



(21)申請案號：104108622

(22)申請日：中華民國 104 (2015) 年 03 月 18 日

(51)Int. Cl.：

G09B23/28 (2006.01)

A61B5/00 (2006.01)

(71)申請人：國立交通大學(中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)

新竹市大學路 1001 號

(72)發明人：蔡 德明 CHOI, CHARLES TAK MING (US)；李宜軒 LEE, YI HSUAN (TW)

(74)代理人：葉璟宗；詹東穎；劉亞君

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：18 項 圖式數：9 共 42 頁

(54)名稱

訊號重建方法、電刺激控制裝置及人工電子耳的校正方法

SIGNAL RECONSTRUCTION METHOD, ELECTRICAL STIMULATION CONTROL APPARATUS,
AND MAPPING METHOD OF COCHLEAR IMPLANT

(57)摘要

一種訊號重建方法、電刺激控制裝置及人工電子耳的校正方法。所述訊號重建方法適於重建利用電刺激訊號所誘發之神經訊號，其包括以下步驟：依序提供反相的兩電刺激訊號給第一電極；藉第二電極接收第一混合訊號與第二混合訊號；依據第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析，藉以計算出第一成分函數與第二成分函數；在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以產生多個特性方程式；依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數；以及基於第一成分函數與第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建神經訊號。

A signal reconstruction method, an electrical stimulation control apparatus, and a mapping method of cochlear implant are provided. The signal rebuilding method includes following steps: sequentially providing two electrical stimulation signals with opposite phase to a first electrode; receiving a first combination signal and a second combination signal by a second electrode; performing an independent components analysis (ICA) according to the first combination signal and the second combination signal, so as to calculate a first component function and a second component function; sampling the first combination signal during a plurality of timing point, so as to generate a plurality of characteristic equations; calculating intensity coefficients of the first and second component functions according to the characteristic equations; and rebuilding a neural signal based on one of the first and second component functions and the intensity coefficient thereof.

指定代表圖：

符號簡單說明：
S210~S260 . . . 步驟

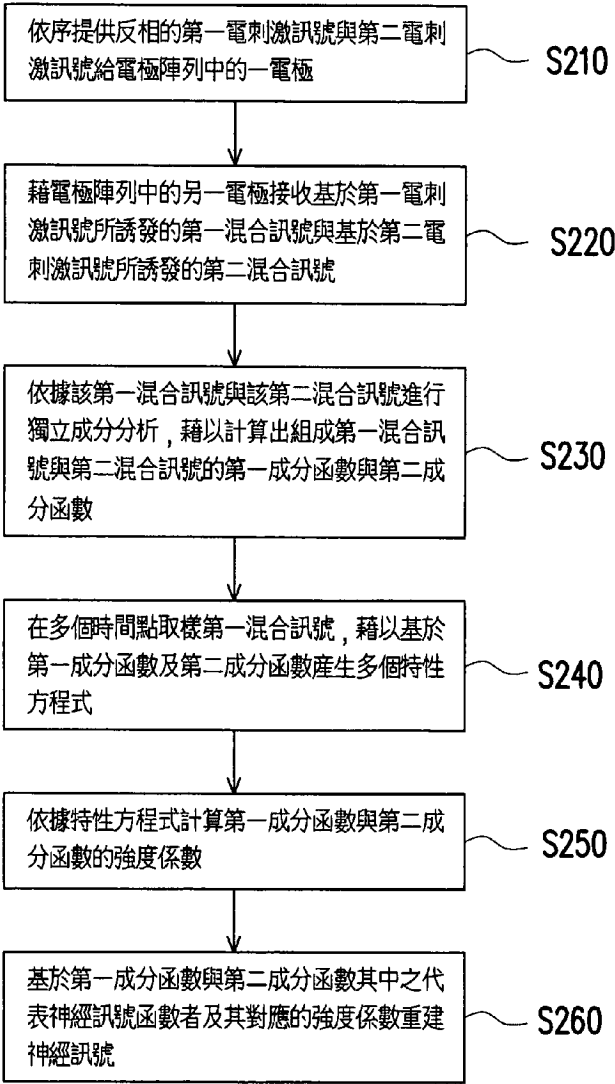


圖 2

發明摘要

※ 申請案號：104108622

※ 申請日：104. 3. 18

※IPC 分類：G09B ²³/₂₈ (2006.01)

A61B ⁵/₀₀ (2006.01)

【發明名稱】

訊號重建方法、電刺激控制裝置及人工電子耳的校正方法

SIGNAL RECONSTRUCTION METHOD, ELECTRICAL
STIMULATION CONTROL APPARATUS, AND MAPPING
METHOD OF COCHLEAR IMPLANT

【中文】

一種訊號重建方法、電刺激控制裝置及人工電子耳的校正方法。所述訊號重建方法適於重建利用電刺激訊號所誘發之神經訊號，其包括以下步驟：依序提供反相的兩電刺激訊號給第一電極；藉第二電極接收第一混合訊號與第二混合訊號；依據第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析，藉以計算出第一成分函數與第二成分函數；在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以產生多個特性方程式；依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數；以及基於第一成分函數與第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建神經訊號。

【英文】

A signal reconstruction method, an electrical stimulation control apparatus, and a mapping method of cochlear implant are provided.

The signal rebuilding method includes following steps: sequentially providing two electrical stimulation signals with opposite phase to a first electrode; receiving a first combination signal and a second combination signal by a second electrode; performing an independent components analysis (ICA) according to the first combination signal and the second combination signal, so as to calculate a first component function and a second component function; sampling the first combination signal during a plurality of timing point, so as to generate a plurality of characteristic equations; calculating intensity coefficients of the first and second component functions according to the characteristic equations; and rebuilding a neural signal based on one of the first and second component functions and the intensity coefficient thereof.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖 2。

【本代表圖之符號簡單說明】：

S210~S260：步驟

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】

訊號重建方法、電刺激控制裝置及人工電子耳的校正方法

SIGNAL RECONSTRUCTION METHOD, ELECTRICAL
STIMULATION CONTROL APPARATUS, AND MAPPING
METHOD OF COCHLEAR IMPLANT

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種訊號重建方法及其應用，且特別是有關於一種神經訊號的訊號重建方法、人工電子耳的校正方法及應用其之電刺激控制裝置。

【先前技術】

【0002】 習知的誘發複合動作電位（evoked compound action potential，ECAP）技術係能判斷神經纖維之存活情形及功能狀態，在應用於人工耳蝸（cochlear implant，CI）植入手術之後的校正（mapping）過程中有著重要的作用。

【0003】 由於在習知的 ECAP 量測技術中，每一電極所接收到的訊號除了有基於神經纖維反應所誘發的神經訊號/ECAP 訊號的成分外，還會受到其他電極所發出的電刺激訊號的影響。因此，在實際應用中，ECAP 量測技術所面臨的首要問題是如何在接收到的訊號中準確地分離出神經訊號/ECAP 訊號的成分。

【0004】 在現有的技術下，用來重建出完整的 ECAP 訊號的方法包括有順向遮蔽相減法（forward-masking subtraction method）以及交替極性法（alternating polarity method）。然而，所述兩方法皆需花費較長的量測時間才能夠重建出誤差較小的 ECAP 訊號模型，因此在人工電子耳的校正應用中，可能會較難為患者所接受。

【發明內容】

【0005】 本發明提供一種神經訊號的訊號重建方法、人工電子耳的校正方法及應用其之電刺激控制裝置，其可提高神經訊號的重建準確性，藉以降低人工電子耳的校正時間。

【0006】 本發明的神經訊號的訊號重建方法，適於重建利用電刺激訊號所誘發之神經訊號。所述訊號重建方法包括以下步驟：依序提供反相的第一電刺激訊號與第二電刺激訊號給第一電極；藉第二電極接收基於第一電刺激訊號所誘發的第一混合訊號與基於第二電刺激訊號所誘發的第二混合訊號；依據第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析（independent components analysis，ICA），藉以計算出組成第一混合訊號與第二混合訊號的第一成分函數與第二成分函數；在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以基於第一成分函數及第二成分函數產生多個特性方程式；依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的一強度係數；以及基於第一成分函數與第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建神經訊號。

【0007】 在本發明一實施例中，第一混合訊號與第二混合訊號可分別以下式表示之： $Sm_1(t)=a_1 \times s_1(t) + a_2 \times s_2(t)$ ； $Sm_2(t)=a_3 \times s_1(t) - a_2 \times s_2(t)$ 。其中， t 為時間， Sm_1 與 Sm_2 分別為第一混合訊號與第二混合訊號， s_1 為第一成分函數， s_2 為第二成分函數， a_1 與 a_3 為第一成分函數的強度係數，以及 a_2 為第二成分函數的強度係數。

【0008】 在本發明一實施例中，所述訊號重建方法更包括以下步驟：依據第一成分函數與第二成分函數的波形，定義第一成分函數與第二成分函數其中之一為神經訊號函數，並且定義第一成分函數與第二成分函數其中之另一為雜訊成分函數。

【0009】 在本發明一實施例中，各個特性方程式係以神經訊號函數與雜訊成分函數的強度係數作為未知數表示之。

【0010】 在本發明一實施例中，依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數的步驟包括：基於所述多個特性方程式建立特性矩陣方程式；以及以偽逆運算（pseudo inverse）求解特性矩陣方程式，藉以得出神經訊號函數與雜訊成分函數的強度係數的最小平方解（least-square solution）。

【0011】 在本發明一實施例中，重建出的神經訊號為神經訊號函數及其強度係數的乘積，其以下式表示之： $ECAP=a_1 \times ICA_{ECAP}(t)$ 。其中， t 為時間， $ECAP$ 為神經訊號， ICA_{ECAP} 為神經訊號函數，以及 a_1 為神經訊號函數的強度係數。

【0012】 在本發明一實施例中，所述的神經訊號的訊號重建方法係應用於人工電子耳、人工視網膜以及脊髓神經刺激裝置至少其

中之一的訊號重建。

【0013】 本發明的刺激神經纖維的電刺激控制裝置包括電極陣列以及電極控制器。電極陣列至少包括第一電極與第二電極。電極控制器耦接電極陣列，並且用以產生多個電刺激訊號來驅動電極陣列，再從電極陣列接收多個混合訊號並據以重建所述神經纖維所產生的神經訊號。電極控制器依序提供反相的第一電刺激訊號與第二電刺激訊號給第一電極，再從第二電極接收基於第一電刺激訊號所誘發的第一混合訊號與基於第二電刺激訊號所誘發的第二混合訊號。電極控制器依據第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析，藉以計算出組成第一混合訊號與第二混合訊號的第一成分函數與第二成分函數，並且在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以基於第一成分函數及第二成分函數產生多個特性方程式。電極控制器依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數，基於第一成分函數與第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建神經訊號。

