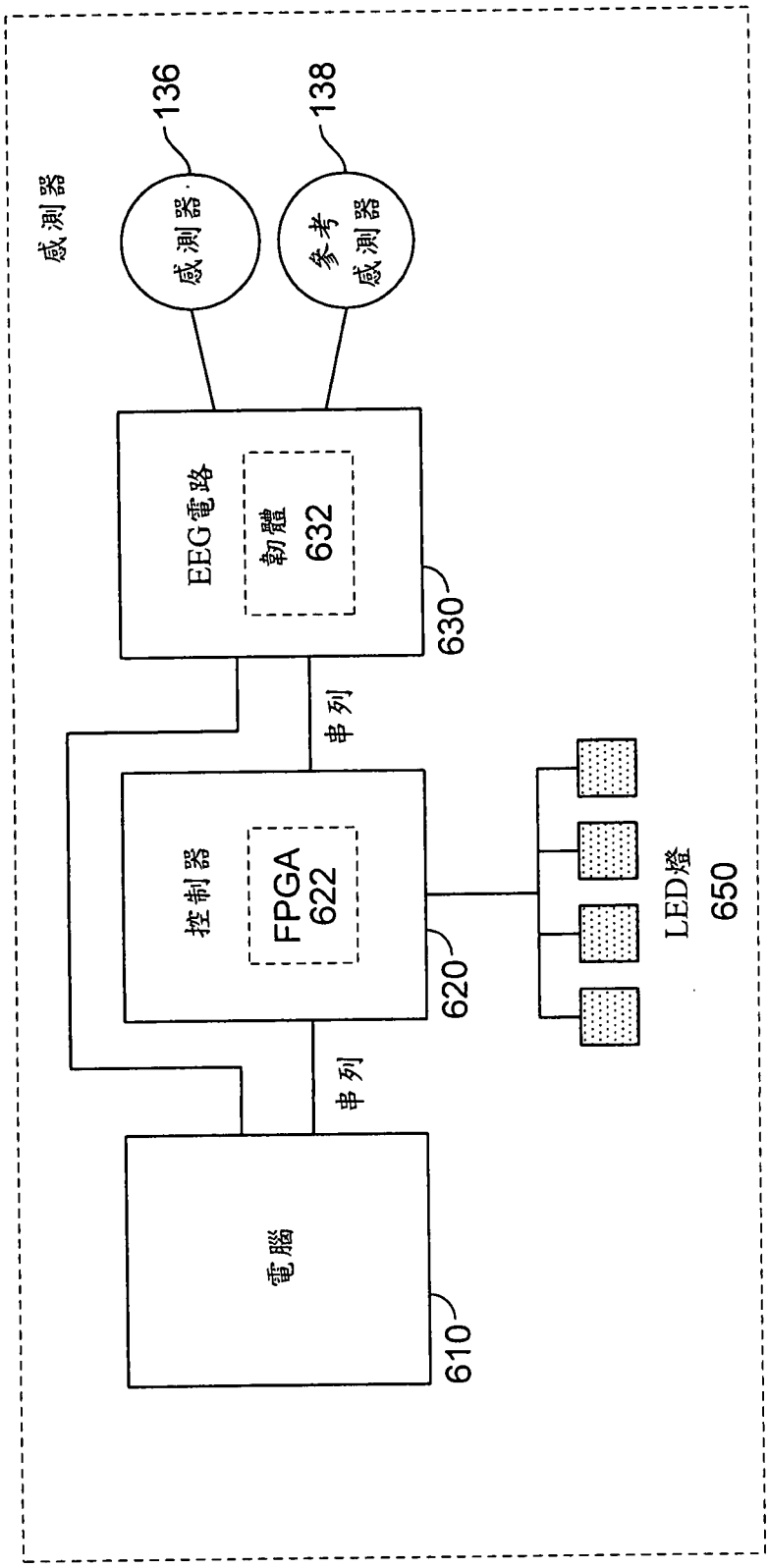

感測器
136
感測器
138
參考
感測器
EEG電路
韌體
632
630
串列
控制器
FPGA
622
620
串列
電腦
610
LED燈
650
SEP之EEG系統
100

