

發明專利說明書

PD1073465

(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：97111262

(2011年9月15日修正)

※ 申請日期：97.3.28

※IPC 分類：A61F 1/04(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

電刺激控制裝置

APPARATUS FOR CONTROLLING ELECTRICAL STIMULATION

二、申請人：(共 1 人)

姓名或名稱：(中文/英文)

國立交通大學

NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY

代表人：(中文/英文)

吳重雨/WU, CHUNG-YU

住居所或營業所地址：(中文/英文)

新竹市大學路 1001 號

1001 TA-HSUEH RD., HSINCHU, TAIWAN R.O.C.

國 籍：(中文/英文)

中華民國/R.O.C

三、發明人：(共 2 人)

姓 名：(中文/英文)

1. 蔡德明/CHARLES TAK MING CHOI

2. 徐建華/HSU CHIEN HUA

國 籍：(中文/英文)

1. 美國/United States of America

2. 中華民國/Taiwan, Republic of China

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家（地區）申請專利：

【格式請依：受理國家（地區）、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

本案未在國外申請專利

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

五、中文發明摘要：

本發明提出一種使用多個獨立電源電極來控制電刺激系統以增進刺激區域解析度的新裝置及方法。該裝置中對應電極組包含至少三個電極，且其中有二個相鄰電極具有相同極性電源，用以控制整合刺激訊號的位置，而其他電極則是相反極性電源，用以平衡總電源量及縮減刺激區域。該方法至少包含下列步驟：接收一目標刺激位置及大小及產生至少一個控制參數來調整該對應電極的輸入電源值以得到符合該目標刺激位置及大小的整合刺激訊號。

六、英文發明摘要：

This invention proposes a new system and a new method for controlling an electrical stimulation system to increase the resolution of the stimulation region with multiple independent power source electrodes. In the system the corresponding electrode contacts contains at least three electrode contacts and at least two of which are with the same power polarity to control the location of the combined stimulation signal and the others are with inverse power polarity to balance the total power polarity and narrow the stimulation region. The method employing the said system comprises steps: receiving a target stimulation location and level, generating at least one parameter to adjust the input power of corresponding electrode contacts to get a integrated stimulation signal matching the said target stimulation location and level.

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第 7 圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

10	電極組
20	獨立電源
30	接地
40	虛擬頻道
E1、E2、E3、E4	電極

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種電刺激控制裝置及方法，更特別地係關於一種利用複數電極來集中虛擬頻道刺激區域之電刺激控制裝置及其控制方法。

【先前技術】

由於目前應用於刺激神經纖維的電極無法作到和個別神經纖維一樣小。先前的技術是在刺激電極附近區域的神經，而且在電極間有些神經是無法被刺激到。因為電極數決定了頻道的數目，所以除了低解析度外，也有可能無法刺激到部分神經。

刺激神經纖維來重建正常訊息傳輸路徑的電極，因其物理維數(physical dimension)關係故通常無法覆蓋及清楚的區別所有神經纖維，此外，其亦降低訊息的解析度及真實性。例如，雖然植入 16~22 個電極至使用者之人工電子耳(Cochlear Implant user, CI user)中，但因植入電子耳的周圍存有約 30,000 條聽覺神經纖維，而該等有限電極僅能刺激特定的聽覺神經纖維，故降低了聽覺品質。目前而言，因語言有較低解析度及頻寬的特性，故人工電子耳較能夠用於解析語言，但對於如中文、廣東話等語調式語言(Tonal Language)還是無法讓使用者清楚辨別與明瞭。同樣的，對於音樂及吵雜的環境就更無法聆聽了。

一般電極刺激是在至少一個實體電極上輸入電流或電壓，以在該電極處產生電刺激訊號，刺激該電極附近的神

經纖維。近來有所謂的虛擬電極 (Virtual Electrode) 或虛擬頻道 (Virtual channel) 的技術，其提出在不增加植入硬體的前提下可用來提升聽覺解析度。該虛擬電極或虛擬頻道的產生主要是藉由至少二個電極刺激電流的比例調控，來產生介於兩電極間之刺激訊號，亦即，使用電流控制來調整兩相鄰電極的電流位準，適當地操縱電流交互作用以在兩電極間產生中間頻道(刺激)，惟因該等兩電極之間並無實體電極，故於該等兩電極之間所產生的刺激訊號又稱為虛擬電極或者虛擬頻道。如此，便可產生多於實體電極的電刺激訊號，以刺激更多介於電極間的神經纖維，因而提升刺激訊號的解析度及人工電子耳使用者的感覺品質。其中該等電極之電源調控通常可分為電流調控或電壓調控等方式。

