



(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 201408258 A

(43)公開日：中華民國 103 (2014) 年 03 月 01 日

(21)申請案號：101131509

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 08 月 30 日

(51)Int. Cl.：

A61B5/04 (2006.01)

G01N27/00 (2006.01)

G01R19/00 (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)

(74)代理人：陳昭誠

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：20 項 圖式數：11 共 52 頁

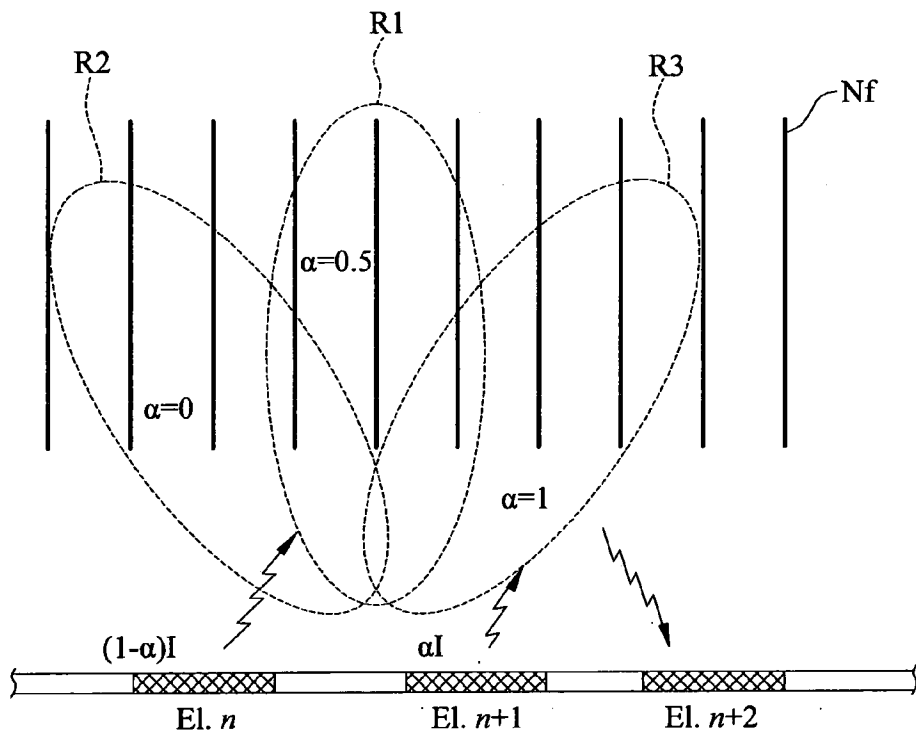
(54)名稱

神經纖維分佈之分析方法及標準化誘發複合動作電位之量測方法

METHOD OF ANALYZING NERVE FIBER DISTRIBUTION AND MEASURING STANDARDIZED INDUCED COMPOUND MOTION ELECTRIC POTENTIAL

(57)摘要

一種神經纖維分佈之分析方法，係先令至少二電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入神經組織，並透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之至少二電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以分別對神經組織中之複數個刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激；再令至少一電極作為訊號接收端，以分別接收該複數個刺激範圍內之複數條神經纖維所響應出之複數個誘發複合動作電位；隨後對接收之複數個誘發複合動作電位進行整合比較，以分析出複數條神經纖維於神經組織中之分佈。另根據標準化誘發複合動作電位之量測方法及其應用來估計病患對於電刺激的最舒適電值(most comfortable level)和閾電值(threshold level)。



第3圖

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號：101131509

※ 申請日：101 8 28

※ I P C 分類：

A61B 5/04 (2006.01)
G01N 27/00 (2006.01)
G01R 19/00 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

神經纖維分佈之分析方法及標準化誘發復合動作電位之量測方法

METHOD OF ANALYZING NERVE FIBER DISTRIBUTION AND MEASURING STANDARDIZED INDUCED COMPOUND MOTION ELECTRIC POTENTIAL

二、中文發明摘要：

一種神經纖維分佈之分析方法，係先令至少二電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入神經組織，並透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之至少二電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以分別對神經組織中之複數個刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激；再令至少一電極作為訊號接收端，以分別接收該複數個刺激範圍內之複數條神經纖維所響應出之複數個誘發復合動作電位；隨後對接收之複數個誘發復合動作電位進行整合比較，以分析出複數條神經纖維於神經組織中之分佈。另根據標準化誘發復合動作電位之量測方法及其應用來估計病患對於電刺激的最舒適電值(most comfortable level)和閾電值(threshold level)。

三、英文發明摘要：

Disclosed is a method of analyzing the nerve fiber distribution of a patient, comprising inputting a stimulant to the nerve tissues by means of at least two electrodes that serve as a signal input end; adjusting the distribution ratio of the stimulant signal input by the input end of the electrodes using an electric current rectification technique; conducting electric stimulation on a plurality of nerve fibers within a plurality of stimulation ranges in the nerve tissues respectively; receiving a plurality of induced compound motion potentials reflected from the nerve fibers with the stimulation ranges using one or more electrodes as a signal receiving end; and integrating and comparing the received induced compound motion potentials to analyze the distribution of the nerve fibers in the nerve tissues. In addition, the most comfortable level and threshold level of the patients are estimated according to a standardized induced compound motion potential technique.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(3)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：無。

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無化學式。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係為一種神經纖維分佈之分析方法，尤指一種結合電流調變技術及標準化(normalized)誘發複合動作電位(evoked compound action potential, ECAP)之分析方法。另外本發明係於臨床應用上提供一種客觀方法，利用標準化誘發複合動作電位之量測方法及其應用來估計人體對於電刺激之閾電值(threshold level)和最舒適電值(most comfortable level)或舒適電值(comfortable level)，以作為術後設定電流刺激參數之參考。

【先前技術】

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，在應用於檢測人工耳蝸植入(Cochlear implantation, CI)手術時，有著重要的作用。

請參照第1圖繪示的電刺激示意圖，以初步瞭解誘發複合動作電位技術之實施情形。如第1圖所示，電極 $E1.n$ 係作為訊號輸入端以向神經纖維 Nf 群組(以圖中上方複數條直線表示)輸出刺激訊號，而藉由作為訊號接收端的電極 $E1.n+1$ ，用以紀錄、接收刺激範圍 R (以圖中由虛線構成之橢圓形區域表示)內之複數個神經纖維之響應 V_s ，並進一步整合、判斷出刺激範圍內之複數個神經纖維是否存活以及是否具有正常之功能。

美國第20080221640A1號專利案亦揭露一種藉由多訊

號電極進行之誘發複合動作電位技術，如該專利案第 3A、3B、3C 圖所示，電極 E1、E2、E3 皆能輸出刺激訊號，藉此令刺激範圍所涵蓋之面積更廣泛，從而令更多之神經纖維進行響應。

然而，不論是第 1 圖或美國第 20080221640A1 號專利案所示之技術，仍無法感測到神經纖維之分佈。具體言之，雖然第 1 圖及美國第 20080221640A1 號專利案之刺激範圍皆涵蓋到多個神經纖維，且美國第 20080221640A1 號專利案更進一步令刺激範圍之面積更廣泛，但作為訊號接收端之電極卻僅能判斷出刺激範圍內之神經纖維是否存活或具有正常功能，而無法確切地分析出神經纖維於組織結構中之分佈，以致相關人員無法更完善地規劃手術後應用在人工電子耳言語處理器之刺激參數與刺激策略。現今技術無法分析出神經纖維於組織結構中之分佈原因在於，當作為訊號接收端的電極有複數個時（例如 $E1.n+1$ 、 $E1.n+2$ 、 \dots ），神經纖維 Nf 群組與該些作為訊號接收端的電極之間的距離皆不相同，另外，目前尚未有相關方法能夠測量出神經纖維 Nf 群組與各個作為訊號接收端的電極之間的距離。

因此，如何進一步感測出神經纖維於神經組織結構中之分佈，即為各界亟待解決之技術課題。

【發明內容】

鑑於習知技術之種種缺失，本發明之主要目的即在於提供一種能精確地分析出神經纖維於神經組織中之分佈之

分析方法。次要目的係於臨床應用上提供一種客觀方法，利用標準化誘發複合動作電位之量測方法及其應用估計人體對於電刺激之閾電值(threshold level)和最舒適電值(most comfortable level)或舒適電值(comfortable level)，以作為術後設定電流刺激參數之參考。

為了達到上述目的及其它目的，本發明係提供一種神經纖維分佈之分析方法，係應用於具有複數條神經纖維之神經組織，且該複數條神經纖維之處設有複數個電極，該神經纖維分佈之分析方法包括以下步驟：(1)令至少二電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入至該神經組織，並透過電流調變技術調整作為該訊號輸入端之至少二電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以使該神經組織對應該分配比率區分為複數個刺激範圍，且各該刺激範圍內的神經纖維因該刺激訊號而產生對應於各該刺激範圍之誘發複合動作電位；(2)令至少一電極作為訊號接收端，以接收該複數個誘發複合動作電位；以及(3)根據電位衰減因數、各該電極之相對分佈角度與各該刺激範圍內的神經纖維至各該電極之距離，對各該刺激範圍內的神經纖維之誘發複合動作電位進行整合比較，以分析出該複數條神經纖維於該神經組織中之分佈。

此外，本發明復提供一種神經纖維分佈之分析方法，係包括以下步驟：(1)令至少二輸入電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入至神經組織，並透過電流調變技術(current steering scheme)調整作為該訊號輸入端之至

少二輸入電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以分別對神經組織之複數個刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激；(2)藉由於標準化誘發複合動作電位技術(normalized ECAP scheme)令至少二接收電極作為訊號接收端，以分別接收該複數個刺激範圍內之複數條神經纖維因該電刺激所響應出之複數個誘發複合動作電位，且分別計算該至少二接收電極至該神經組織之距離，藉此消除該複數個誘發複合動作電位因衰減因數所造成的非理想效應，其中，該衰減因數係各電極至該神經組織之距離的函數；以及(3)對接收之複數個誘發複合動作電位進行整合比較，以分析出該複數條神經纖維於該神經組織中之分佈。

本發明提供一種標準化誘發複合動作電位之量測方法，係應用於周圍設有複數個電極之神經纖維，該標準化誘發複合動作電位之量測方法包括以下步驟：(1)令該複數個電極之其中一者發出電壓訊號，並令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，以計算各該電極相對的之分佈角度；(2)根據各該電極相對的之分佈角度計算該神經纖維至各該電極之距離；(3)令該複數個電極之其中一者作為訊號輸入端，以將一刺激訊號輸入至該神經纖維而使該神經纖維產生誘發複合動作電位，並令非作為該訊號輸入端之其它電極作為訊號接收端以分別接收感測電位，並根據該感測電位、前述該神經纖維至各該電極之距離、及電位衰減因數，計算出對應該複數個作為訊號接收端之電極之該神經纖維所產生之誘發複合動作電位；以及(4)將該

複數個作為訊號接收端之電極的誘發複合動作電位進行計算，以得出該神經纖維之平均誘發複合動作電位。

本發明提供一種標準化誘發複合動作電位之應用方法，係包括以下步驟：(1)令複數個電極的每一者分別作為訊號輸入端以依序對神經纖維進行電刺激，並利用標準化誘發複合動作電位之量測方法，取得對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位；(2)產生各該作為訊號輸入端的電極與對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位的對應曲線；(3)取得該平均誘發複合動作電位與閾電值之間的第一相關性以及該平均誘發複合動作電位與舒適電值之間的第二相關性，並取得該神經纖維對一刺激訊號之閾電值和舒適電值；以及(4)根據該第一相關性、第二相關性、及該神經纖維對該刺激訊號之閾電值和舒適電值，產生對應於各該作為訊號輸入端的電極之閾電值和舒適電值。

由此可知，藉由於標準化誘發複合動作電位技術及電流調變技術之結合，本發明遂能於訊號輸入端之電極向神經組織輸入刺激訊號時，動態地產生出涵蓋區域不同之複數個刺激範圍，進而再利用作為訊號接收端之電極接收不同之刺激範圍內之神經纖維所響應之複數個誘發複合動作電位，從而對所接收到之複數個誘發複合動作電位進行整合比較，俾快速、精確地分析出神經纖維於神經組織中之分佈。

此外，標準化誘發複合動作電位技術(normalized

ECAP scheme) 是一種客觀的測量方法，可不需病患的回應即可以估計病患對於電刺激的最舒適電值 (most comfortable level) 和閾電值 (threshold level)，對於尚未學習語言的小嬰兒而言相當有用，對於成人而言亦相當有用因為這方法可以幫助快速與更準確地設定電流刺激參數。