圖6

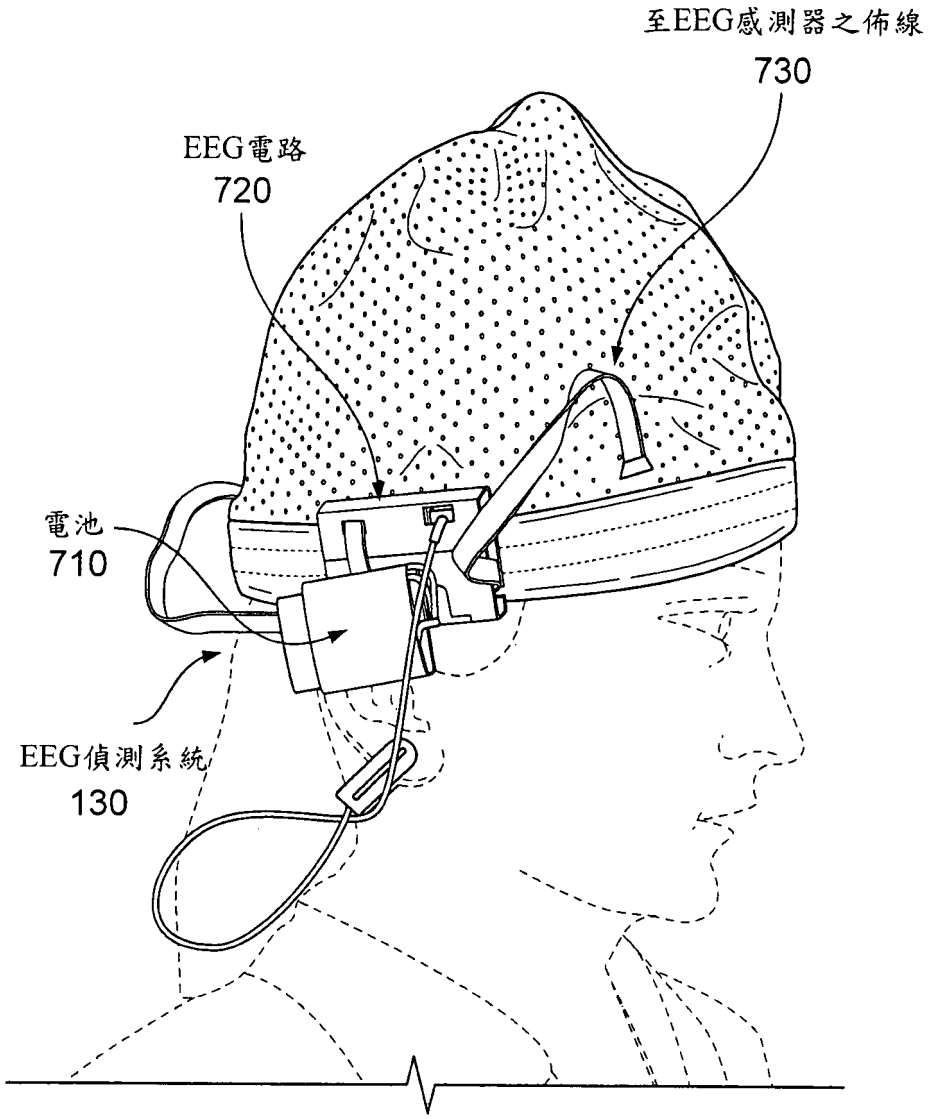


圖7

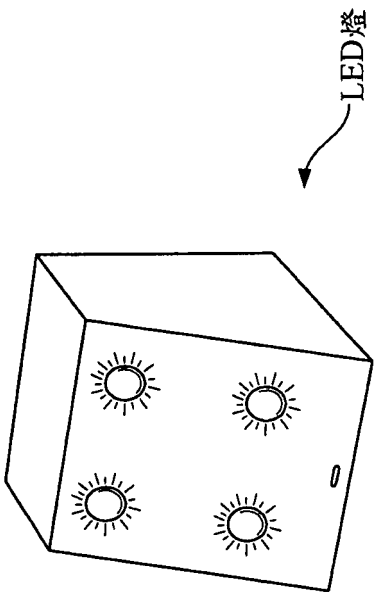


圖8B

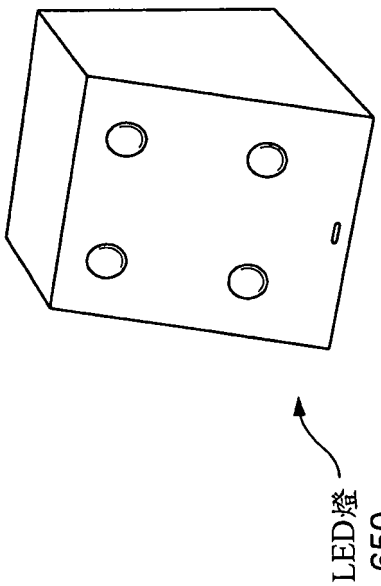


圖8A

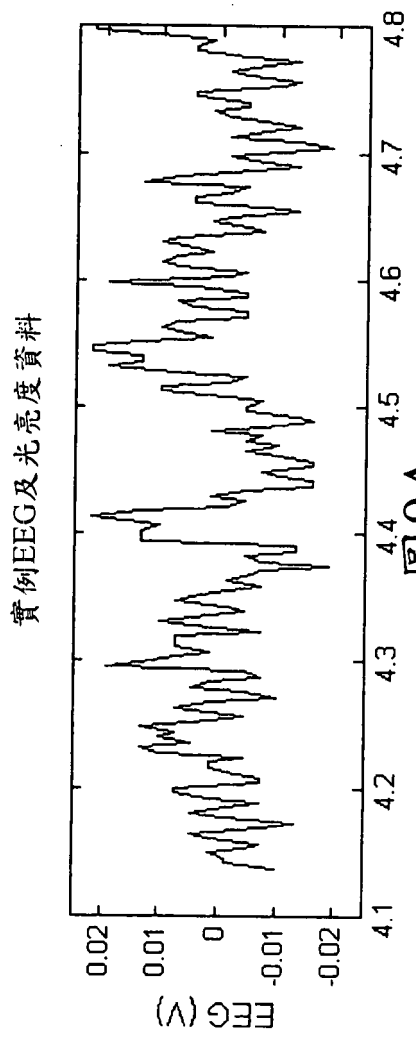