目前虛擬頻道的技術主要是以調控兩電極的電源比例來達成，諸如 2004 年 7 月 15 日所公開之美國專利案第 US20040136556 號之方法中，其揭露藉由調控複數個具有相同極性之電極與一個用來平衡總極性的參考電極或接地電極(其具有與前述電極極性相反)之間的電流比例來啓動該等具有相同極性電極之一的方法(此類型稱為單極性刺激 (Monopolar stimulation))。然而，由於單極性刺激所產生的電刺激訊號其頻寬過於廣泛，導致所欲刺激的虛擬頻道不夠集中，因而能夠分辨的虛擬頻道數目不多，使得聽覺在頻率上的解析度提升有限。

另外 Shigeki 等人於 1999 年 4 月份在 IEEE Transactions

on Biomedical Engineering 期刊中所發表之論文“Proposal of a New Method for Narrowing and Moving the Stimulated Region of Cochlear Implants: Animal Experiment and Numerical Analysis”。該 Shigeki 等人係提出一種使用三個相鄰電極(其中兩側電極之電流總和與中間電極之電流值相等)所產生之虛擬電極以窄化刺激訊號區並可藉由調整兩側電極之參數值以移動刺激點的方法。惟此方法雖可藉由調整兩側電極之參數來窄化刺激訊號(頻寬)，但由於此類型之電刺激裝置僅能刺激中央電極附近的神經纖維，亦即其所產生之有效刺激範圍只在中央電極附近，並無法於電極間充分調控虛擬頻道的位置，故造成許多位於兩電極間的神經纖維都無法接收到虛擬電極刺激的缺失，因此其仍無法有效提升刺激訊號的解析度。

再者，雖然習知技術 US20040136556 中隱含有結合多個電極以產生虛擬頻道的想法，但由於其並未提出任何具體實施方式，況且藉由多個電極來調控虛擬頻道之方式會比藉由二個電極之技術複雜許多。此外，無論習知技術 US20040136556 使用多少個電極來產生虛擬頻道，其均需額外利用一個外部參考電極(或者接地電極)來平衡電極組的總極性，故容易造成電極使用率的降低與成本上的浪費。

因此，為改善上述習知技術的缺失並讓使用者能有更好的刺激訊號解析度，使得人工電極刺激裝置能更接近使用者原有的器官功能，本發明在此提出一種電刺激控制裝置及其控制方法，特別是一種藉由簡易調控多個電極電源

來改進電極刺激的聚焦度之電刺激控制裝置及其控制方法，藉以集中虛擬頻道之頻寬進而能提升神經刺激的辨識度。

本發明之目的係提供一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其中至少包含電極陣列與電極控制器，藉由調控該電極陣列中二個彼此相鄰並具有相同電源極性之電極電源以及具有與該等具有相同電源極性之電極相反的電極電源，以實現更為聚焦的虛擬頻道。

本發明之另一目的係提供一種使用複數個電極刺激神經纖維之電刺激控制方法，藉由控制電極電源中之調整參數來控制虛擬頻道的位置。

本發明之再一目的係提供一種使用複數個電極刺激神經纖維之電刺激控制方法，用以調整電極陣列中欲驅動的對應電極組之輸入電源設定，並得到符合或近似目標刺激位置和大小之整合刺激訊號。

本發明之另一目的係提供一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其至少包含電極陣列與電極控制器，該電極陣列之對應電極組中含有複數個可被獨立電源控制的電極，且該等電極中至少一個電極具有與其它電極中至少一個電極相反極性，藉由調控該電極陣列中複數個電極的電源與極性，以在電極組間產生更為聚焦的虛擬頻道。

本發明之再一目的係提供一種可應用於人工電子耳、人工視網膜、脊髓神經刺激或深層腦電刺激之神經纖維電刺激控制裝置與方法。

【發明內容】

本發明之應用不侷限於下列敘述、圖式或所舉例說明之組件構造和配置等細節所作之說明。本發明更具有其他的實施例，且可以各種不同的方式予以實施或進行。而且，在本發明中所使用之措辭和術語均爲了說明本發明爲目的，而不應視爲本發明之限制。

參照第 1 圖，其爲本發明之刺激神經纖維的電刺激控制裝置之方塊圖。該裝置除了一般電刺激裝置應具備之基本構成(諸如：輸入模組 140、刺激處理器 130 及以有線或無線方式之訊號/指令傳輸連結等)外，另包含：電極陣列 90，具有複數個可各自被獨立電源 20 所控制之電極(在此圖中爲 E1~E4)；及電極控制器 11，用來接收輸入控制訊號並驅動對應電極組(由複數個電極組成)，以於電極間產生整合刺激訊號(亦即，虛擬頻道)。該對應電極組包括至少三個電極，其中二個相鄰電極具有相同電源極性並可用以控制整合刺激訊號的位置，而其他電極則具有相反於該等具有相同電源極性之極性，用以平衡總電源極性並集中刺激區域範圍。因上述對應電極組中存有至少一個可平衡總電源極性之電極(其極性與具有相同電源極性之該等電極相反)，故可抵消該等相同電源極性之刺激，進而縮減所產生之虛擬頻道寬度，實現更爲集中的虛擬頻道。