【0014】 在本發明一實施例中，電極控制器依據第一成分函數與第二成分函數的波形，定義第一成分函數與第二成分函數其中之一為神經訊號函數，並且定義第一成分函數與第二成分函數其中之一為雜訊成分函數。

【0015】 在本發明一實施例中，各特性方程式係以神經訊號函數與雜訊成分函數的強度係數作為未知數表示之。

【0016】 在本發明一實施例中，電極控制器基於所述多個特性方

程式建立特性矩陣方程式，並且以偽逆運算求解特性矩陣方程式，藉以得出神經訊號函數與雜訊成分函數的強度係數的最小平解。

【0017】 在本發明一實施例中，電極控制器所重建出的神經訊號為神經訊號函數及其強度係數的乘積。

【0018】 本發明的人工電子耳的校正方法，適於校正人工電子耳的多個電極的最低電流臨界（threshold level，T-level）特性與最適電流臨界（comfortable level，C-level）特性。所述校正方法包括以下步驟：依序提供反相的第一電刺激訊號與第二電刺激訊號給所述多個電極其中之一；藉所述多個電極其中之另一接收基於第一電刺激訊號所誘發的第一混合訊號與基於第二電刺激訊號所誘發的第二混合訊號；依據第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析，藉以計算出組成第一混合訊號與第二混合訊號的第一成分函數與第二成分函數；在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以基於第一成分函數及第二成分函數產生多個特性方程式；依據所述多個特性方程式計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數；基於第一成分函數與第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建電誘發複合動作電位（electrically evoked compound potential，ECAP）訊號；基於所重建出的電誘發複合動作電位訊號計算其中之一電極所對應的特性臨界值；以及重複執行上述步驟以獲得各電極所對應的特性臨界值，並據以定義最低電流臨界特性與最適電流臨界特性。

【0019】 在本發明一實施例中，基於所重建出的電誘發複合動作電位訊號計算其中之一電極所對應的特性臨界值的步驟包括：提供多個電流等級的電刺激訊號；計算所述多個電流等級下的電誘發複合動作電位訊號的特徵量；以及基於所述多個特徵量計算特性臨界值。

【0020】 在本發明一實施例中，重複執行上述步驟以獲得各電極所對應的特性臨界值，並據以定義最低電流臨界特性與最適電流臨界特性的步驟包括：取得部分所述多個電極的最低電流臨界值與最適電流臨界值；比對所述部分所述多個電極的特性臨界值與最低電流臨界值，藉以產生第一調整係數；比對所述部份所述多個電極的特性臨界值與最適電流臨界值，藉以產生第二調整係數；依據第一調整係數調整全部所述多個電極的特性臨界值，藉以產生最低電流臨界特性；以及依據第二調整係數調整全部所述多個電極的特性臨界值，藉以產生最適電流臨界特性。

【0021】 基於上述，本發明實施例提出一種神經訊號的訊號重建方法、人工電子耳的校正方法及應用其之電刺激控制裝置。所述訊號重建方法可藉由獨立成分分析的方式準確地還原出神經纖維反應所誘發出的神經訊號，並且可同時解決傳統獨立成分分析運算無法計算出訊號強度的問題，從而令神經訊號的重建準確性大幅地提升。因此，將所述訊號重建方法應用於人工電子耳校正中，能夠大幅地縮短量測的時間，從而令人工電子耳的應用更能為患者所接受。

【0022】 爲讓本發明的上述特徵和優點能更明顯易懂，下文特舉實施例，並配合所附圖式作詳細說明如下。

【圖式簡單說明】

【0023】

圖 1 爲本發明一實施例的刺激神經纖維的電刺激控制裝置的示意圖。

圖 2 爲本發明一實施例的神經訊號的訊號重建方法的步驟流程圖。

圖 3A 與圖 3B 爲本發明一實施例的以電刺激訊號誘發神經纖維產生神經訊號的示意圖。

圖 4A 爲本發明一實施例的獨立成分分析的系統示意圖。

圖 4B 爲本發明一實施例的決定混合訊號的取樣時間點的示意圖。

圖 5 爲藉本發明實施例所述的訊號重建方法產生的神經訊號與藉臨床方法所產生的神經訊號的比較示意圖。

圖 6 爲本發明一實施例的應用於人工電子耳的電刺激控制裝置的示意圖。

圖 7A 爲本發明一實施例的人工電子耳的校正方法的步驟流程圖。

圖 7B 爲本發明另一實施例的人工電子耳的校正方法的步驟流程圖。

圖 8 為本發明一實施例的基於電誘發複合動作電位訊號計算特性臨界值的示意圖。

圖 9 為本發明一實施例的依據各電極的特性臨界值定義最低電流臨界特性與最適電流臨界特性的示意圖。

【實施方式】

【0024】 為了使本揭露之內容可以被更容易明瞭，以下特舉實施例做為本揭露確實能夠據以實施的範例。另外，凡可能之處，在圖式及實施方式中使用相同標號的元件/構件/步驟，係代表相同或類似部件。

【0025】 圖 1 為本發明一實施例的刺激神經纖維的電刺激控制裝置的示意圖。請參照圖 1，本實施例的電刺激控制裝置 100 包括電極陣列 110 以及電極控制器 120。電極陣列 110 包括多個以陣列排列的電極 $E1 \sim En$ ($n \geq 2$ 且為正整數)，且所述電極 $E1 \sim En$ 係被設置於特定的神經纖維附近。

【0026】 電極控制器 120 耦接電極陣列 110 中的每一電極 $E1 \sim En$ ，並且用以產生多個電刺激訊號（例如 Sst ）來驅動電極陣列 110。其中，被驅動的電極 $E1 \sim En$ 會作為一刺激器（stimulator），以將所接收到的電刺激訊號 Sst 發射出去，藉以刺激鄰近的神經纖維 NF（例如圈選處），使得神經纖維 NF 反應於電刺激訊號 Sst 而產生一神經訊號 ECAP。於此，所述神經訊號 ECAP 例如為電誘發複合動作電位（electrically evoked compound potential, ECAP）訊號，

但本發明不僅限於此。

【0027】其他未被驅動的電極 $E1 \sim En$ 則會作為一感測器 (sensor)，以接收基於神經訊號 ECAP 與電刺激訊號 S_{st} 所誘發的混合訊號 S_m 。因此，電極控制器 120 即可依據所接收到的混合訊號進行訊號處理，藉以重建出神經纖維所產生的神經訊號的訊號模型。

【0028】底下搭配圖 2 來說明上述電刺激控制裝置 100 所執行的訊號處理流程。其中，圖 2 為本發明一實施例的神經訊號的訊號重建方法的步驟流程圖。

【0029】請同時參照圖 1 與圖 2，首先電極控制器 120 會依序提供反相的第一電刺激訊號與第二電刺激訊號給電極陣列 110 中的一電極（例如電極 $E1 \sim En$ 其中一者）（步驟 S210）。接著，藉電極陣列 110 中的另一電極（例如電極 $E1 \sim En$ 其中另一者）接收基於第一電刺激訊號所誘發的第一混合訊號與基於第二電刺激訊號所誘發的第二混合訊號（步驟 S220）。其後，電極控制器 120 會依據所接收到的第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析 (independent components analysis, ICA)，藉以計算出組成第一混合訊號與第二混合訊號的第一成分函數與第二成分函數（步驟 S230）。

【0030】接著，電極控制器 120 可在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以基於第一成分函數及第二成分函數產生多個特性方程式（步驟 S240），再依據所產生的特性方程式來計算第一成分函數與

第二成分函數的強度係數（步驟 S250）。此後，電極控制器 120 即可基於第一成分函數與第二成分函數其中之代表神經訊號函數者及其對應的強度係數來重建神經訊號 ECAP（步驟 S260）。

【0031】 其中，所述神經訊號的訊號重建方法可以應用於許多與神經纖維刺激相關的生醫電子裝置中，例如人工電子耳、人工視網膜以及脊髓神經刺激裝置的訊號重建與校正。

【0032】 爲了更具體地說明圖 2 實施例所述的訊號重建方法，底下搭配圖 3A 至圖 5 的示意圖來爲本發明實施例的訊號重建方法做進一步地解說。

【0033】 請先同時參照圖 2、圖 3A 與圖 3B。於此係以利用電極 E1 作爲刺激器，並且以電極 E3 作爲感測器爲例，但本發明不僅限於此。在本實施例的訊號重建方法的步驟 S210 與 S220 中，電極控制器 120 會提供正極性的電刺激訊號 Sst1（例如波形爲先正後負的方波訊號，但不僅限於此）給電極 E1，使得神經纖維 NF 反應於電極 E1 所發出的電刺激訊號 Sst1 產生神經訊號 ECAP1。於此，神經訊號 ECAP1 係繪示以電誘發複合動作電位（electrically evoked compound potential，ECAP）訊號的基本波形爲例，其波形大致上的特徵爲具有一波谷 N1 與一波峰 P1，且在波峰 P1 出現後波形會趨於平緩。但本發明不以此爲限。

【0034】 在神經纖維 NF 產生反應後，電極 E3 會基於電極 E1 所發出的電刺激訊號 Sst1 與神經纖維 NF 的反應而接收到一混合訊號 Sm1。在混合訊號 Sm1 中，其除了包含有基於神經纖維 NF 反

應所誘發出的神經訊號 ECAP1 的成分之外，還包含有電刺激訊號 Sst1 所造成的雜訊成分。

【0035】 在取得混合訊號 Sm1 之後，電極控制器 120 會提供負極性的電刺激訊號 Sst2（例如波形為先負後正的方波訊號，但不僅限於此）給電極 E1，使得神經纖維 NF 反應於電極 E1 所發出的電刺激訊號 Sst2 產生神經訊號 ECAP2。

【0036】 類似地，在神經纖維 NF 產生反應後，電極 E3 會基於電極 E1 所發出的電刺激訊號 Sst2 與神經纖維 NF 的反應而接收到一混合訊號 Sm2。在混合訊號 Sm2 中，其除了包含有基於神經纖維 NF 反應所誘發出的神經訊號 ECAP2 的成分之外，還包含有電刺激訊號 Sst2 所造成的雜訊成分。其中，基於神經纖維 NF 反應所產生的神經訊號 ECAP1 與 ECAP2 基本上不會因為電刺激訊號 Sst1 與 Sst2 的相位/波形不同而有顯著地差異。

【0037】 於此，爲了要進一步還原出混合訊號 Sm1/Sm2 中的神經訊號 ECAP1/ECAP2 成分，本實施例在步驟 S230 中採用了獨立成分分析的運算方法來分離出混合訊號 Sm1/Sm2 中的雜訊成分（電刺激訊號 Sst1/Sst2 所造成）以及神經訊號 ECAP1/ECAP2 成分。其中，經由獨立成分分析計算雜訊成分與神經訊號成分 ECAP1/ECAP2 的系統如圖 4A 所示。