【實施方式】

以下係藉由特定的具體實施例說明本發明之技術內容，熟悉此技藝之人士可由本說明書所揭示之內容輕易地瞭解本發明之其他優點與功效。本發明亦可藉由其他不同的具體實施例加以施行或應用，本說明書中的各項細節亦可基於不同觀點與應用，在未悖離本發明之精神下進行各種修飾與變更。

本發明主要提供一種神經纖維分佈之分析方法及標準化誘發複合動作電位之量測方法，其中，該神經纖維分佈之分析方法係揭露於第 2 至 8 圖，該標準化誘發複合動作電位之量測方法係揭露於第 9 至 11 圖。

請一併參考第 2 圖及第 3 圖，以瞭解本發明之神經纖維分佈之分析方法中電流調變技術，需先說明者，第 2 圖及第 3 圖中上方繪示之複數條直線，係代表神經組織中之神經纖維 (nerve fiber) Nf，例如聽神經纖維、迷走神經纖維、視網膜神經纖維、或脊髓神經纖維。而下方之電極 E1.n、電極 E1.n+1、電極 E1.n+2，則可表示為例如設置於複合式探針上之微電極陣列。

實際實施時，首先先令至少二電極作為訊號輸入端將刺激訊號輸入神經組織，並透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之至少二電極輸入刺激訊號之分配比率，以對神經組織中之第一刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激，並令至少一電極作為訊號接收端以接收第一刺激範圍內之複數條神經纖維所響應出之複數個誘發複合動作電位。

於此實施例中，如第 3 圖所示，電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 係可作為輸出量相同之訊號輸入端，以藉由電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 向第一刺激範圍 $R1$ 內之複數條神經纖維 Nf 進行電刺激，亦即透過電流調變技術令參數 $\alpha=0.5$ ，以調整電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 所輸入之刺激訊號之分配比率，亦即，電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 之輸出量皆為 $0.5I$ ，且於電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 間形成虛擬電極（未圖示）。在第一刺激範圍 $R1$ 內具有之複數條神經纖維 Nf 若存活且具有正常功能，即會被活化以產生誘發複合動作電位 $V(t)$ 並進一步耦合至作為訊號接收端之電極 $E1.n+2$ 令其予以接收 ($V_s(t)$)，又由於第一刺激範圍 $R1$ 內於正常情形中存活且具有正常功能之神經纖維 Nf 應為複數，故藉由電極 $E1.n+2$ 會接收到複數個誘發複合動作電位。圖中所示之 $V(t)$ ，即可表示第一刺激範圍 $R1$ 內所有存活且具有正常功能之神經纖維 Nf 所響應出之誘發複合動作電位之總和。

接著，再透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之至少二電極輸入刺激訊號之分配比率，以對該組織結構中之

第二刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激，並透過作為訊號接收端之電極接收該第二刺激範圍內之複數條神經纖維響應之複數個誘發複合動作電位。

於此實施例中，如第 3 圖所示，係透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 之輸出量，例如將參數 α 設定為 0 或趨近於 0，而進行電刺激對應之刺激範圍，即可藉由形成於電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 間之虛擬電極（未圖示）將第一刺激範圍 $R1$ 變更至第二刺激範圍 $R2$ 。此時，作為訊號接收端之 $E1.n+2$ 亦會進一步接收到由第二刺激範圍 $R2$ 內複數個神經纖維 Nf 響應出之誘發複合動作電位，進而得到複數個誘發複合動作電位之總和。

再者，還可選擇性地再利用電流調變技術調整作為訊號輸入端之至少二電極輸入刺激訊號之分配比率，以對神經組織中之第三刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激，並透過作為訊號接收端之電極接收第三刺激範圍內之複數條神經纖維響應之複數個誘發複合動作電位。

於此實施例中，如第 3 圖所示，係指可再次透過電流調變技術調整作為訊號輸入端之電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 之輸出量，例如將參數 α 設定為 1 趨近於 1，而藉由形成於電極 $E1.n$ 及電極 $E1.n+1$ 間之虛擬電極（未圖示），進行電刺激所對應之刺激範圍即可再由第二刺激範圍 $R2$ 轉移至第三刺激範圍 $R3$ 。此時，作為訊號接收端之 $E1.n+2$ 亦會進一步接收到第三刺激範圍 $R3$ 內複數個神經纖維 Nf 所

響應出之誘發複合動作電位，進而得到複數個誘發複合動作電位之總和。由圖式之教示可知，所述之第一刺激範圍 R1、第二刺激範圍 R2、或第三刺激範圍 R3 於組織結構中之涵蓋區域，係可為部份重疊或完全不重疊之不同區域。

值得一提的是，於針對不同的刺激範圍中之神經纖維進行電刺激以獲得複數個誘發複合動作電位之步驟中，復可包括藉由純信號 (probe only) 刺激、純遮蔽 (masker only) 刺激、遮蔽及信號 (masker and probe) 刺激、以及無遮蔽及信號 (no masker and probe) 進行電刺激，以去除啟動時之假信號 (switch on artifact) 以優化接收到之誘發複合動作電位之步驟。如第 4A 圖所示，純信號 (probe only) 刺激之信號係以 A 予以表示，遮蔽及信號 (masker and probe) 刺激之信號係以 B 予以表示，純遮蔽 (masker only) 刺激之信號係以 C 予以表示，無遮蔽及信號 (no masker and probe) 係以 D 予以表示，而在藉由 $A - (B - (C - D))$ 之運算後，即能得到去除雜訊與去除啟動時之假信號之優化結果。如第 4B 圖所示，第二種去除雜訊與去除啟動時之假信號之方法是極交替方法 (alternating polarity method)。這方法以陽極 (anodic) 刺激與陰極 (cathodic) 刺激所產生之誘發複合動作電位之平均值以去除雜訊。

回到第 2 和 3 圖，前述之實施例雖係藉由兩次電流調變技術之實施以形成第一刺激範圍 R1、第二刺激範圍 R2、及第三刺激範圍 R3，但因應不同的實際需求，實施電流調

變技術之次數亦可控制，例如僅形成第一刺激範圍 R1 及第二刺激範圍 R2，或是實施更多次電流調變技術以形成更多個不同之刺激範圍。而電流調變 (current steering) 技術之實施，更可將刺激範圍限縮至僅涵蓋特定區域中的神經纖維，以進一步確定特定區域中之神經纖維是否存活並具有正常功能。

接著，請參照第 5 圖，係為本發明結合有電流調變技術之神經纖維分佈之分析方法之應用架構示意圖。如圖所示，在神經纖維 Nf 之處設置有電極 E1.n、電極 E1.n+1 作為訊號輸入端，分別提供 $(1-\alpha)I$ 與 αI 訊號，並設置有電極 E1.n-2、E1.n-1、E1.n+3 作為訊號接收端。考量電極 E1.n-2、E1.n-1、E1.n+2、E1.n+3 所接收到的電位訊號可能受到非理想因數所影響而產生某種程度的衰減，故電極 E1.n-2、E1.n-1、E1.n+2、E1.n+3 所接收到的電位訊號可表示為下列方程式(1)，同時可藉由下列方程式(2)得到誘發複合動作電位 $V_{ECAP}'(t)$ 。如圖所示， $V(t)$ 代表刺激範圍 R 於時間 t 時所產生的誘發複合動作電位，而電極 E1.n-2、E1.n-1、E1.n+2、E1.n+3 所感測得到的電位分別為 $V_s^{n-2}(t)$ 、 $V_s^{n-1}(t)$ 、 $V_s^{n+2}(t)$ 、以及 $V_s^{n+3}(t)$ ，其中，該非理想因數係表示為衰減因數 DecayFactor(D_n)， D_n 則為第 n 個電極距離該刺激範圍 R 的神經纖維的距離。值得一提的是，所設置的訊號接收端數量並不限定於 4 個，視分析的需求，亦可設置成具有 2 個或更多個電極數量。

以下列出方程式(1)和(2)

$$V_s^{n-2}(t) = DecayFactor(D_{n-2}) \cdot V(t)$$

$$V_s^{n-1}(t) = DecayFactor(D_{n-1}) \cdot V(t)$$

$$V_s^{n+2}(t) = DecayFactor(D_{n+2}) \cdot V(t)$$

$$V_s^{n+3}(t) = DecayFactor(D_{n+3}) \cdot V(t) \quad (1)$$

$$V_{ECAP}'(t) = \frac{\sum V(t)}{N} = \left(\sum \frac{V_s(t)}{DecayFactor(D)} \right) / N \quad (2)$$

$V_{ECAP}'(t)$ 代表於刺激範圍內神經纖維的質心之等效平均誘發複合動作電位， $V(t)$ 代表於刺激範圍內神經纖維的質心之等效誘發複合動作電位， N 表示作為訊號接收端的電極數量， $DecayFactor(D) = \frac{k1}{D}$ ， $k1$ 係為於刺激範圍內神經纖維 Nf 至各訊號接收端的電極之距離 D 成反比之比例常數。另外，作為訊號接收端的電極為球狀和平板狀時，其衰減因數係不相同。參閱第 6A 至 6E 圖所示，第 6A 圖和第 6B 圖分別表示電極為球狀和平板狀時，電壓訊號隨著距離而衰減，另外，第 6C 至 6E 圖舉例說明平板狀電極之間的角度與電位衰減之關係，如 6E 圖所示，將作為訊號輸入端的電極 EL1 的中心點連接至作為訊號接收端的電極 EL2 以及電極 EL3，其中，電極 EL1、EL2 和 EL3 的箭頭係朝神經纖維方向， $\mu_1 = 73.879^\circ$ ， $\mu_2 = 83.901^\circ$ ，而第 6D 圖和第 6C 圖分別表示角度為 μ_1 和 μ_2 時，電極 EL1 所發出的電壓訊號隨著至電極 EL2 以及 EL3 距離而衰減。因此，由第 6A 至 6E 圖可知球狀電極和平板狀電極的衰減因數(或比例常數)，經多次實現後可作成列表以供後續查詢。第 6A 至 6E

圖電極是以電流訊號為電源，一般人工電子耳電極是以電流訊號為電源。

接著，回到方程式(1)和(2)，在藉由方程式(2)得到等效於神經纖維的質心之誘發複合動作電位 $V_{\text{ECAP}}'(t)$ 之前，必須先分別得到各該電極 $E_{1.n-2}$ 、 $E_{1.n-1}$ 、 $E_{1.n+2}$ 、 $E_{1.n+3}$ 至神經纖維 N_f 的距離 D_{n-2} 、 D_{n-1} 、 D_{n+2} 、及 D_{n+3} ，此稱之為「標準化(normalized)誘發複合動作電位技術」。在得到各該電極 $E_{1.n-2}$ 、 $E_{1.n-1}$ 、 $E_{1.n+2}$ 、 $E_{1.n+3}$ 至位置點 p 的距離 D_{n-2} 、 D_{n-1} 、 D_{n+2} 、及 D_{n+3} 之後，即可利用方程式(1)計算得到 $\text{DecayFactor}(D_{n-2})$ 、 $\text{DecayFactor}(D_{n-1})$ 、 $\text{DecayFactor}(D_{n+2})$ 及 $\text{DecayFactor}(D_{n+3})$ ，接著分別得到各該電極 $E_{1.n-2}$ 、 $E_{1.n-1}$ 、 $E_{1.n+2}$ 、 $E_{1.n+3}$ 所對應的 $V(t)$ 。在得到各該電極 $E_{1.n-2}$ 、 $E_{1.n-1}$ 、 $E_{1.n+2}$ 、 $E_{1.n+3}$ 所對應的 $V(t)$ 之後，則更進一步藉由方程式(2)得到等效於神經纖維的質心之平均誘發複合動作電位 $V_{\text{ECAP}}'(t)$ 。

以下將詳述如何根據三角測量技術(但不限於此)得到所述的各該電極 $E_{1.n-2}$ 、 $E_{1.n-1}$ 、 $E_{1.n+2}$ 、 $E_{1.n+3}$ 至位置點 p 的距離 D_{n-2} 、 D_{n-1} 、 D_{n+2} 、及 D_{n+3} 。請參照第 7A、7B、7C 圖，顯示本發明根據三角測量技術計算得到各電極間的分佈角度(或分佈軌跡)及各電極至神經纖維質心的距離之方法。須說明的是，第 7A 至 7D 圖所示之電極係不限於如圖所示之球狀或平板狀。