實例EEG及光亮度資料
EEG (V)
0.02
0.01
0
-0.01
-0.02
4.1
4.2
4.3
4.4
4.5
4.6
4.7
4.8

圖9A

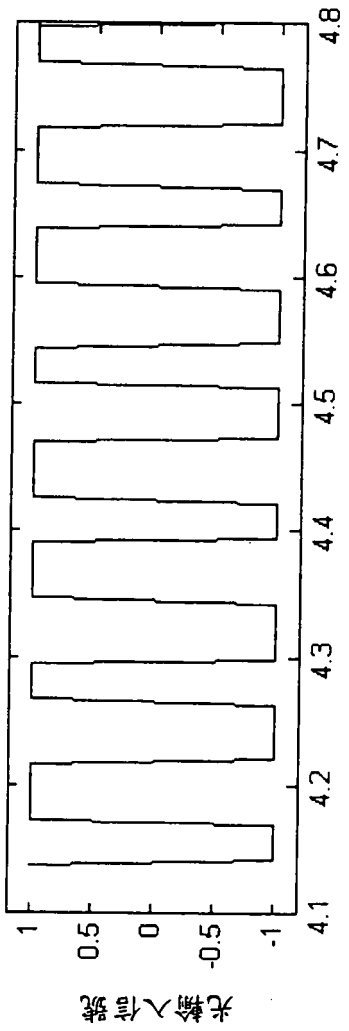

光輸入信號
1
0.5
0
-0.5
-1
4.1
4.2
4.3
4.4
4.5
4.6
4.7
4.8
時間(秒)