【0038】 在本實施例中，混合訊號 Sm1 與 Sm2 可以分別表示爲由兩個不同的成分函數（ s_1 、 s_2 ）以及對應的強度係數（ $a_1 \sim a_4$ ）所組成的方程式，如下式：

$$\text{【0039】 } Sm_1(t) = a_1 \times s_1(t) + a_2 \times s_2(t) \quad (1)$$

$$\text{【0040】 } Sm_2(t) = a_3 \times s_1(t) + a_4 \times s_2(t) \quad (2)$$

【0041】 其中， t 為時間， s_1 為第一成分函數， s_2 為第二成分函數， a_1 與 a_3 為第一成分函數的強度係數，以及 a_2 與 a_4 為第二成分函數的強度係數。

【0042】 藉由獨立成分分析的運算，第一成分函數 s_1 與第二成分函數 s_2 可以分別被解出。在解出第一成分函數 s_1 與第二成分函數 s_2 之後，電極控制器 120 可以依據第一成分函數 s_1 與第二成分函數 s_2 的波形辨識出第一成分函數 s_1 與第二成分函數 s_2 其中何者代表電刺激訊號 Sst1 與 Sst2 所造成的雜訊成分，而其中何者代表實際的神經訊號 ECAP1 與 ECAP2 成分。

【0043】 於此，為便於後續說明，實施例中係假設第一成分函數 S_1 為代表神經纖維反應的神經訊號函數（以 ICA_{ECAP} 表示之），而第二成分函數 S_2 則為代表電刺激訊號所造成的雜訊影響的雜訊成分函數（以 $ICA_{artifact}$ 表示之）。解出的神經訊號函數 $ICAP_{ECAP}$ 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 如圖 4B 所示。

【0044】 值得一提的是，在本實施例中，由於電刺激訊號 Sst1 與 Sst2 具有相同的強度與相反的極性，因此在第一混合訊號 Sm_1 與第二混合訊號 Sm_2 中，受到電刺激訊號 Sst1 與 Sst2 影響而產生的雜訊成分亦大致上具有相同的強度與相反的極性。換言之，式（1）與式（2）的強度係數 a_2 與 a_4 之間具有 $a_4 = -a_2$ 的特性。基此，上述式（2）可進一步簡化為下式：

$$\text{【0045】 } S_{m2}(t) = a_3 \times s_1(t) - a_2 \times s_2(t) \quad (3)$$

【0046】 底下以式 (3) 取代式 (2) 並搭配圖 2 及圖 4A 與圖 4B 進行說明。

【0047】 請同時參照式 (1)、式 (3)、圖 2 及圖 4A 與圖 4B，由於獨立成分分析僅能還原出原始的神經訊號 ECAP1 與 ECAP2 的波形，但神經訊號 ECAP1 與 ECAP2 的實際訊號強度並無法藉獨立成分分析來還原，因此在執行獨立成分分析後，神經訊號函數 ICA_{ECAP} 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 在混合訊號 S_{m1} 與 S_{m2} 中的強度係數 $a_1 \sim a_3$ 仍是未知數。

【0048】 值得一提的是，因為基於神經纖維反應所產生的神經訊號 ECAP1 與 ECAP2 基本上會具有近似的波形與訊號強度，因此強度係數 a_1 與 a_3 可視為相同。故於此僅需計算出強度係數 a_1 與 a_3 其中一者，即可求出藉獨立成分分析所解出的神經訊號函數 ICA_{ECAP} 與實際的神經訊號 ECAP1/ECAP2 的強度比例差異。為便於說明，底下統一以混合訊號 S_{m1} 及其對應的強度係數 a_1 與 a_2 作為計算的基礎來進行說明，但本發明不以此為限。

【0049】 為了進一步地解出神經訊號函數 ICA_{ECAP} 的強度係數 a_1 ，在步驟 S240 中，電極控制器 120 會在多個不同的時間點（於此係以時間點 $t_1 \sim t_8$ 為例，但不僅限於此）對混合訊號 S_{m1} 進行取樣，再將所述時間點 $t_1 \sim t_8$ 代入於前步驟所解出的神經訊號函數 ICA_{ECAP} 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 中，藉以產生多個特性方程式。所述特性方程式可以表示如下：

$$\text{【0050】 } S_{m1}(t_1)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_1)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_1) \quad (4)$$

$$\text{【0051】 } S_{m1}(t_2)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_2)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_2) \quad (5)$$

$$\text{【0052】 } S_{m1}(t_3)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_3)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_3) \quad (6)$$

$$\text{【0053】 } S_{m1}(t_4)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_4)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_4) \quad (7)$$

$$\text{【0054】 } S_{m1}(t_5)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_5)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_5) \quad (8)$$

$$\text{【0055】 } S_{m1}(t_6)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_6)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_6) \quad (9)$$

$$\text{【0056】 } S_{m1}(t_7)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_7)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_7) \quad (10)$$

$$\text{【0057】 } S_{m1}(t_8)=a_1 \times ICA_{ECAP}(t_8)+ a_2 \times ICA_{artifact}(t_8) \quad (11)$$

【0058】 其中，上述取樣的時間點 $t_1 \sim t_8$ 係基於神經訊號函數 ICA_{ECAP} 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 的波形特徵點來決定。舉例來說，時間點 t_1 、 t_2 、 t_3 是選取對應於神經訊號函數 ICA_{ECAP} 的波峰與波谷的時間點，並且時間點 t_5 與 t_6 則是選取對應於雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 的時間點。而其餘時間點則可依據需求選擇，於本實施例中，係選擇令神經訊號函數 ICA_{ECAP} 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 分別具有 4 個取樣時間點，因此另外選擇了時間點 t_4 、 t_7 及 t_8 ，但本發明不僅限於此。

【0059】 在上述的特性方程式中，以時間點 t_1 的特性方程式為例，時間點 t_1 下的混合訊號 $S_{m1}(t_1)$ 、神經訊號函數 $ICA_{ECAP}(t_1)$ 及雜訊成分函數 $ICA_{artifact}(t_1)$ 皆為已知，而強度係數 a_1 與 a_2 則為此方程式中的未知數。因此，在取樣 8 個時間點 $t_1 \sim t_8$ 的混合訊號 S_{m1} 後，電極控制器 120 可以得到 8 個具有 2 未知數的特性方程式。

【0060】 所述特性方程式可利用矩陣的型式表示如下：

$$\begin{matrix} \text{【0061】} \end{matrix} \begin{bmatrix} Sm_1(t_1) \\ Sm_1(t_2) \\ Sm_1(t_3) \\ Sm_1(t_4) \\ Sm_1(t_5) \\ Sm_1(t_6) \\ Sm_1(t_7) \\ Sm_1(t_8) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ICA_{ECAP}(t_1) & ICA_{artifact}(t_1) \\ ICA_{ECAP}(t_2) & ICA_{artifact}(t_2) \\ ICA_{ECAP}(t_3) & ICA_{artifact}(t_3) \\ ICA_{ECAP}(t_4) & ICA_{artifact}(t_4) \\ ICA_{ECAP}(t_5) & ICA_{artifact}(t_5) \\ ICA_{ECAP}(t_6) & ICA_{artifact}(t_6) \\ ICA_{ECAP}(t_7) & ICA_{artifact}(t_7) \\ ICA_{ECAP}(t_8) & ICA_{artifact}(t_8) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (12)$$

【0062】 式（12）即為基於所述特性方程式所建立的特性矩陣方程式。由於此特性矩陣方程式具有 8 個獨立的方程式並且只有 2 個未知數，故可視為一超定系統（overdetermined system）。因此，在步驟 S250 中，電極控制器 120 會以偽逆運算/偽逆矩陣（pseudo inverse）來求解式（12）的特性矩陣方程式，藉以得出神經訊號函數 ICA_{ECAP} 的強度係數 a_1 與雜訊成分函數 $ICA_{artifact}$ 的強度係數 a_2 的最小平方解（least-square solution）。

【0063】 接著，在步驟 S260 中，在解出強度係數 a_1 與 a_2 之後，電極控制器 120 即可基於神經訊號函數 ICA_{ECAP} 及其強度係數 a_1 來重建出神經訊號 ECAP1 的訊號模型，其可以下式表示之：

$$\text{【0064】} \quad ECAP1 = a_1 \times ICA_{ECAP}(t) \quad (13)。$$

【0065】 底下以圖 5 來示意基於上述訊號重建方法所產生的神經訊號 ECAP1 與藉臨床方法所產生的神經訊號 ECAPc 的差異。由圖 5 可知，基於本發明實施例所述的訊號重建方法所產生的神經訊號 ECAP1 大致上會與藉臨床方法所產生的神經訊號 ECAPc 具有相同的波形與訊號強度。其可證明藉本發明實施例的訊號重建

方法所產生的神經訊號 ECAP1 具有相當高的準確性。

【0066】 由於所述的訊號重建方法可以精確地重建出的神經訊號 ECAP1，因此在應用於生醫電子裝置時，可以大幅地降低校正所需的時間。底下以將所述訊號重建方法應用於人工電子耳的校正為例來進行說明。

【0067】 圖 6 為本發明一實施例的應用於人工電子耳的電刺激控制裝置的示意圖。圖 7A 為本發明一實施例的人工電子耳的校正方法的步驟流程圖。

【0068】 請先參照圖 6，本實施例的電刺激控制裝置 600 適用於人工電子耳 CI 的校正。所述人工電子耳 CI 包括電極陣列 610、訊號傳送器 624、訊號接收器 626、語言處理器 630 以及麥克風 640。在人工電子耳 CI 中，所述電極陣列 610 是被設置於患者的耳蝸 CH 附近，藉以令耳蝸 CH 內的聽覺神經可反應於電極陣列 610 的刺激而令患者感受到不同頻率的聲音。一般而言，於此所述之電極陣列 610 所包括的電極數目例如介於 15~22 個之間，但本發明不以此為限。另外，訊號傳送器 624、語言處理器 630 及麥克風 640 係設置於患者的體外，而訊號接收器 626 係設置於患者的體內。

【0069】 其中，語言處理器 630 耦接訊號傳送器 624 與麥克風 640，以將藉由麥克風 640 所接收的外界聲音轉換為電刺激訊號，再提供給訊號傳送器 624。訊號傳送器 624 會將電刺激訊號傳送給訊號接收器 626，使得訊號接收器 626 把電刺激訊號傳送給電極陣