如第 7A 圖所示，共設置有四個電極且相鄰電極之間的距離係為已知。電極 $EL1$ 可發出經控制的電流訊號

I1'，EL1 的電壓訊號為未知的 V1'，且於電極 EL2、EL3 可分別感測到電壓訊號 V2' 與 V3'，且該電極 EL1 與電極 EL2 間距離為 D1，該電極 EL1 與電極 EL3 間距離為 D2。

藉由電阻抗方程式可知，

$$\begin{aligned} Z_{1,2} &\propto D_1 \\ Z_{1,3} &\propto D_2 \end{aligned} \quad (3)$$

其中，由於阻抗正比於距離，故於電極 EL1 和電極 EL3 之間有較大的角度時，電極 EL1 和電極 EL3 之間有較大的距離，即 $\theta_{2B} > \theta_{2A}$ ，則 $Z_{1,3B} > Z_{1,3A}$ ，如第 7B 圖所示。

因此，可產生如下列方程式(4)所示之角度與阻抗比例的關係，亦即，可藉由量測阻抗 $Z_{1,3}/Z_{1,2}$ 之比值得知角度 θ_2 ，藉由量測阻抗 $Z_{2,4}/Z_{2,3}$ 之比值得知角度 θ_3 如第 7B 圖和第 7C 圖所示。

$$\begin{aligned} \theta_2 &\propto \frac{Z_{1,3}}{Z_{1,2}} \\ \theta_3 &\propto \frac{Z_{2,4}}{Z_{2,3}} \end{aligned} \quad (4)$$

如此一來，亦可計算得到角度 θ_{D4} 與 θ_{D5} ，從而得到各電極間的分佈角度(或電極分佈軌跡)。第二種計算角度 θ_2 與 θ_3 到方法：若電極 EL1~EL4 為球狀電極，亦可由前述第 6A 圖取得比例常數 k_2 (因為 $V_2' = \frac{k_2 V_1'}{D_1}$, $V_3' = \frac{k_2 V_1'}{D_2}$ ， V_1' 、 D_1 、 V_2' 、 V_3' 係已知)，然後可計算得到 D_2 的數值，亦可計算得到角度 θ_2 ；若極 EL1~EL4 為平板狀電極，亦可由前述

第 6B、6C、6D 及 6E 圖曲線擬合 (curve fit) 產生之公式取得電位與距離之衰減因數與角度 (第 6C、6D 及 6E 圖)，然後計算得到 D_2 的數值及角度 θ_2 。

再者，已知各電極的距離之後，可應用第 7A 圖所述技術手段進一步計算得到各電極至神經纖維質心 CEN 的距離。如第 7D 圖所示，神經纖維的質心 CEN 距離電極 EL1 的距離為 D_4 且距離電極 EL4 的距離為 D_5 ，且電極 EL2 與 EL3 分別提供 $(1-\alpha)I$ 與 αI 訊號，以電刺激神經纖維。因此，神經纖維的質心 CEN 產生誘發複合動作電位 V_x ，且電極 EL1 與電極 EL4 分別感測到電位 V_{x1} 與 V_{x4} ，由此可得

到如下列方程式 (5)，即 $V_{x4} = \frac{k_3 V_x}{D_5}$, $V_{x1} = \frac{k_3 V_x}{D_4}$ 的關係式，其中，

k_3 為比例常數， V_{x1} 與 V_{x4} 為測量所得到的。

$$V_{x4} \cdot D_5 = V_{x1} \cdot D_4 = k_3 \cdot V_x \quad (5)$$

此外，利用三角測量技術可計算得到如方程式 (6) 的關係式，其中， Y 為神經纖維的質心 CEN 至電極 EL2 與電極 EL3 兩者之間特定位置的距離，且該特定位置至該電極 EL1 的距離為 G_3 ，至該電極 EL4 的距離為 G_1 。

$$\begin{aligned} D_5 &= \sqrt{Y^2 + G_1^2 - 2Y \cdot G_1 \cdot \cos \theta_{D_5}} \\ D_4 &= \sqrt{Y^2 + G_3^2 - 2Y \cdot G_3 \cdot \cos \theta_{D_4}} \end{aligned} \quad (6)$$

再者，利用先前結合如第 7A 至 7D 圖所述的三角測量技術可計算得到 G_3 、 G_1 、 θ_{D_5} 及 θ_{D_4} 。如此一來，可藉由已計算得知的 G_3 、 G_1 、 θ_{D_5} 及 θ_{D_4} 進一步以方程式 (5) 和 (6) 計算得到 Y ，且一旦計算得到 Y 則亦可得到距離 D_5 與 D_4 。

接著，再藉由方程式(5)計算得到誘發複合動作電位 V_X 。

於本實施例中，所述之分析出複數條神經纖維於組織結構中之分佈，係可依據複數個誘發複合動作電位與作為訊號輸入端之電極之位置關係進行綜合性分析，或是依據複數個誘發複合動作電位與作為訊號接收端之電極之位置關係進行綜合性分析，以得出複數條神經纖維於神經組織中之分佈。詳言之，可藉由調整電流調變參數 α 以分別計算得到第一刺激範圍 R1、第二刺激範圍 R2 和第三刺激範圍 R3 等各個刺激範圍中的神經纖維之誘發複合動作電位 (第 3 圖)。請參照第 8A、8B、8C 圖，其中，E1.7 和 E1.8 分別為作為輸入 $(1-\alpha)I$ 和 αI 的訊號輸入端之電極，根據第 5 至第 7D 圖所示之技術內容可繪製出誘發複合動作電位 (V_{ECAP}') 與與神經纖維的距離之關係圖，其中， V_{ECAP}' 較高處為神經纖維分佈較密集之處； V_{ECAP}' 較低處為神經纖維分佈較鬆散之處。如第 8A 圖顯示接近電極 E1.7 處較高，於接近電極 E1.8 處較低，又如第 8B 圖所顯示電極 E1.7 及電極 E1.8 之間的中央處具有較高的密度，再如第 8C 圖顯示靠近電極 E1.8 處具有較高的密度。

相較於習知技術，由於本發明係將電流調變 (current steering) 技術結合於標準化誘發複合動作電位技術中，所以作為訊號輸入端之電極間係能產生虛擬電極以對不同之刺激範圍進行電刺激，進而依序獲得對應不同刺激範圍之誘發複合動作電位及其對應電極距離之電位關係，從而快速、精確地分析出神經纖維於組織結構中之分佈，以完

善地規劃手術之刺激策略。

請參閱第 9A 圖，與第 5 圖不同的是，第 9A 圖所示之實施例無須結合電流調變技術，僅電極 $E1.n$ 作為訊號輸入端以誘發神經纖維 Nf 產生誘發複合動作電位，而其餘電極 $E1.n-2$ 、 $E1.n-1$ 、 $E1.n+1$ 、 $E1.n+2$ 、及 $E1.n+3$ 作為訊號接收端。如第 9A 圖所示， $V(t)$ 表示在刺激範圍內神經纖維 Nf 在 t 時間所產生的誘發複合動作電位，在本實施例中係將 $V(t)$ 假設為神經纖維 Nf 的質心 CEN 在 t 時間所產生的誘發複合動作電位 $V_{ECAP}'(t)$ ，而 V_s^{n-2} 、 V_s^{n-1} 、 V_s^{n+1} 、 V_s^{n+2} 、及 V_s^{n+3} 分別為電極 $E1.n-2$ 、 $E1.n-1$ 、 $E1.n+1$ 、 $E1.n+2$ 、及 $E1.n+3$ 所感測到的電位。

由上述公式(1)和(2)得知，要得到 $V_{ECAP}'(t)$ 需先計算出各電極的位置，如第 10A 圖所示。將第一電壓訊號提供予訊號輸入端電極，並令複數個訊號接收端電極分別感測之，以根據非理想效應及各該訊號接收端所感測到的第二感測值，計算各該電極之位置。

詳言之，在已知電極 $EL1$ 和 $EL2$ 之間的距離 $D1$ 之前提下，先提供電流訊號 $I1'$ 給電極 $EL1$ ，由電極 $EL2$ 、 $EL3$ 所分別感測到之電壓訊號 $V2'$ 與 $V3'$ 以及方程式(3)與方程式 $V2' \cdot D1 = k2 \cdot V1'$ 與 $V3' \cdot D2 = k2 \cdot V1'$ (其中，若為球狀電極， $k2$ 為比例常數)可計算出比例常數 $k2$ 以及電極 $EL1$ 和 $EL3$ 之間的距離 $D2$ ；或者，可藉由第 6A 至 6E 圖之事先對電壓訊號隨距離衰減之實驗而量測出的衰減因數，若為球狀電極

$DecayFactor(D) = \frac{k2}{D}$ (其中 $k2$ 為比例常數)，若為平板狀電極則

以第 6B 至 6E 圖 曲線擬合 (curve fitting) 產生之公式為衰減因數)，進而得到電極 EL1 和 EL3 之間的距離 $D2$ 與角度 θ_2 。第二種計算距離 $D2$ 或 θ_2 角度的方法已經在方程式 (3) 和 (4) 詳細描述。

接著，參閱第 10B 圖，將第二電壓訊號提供予訊號輸入端電極以刺激神經纖維產生誘發復合動作電位，並令複數個訊號接收端電極分別感測之，以根據各該訊號接收端所感測到的第二感測值以及各該複數個電極之位置，計算該神經纖維至各該電極之距離。

詳言之，設定電極 EL2 為訊號輸入端以輸入電流訊號來誘發神經纖維產生誘發復合動作電位 V_{ECAP}' ，其餘電極 EL1、EL3 和 EL4 為訊號接收端且分別感測到電位 $V1$ 、 $V3$ 和 $V4$ ，神經纖維 Nf 的質心 CEN 到電極 EL1 的距離為 $D4$ 且到電極 EL1 的距離為 $D5$ ，再利用同前述第 7D 圖所述之三角測量技術，可計算出 $D3$ 、 θ_3 、 θ_{D5} 、 θ_{D4} 、及 Y ，繼而可得到 $D4$ 和 $D5$ 。

$$\begin{aligned} D5 &= \sqrt{Y^2 + D3^2 - 2Y \cdot D3 \cdot \cos\theta_{D5}} \\ D4 &= \sqrt{Y^2 + D1^2 - 2Y \cdot D1 \cdot \cos\theta_{D4}} \end{aligned} \quad (7)$$

最後，根據該非理想效應、各該訊號接收端所感測到的第二感測值以及該神經纖維至各該電極之距離計算出該神經，計算出該神經纖維產生誘發復合動作電位。詳言之，根據電極 EL1 和 EL4 所感測到的電位 $V1$ 和 $V2$ 以及方程式

$V4 \cdot D5 = V1 \cdot D4 = k2 \cdot V_{ECAP}$ 可得出神經纖維 Nf 的質心 CEN 之誘發複合動作電位 V_{ECAP}' 。

接著，本發明提出一種標準化誘發複合動作電位之應用方法，係包括以下步驟：首先，令複數個電極的每一者分別作為訊號輸入端以依序電刺激神經纖維，並利用標準化誘發複合動作電位之量測方法(如上述第 9 至 11 圖所示)，取得對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位，接著產生各該作為訊號輸入端的電極與對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位的對應曲線。然後，取得該平均誘發複合動作電位與閾電值之間的第一相關性以及該平均誘發複合動作電位與舒適電值之間的第二相關性，並取得該神經纖維對一刺激訊號之閾電值和舒適電值，最後，根據該第一相關性、第二相關性、及該神經纖維對該刺激訊號之閾電值和舒適電值，產生對應於各該作為訊號輸入端的電極之閾電值和舒適電值。

請參閱第 11 圖，其為習知透過實驗所量測出病患對於電刺激的反應，如圖所示，T level(閾電值)表示所能接受的最低電流值，C level(舒適電值)/M level(最舒適電值)表示所能接受的最高電流值，一般而言，ECAP(誘發複合動作電位)通常在 T level 和 C level/M level 中間，且三者的曲線圖形有相關性。因此，具體實施時可透過第 9 至 10B 圖之技術方法所計算出的神經纖維 Nf 的質心 CEN 的之誘發複合動作電位 V_{ECAP}' ，先繪製出如第 11 圖中 ECAP

threshold(誘發複合動作閾電位)之曲線，再根據主觀行為反應(subjective behavior response) 測量一個電極之 T level 和 C level/M level，然後再以 ECAP threshold 之曲線與 T level 和 C level/M level 之相關性而繪製出如第 11 圖中 T level 和 C level/M level 之曲線，如此一來，可省略需對病人每一個電極執行主觀行為反應才能逐一取得病人所能接受的最舒適電值或閾電值，即電流刺激參數。