圖9B

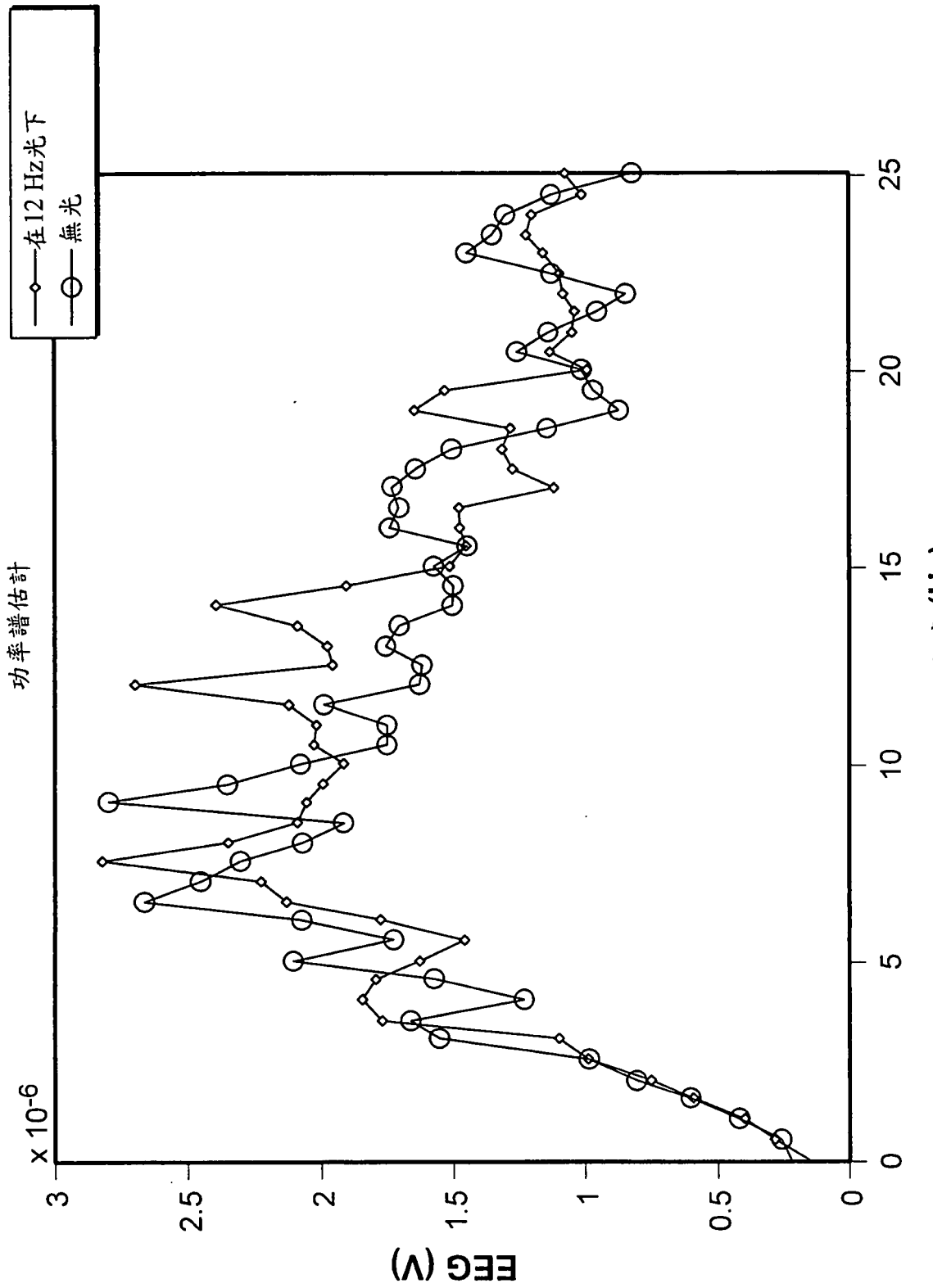


圖10

EEG片段及光發出之後的其等平均值

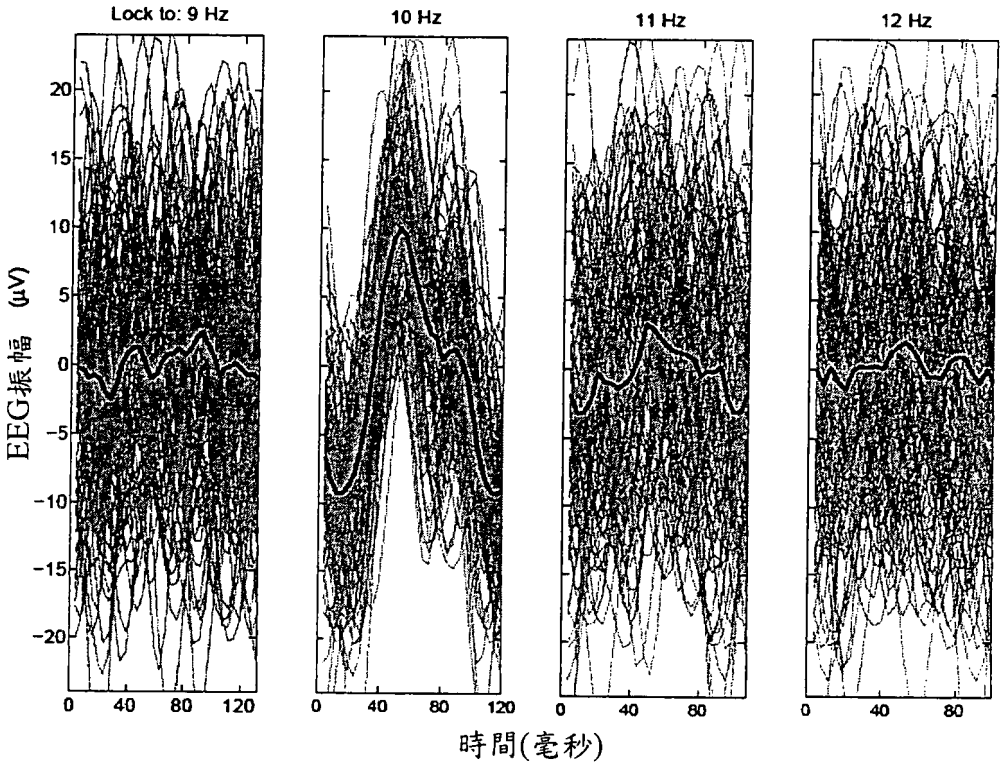


圖11

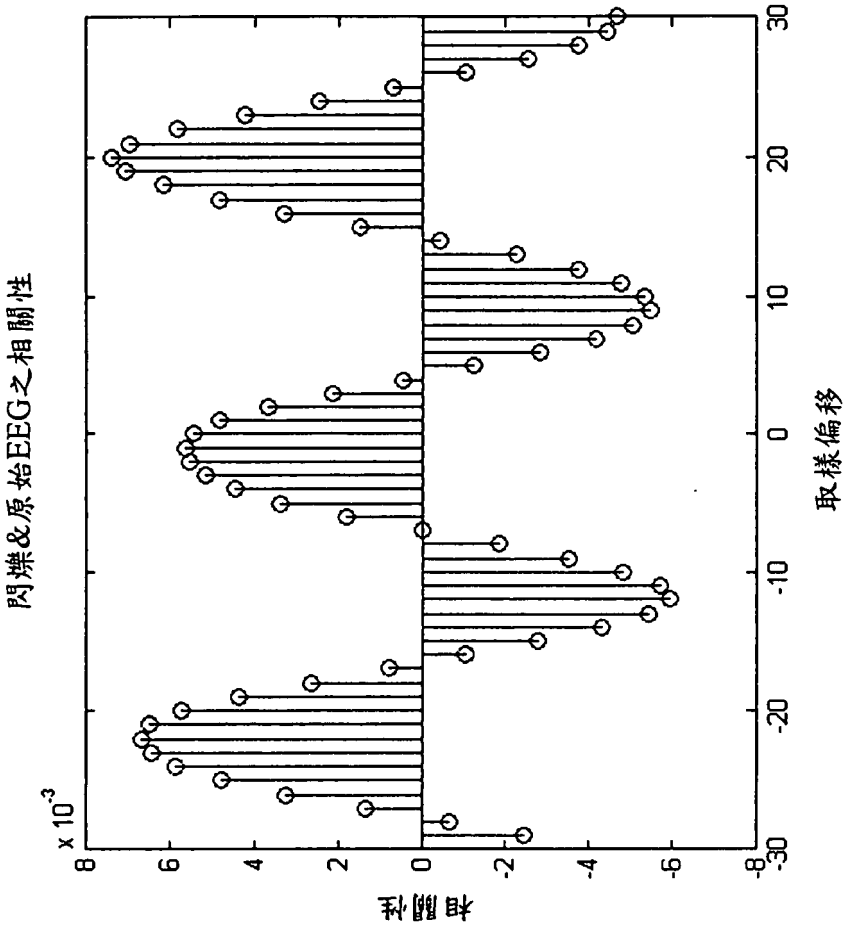


圖 12