列 610 以刺激聽覺神經反應。

【0070】 本實施例的電刺激控制裝置 600 同樣包括電極陣列 610 以及電極控制器 620。其中，電刺激控制裝置 600 的電極陣列 610 係採用人工電子耳 CI 既有的電極陣列 610 來實現，而電刺激控制裝置 600 的電極控制器 620 則是由外部的訊號處理電路 622、人工電子耳 CI 既有的訊號傳送器 624 以及訊號接收器 626 來實現。

【0071】 具體而言，在人工電子耳 CI 的運作中，爲了要將外界的聲音轉換爲可觸發正確頻率的神經反應的電刺激訊號，在人工電子耳 CI 被植入於患者體內後，還需先進行校正（mapping）的動作，藉以定義聲音與電刺激訊號之間的頻率與電流大小對應關係，並以此作爲語言處理器 630 進行訊號轉換的依據。因此，所謂的校正其實是在調整各個電極的參數，藉以找出各電極的最低電流臨界值（threshold level，T-level）和最適電流臨界值（comfortable level，C-level）。其中，最低電流臨界值係指對應的電極有反應時的最低刺激電位/電流大小，最適電流臨界值則係指對應的電極在大聲情況下被允許的最高刺激電位/電流大小。

【0072】 底下進一步說明藉電刺激控制裝置 600 進行人工電子耳 CI 校正的具體步驟流程。請同時參照圖 6 與圖 7A，在本實施例的人工電子耳 CI 的校正方法中，首先電極控制器 620 會依序提供反相的第一電刺激訊號與第二電刺激訊號給電極陣列 610 中的一電極（步驟 S710）。接著，藉電極陣列 610 中的另一電極接收基於第一電刺激訊號所誘發的第一混合訊號與第二電刺激訊號所誘發的

第二混合訊號（步驟 S720）。其後，電極控制器 620 會依據所接收到的第一混合訊號與第二混合訊號進行獨立成分分析，藉以計算出組成第一混合訊號與第二混合訊號的第一成分函數與第二成分函數（步驟 S730）。

【0073】 接著，電極控制器 620 會在多個時間點取樣第一混合訊號，藉以基於第一成分函數及第二成分函數產生多個特性方程式（步驟 S740），再依據所產生的特性方程式來計算第一成分函數與第二成分函數的強度係數（步驟 S750）。此後，電極控制器 720 即可基於第一成分函數與第二成分函數其中之代表神經訊號函數者及其對應的強度係數來重建電誘發複合動作電位（ECAP）訊號（步驟 S760）。

【0074】 其中，上述步驟的具體說明可參照圖 2 至圖 5 實施例，於此不再贅述。在重建出特定的電極所對應的 ECAP 訊號的模型後，電極控制器 620 會基於所重建出的 ECAP 訊號進一步計算該電極所對應的特性臨界值（步驟 S770），並且接著判斷電極陣列 610 中的所有電極的特性臨界值是否皆已被計算出（步驟 S780）。

【0075】 若判斷為否（步驟 S780-否），則回到步驟 S710 以針對其他電極進行重建 ECAP 訊號並計算特性臨界值的動作（步驟 S710~S770），直到電極控制器 620 判斷所有電極所對應的特性臨界值皆已獲得。

【0076】 若判斷為是（步驟 S780-是），則表示所有電極所對應的特性臨界值皆已被計算出，因此電極控制器 620 會依據所計算出

的特性臨界值來定義電極陣列 610 的最低電流臨界特性與最適電流臨界特性（步驟 S790）。

【0077】 更詳細地說，如圖 7B 所示，在步驟 S770 中，電極控制器 620 會先設定一特定的電流等級（步驟 S772），並且將具有所設定的電流等級的電刺激訊號提供給特定電極（步驟 S774）。此時，聽覺神經會基於所發出的電刺激訊號而發生反應，並且誘發出對應的 ECAP 訊號，使得電極控制器 620 可據以記算並記錄對應所設定的電流等級下的 ECAP 訊號的特徵量（步驟 S776）。接著，電極控制器 620 會進一步判斷是否已經取得所有電流等級下的特徵量（步驟 S778）。若判斷為否，則回到步驟 S772 以重新設定下一電流等級，並且接續執行步驟 S774 與 S776。若判斷為是，則進入步驟 S780。

【0078】 換言之，電極控制器 620 會提供多個不同電流等級的電刺激訊號給電極陣列 610 中的特定電極（於此以電極 E1 為例，但不以此為限），藉以令聽覺神經可反應於不同的電刺激訊號而誘發出不同的 ECAP 訊號。如圖 8 所示，電極控制器 620 可例如提供 I1~I4 等 4 個不同電流等級（但不僅限於此，一般是取 15 個電流等級）的電刺激訊號給電極 E1，使得電極控制器 620 依據接收到的混合訊號重建出如圖 8 左側之 4 個分別對應電流等級 I1~I4 的 ECAP 訊號 ECAP1~ECAP4(the x axis of these 4 plots is time domain)。

【0079】 接著，電極控制器 620 會分別計算出各個 ECAP 訊號

ECAP1~ECAP4 的特徵量 $C1\sim C4$ 。其中，特徵量 $C1\sim C4$ 的定義係 ECAP 訊號的波谷至波峰的差值。在計算出對應不同電流等級 $I1\sim I4$ 的特徵量 $C1\sim C4$ 後，電極控制器 620 可以基於所述特徵量 $C1\sim C4$ 建立一特性曲線 CL（如圖 8 右側所示），再依據特性曲線 CL 來找出電極 E1 所對應的特性臨界值 E_t 。在圖 8 中，特性臨界值 E_t 係指特性曲線 CL 與橫軸的交點，亦即特徵量為 0 時的電流大小。

【0080】 透過重複執行上述的步驟，電極控制器 620 即可計算出電極陣列 610 的每一電極所對應的特性臨界值。電極陣列 610 中的不同電極與特性臨界值間的對應關係可如圖 9 所示。在步驟 S790 中，為了建立出各電極的特性臨界值和最低電流臨界值與最適電流臨界值之間的關係，測試者可先藉由臨床方法取得特定電極（於此同樣以電極 E1 為例）的最低電流臨界值 $TLE1$ 與最適電流臨界值 $CLE1$ 。其後，電極控制器 620 即可藉由比對電極 E1 的特性臨界值 E_t 與最低電流臨界值 $TLE1$ 來產生調整係數 $P1$ ，並且藉由比對電極 E1 的特性臨界值 E_t 與最適電流臨界值 $CLE1$ 來產生調整係數 $P2$ 。

【0081】 其後，電極控制器 620 即可分別依據調整係數 $P1$ 與 $P2$ 來調整電極陣列 610 中的全部電極的特性臨界值，藉以產生最低電流臨界特性 TLC 與最適電流臨界特性 CLC。

【0082】 於此應注意的是，此處是爲了便於說明，故僅取單一電極 E1 的最低電流臨界值與最適電流臨界值來作爲計算調整係數

P1 與 P2 的依據。在實際應用中，爲了提高最低電流臨界特性 TLC 與最適電流臨界特性 CLC 的準確性，也可針對多個電極以臨床方法取得對應的最低電流臨界值與最適電流臨界值，再據以計算調整係數 P1 與 P2，本發明不以此爲限。

【0083】 在本實施例中，由於所重建出的 ECAP 訊號具有較高的準確性，因此在進行校正時，可大幅地降低同一電極重複量測的次數。舉例來說，藉由傳統的 ECAP 訊號重建方法下，通常需要重複量測 128 次再取平均值才能夠令所重建出的 ECAP 訊號較爲準確，而藉由本發明實施例的訊號重建方法僅需重複量測 32 次即可重建出具有近似結果（誤差值小於 1%）的 ECAP 訊號，因此可大幅縮短量測時間。

【0084】 以具體數值來說明。假設電極陣列 610 中有 16 個電極，並且電極控制器 620 係提供 15 個不同電流等級的電刺激訊號來計算各電極所對應的特性臨界值。其中，重複對同一電極量測 128 次所需的時間約 30 秒，因此量測完所有電極並且建立出最低電流臨界特性與最適電流臨界特性所需的時間則爲 $30 \text{ (秒)} \times 15 \text{ (電流等級)} \times 16 \text{ (電極數量)} = 120 \text{ (分鐘)}$ 。相較之下，由於藉由本發明實施例的訊號重建方法僅需對同一電極重複量測 32 次，因此建立出最低電流臨界特性與最適電流臨界特性所需的時間僅爲 120 分鐘的 $1/4$ ，即爲 30 分鐘。

【0085】 綜上所述，本發明實施例提出一種神經訊號的訊號重建方法、人工電子耳的校正方法及應用其之電刺激控制裝置。所述

訊號重建方法可藉由獨立成分分析的方式準確地還原出神經纖維反應所誘發出的神經訊號，並且可同時解決傳統獨立成分分析運算無法計算出訊號強度的問題，從而令神經訊號的重建準確性大幅地提升。因此，將所述訊號重建方法應用於人工電子耳校正中，能夠大幅地縮短量測的時間，從而令人工電子耳的應用更能為患者所接受。

【0086】 雖然本發明已以實施例揭露如上，然其並非用以限定本發明，任何所屬技術領域中具有通常知識者，在不脫離本發明的精神和範圍內，當可作些許的更動與潤飾，故本發明的保護範圍當視後附的申請專利範圍所界定者為準。

【符號說明】

【0087】

100、600：電刺激控制裝置

110、610：電極陣列

120、620：電極控制器

622：訊號處理電路

624：訊號傳送器

626：訊號接收器

630：語言處理器

640：麥克風

C1~C4：ECAP 訊號的特徵量

CH：耳蝸

CI：人工電子耳

CL：特性曲線

CLC：最適電流臨界特性

CLE1：最適電流臨界值

E1~En：電極

ECAP、ECAP1、ECAP2、ECAP3、ECAP4、ECAPc：神經訊號

Et：特性臨界值

ICA_{ECAP}：神經訊號函數

ICA_{artifact}：雜訊成分函數

NF：神經纖維

P1、P2：調整係數

S210~S260、S710~S790：步驟

Sst、Sst1、Sst2：電刺激訊號

Sm、Sm1、Sm2：混合訊號

s₁：第一成分函數

s₂：第二成分函數

TLC：最低電流臨界特性

TLE1：最低電流臨界值

t₁~t₈：時間點

申請專利範圍

1. 一種神經訊號的訊號重建方法，適於重建利用電刺激訊號所誘發之神經訊號，該訊號重建方法包括：

依序提供反相的一第一電刺激訊號與一第二電刺激訊號給一第一電極；

藉一第二電極接收基於該第一電刺激訊號所誘發的一第一混合訊號與基於該第二電刺激訊號所誘發的一第二混合訊號；

依據該第一混合訊號與該第二混合訊號進行一獨立成分分析（independent components analysis，ICA），藉以計算出組成該第一混合訊號與該第二混合訊號的一第一成分函數與一第二成分函數；