綜上所述，本發明係結合電流調變技術與標準化誘發複合動作電位技術以分析出神經纖維的分佈，另外，亦利用標準化誘發複合動作電位技術在手術後設定電刺激的電流級，而無須對病人一一執行電刺激。

惟，上述實施例僅例示性說明本發明之原理及其功效，而非用於限制本發明。任何熟習此項技藝之人士均可在不違背本發明之精神及範疇下，對上述實施例進行修飾與改變。因此，本發明之保護範圍當視後附之申請專利範圍所界定者為準。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係為現有之誘發複合動作電位技術之實施示意圖；

第 2 圖及第 3 圖係為說明本發明神經纖維分佈之分析方法之電流調變技術之實施示意圖；

第 4A、4B 圖係為習知去除雜訊與啟動時之假信號之誘發複合動作電位之實施示意圖；

第 5 圖係為本發明神經纖維分佈之分析方法之實施架

構示意圖；

第 6A 圖係為本發明神經纖維分佈之分析方法之球狀電極的電壓隨著距離衰減之示意圖；

第 6B-6E 圖係為本發明神經纖維分佈之分析方法之平板狀電極的電壓隨著距離衰減之示意圖，第 6A 至 6E 圖電極是以電流訊號為電源；

第 7A 與 7D 圖係本發明根據三角測量技術計算得到各電極間距離及各電極至神經纖維的質心距離之方法示意圖；

第 7B 與 7C 圖係本發明根據電阻測量技術所得到各電極間電阻與角度關係之示意圖；以及

第 8A 至 8C 圖係為應用本發明神經纖維分佈之分析方法所取得之神經纖維分佈示意圖；

第 9 圖為本發明之誘發複合動作電位之實施架構示意圖；

第 10A 與 10B 圖係本發明根據三角測量技術計算得到各電極間距離及各電極至神經纖維的質心距離之方法示意圖；以及

第 11 圖係為病患對於電刺激的反應示意圖。

【主要元件符號說明】

無。

七、申請專利範圍：

1. 一種神經纖維分佈之分析方法，係應用於具有複數條神經纖維之神經組織，且該複數條神經纖維之處設置有複數個電極，該神經纖維分佈之分析方法包括以下步驟：

(1) 令至少二電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入至該神經組織，並透過電流調變技術調整作為該訊號輸入端之至少二電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以使該神經組織對應該分配比率區分為複數個刺激範圍，且各該刺激範圍內的神經纖維因該刺激訊號而產生對應於各該刺激範圍之誘發複合動作電位；

(2) 令至少一電極作為訊號接收端，以接收該複數個誘發複合動作電位；以及

(3) 根據電位衰減因數、各該電極之相對分佈角度與各該刺激範圍內的神經纖維至各該電極之距離，對各該刺激範圍內的神經纖維之誘發複合動作電位進行整合比較，以分析出該複數條神經纖維於該神經組織中之分佈。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，所述之分析出該複數條神經纖維於該組織結構中之分佈，係指依據複數個誘發複合動作電位與作為該訊號輸入端之電極之位置關係進行關聯性分析，或是依據複數個誘發複合動作電位與作為該訊號接收端之電極之位置關係進行關聯性分析，以得出該

複數條神經纖維於該組織結構中之分佈。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，所述之透過電流調變技術調整作為該訊號輸入端之電極輸入刺激訊號之分配比率，係於作為訊號輸入端之電極間產生虛擬電極。
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，步驟(3)復包括以下步驟：令該複數個電極之其中一者發出電壓訊號，並令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，以根據該電位衰減因數、該電壓訊號及感測訊號，計算各該電極相對的之分佈角度，再根據各該電極相對的之分佈角度計算各該刺激範圍內的神經纖維至各該電極之距離。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，該複數個電極為球狀電極，且該電位衰減因數係為該刺激範圍內的神經纖維至各該電極之距離之反比。
6. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，該複數個電極為平板狀電極，該電位衰減因數係為對電極相對於距離之關係執行曲線擬合所取得之數值。
7. 如申請專利範圍第 1 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，所述之複數個刺激範圍於該組織結構中之涵蓋區域係不相同。
8. 一種神經纖維分佈之分析方法，係包括以下步驟：

(1) 令至少二輸入電極作為訊號輸入端以將刺激訊號輸入至神經組織，並透過電流調變技術調整作為該訊號輸入端之至少二輸入電極所輸入之刺激訊號之分配比率，以分別對神經組織之複數個刺激範圍內之複數條神經纖維進行電刺激；

(2) 令至少二接收電極作為訊號接收端，以分別接收該複數個刺激範圍內之複數條神經纖維因該電刺激所響應出之複數個誘發複合動作電位，且分別計算該至少二接收電極至該神經組織之距離，藉此消除該複數個誘發複合動作電位因衰減因數所造成的非理想效應，其中，該衰減因數係各電極至該神經組織之距離的函數；以及

(3) 對接收之複數個誘發複合動作電位進行整合比較，以分析出該複數條神經纖維於該神經組織中之分佈。

9. 如申請專利範圍第 8 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，於步驟 (2) 中，係利用三角測量技術以及電位與距離比例關係而計算得到該至少二接收電極至該神經組織之距離。
10. 如申請專利範圍第 8 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，所述之分析出該複數條神經纖維於該組織結構中之分佈，係指依據複數個誘發複合動作電位與作為該訊號輸入端之輸入電極之位置關進行關聯性分析，或是依據複數個誘發複合動作電位與作為該訊號

接收端之接收電極之位置關係進行關聯性分析，以得出該複數條神經纖維於該組織結構中之分佈。

11. 如申請專利範圍第 8 項所述之神經纖維分佈之分析方法，其中，所述之透過電流調變技術調整作為該訊號輸入端之輸入電極輸入刺激訊號之分配比率的步驟，係於作為該訊號輸入端之輸入電極間產生虛擬電極。
12. 一種標準化誘發複合動作電位之量測方法，係應用於周圍設有複數個電極之神經纖維，該標準化誘發複合動作電位之量測方法包括以下步驟：

- (1) 令該複數個電極之其中一者發出電壓訊號，並令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，以計算各該電極相對的之分佈角度；

- (2) 根據各該電極相對的之分佈角度計算該神經纖維至各該電極之距離；

- (3) 令該複數個電極之其中一者作為訊號輸入端，以將一刺激訊號輸入至該神經纖維而使該神經纖維產生誘發複合動作電位，並令非作為該訊號輸入端之其它電極作為訊號接收端以分別接收感測電位，並根據該感測電位、前述該神經纖維至各該電極之距離、及電位衰減因數，計算出對應該複數個作為訊號接收端之電極之該神經纖維所產生之誘發複合動作電位；以及

- (4) 將該複數個作為訊號接收端之電極的誘發複合動作電位進行計算，以得出該神經纖維之平均誘發

復合動作電位。

13. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發復合動作電位之量測方法，其中，該神經纖維至各該電極之距離係指該神經纖維的質心至各該電極之距離，而該神經纖維所產生之誘發復合動作電位係指該神經纖維的質心之等效誘發復合動作電位，該神經纖維之平均誘發復合動作電位係指該神經纖維的質心之等效平均誘發復合動作電位。
14. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發復合動作電位之量測方法，其中，步驟(1)復包括令該複數個電極之其中一者發出電壓訊號，並令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，以根據電位衰減因數、該電壓訊號及感測訊號，計算各該電極相對的之分佈角度。
15. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發復合動作電位之量測方法，其中，步驟(1)復包括令該複數個電極之其中一者發出電壓訊號，令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，並測量該複數個電極之間的電阻，以根據該電壓訊號、感測訊號及電阻，計算各該電極相對的之分佈角度。
16. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發復合動作電位之量測方法，其中，步驟(2)復包括根據各該電極相對的之分佈角度，利用三角測量技術計算該神經纖維至各該電極之距離。

17. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發複合動作電位之量測方法，其中，該複數個電極為球狀電極，該電位衰減因數係為距離之反比。
18. 如申請專利範圍第 12 項所述之標準化誘發複合動作電位之量測方法，其中，該複數個電極為平板狀電極，該電位衰減因數係為對電極相對於距離之關係執行曲線擬合所取得之數值。
19. 一種標準化誘發複合動作電位之應用方法，係包括以下步驟：
 - (1) 令複數個電極的每一者分別作為訊號輸入端以依序對神經纖維進行電刺激，並利用標準化誘發複合動作電位之量測方法，取得對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位；
 - (2) 產生各該作為訊號輸入端的電極與對應於各該作為訊號輸入端的電極之神經纖維之平均誘發複合動作電位的對應曲線；
 - (3) 取得該平均誘發複合動作電位與閾電值之間的第一相關性以及該平均誘發複合動作電位與舒適電值之間的第二相關性，並取得該神經纖維對一刺激訊號之閾電值和舒適電值；以及
 - (4) 根據該第一相關性、第二相關性、及該神經纖維對該刺激訊號之閾電值和舒適電值，產生對應於各該作為訊號輸入端的電極之閾電值和舒適電值。
20. 如申請專利範圍第 19 項所述之標準化誘發複合動作

電位之應用方法，其中，該標準化誘發複合動作電位之量測方法包括以下步驟：

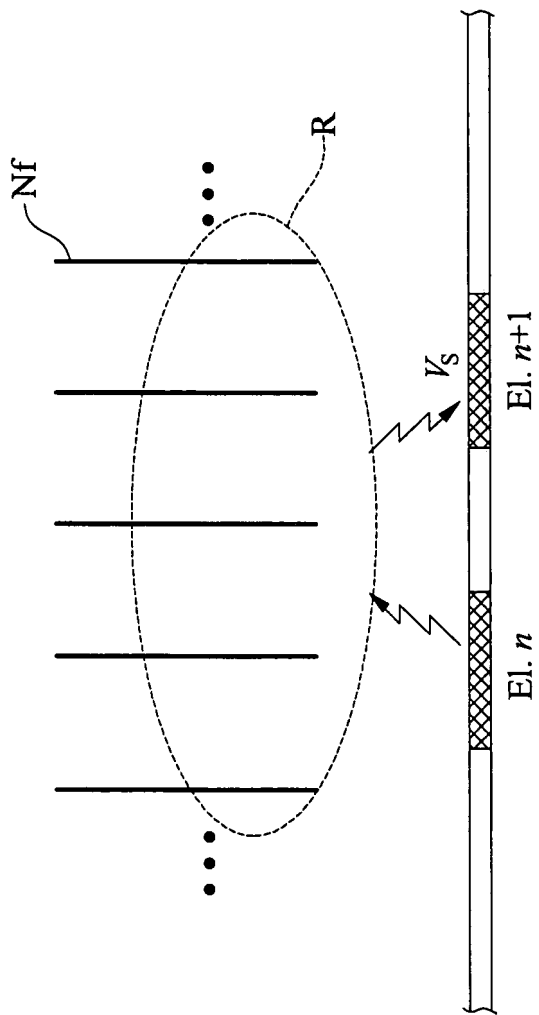
(1)令該複數個電極之任一者發出電壓訊號，並令未發出該電壓訊號之其他電極分別偵測出感測訊號，以根據電位衰減因數、該電壓訊號及感測訊號，計算各該電極相對的之分佈角度；

(2)根據各該電極相對的之分佈角度計算該神經纖維至各該電極之距離；

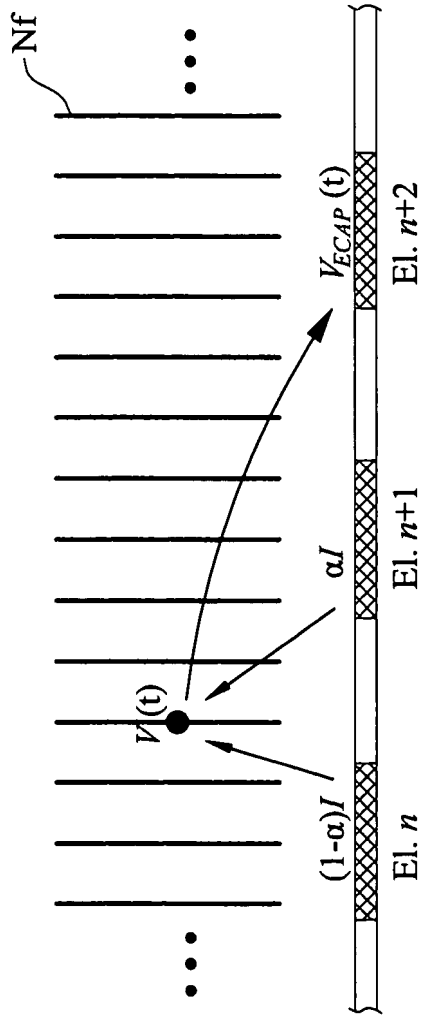
(3)令該複數個電極之其中一者作為訊號輸入端，以將一刺激訊號輸入至該神經纖維而使該神經纖維產生誘發複合動作電位，並令非作為該訊號輸入端之其他電極作為訊號接收端以分別接收到感測電位，並根據該感測電位、前述該神經纖維至各該電極之距離、及該電位衰減因數，計算出對應該複數個作為訊號接收端之電極之該神經纖維所產生之誘發複合動作電位；以及