此外，上述該對應電極組亦可由四個或四個以上之複數電極來組成，該等電極中至少一個電極具有與其它電極中至少一個電極相反極性，藉由該等電極之極性與電源控

制，可實現比利用二個或三個電極還要集中的虛擬頻道。

由於本發明之電刺激控制裝置可利用複數個電極(其中至少有一對電極之電源極性是相反的)中至少一個電極電源來平衡對應電極組之總電源極性，其不需再外接接地電極來平衡電極組之總電源極性，故本發明所產生的電極刺激可實現雙極性刺激(Bipolar stimulation)，與所謂三極性刺激(Tripolar stimulation)、四極性刺激(Quadrupolar stimulation)或者大於四極以上之電極刺激，且能在不增加總電極數目的條件下，藉由比例調控至少二個電極刺激電流的大小，來產生虛擬頻道，增加刺激的解析度。

再參照第 2 圖，其為本發明使用複數電刺激神經纖維之電刺激控制方法之流程圖。該電刺激控制方法至少包含下列步驟：接收目標刺激位置和大小(步驟 S1)；以及產生至少一個參數，用以調整對應電極組之輸入電源設定(步驟 S2)，並得到符合或近似該目標刺激位置和大小之整合刺激訊號(步驟 S3)，其中該對應電極組至少包含三個電極，其包含：二個彼此相鄰且具有相同電源極性的電極，其係用來控制該整合刺激訊號的位置；及其它電極，其極性相反於該等具有相同電源極性之電極，用以平衡總電源極性並集中刺激區域範圍。

本發明另提供一種使用複數電極刺激神經纖維之電刺激控制方法，其至少包含下列步驟：接收目標刺激位置和大小；以及產生至少一個參數，用以調整對應電極組之輸入電源設定，並得到符合或近似該目標刺激位置和大小之

整合刺激訊號，其中該對應電極組包含複數個可用來控制整合刺激訊號位置的電極，且該等電極中至少一個電極具有與其它電極中至少一個電極相反極性，藉由該等電極之極性與電源控制，可用以平衡總電源極性並集中刺激區域範圍。

在實施例中更提出一種將複數個控制變數簡化為單一控制變數進而可簡化臨床實驗中的複雜性的方式，諸如，利用兩電極間的電流控制和簡化步驟，使得實作上更為容易與節省時間。

藉由提升刺激的頻率解析度除了可讓人工電子耳使用者較佳的聽覺品質外，本發明也可應用到其他關於神經電刺激生物醫學裝置的領域，例如人工視網膜（retina prosthesis）、脊髓神經刺激（spinal cord stimulation）與深層腦電刺激（deep brain stimulation）。

為使本發明之上述和其他目的、特徵及優點能更明顯易懂，下文特舉較佳實施例，並配合所附圖式，作詳細說明如下。

【實施方式】

本發明係利用模型模擬 (Modeling) 的方式來建立人類耳蝸中聽覺神經的電刺激訊號。參照第 3~4 圖，其為說明人類耳蝸模型之平面、二維及三維剖面示意圖，其中第 3 圖為人類耳蝸之剖面模型平面示意圖及第 4 圖為半圈人類耳蝸模型之示意圖。該耳蝸模型係由前庭階 (Scala Vestibuli)50、賴斯納氏膜 (Reissner's Membrane)60、中間階

(Scala Media)70、基底膜(Basilar Membrane)80、鼓階(Scala Tympani)100、螺旋神經節(Spiral Ganglion)110及內側軸索(Medial Axonal Process)120所構成，其中電極陣列90(例如，第5圖中大小為 6×1 的電極陣列)係設置於該鼓階100中。

本發明係利用有限元素法(finite-element method)來計算聽神經上的電位分佈，用以計算可判定耳蝸神經反應的刺激函數(activating function)，並藉由該刺激函數來獲得電刺激激發模式之聽覺印象(impression)，且因為該刺激函數的峰值處為神經最易受刺激的位置，故其可視為虛擬頻道的位置。

接著參照第6圖，其為本發明應用於三個電極之第一實施例的示意圖。在此實施例中，將電極陣列之電極組10設定為包含三個電極(E1~E3)，若整合刺激訊號(虛擬頻道)40位於具有相同極性(如第6圖中左邊與中間獨立電源20之箭頭方向)之最前面二個彼此相鄰電極(亦即E1、E2)之間，且將該等兩電極之電源20大小設定為 $-(1-\alpha)P$ 和 $-\alpha P$ ，並將第三個電極(此電源極性與該等具有相同極性之電極相反)之電源20設為 P ，其中 P 為總電源且可為電壓(V)或電流(I)，或者將該等兩電極之電源20大小設定為 $(1-\alpha)P$ 和 $(\alpha)P$ 且將第三個電極之電源20設為 $-P$ ，其中 α 為可設定在 $0 \sim 1$ 之間任何值之調整參數，則藉由調整參數 α 值的大小可調整具有相同極性之該等兩電極的電源比例大小，進而控制虛擬頻道40的刺激位置，且設定不同的 α 值可使得