在多個時間點取樣該第一混合訊號，藉以基於該第一成分函數及該第二成分函數產生多個特性方程式；

依據該些特性方程式計算該第一成分函數與該第二成分函數的一強度係數；以及

基於該第一成分函數與該第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建該神經訊號。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述的神經訊號的訊號重建方法，其中該第一混合訊號與該第二混合訊號分別以下式表示之：

$$Sm_1(t) = a_1 \times s_1(t) + a_2 \times s_2(t) ;$$

$$Sm_2(t) = a_3 \times s_1(t) - a_2 \times s_2(t) ;$$

其中， t 為時間， Sm_1 與 Sm_2 分別為該第一混合訊號與該第二

混合訊號， s_1 為該第一成分函數， s_2 為該第二成分函數， a_1 與 a_3 為該第一成分函數的強度係數，以及 a_2 為該第二成分函數的強度係數。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述的神經訊號的訊號重建方法，更包括：

依據該第一成分函數與該第二成分函數的波形，定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之一為一神經訊號函數，並且定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之另一為一雜訊成分函數。

4. 如申請專利範圍第 3 項所述的神經訊號的訊號重建方法，其中各該特性方程式係以該神經訊號函數與該雜訊成分函數的強度係數作為未知數表示之。

5. 如申請專利範圍第 4 項所述的神經訊號的訊號重建方法，其中依據該些特性方程式計算該第一成分函數與該第二成分函數的該強度係數的步驟包括：

基於該些特性方程式建立一特性矩陣方程式；以及

以偽逆運算（pseudo inverse）求解該特性矩陣方程式，藉以得出該神經訊號函數與該雜訊成分函數的強度係數的最小平方解（least-square solution）。

6. 如申請專利範圍第 5 項所述的神經訊號的訊號重建方法，其中重建出的神經訊號為該神經訊號函數及其強度係數的乘積，其以下式表示之：

$$ECAP = a_1 \times ICA_{ECAP}(t),$$

其中， t 為時間， $ECAP$ 為該神經訊號， ICA_{ECAP} 為該神經訊號函數，以及 a_1 為該神經訊號函數的強度係數。

7. 如申請專利範圍第 1 項所述的神經訊號的訊號重建方法係應用於人工電子耳、人工視網膜以及脊髓神經刺激裝置至少其中之一之訊號重建。

8. 一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，包括：

一電極陣列，至少包括一第一電極與一第二電極；以及

一電極控制器，耦接該電極陣列，用以產生多個電刺激訊號來驅動該電極陣列，再從該電極陣列接收多個混合訊號並據以重建所述神經纖維所產生的一神經訊號，

其中，該電極控制器依序提供反相的一第一電刺激訊號與一第二電刺激訊號給該第一電極，再從該第二電極接收基於該第一電刺激訊號所誘發的一第一混合訊號與基於該第二電刺激訊號所誘發的一第二混合訊號，

其中，該電極控制器依據該第一混合訊號與該第二混合訊號進行一獨立成分分析，藉以計算出組成該第一混合訊號與該第二混合訊號的一第一成分函數與一第二成分函數，並且在多個時間點取樣該第一混合訊號，藉以基於該第一成分函數及該第二成分函數產生多個特性方程式，

其中，該電極控制器依據該些特性方程式計算該第一成分函數與該第二成分函數的一強度係數，基於該第一成分函數與該第

二成分函數其中之一及對應的強度係數重建該神經訊號。

9. 如申請專利範圍第 8 項所述的刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其中該第一混合訊號與該第二混合訊號分別以下式表示之：

$$Sm_1(t) = a_1 \times s_1(t) + a_2 \times s_2(t);$$

$$Sm_2(t) = a_3 \times s_1(t) - a_2 \times s_2(t);$$

其中， t 為時間， Sm_1 與 Sm_2 分別為該第一混合訊號與該第二混合訊號， s_1 為該第一成分函數， s_2 為該第二成分函數， a_1 與 a_3 為該第一成分函數的強度係數，以及 a_2 為該第二成分函數的強度係數。

10. 如申請專利範圍第 8 項所述的刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其中該電極控制器依據該第一成分函數與該第二成分函數的波形，定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之一為一神經訊號函數，並且定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之另一為一雜訊成分函數。

11. 如申請專利範圍第 10 項所述的刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其中各該特性方程式係以該神經訊號函數與該雜訊成分函數的強度係數作為未知數表示之。

12. 如申請專利範圍第 11 項所述的刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其中該電極控制器基於該些特性方程式建立一特性矩陣方程式，並且以偽逆運算求解該特性矩陣方程式，藉以得出該神經訊號函數與該雜訊成分函數的強度係數的最小平解。

13. 如申請專利範圍第 12 項所述的刺激神經纖維的電刺激控

制裝置，其中該電極控制器所重建出的神經訊號為該神經訊號函數及其強度係數的乘積。

14. 一種人工電子耳的校正方法，適於校正該人工電子耳的多個電極的最低電流臨界（threshold level，T-level）特性與最適電流臨界（comfortable level，C-level）特性，其中該校正方法包括：

依序提供反相的一第一電刺激訊號與一第二電刺激訊號給該些電極其中之一；

藉該些電極其中之另一接收基於該第一電刺激訊號所誘發的一第一混合訊號與基於該第二電刺激訊號所誘發的一第二混合訊號；

依據該第一混合訊號與該第二混合訊號進行一獨立成分分析，藉以計算出組成該第一混合訊號與該第二混合訊號的一第一成分函數與一第二成分函數；

在多個時間點取樣該第一混合訊號，藉以基於該第一成分函數及該第二成分函數產生多個特性方程式；

依據該些特性方程式計算該第一成分函數與該第二成分函數的一強度係數；

基於該第一成分函數與該第二成分函數其中之一及對應的強度係數重建一電誘發複合動作電位（electrically evoked compound potential，ECAP）訊號；

基於所重建出的電誘發複合動作電位訊號計算該其中之一電

極所對應的一特性臨界值；以及

重複執行上述步驟以獲得各該電極所對應的特性臨界值，並據以定義該最低電流臨界特性與該最適電流臨界特性。

15. 如申請專利範圍第 14 項所述的人工電子耳的校正方法，更包括：

依據該第一成分函數與該第二成分函數的波形，定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之一為一電誘發複合動作電位函數，並且定義該第一成分函數與該第二成分函數其中之一為一雜訊成分函數。

16. 如申請專利範圍第 15 項所述的人工電子耳的校正方法，其中所重建出的電誘發複合動作電位訊號以下式表示之：

$$ECAP = a_1 \times ICA_{ECAP}(t),$$

其中， t 為時間， $ECAP$ 為該電誘發複合動作電位訊號， ICA_{ECAP} 為該電誘發複合動作電位函數，以及 a_1 為該電誘發複合動作電位函數的強度係數。

17. 如申請專利範圍第 14 項所述的人工電子耳的校正方法，其中基於所重建出的電誘發複合動作電位訊號計算該其中之一電極所對應的該特性臨界值的步驟包括：

提供多個電流等級的電刺激訊號；

計算該些電流等級下的電誘發複合動作電位訊號的特徵量；

以及

基於該些特徵量計算該特性臨界值。

18. 如申請專利範圍第 14 項所述的人工電子耳的校正方法，其中重複執行上述步驟以獲得各該電極所對應的特性臨界值，並據以定義該最低電流臨界特性與該最適電流臨界特性的步驟包括：