(4)對該複數個作為訊號接收端之電極的誘發複合動作電位進行計算，以得出該神經纖維之平均誘發複合動作電位。

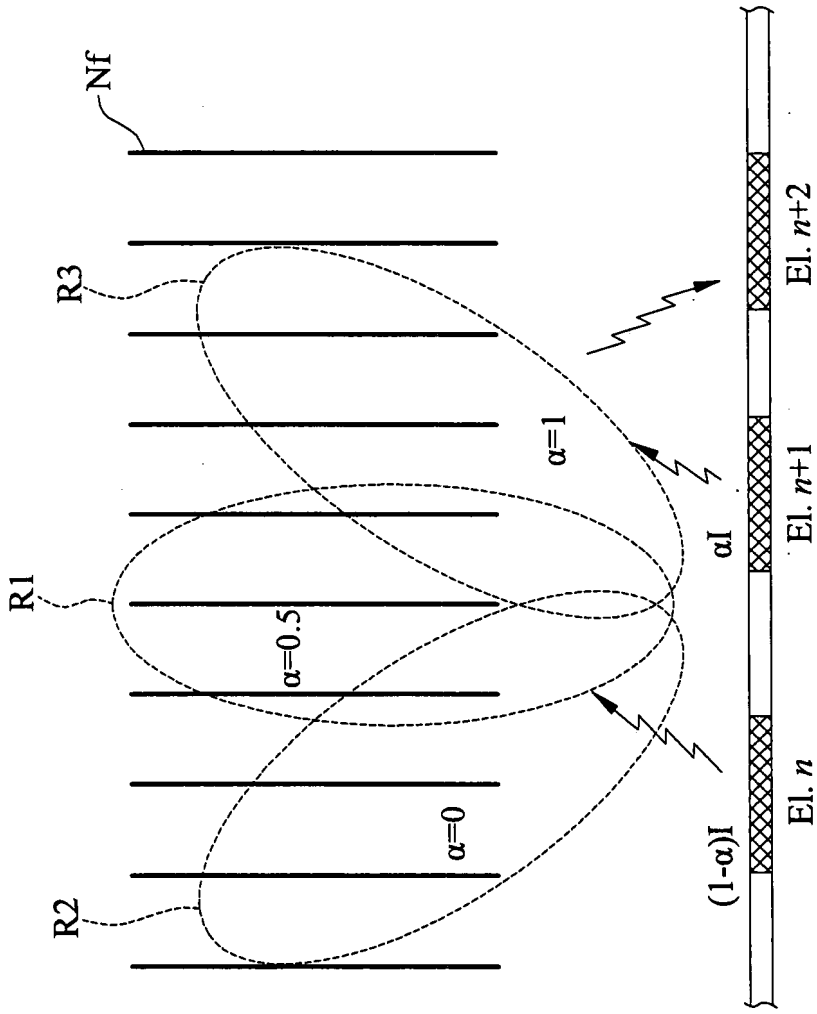
八、圖式：



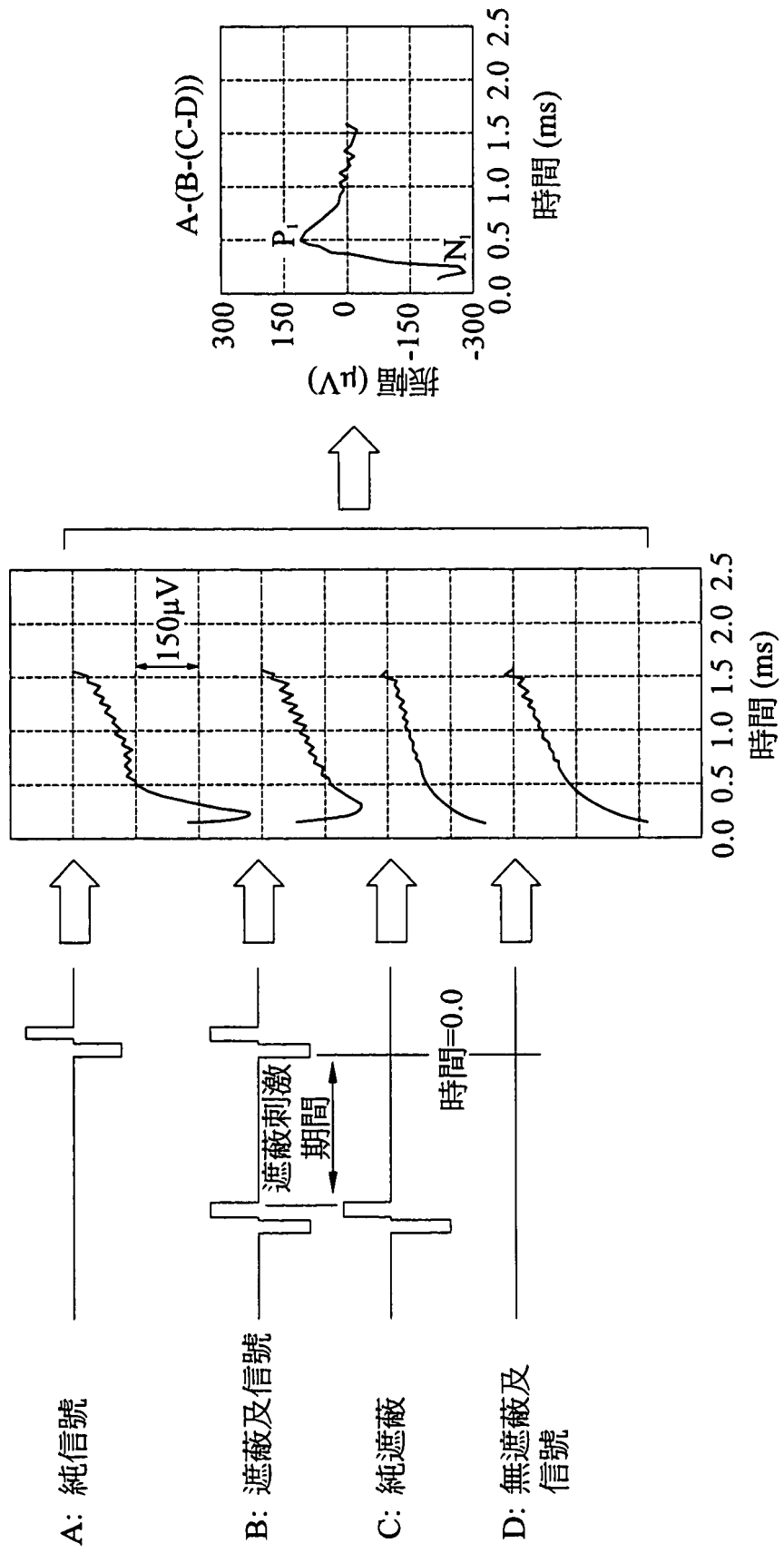
第1圖



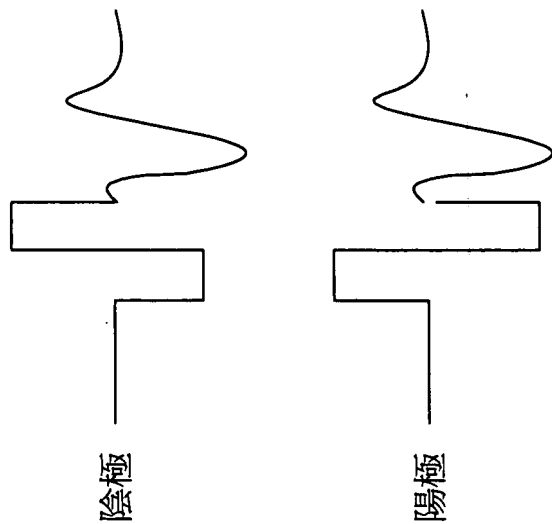
第2圖



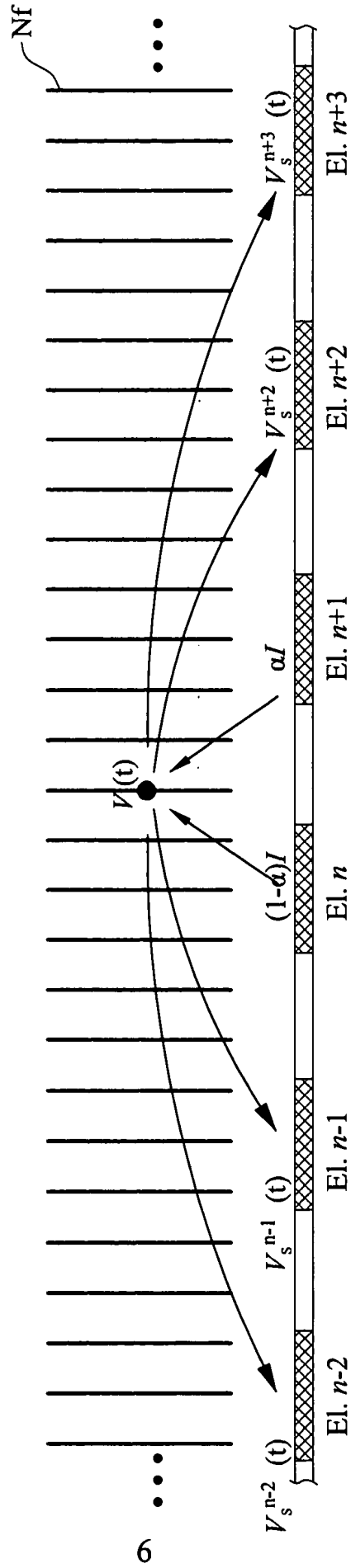
第3圖