虛擬頻道 40 之刺激位置在左方兩電極間移動。

在本實施例中，因為左方兩電極之總極性 P (或 $-P$) 與右方電極之總極性 $-P$ (或 P) 大小相同且極性相反，故因而可平衡該電極組 10 之總極性。同理，若將右方兩相鄰電極 (亦即 E_2 、 E_3) 設為同極性，而將最左方之電源極性設為與該等右方電源極性相反 (沒有圖示)，則將可使虛擬頻道 40 於右側兩電極間產生，並亦可藉由調整調整參數 α 值的大小來設定虛擬頻道 40 之刺激位置。由於電極實際植入位置因人而異，故需要被虛擬頻道 40 刺激的位置及大小亦會不同，因此藉由該調整參數 α 的調控可將虛擬頻道 40 微調至最佳的刺激位置。

此外，由於本發明可藉由設定至少一個電極 (其電源極性相反於具有相同極性之電極) 來平衡電極組 10 之總極性，故不需額外之外部電極來作為平衡總極性之接地電極。再者，由於電極組 10 中極性相反的電極所產生之刺激訊號會互相抵消掉，故可縮減所產生之虛擬頻道 40 的寬度，因而能更集中的虛擬頻道 40。

參照第 7 圖，其為本發明應用於四個電極之第二實施例的示意圖。在此實施例中，將電極陣列之電極組 10 設定為包含四個電極 ($E_1 \sim E_4$)，並將中間兩相鄰電極 (亦即 E_1 、 E_2) 設為具有相同極性且其總極性為 P (或 $-P$)，而外側兩電極 (亦即 E_3 、 E_4) 設為與該等中間兩電源極性相反的極性且其總極性為 $-P$ (或 P)，其中 P 代表可以電壓 (V) 或電流 (I) 表示之總電源，用以平衡電極組 10 的總極性。此外，可藉由調整

該等中間兩電極之電源大小來控制虛擬頻道 40 的刺激位置，其中該電極組 10 中之電極電源 20 由左至右可依序設定為 $E1=(B)P$ 、 $E2=-(1-A)P$ 、 $E3=(-A)P$ 、 $E4=(1-B)P$ 或者可設定為 $E1=(-B)P$ 、 $E2=(1-A)P$ 、 $E3=(A)P$ 、 $E4=(-(1-B))P$ ，其中 A 與 B 為大小介於 0~1 之間的調整參數。如同上述第一實施例中之調整方式，藉由設定不同的 A、B 值可使虛擬頻道 40 之刺激位置在兩電極間移動。

在第二實施例中，由於電極組 10 中的四個電極電源共使用兩參數 (A 與 B)，故在調整電極電源時變得較為複雜且不易控制。因此本發明提出數種可將其簡化為單一參數的控制方式 (如以下五種類型)，以縮短控制時間，同時又可產生不同的虛擬頻道特徵。此外，由於電極植入之刺激反應因人而異，故可依使用者之需求來選擇較佳的控制方式，以產生符合使用者所需之虛擬頻道特徵。此外，下列各類型中參數 α 為介於 0~1 之調整參數且 P 代表總電源：

- i. 類型 1：將 A 及 B 均設為 α ，因此各個電極之獨立電源 20 可簡化為 $E1=(\alpha)P$ 、 $E2=-(1-\alpha)P$ 、 $E3=(-\alpha)P$ 、 $E4=(1-\alpha)P$ ，或者 $E1=(-\alpha)P$ 、 $E2=(1-\alpha)P$ 、 $E3=(\alpha)P$ 、 $E4=(-(1-\alpha))P$ ；
- ii. 類型 2：將 A 設為 α ，B 設為 $(1-\alpha)$ ，因此各個電極之獨立電源 20 可簡化為 $E1=(1-\alpha)P$ 、 $E2=-(1-\alpha)P$ 、 $E3=(-\alpha)P$ 、 $E4=(\alpha)P$ ，或者 $E1=(-(1-\alpha))P$ 、 $E2=(1-\alpha)P$ 、 $E3=(\alpha)P$ 、 $E4=(-\alpha)P$ ；
- iii. 類型 3：將 A 設為 α ，B 設為 0.5，因此各個電極之

獨立電源 20 可簡化為 $E1=(0.5)P$ 、 $E2=- (1-\alpha)P$ 、 $E3=(-\alpha)P$ 、 $E4=(0.5)P$ ，或者 $E1=- (0.5)P$ 、 $E2=(1-\alpha)P$ 、 $E3=(\alpha)P$ 、 $E4=- (0.5)P$ ；

iv. 類型 4：將 A 設為 0.5，B 設為 α ，因此各個電極之獨立電源 20 可簡化為 $E1=(\alpha)P$ 、 $E2=(-0.5)P$ 、 $E3=(-0.5)P$ 、 $E4=(1-\alpha)P$ ，或者 $E1=- (\alpha)P$ 、 $E2=(0.5)P$ 、 $E3=(0.5)P$ 、 $E4=- (1-\alpha)P$ ；