取得部分該些電極的最低電流臨界值與最適電流臨界值；

比對所述部分該些電極的特性臨界值與最低電流臨界值，藉以產生一第一調整係數；

比對所述部份該些電極的特性臨界值與最適電流臨界值，藉以產生一第二調整係數；

依據該第一調整係數調整全部該些電極的特性臨界值，藉以產生該最低電流臨界特性；以及

依據該第二調整係數調整全部該些電極的特性臨界值，藉以產生該最適電流臨界特性。

圖式

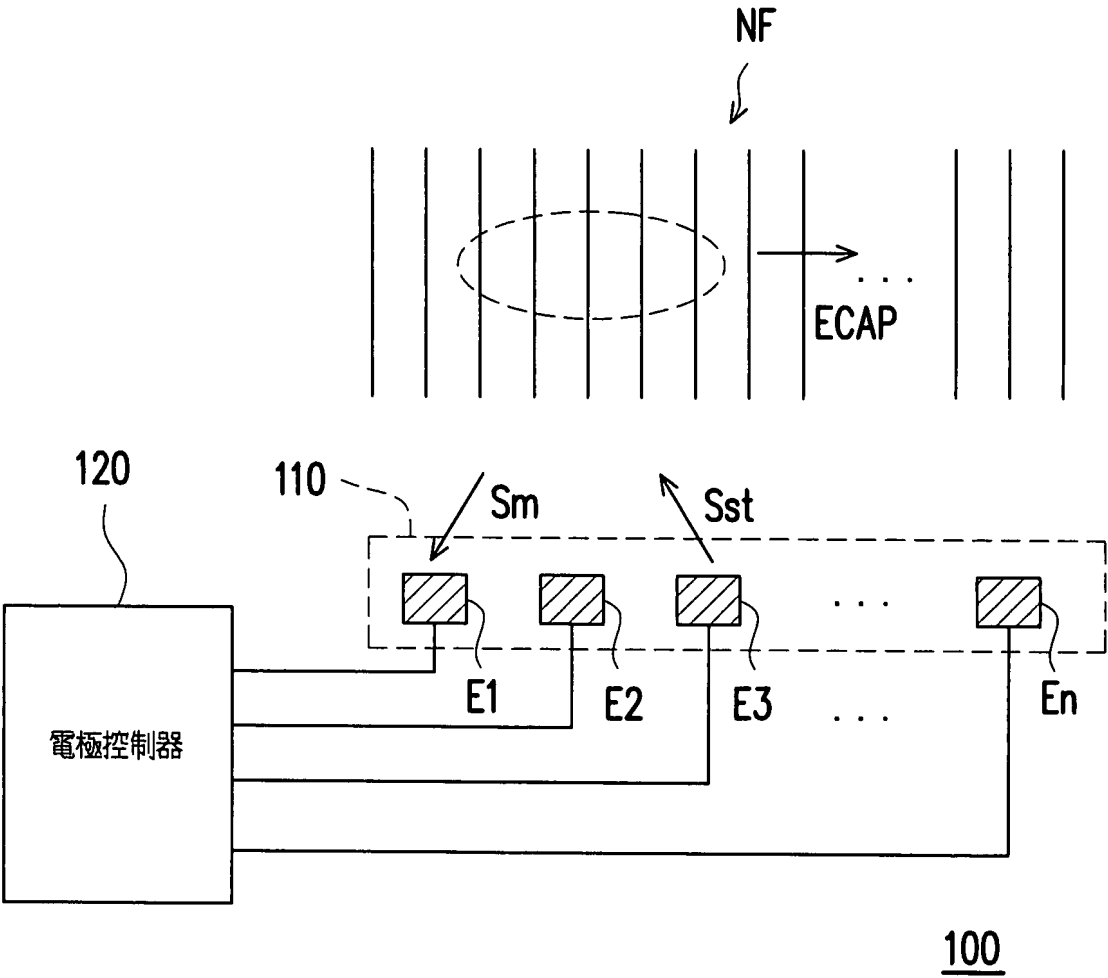


圖 1