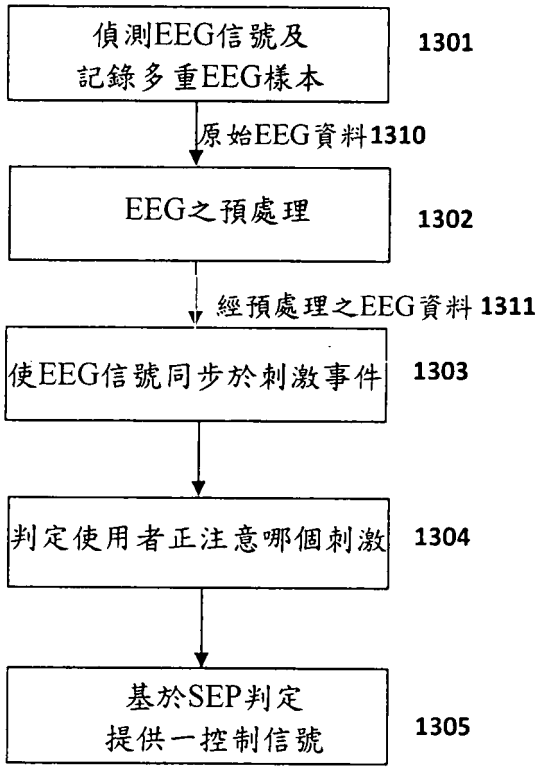

偵測EEG信號及
記錄多重EEG樣本
1301
原始EEG資料1310
EEG之預處理
1302
經預處理之EEG資料 1311
使EEG信號同步於刺激事件
1303
判定使用者正注意哪個刺激
1304
基於SEP判定
提供一控制信號
1305