v. 類型 5：將 A 設為表格 T_i 中所對應的已知參數值 a ，B 設為 α ，因此電極電源 20 可簡化為 $E1=(\alpha)P$ 、 $E2=- (1-a)P$ 、 $E3=(-a)P$ 、 $E4=(1-\alpha)P$ 或者 $E1=- (\alpha)P$ 、 $E2=(1-a)P$ 、 $E3=(a)P$ 、 $E4=- (1-\alpha)P$ ；其中 T_i 為依使用者的特性對應第 i 個虛擬頻道所設定之表格 (Table)，此表格可藉由例如習知技術 US20040136556 或其它調整兩電極比例之先前技術所設定之參數值而建立，或者，亦可依第 i 個虛擬頻道的位置按其距離兩旁電極的長度比例而建立；此外，調整參數值 α 可微調外側兩電極 (例如本實施例之電極 $E1$ 與 $E4$) 之電源，使得該對應的虛擬頻道能更準確地產生在欲刺激的位置。


應注意的是，本發明實施例之控制方式並不侷限於此，由所屬技術領域中具有通常知識者依本發明之技術特點所推得而知之發明或創作，仍為本發明所主張之申請專利範圍。

接著說明本發明之第三實施例。在此實施例中，將電

極陣列之電極組設定為包含四個電極 (E1 ~ E4)，與前述第二實施例不同的是，第三實施例是將電極組中之四個電極直接以通式 $E1=(1-\alpha)AP$ 、 $E2=(2\alpha-1-(\alpha B))P$ 、 $E3=(1-2\alpha+(\alpha A)-A)P$ 及 $E4=(\alpha B)P$ 表示，其中 α 、A 及 B 均為介於 0~1 之間的調整參數。故由上述可知，本實施例在平衡總電源極性時，可不必如第二實施例般要將中間兩電極設為相同極性及其它兩側電源極性設為與中間極性相反來控制刺激位置。此外，本實施例雖使用三個參數來調控，但其同樣亦可簡化為單一參數來調控，例如：將 A 及 B 都設為 0.5，則最後電源設定變為 $E1=0.5(1-\alpha)P$ 、 $E2=(1.5\alpha-1)P$ 、 $E3=(0.5-1.5\alpha)P$ 、 $E4=(0.5\alpha)P$ ，此時電源設定可依不同的 α 值而對應不同的電極組。下表一為例舉當將參數 A 及 B 都設為 0.5 時，代入不同 α 值後所得到的個別電極電源設定值。

	E1	E2	E3	E4
$\alpha=0$	0.5P	-P	0.5P	0
$\alpha=0.3$	0.35P	-0.55P	0.05P	0.15P
$\alpha=0.4$	0.3P	-0.4P	-0.1P	0.2P
$\alpha=0.5$	0.25P	-0.25P	-0.25P	0.25P
$\alpha=0.6$	0.2P	-0.1P	-0.4P	0.3P
$\alpha=0.7$	0.15P	0.05P	-0.55P	0.35P
$\alpha=1$	0	0.5P	-P	0.5P

表一

接下來參照第 8 圖與第 9 圖，其係藉由比較四個電極與二個電極間所產生之刺激函數的特徵圖(profile)來呈現本發明之較佳虛擬頻道之特性。其中第 8 圖為以本發明第二實施例的類型 3(四個電極)之控制方式所產生之刺激函數(AF)曲線圖，而第 9 圖為以兩電極的控制方式所產生之刺激函數曲線圖，其中 $vch1 \sim vch11$ 代表虛擬頻道 1 至虛擬頻道 11，且 x-軸上之  方塊為對應的電極位置，而刺激函數特徵圖(AF profile)係藉由控制個別虛擬頻道參數所得到的刺激函數圖(AF contour)並依其峰值所在節點沿著基底膜(Basilar Membrane)方向取出而獲得，因此該刺激函數特徵圖為表示具有最大刺激之節點。比較第 8 圖與第 9 圖之模擬結果可得知：以四個電極的調控方式所產生的虛擬頻道刺激區域會比先前技術(二個電極)所產生之虛擬頻道刺激區域更為集中，故能增加刺激區域之解析度，藉以有效提升聽覺品質。

此外，本發明之電刺激控制裝置與其控制方法也可實施於人工視網膜之應用中，該人工視網膜之實施亦為將所接收到的訊號轉換為電流來刺激神經纖維，以重建正常訊息傳輸路徑。如第 10 圖中所示，其為人工視網膜之電極陣列的示意圖，其中方形代表電極 E。因人工視網膜的二維電極結構(在此假設為 8×8 的電極陣列 90)可藉由本發明之一維電極陣列來達成，且其實施方式如同上述人工電子耳(圖中虛線方框表示以四電極為實施方式來刺激視神經)，故本發明之電刺激控制裝置與其控制方法實施於人工視網膜之應用時，仍