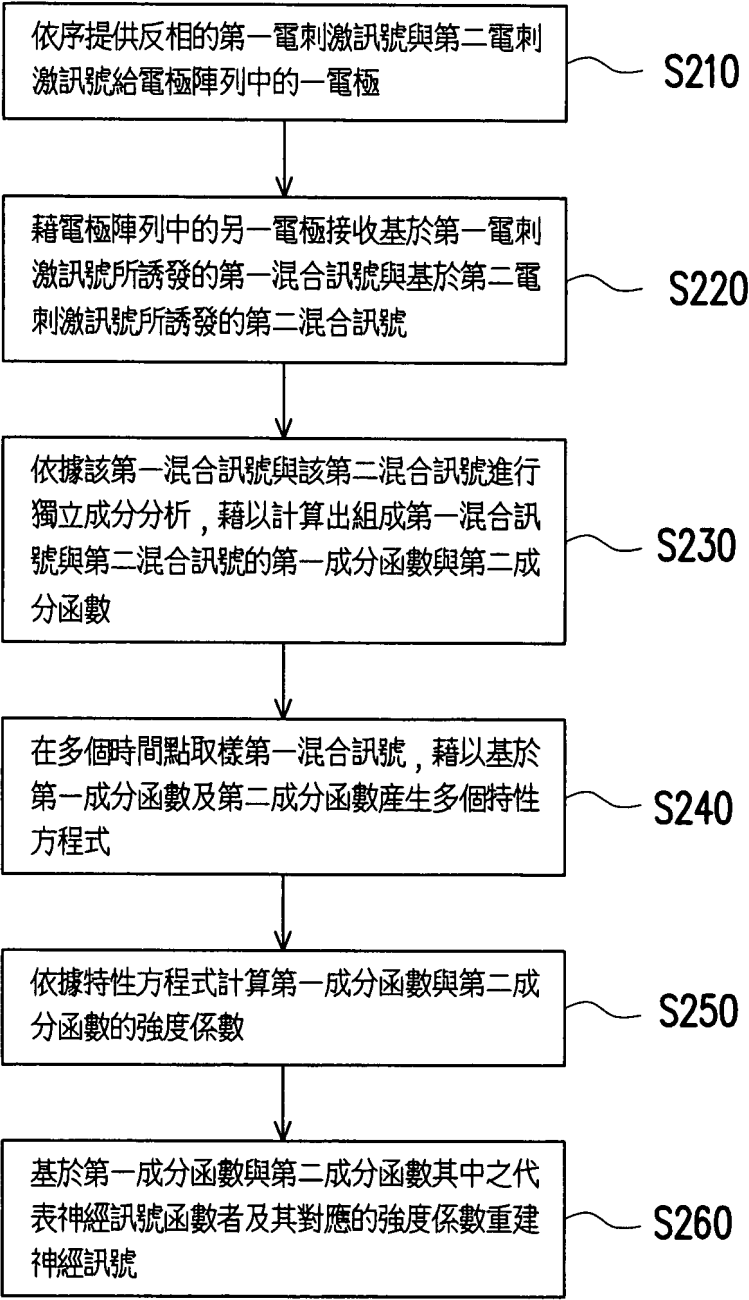


圖 2

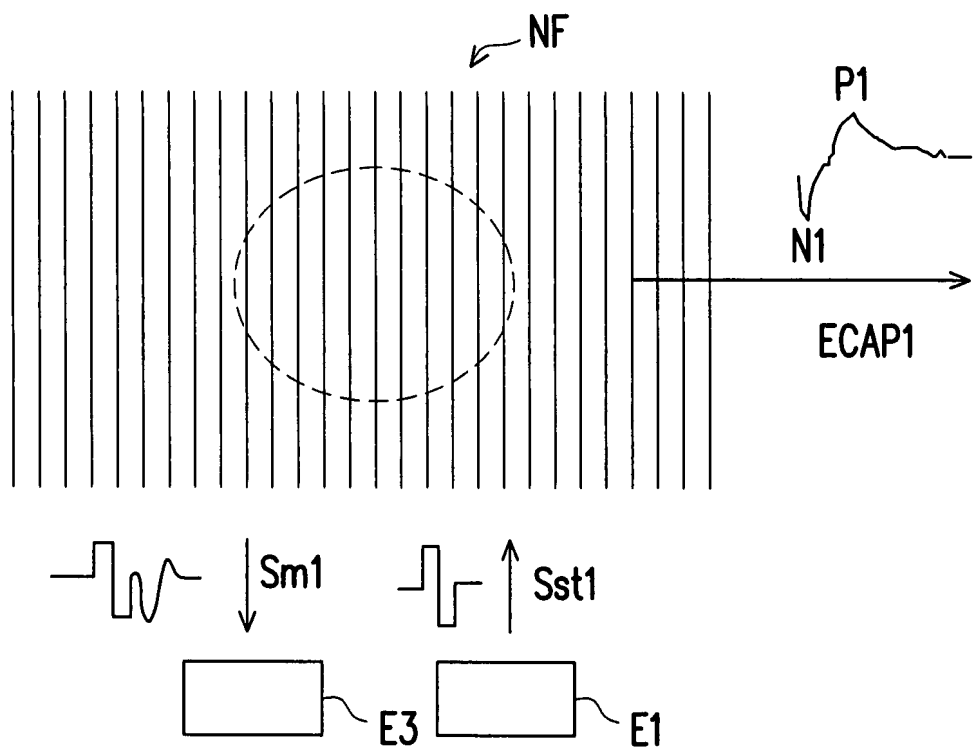


圖 3A

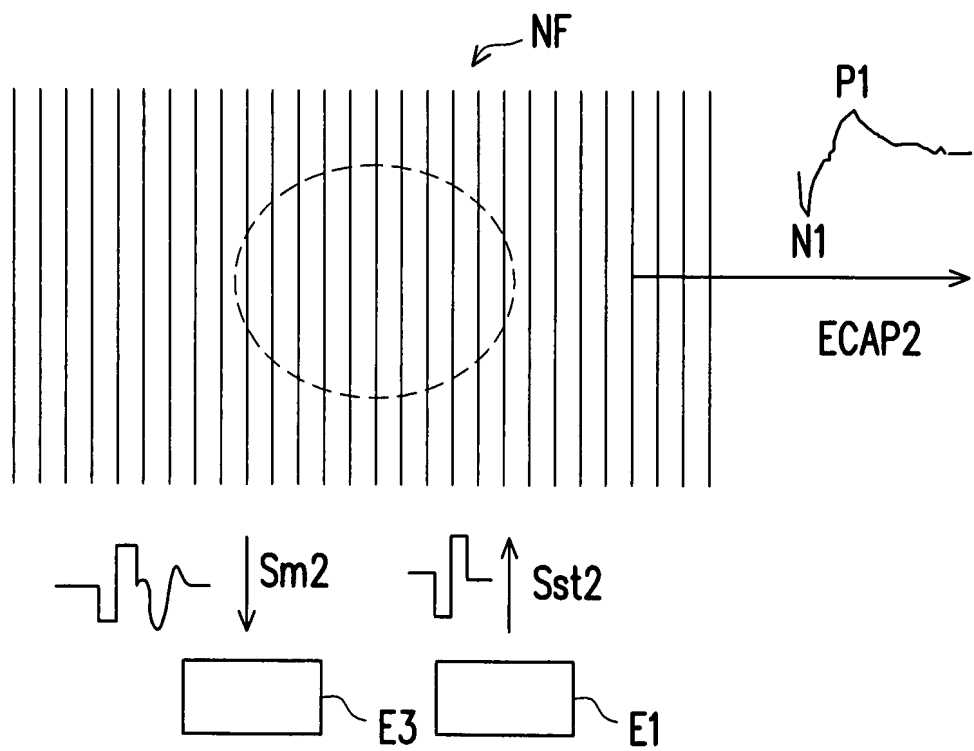


圖 3B

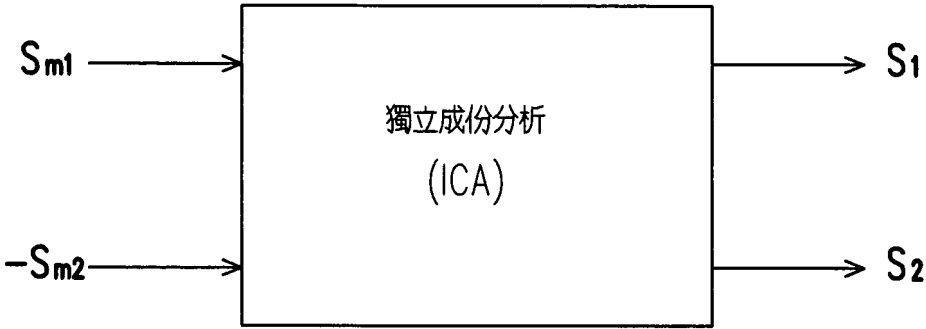


圖 4A

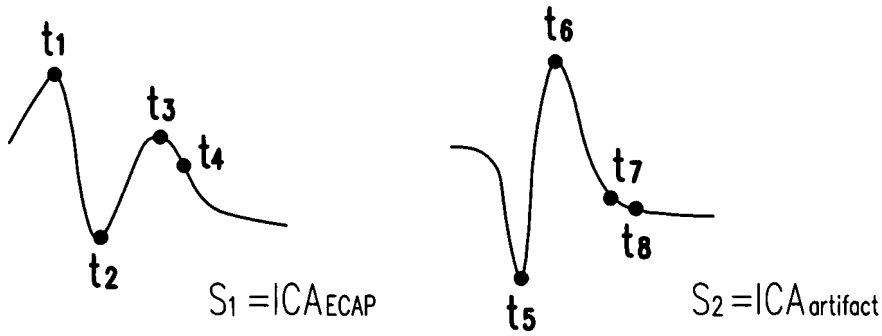


圖 4B

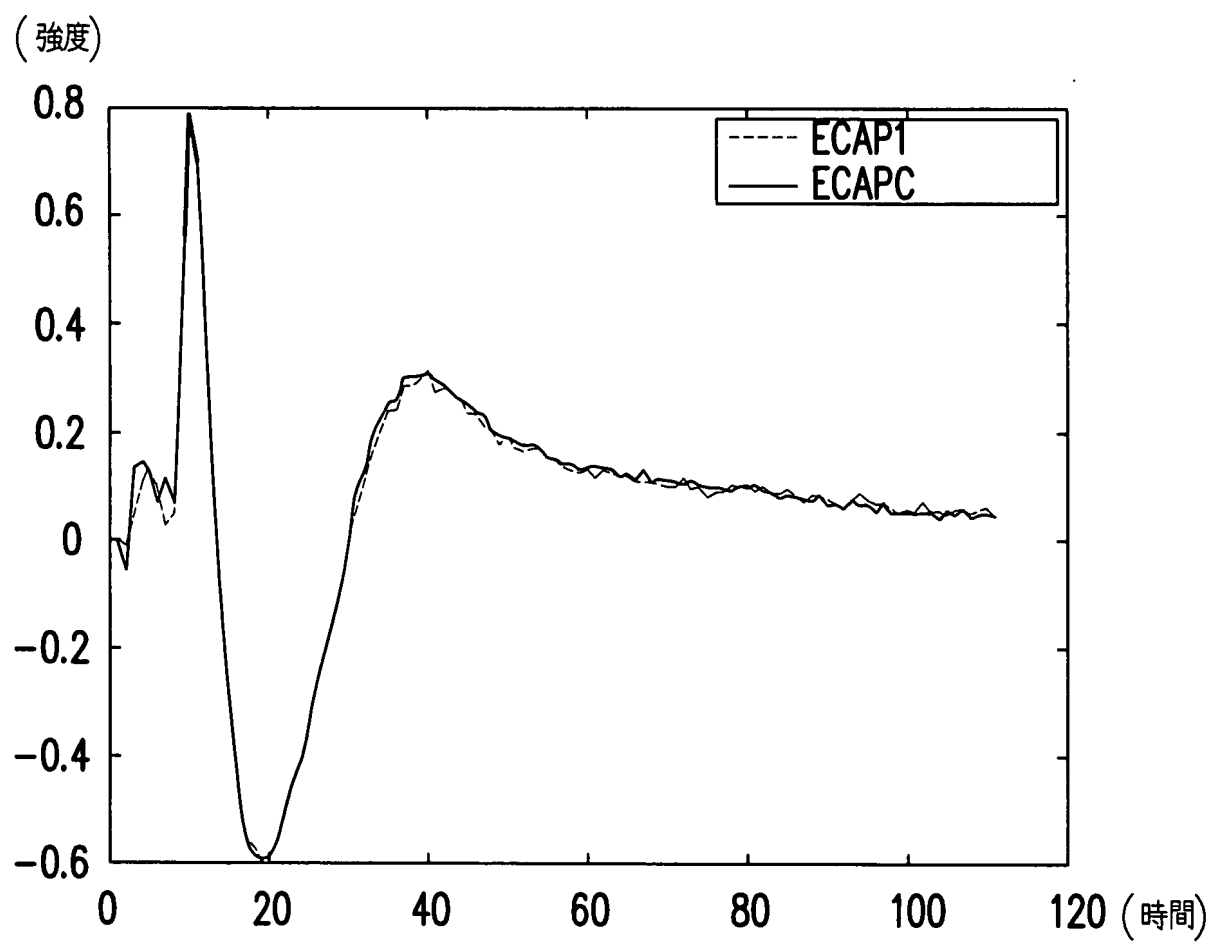