圖13

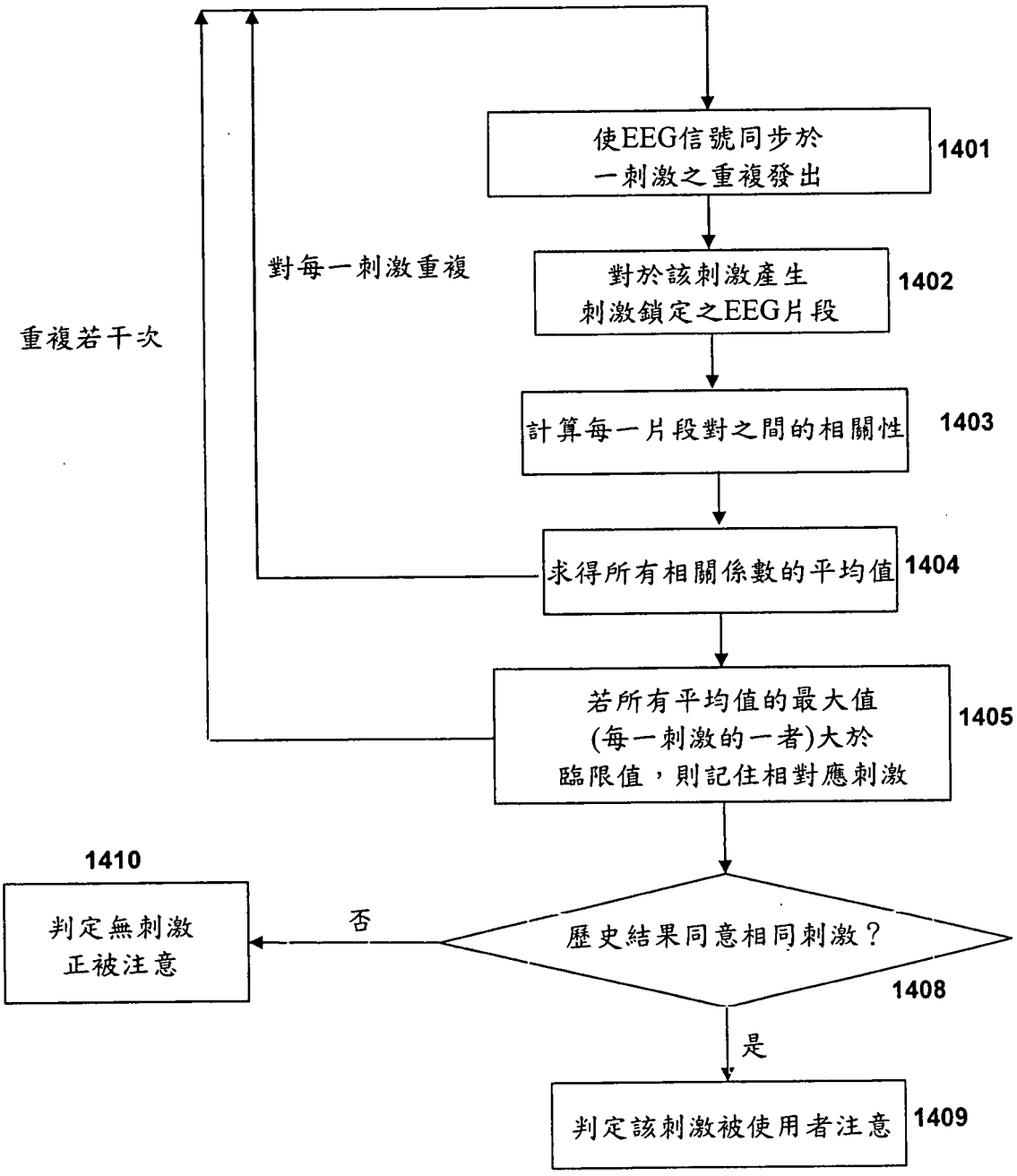

使EEG信號同步於
一刺激之重複發出
1401
對每一刺激重複
對於該刺激產生
刺激鎖定之EEG片段
1402
重複若干次
計算每一片段對之間的相關性
1403
求得所有相關係數的平均值
1404
若所有平均值的最大值
(每一刺激的一者)大於
臨限值，則記住相對應刺激
1405
1410
判定無刺激
正被注意
否
歷史結果同意相同刺激？
1408
是
判定該刺激被使用者注意
1409