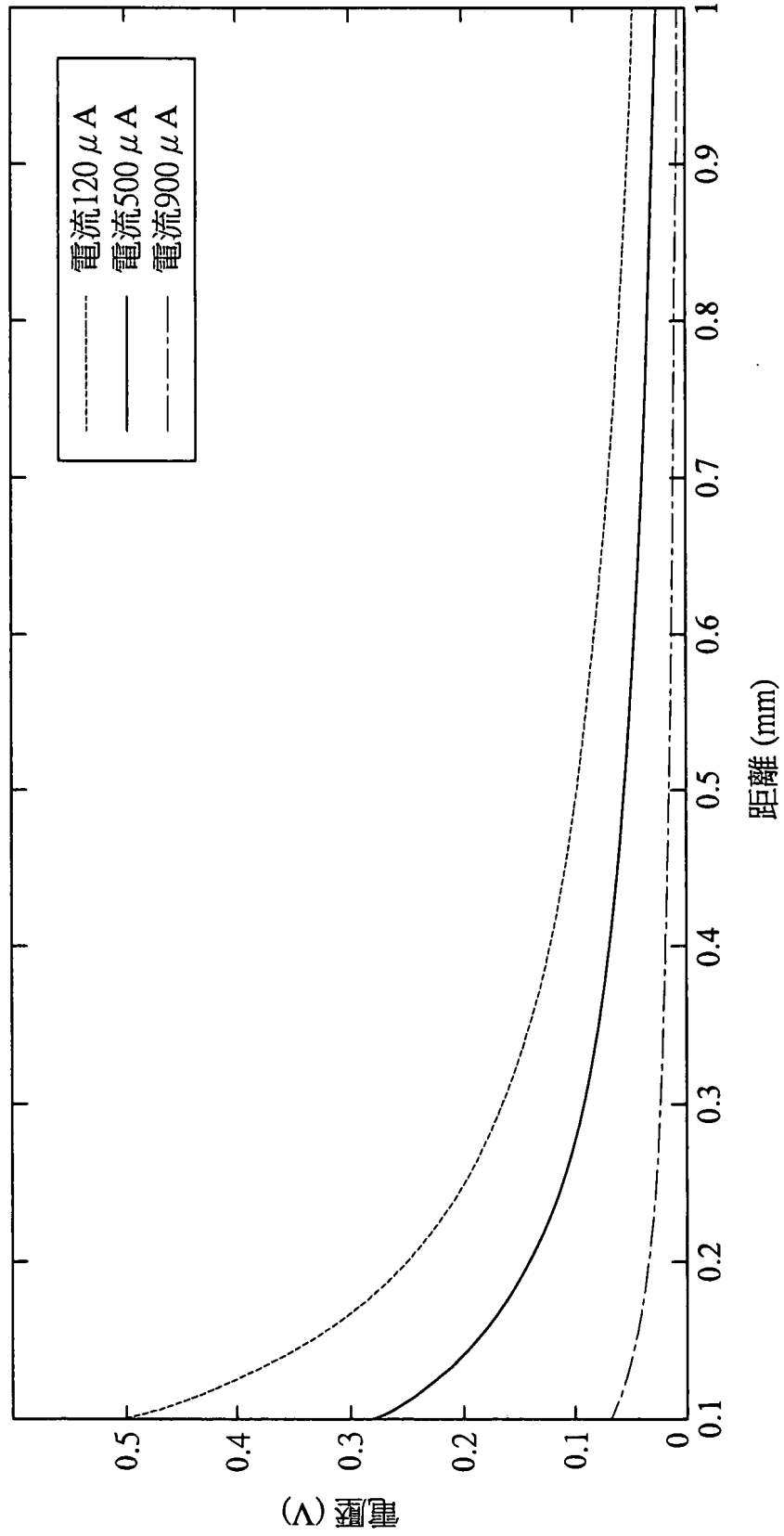
第4A圖



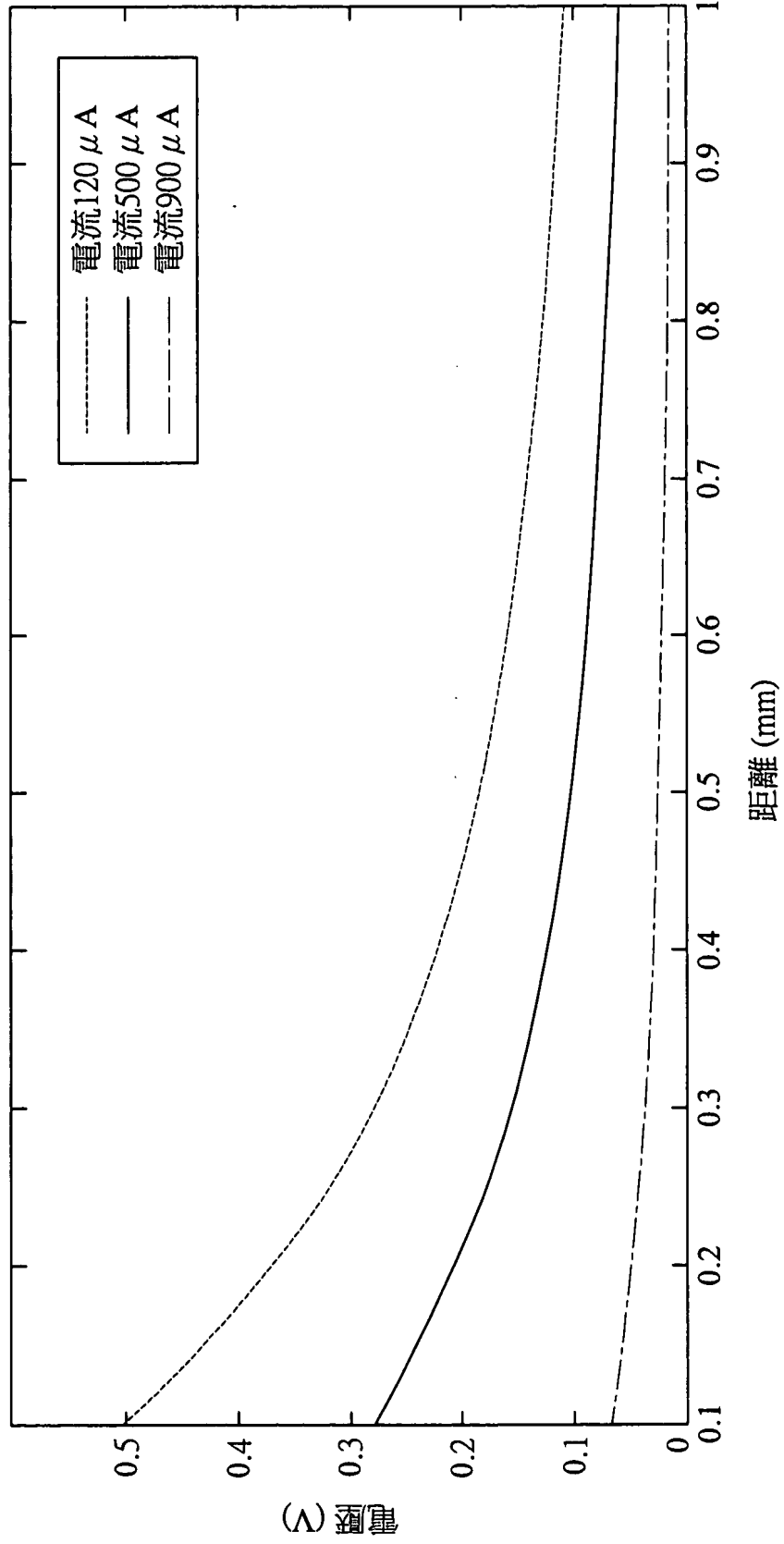
第4B圖



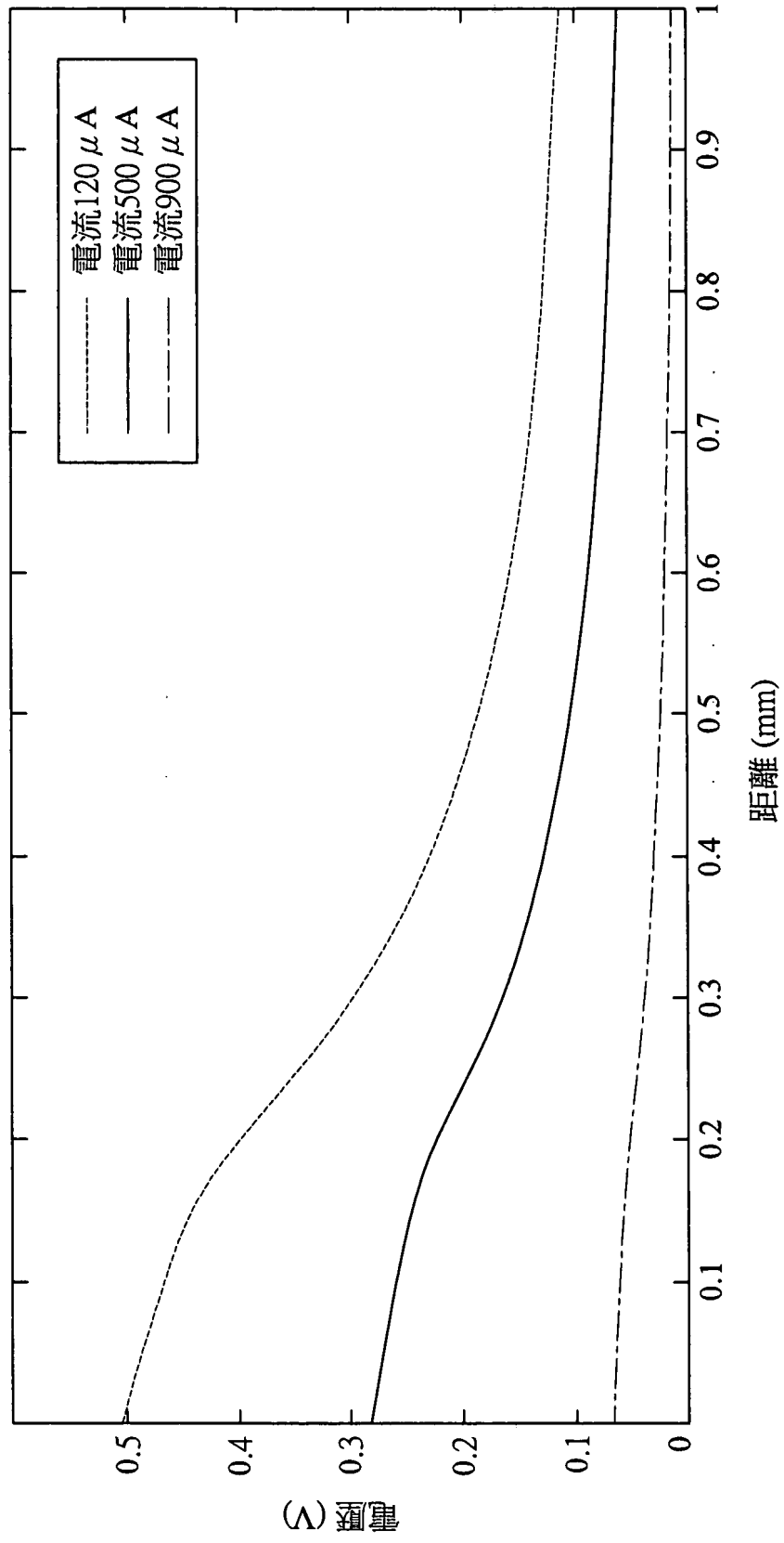
第5圖



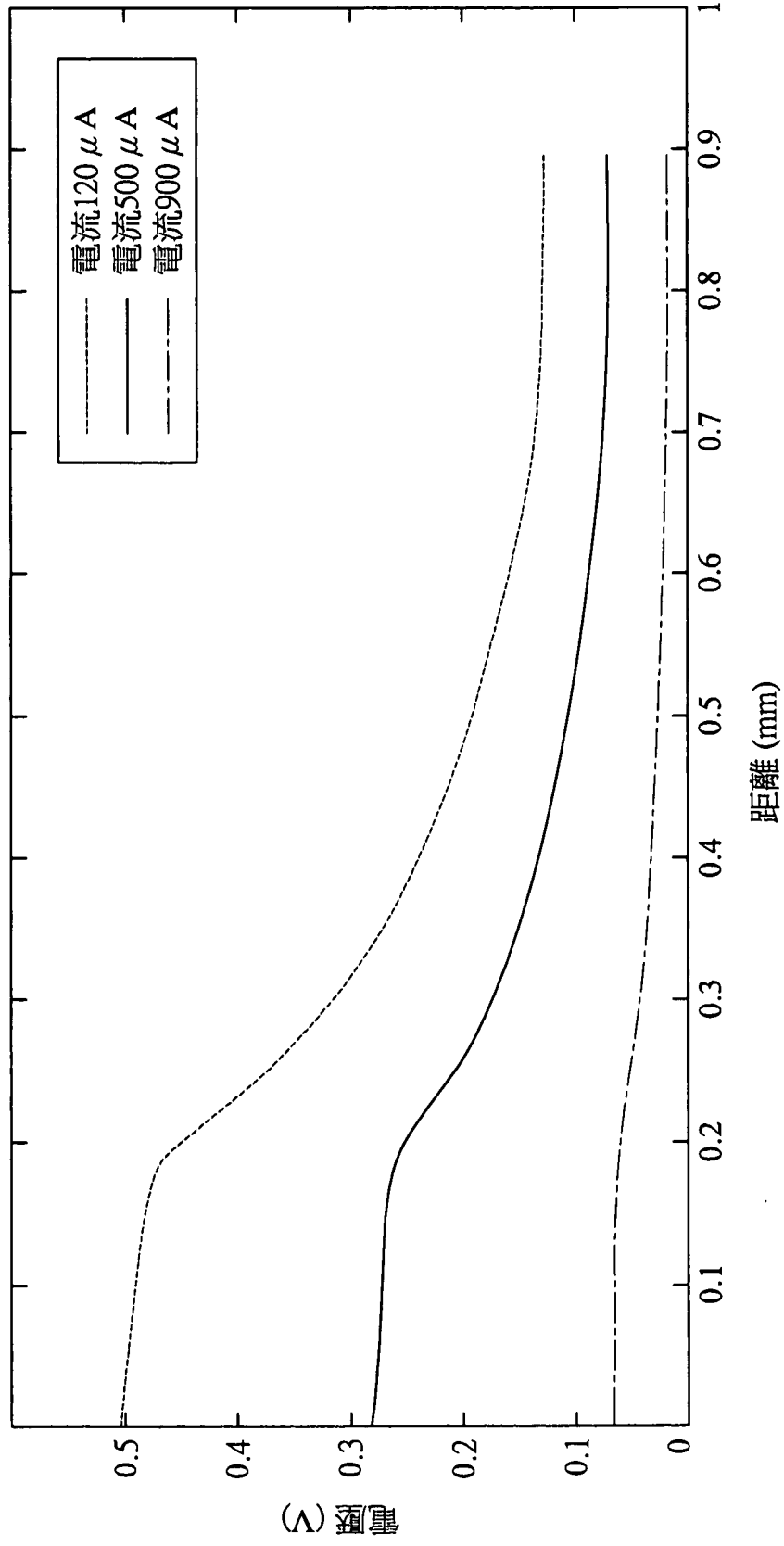
第6A圖



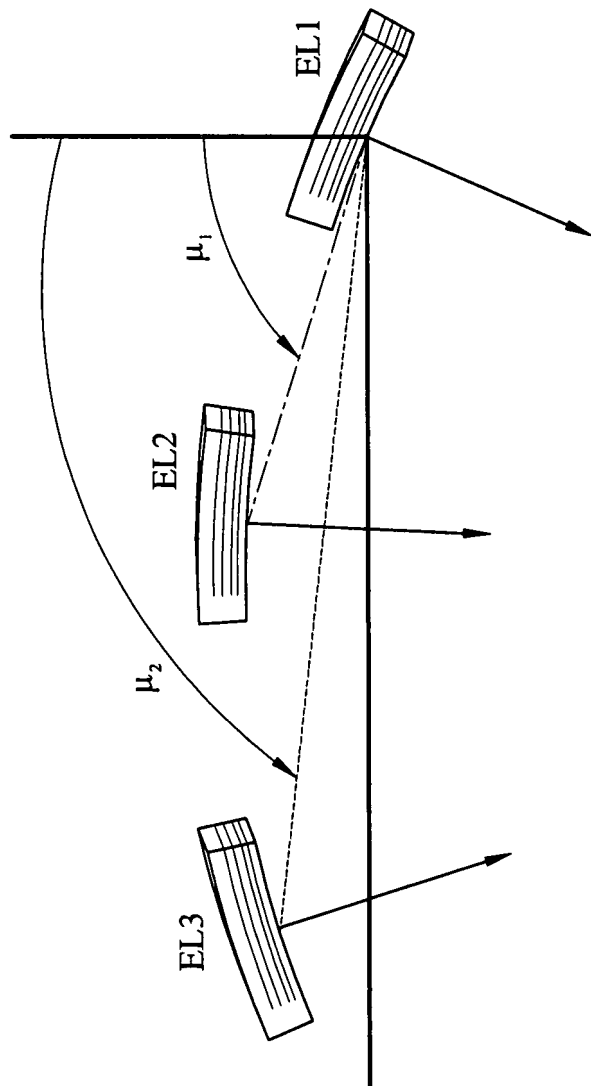
第6B圖



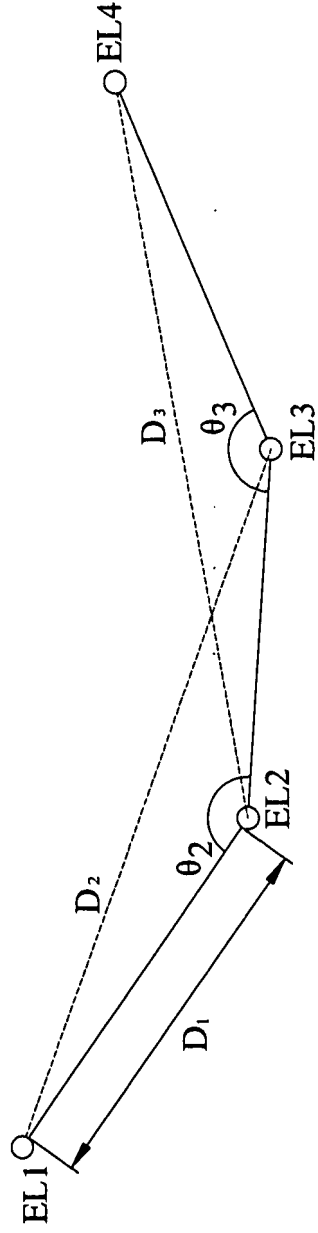