圖 5

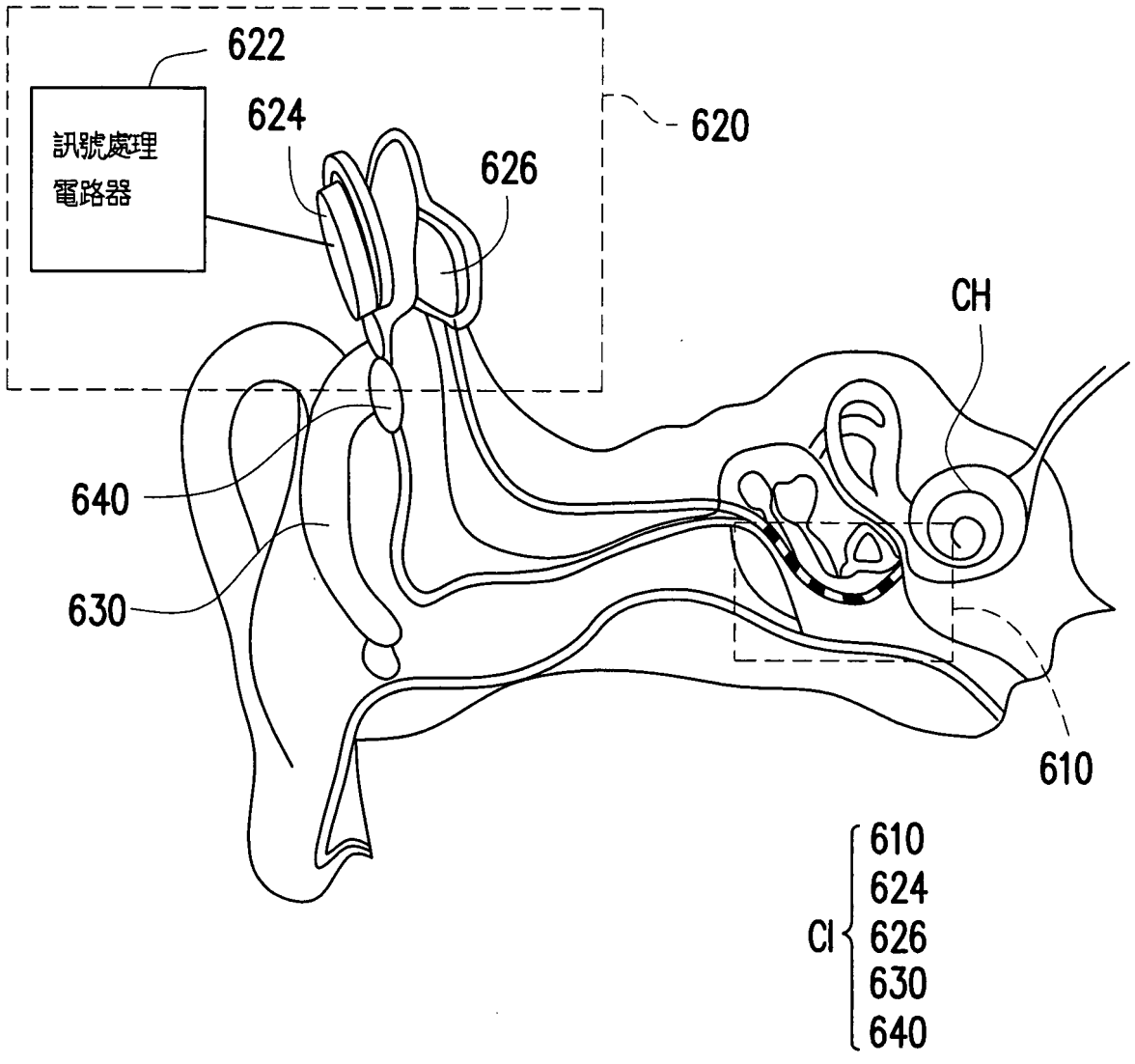


圖 6

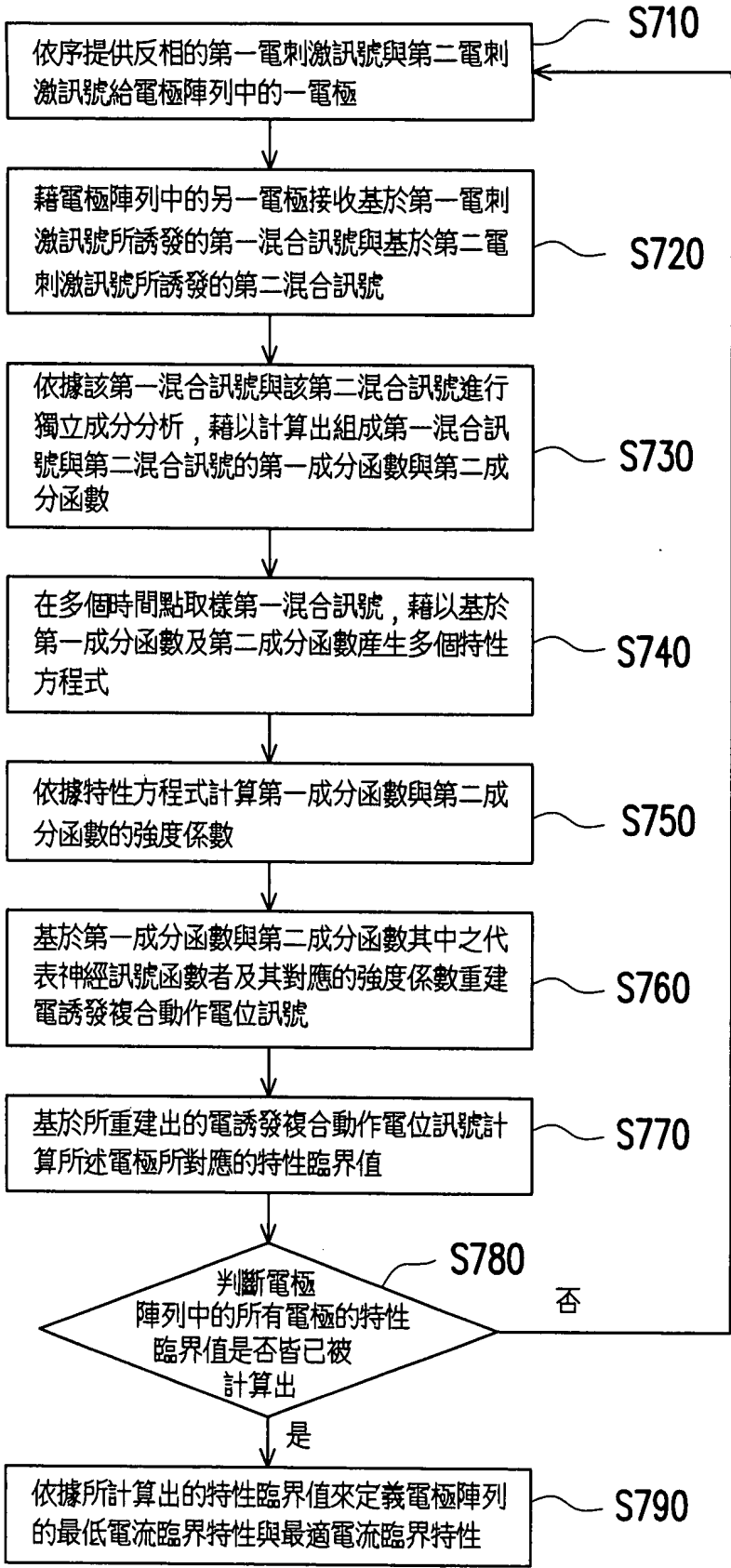


圖 7A

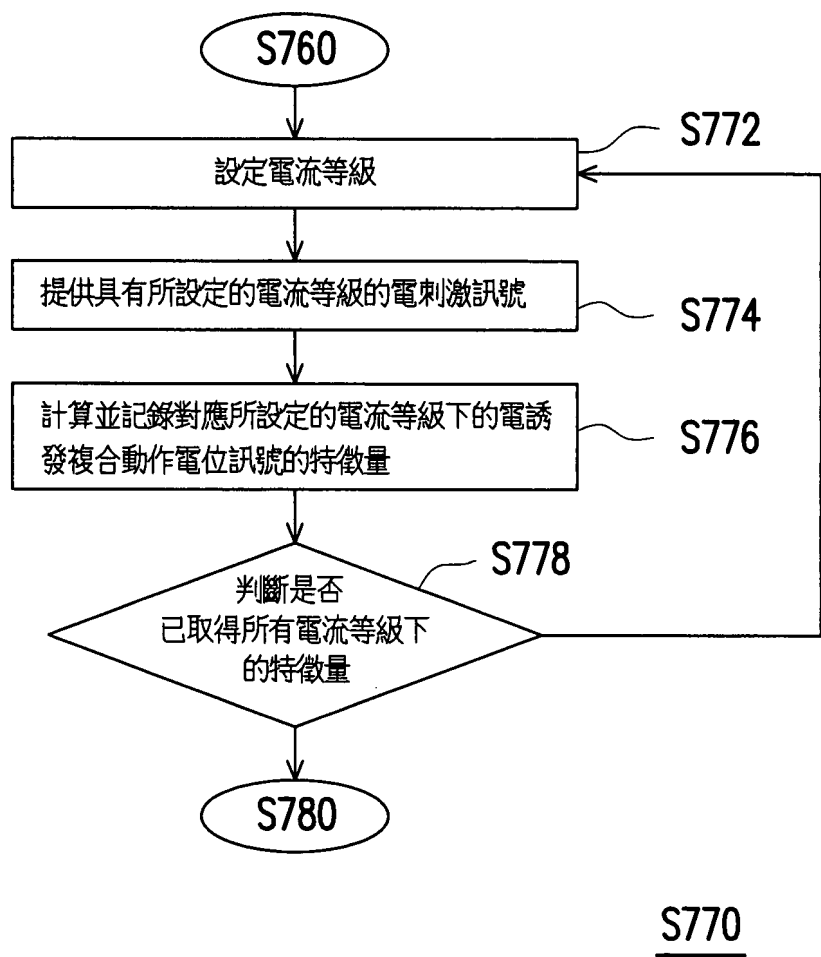


圖 7B

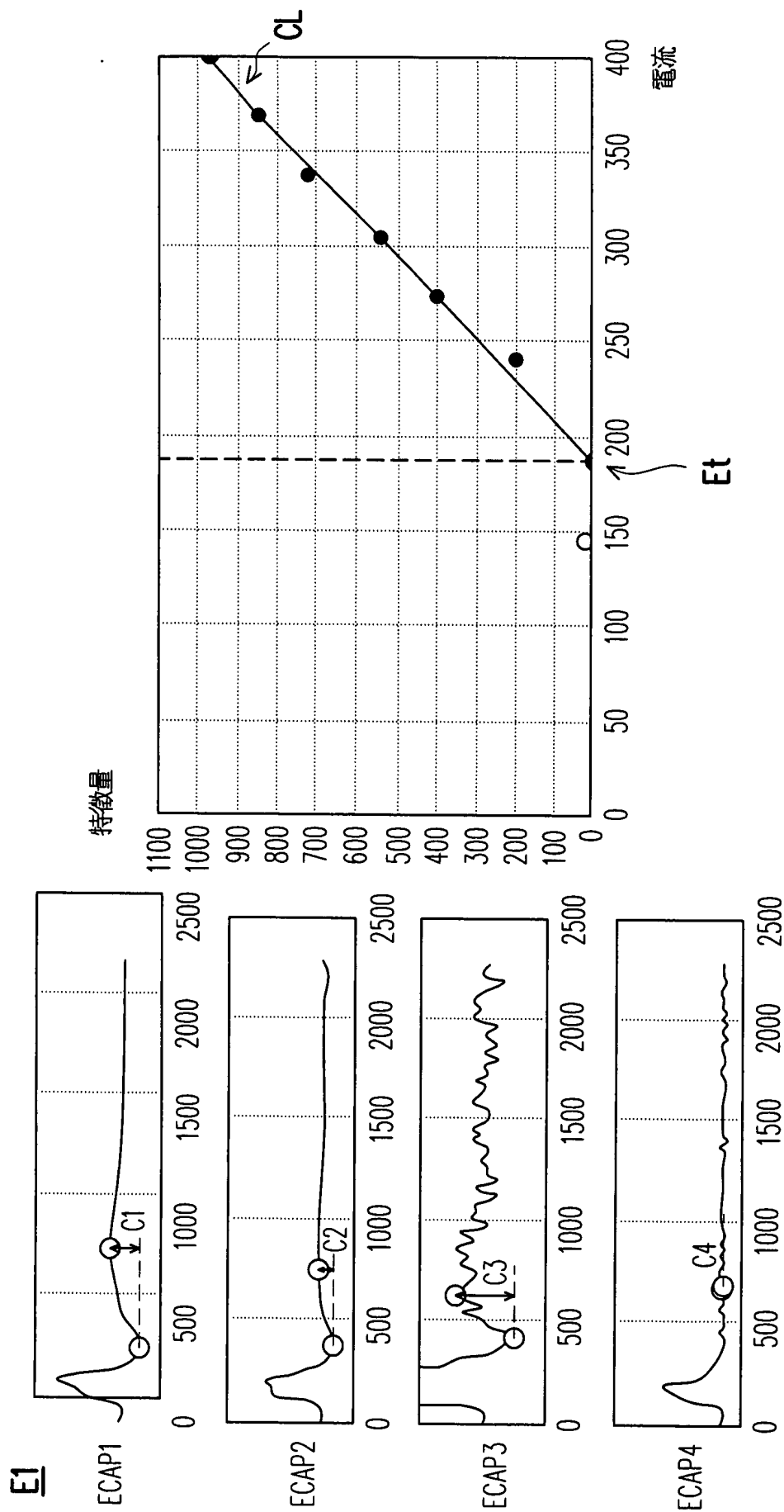


圖8

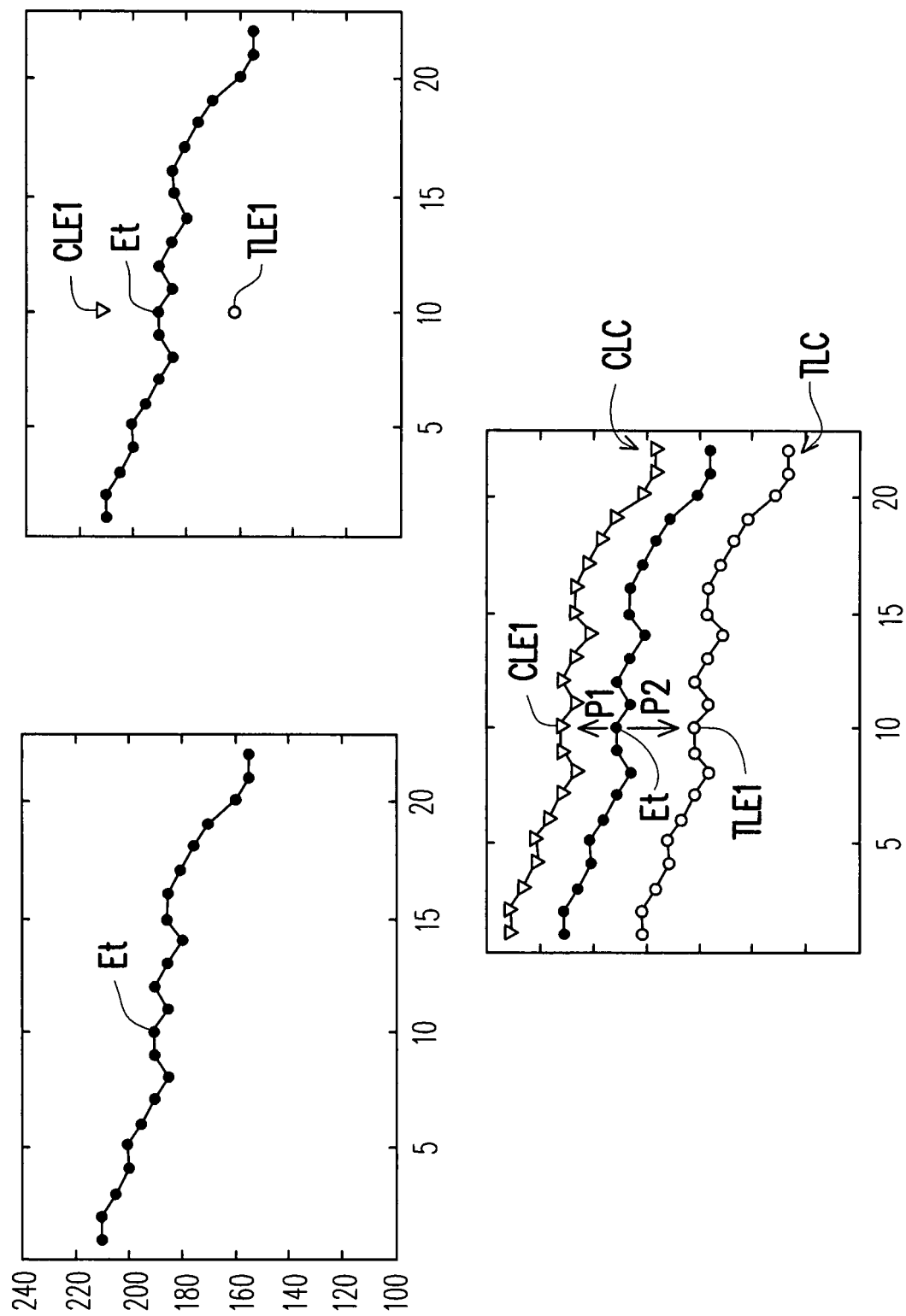


圖9