圖14

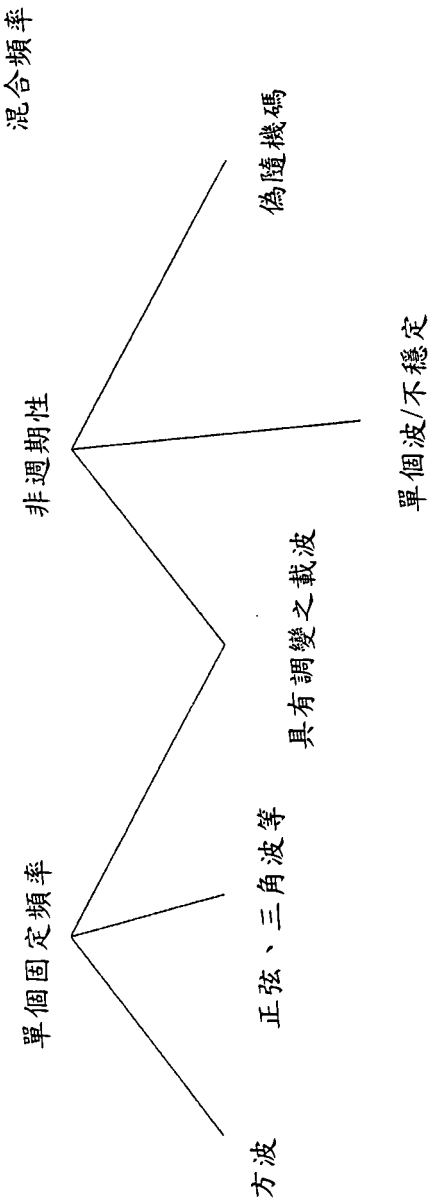


圖15

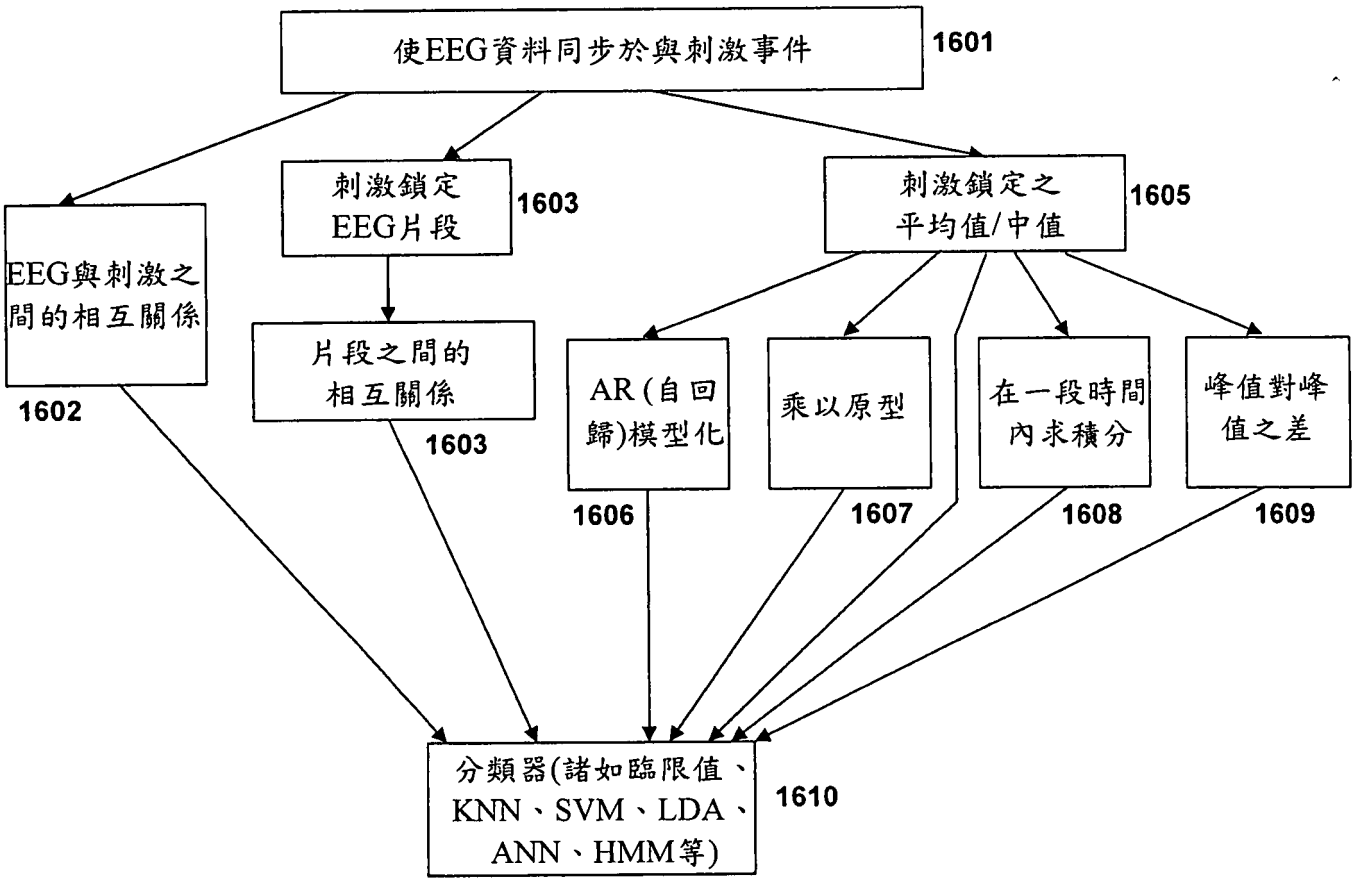

使EEG資料同步於與刺激事件
1601
EEG與刺激之間的相互關係
1602
刺激鎖定EEG片段
1603
片段之間的相互關係
1603
刺激鎖定之平均值/中值
1605
AR(自回歸)模型化
1606
乘以原型
1607
在一段時間內求積分
1608
峰值對峰值之差
1609
分類器(諸如臨限值、KNN、SVM、LDA、ANN、HMM等)
1610