第6C圖



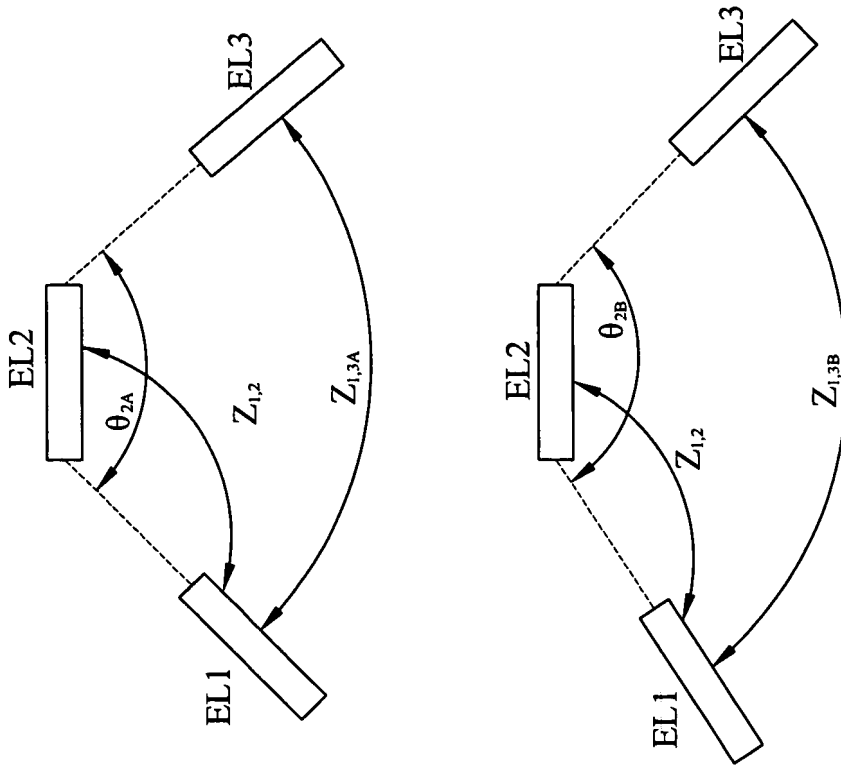
第6D圖



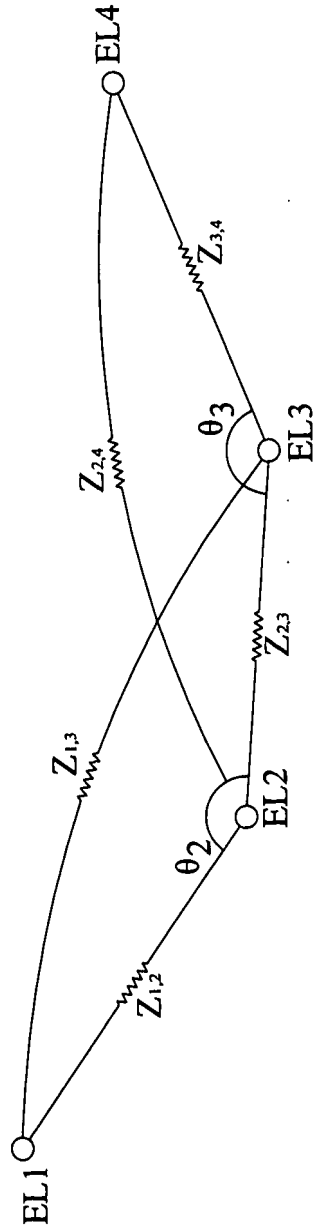
第6E圖



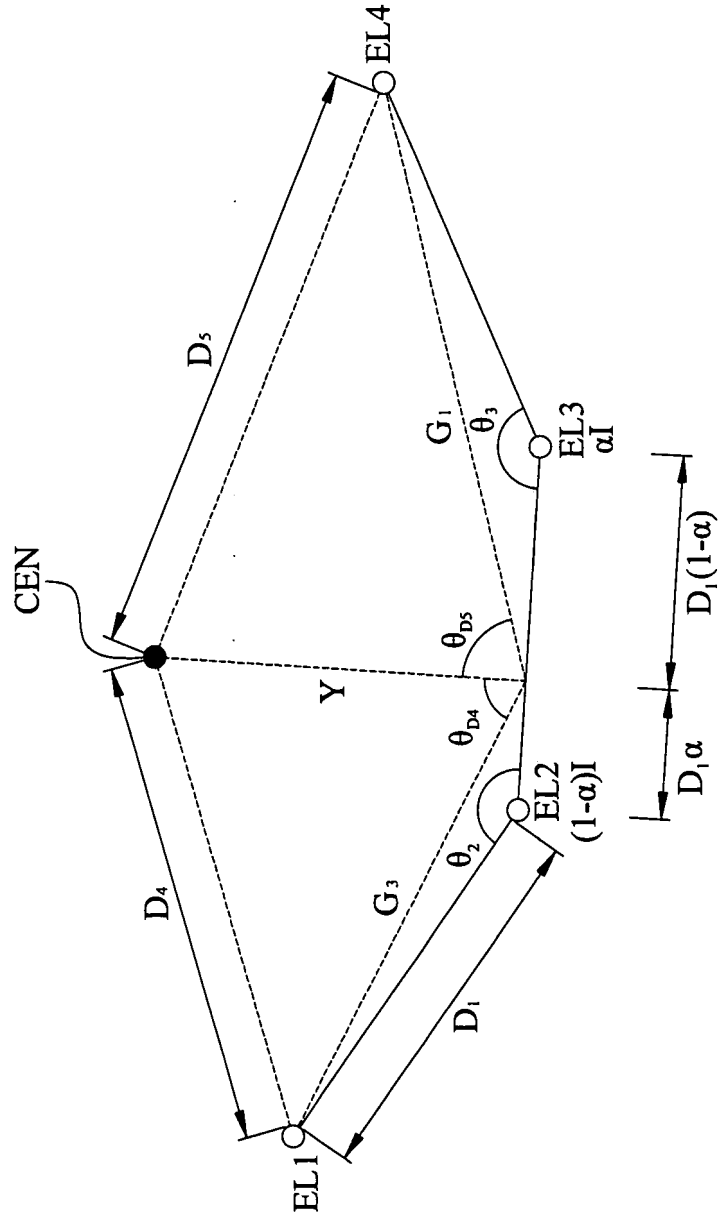
第7A圖



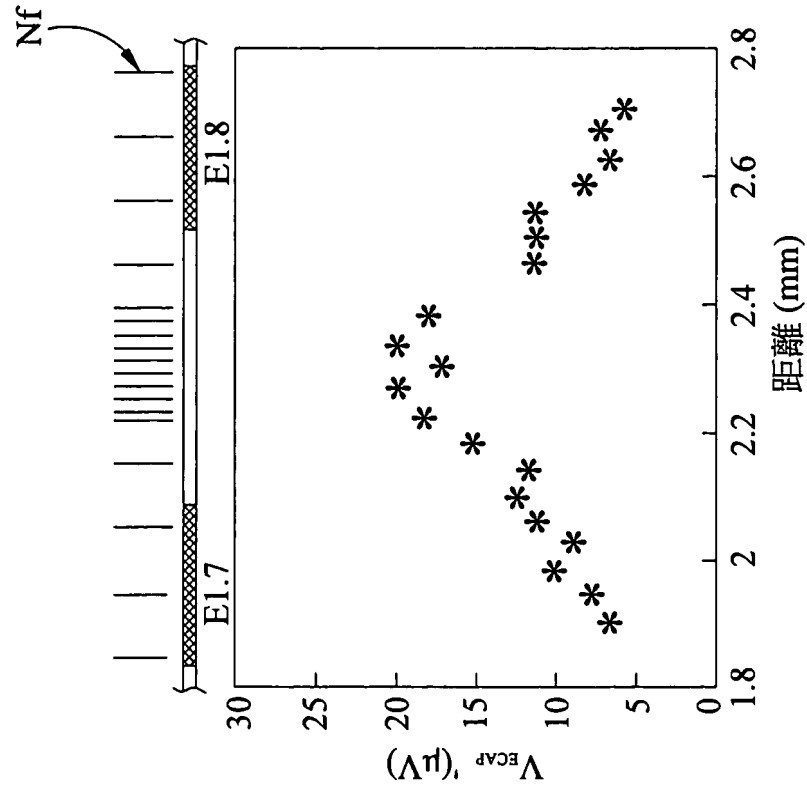
第7B圖



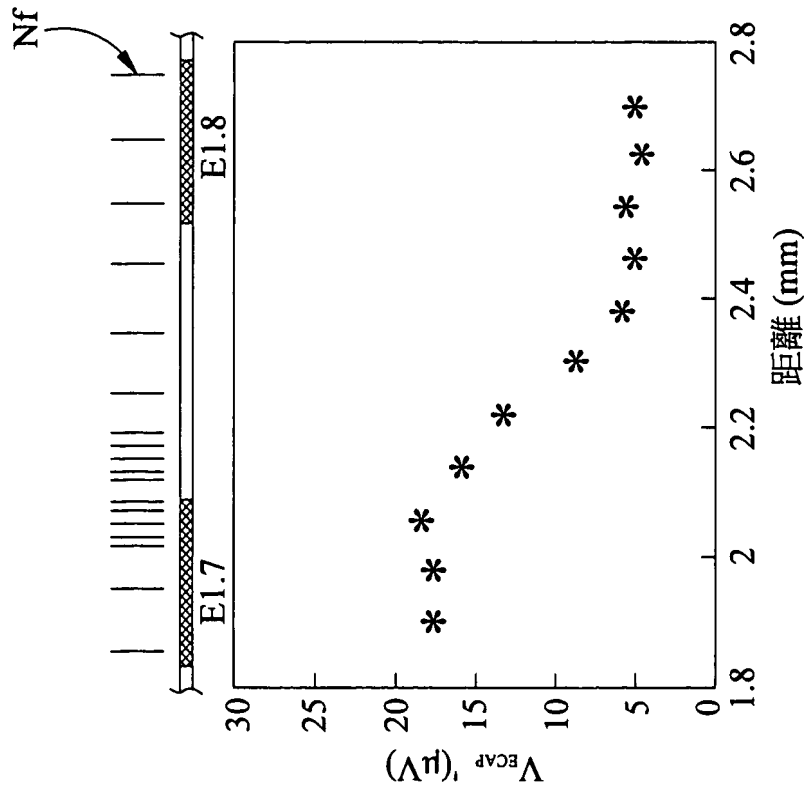
第7C圖