可產生與人工電子耳一樣功效的虛擬頻道 40(圖中虛線方框中較粗線條者為可產生虛擬頻道的區域)，進而可提升使用者之視覺品質。

再者，因脊髓神經刺激與深層腦電刺激均為以電流刺激神經作為治療方式(均為電極陣列的形式)來抑制或舒緩病症與疼痛，其實施原理亦相同於本發明用以集中虛擬頻道刺激區域與增加刺激區域解析度之實施原理，故本發明也可適用在脊髓神經刺激與深層腦電刺激之應用上。

雖然本發明已如上述較佳地揭示具體實施例，然本發明並不侷限於此，任何所屬技術領域中具有通常知識者，在不脫離本發明之精神和範圍內，當可作些許之更動與潤飾，例如：本發明亦可藉由調控五個或五個以上之電極電源與其極性以產生更為聚焦之虛擬頻道；此外，本發明之輸入模組除了可為麥克風外，其亦可為應用於人工視網膜之攝影機或者應用於脊髓刺激之操縱桿(Joystick)，而該刺激處理器可藉由數位訊號處理器(DSP)、中央處理單元(CPU)、微控制器或者其它算術邏輯單元(ALU)來實現；再者，本發明用來調整電極電源之複數個調整參數亦可以其它線性方程式或特定方程式來產生；此外，本發明可藉由基因演算法(Genetic Algorithm, GA)來最大化該刺激函數，使得該電極陣列於該鼓階中可以最佳角度轉動，以刺激該螺旋神經節與該內側軸索。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。

另本發明說明書中所出現的任一數量或者其他數值、參

數等範圍等，從任何一對範圍所得知的上限或其較佳值，或範圍的下限或其較佳值，均應被視為特定已揭露的範圍，且不論該範圍是否被獨立的揭露，其中在本發明中所揭露的任何數值之範圍內，除非特別敘明，否則該範圍係包含其所有端點數字以及在該範圍內之所有的整數或分數。而本發明之範疇並非限定於這些特定其所定義之數值範圍。

【圖式簡單說明】

第 1 圖為本發明刺激神經纖維的電刺激控制裝置之方塊圖。

第 2 圖為本發明使用複數電刺激神經纖維之電刺激控制方法之流程圖。

第 3 圖為人類耳蝸之剖面模型平面示意圖。

第 4 圖為半圈(180度)人類耳蝸模型之示意圖。

第 5 圖為針對第 4 圖中之半圈模型所設置之電極陣列示意圖。

第 6 圖為本發明應用於三個電極之實施例的示意圖。

第 7 圖為本發明應用於四個電極之實施例的示意圖。

第 8 圖為本發明利用四個電極之實施例所產生之刺激函數曲線圖。

第 9 圖為先前技術利用二個電極所產生之刺激函數曲線圖。

第 10 圖為人工視網膜之電極陣列的示意圖。

【主要元件符號說明】

10 電極組

11	電極控制器
20	獨立電源
30	接地
40	虛擬頻道
E、E1 ~ E6	電極
50	前庭階
60	賴斯納氏膜
70	中間階
80	基底膜
90	電極陣列
100	鼓階
110	螺旋神經節
120	內側軸索
130	刺激處理器
140	輸入模組
S1 ~ S3	步驟

第 097111262 號「電刺激控制裝置」專利申請案

(2011 年 9 月 15 日修正)

十、申請專利範圍：

1. 一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其至少包括：

電極陣列，其包含複數個電極，該等電極可各自被獨立電源控制；及

電極控制器，其係接收輸入控制訊號並驅動該電極陣列中之對應電極組，以在該對應電極組之電極間產生整合刺激訊號；

其中該對應電極組包括複數個電極，其中二個相鄰電極具有相同電源極性，用來控制該整合刺激訊號的位置，而其他電極則具有與該等具有相同電源極性之電極相反的電源極性，藉以平衡該對應電極組之總電源極性並集中該整合刺激訊號之刺激區域；

其中可將具有相同電源極性之該等電極的電源極性總和設為 P ，而該(等)其它電極的電源極性總和設為 $-P$ ，其中 P 為總電源；其中可將具有相同電源極性之該等電極電源分別設定為 $-(1-\alpha)P$ 和 $(-\alpha)P$ ，且該其它電極電源設定為 P ，其中 α 為介於 $0\sim 1$ 之間的調整參數，藉由調控該 α 值可微調該整合刺激訊號之位置。

2. 一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其至少包括：

電極陣列，其包含複數個電極，該等電極可各自被獨立電源控制；及

電極控制器，其係接收輸入控制訊號並驅動該電極陣

列中之對應電極組，以在該對應電極組之電極間產生整合刺激訊號；

其中該對應電極組包括複數個電極，其中二個相鄰電極具有相同電源極性，用來控制該整合刺激訊號的位置，而其他電極則具有與該等具有相同電源極性之電極相反的電源極性，藉以平衡該對應電極組之總電源極性並集中該整合刺激訊號之刺激區域；