圖16

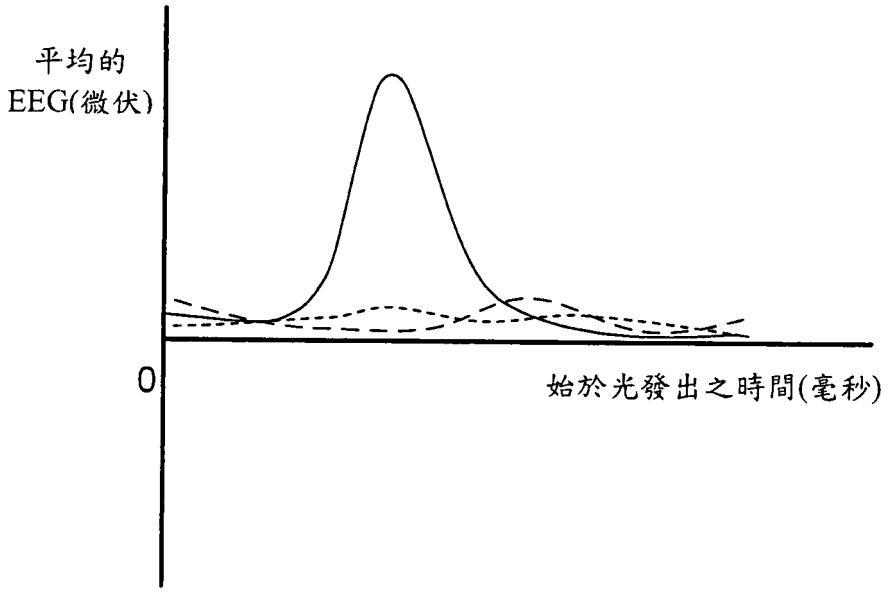


圖17

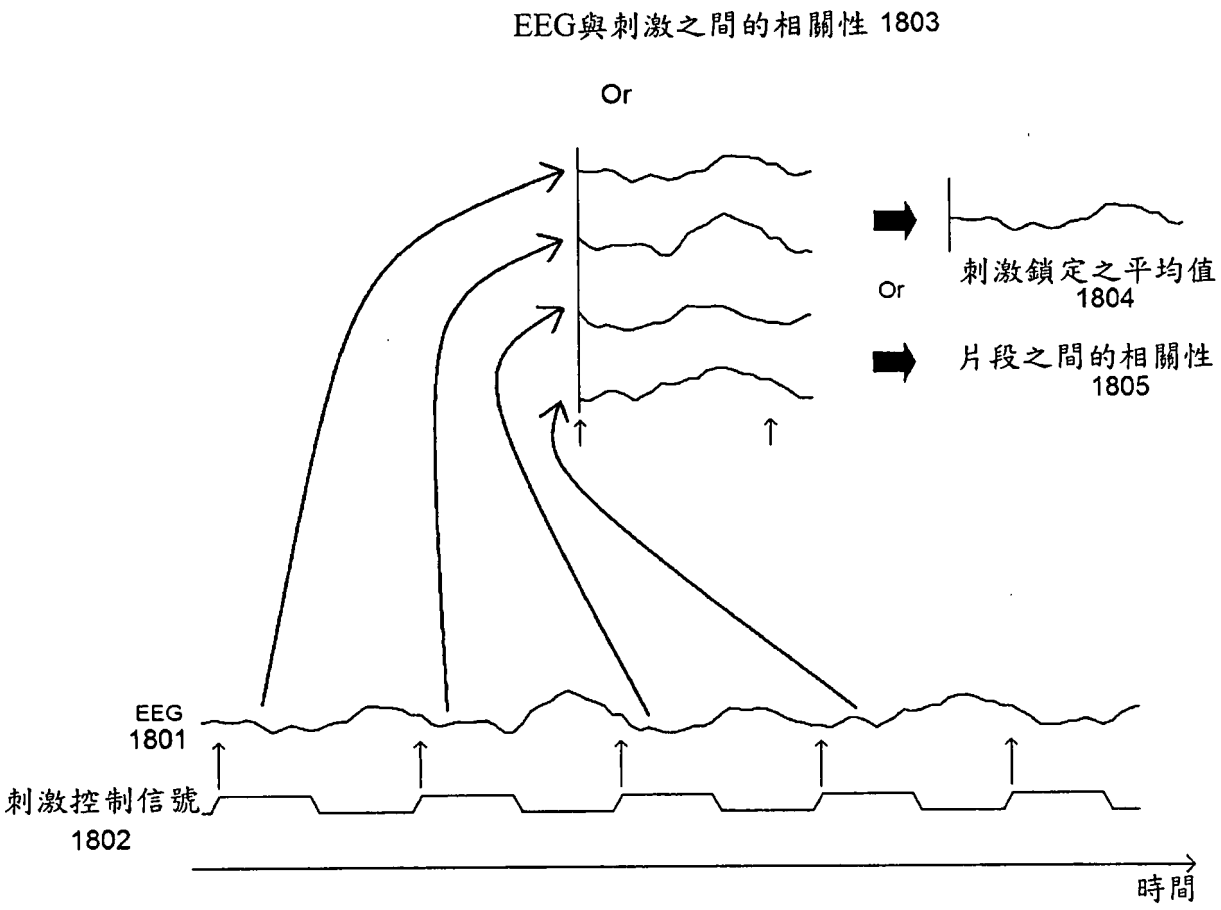

EEG與刺激之間的相關性 1803
Or
Or
刺激鎖定之平均值
1804
片段之間的相關性
1805
EEG
1801
刺激控制信號
1802
時間

圖18

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（6）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100	感知誘發電位(SEP)之腦電波儀(EEG)系統
136	主動EEG感測器
138	參考EEG感測器
610	電腦
620	控制器
622	FPGA
630	EEG電路
632	韌體
650	發光二極體(LED)燈系統

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)