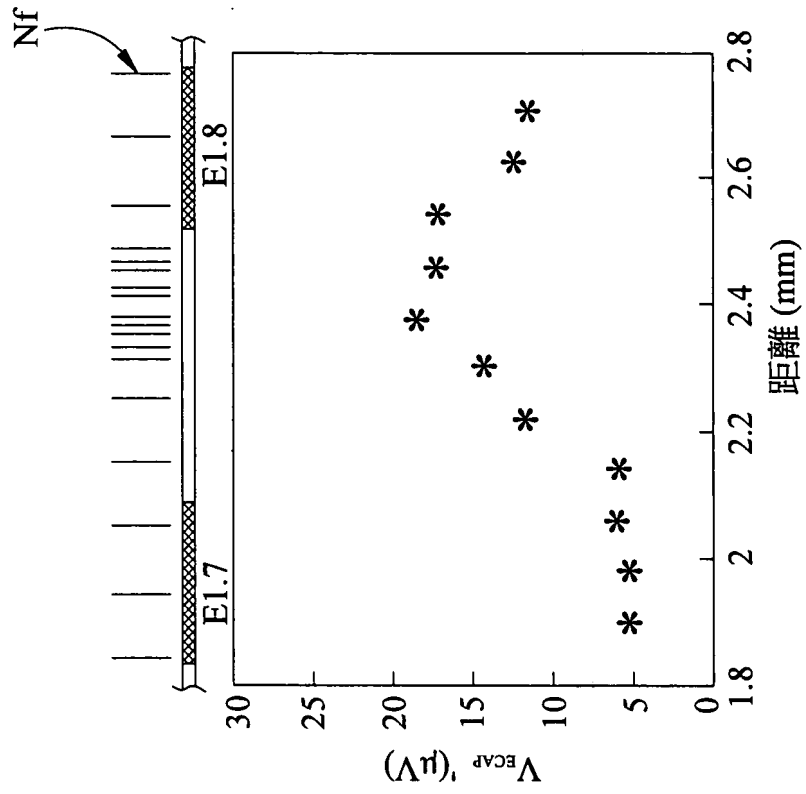
第7D圖



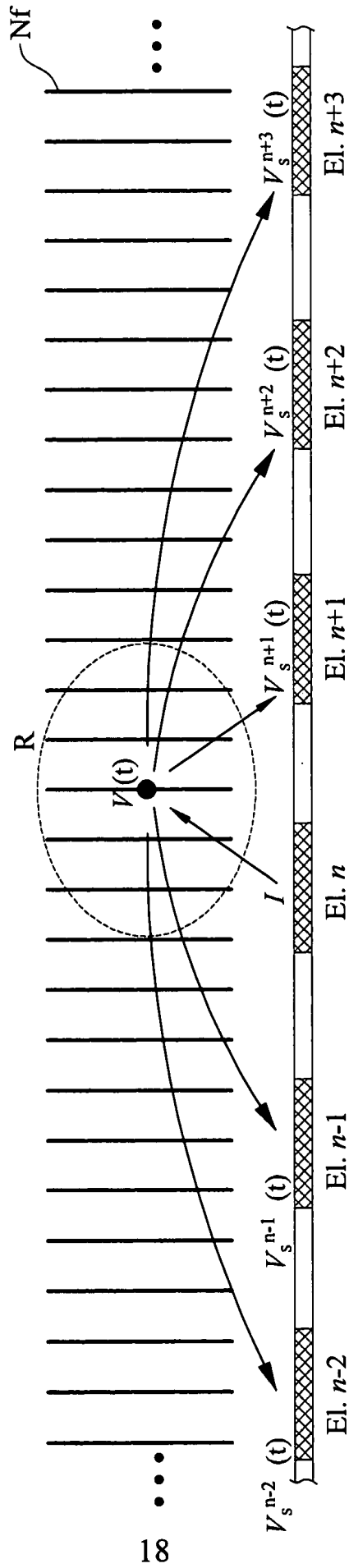
第8B圖



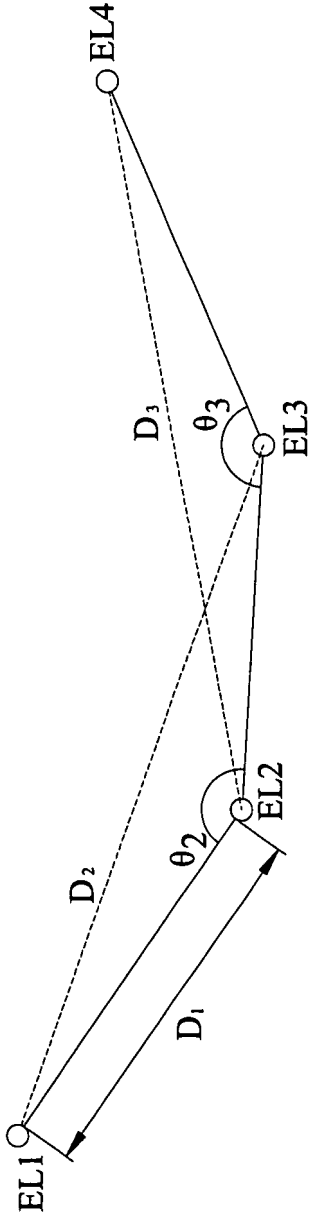
第8A圖



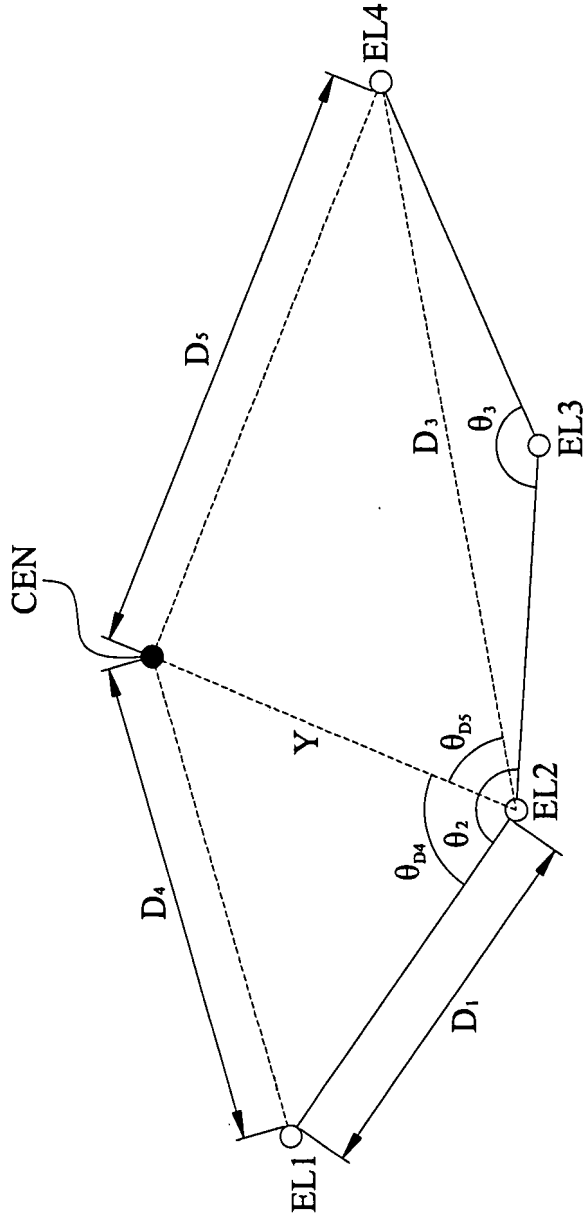
第8C圖



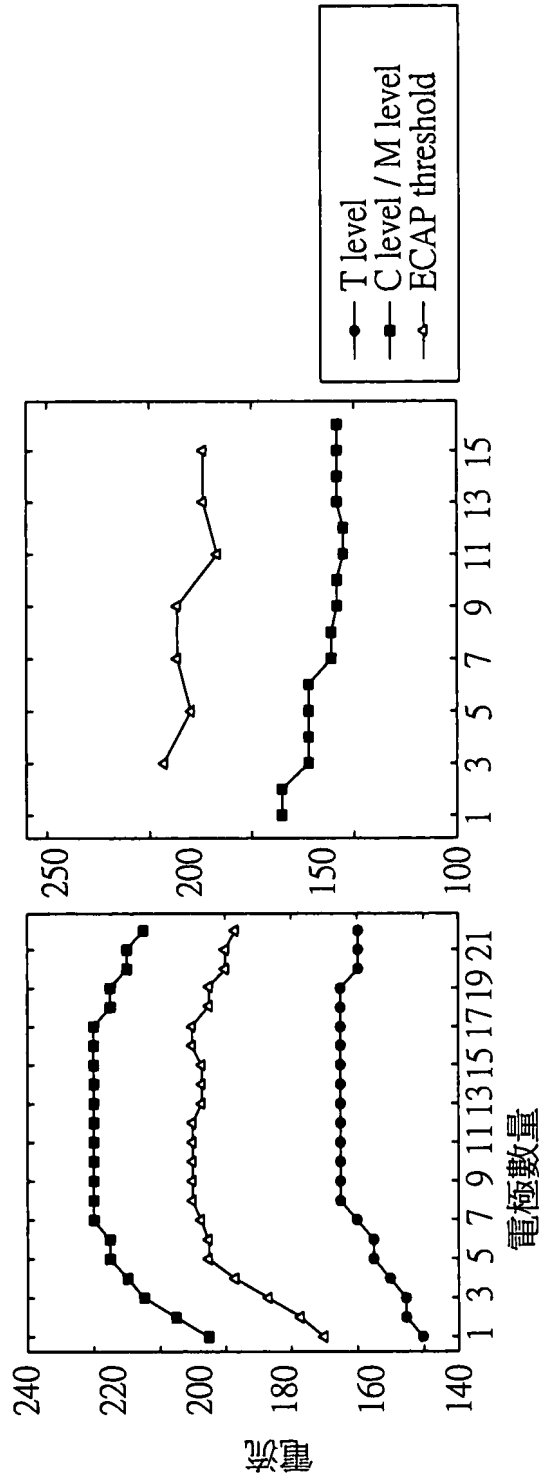
第9圖



第10A圖



第10B圖



第11圖