其中可將具有相同電源極性之該等電極的電源極性總和設為 $-P$ ，而該(等)其它電極的電源極性總和設為 P ，其中 P 為總電源；其中可將具有相同電源極性之該等電極電源分別設定為 $(1-\alpha)P$ 和 $(\alpha)P$ ，且該其它電極電源設定為 $-P$ ，其中 α 為介於 $0\sim 1$ 之間的調整參數，藉由調控該 α 值可微調該整合刺激訊號之位置。

3. 一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其至少包括：

電極陣列，其包含複數個電極，該等電極可各自被獨立電源控制；及

電極控制器，其係接收輸入控制訊號並驅動該電極陣列中之對應電極組，以在該對應電極組之電極間產生整合刺激訊號；

其中該對應電極組包括複數個電極，其中二個相鄰電極具有相同電源極性，用來控制該整合刺激訊號的位置，而其他電極則具有與該等具有相同電源極性之電極相反的電源極性，藉以平衡該對應電極組之總電源極性並集中該整合刺激訊號之刺激區域；

其中可將具有相同電源極性之該等電極的電源極性總和設為 P ，而該(等)其它電極的電源極性總和設為 $-P$ ，其中 P 為總電源；其中可將具有相同電源極性之該等電極電源分別設定為 $(1-A)P$ 和 $(A)P$ ，且該等其他電極電源分別設定為 $(-B)P$ 和 $(-(1-B))P$ ，其中 A 、 B 為介於 $0\sim 1$ 之調整參數，其係用來微調該整合刺激訊號的位置。

4. 一種刺激神經纖維的電刺激控制裝置，其至少包括：

電極陣列，其包含複數個電極，該等電極可各自被獨立電源控制；及

電極控制器，其係接收輸入控制訊號並驅動該電極陣列中之對應電極組，以在該對應電極組之電極間產生整合刺激訊號；

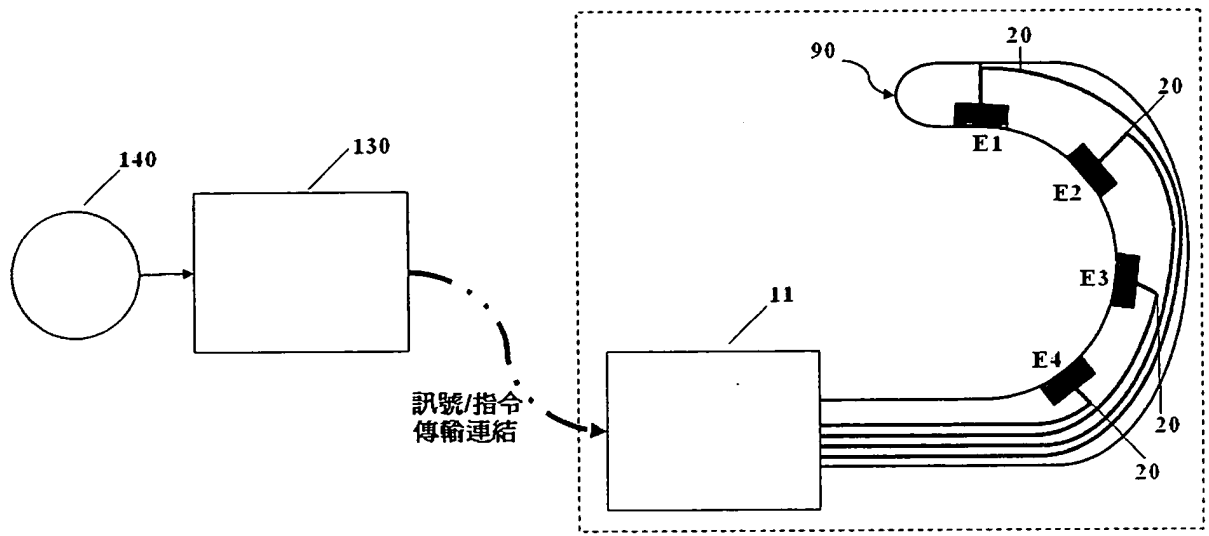
其中該對應電極組包括複數個電極，其中二個相鄰電極具有相同電源極性，用來控制該整合刺激訊號的位置，而其他電極則具有與該等具有相同電源極性之電極相反的電源極性，藉以平衡該對應電極組之總電源極性並集中該整合刺激訊號之刺激區域；

其中可將具有相同電源極性之該等電極的電源極性總和設為 $-P$ ，而該(等)其它電極的電源極性總和設為 P ，其中 P 為總電源；其中可將具有相同電源極性之該等電極電源分別設定為 $(-(1-A))P$ 和 $(-A)P$ ，且該等其他電極電源分別設定為 $(B)P$ 和 $(1-B)P$ ，其中 A 、 B 為介於 $0\sim 1$ 之調整參數，其係用來微調該整合刺激訊號的位置。

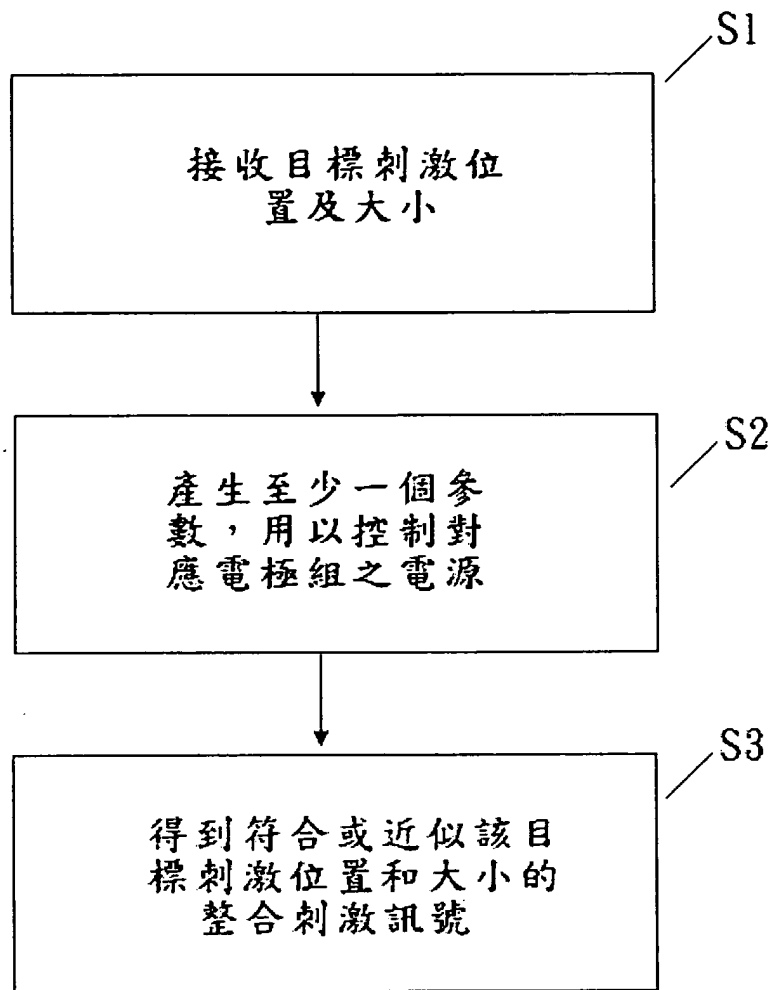
5. 如申請專利範圍第 1 到 4 項中任一項之電刺激控制裝置，其中可將具有相同電源極性之該等電極設於該電極組的一側，而該等其他電極則設於該電極組的另一側，藉以於該電極組的一側上產生該整合刺激訊號。
6. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中可將具有相同電源極性之該等電極設於該電極組的中央，而該等其他電極則分別設於該電極組的二側，藉以於該電極組中央產生該整合刺激訊號。
7. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 與 B 之值可設定為相等。
8. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 與 B 可設為 $A+B=1$ 的關係。
9. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 可設為 0.5 且調整參數 B 可設為 α ， α 為介於 0~1 之間的調整參數。
10. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 可設為 α 且調整參數 B 可設為 0.5， α 為介於 0~1 之調整參數。
11. 如申請專利範圍第 3 或 4 項之電刺激控制裝置，其中可將該調整參數 A 設為表格 T_i 中所對應的已知參數值，而調整參數 B 設為 α ，其介於 0~1 之間，其中該表格 T_i 為依使用者的特性對應第 i 個虛擬頻道所設定之表格，此表格可依照一般調整兩電極比例所設定之參數值來預先建立，或者依照第 i 個虛擬頻道距離其兩旁電極的長度比例來建立。

12. 如申請專利範圍第 1 到 4 項中任一項之電刺激控制裝置，其中該電刺激控制裝置可為人工電子耳、人工視網膜、脊髓神經刺激控制裝置或深層腦電刺激控制裝置。
13. 如申請專利範圍第 1 到 4 項中任一項之電刺激控制裝置，其中該總電源 P 可為獨立電壓源 (V) 或獨立電流源 (I)。
14. 一種刺激神經纖維之電刺激控制裝置，其至少包括：
- 電極陣列，其包含複數個電極，該等電極可各自被獨立電源控制；及
- 電極控制器，其係接收輸入控制訊號並驅動該電極陣列中之對應電極組，以在該對應電極組之電極間產生整合刺激訊號；
- 其中該對應電極組包括四個電極，該等電極中至少一個電極具有與其它電極中至少一個電極相反極性，藉以平衡該對應電極組之總電源極性並集中該整合刺激訊號之刺激區域；其中該等電極電源分別為 $E1=(1-\alpha)AP$ 、 $E2=(2\alpha-1-\alpha B)P$ 、 $E3=(1-2\alpha+\alpha A-A)P$ 及 $E4=(\alpha B)P$ ，其中 P 為總電源， α 、A 及 B 為介於 0~1 之間的調整參數。
15. 如申請專利範圍第 14 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 與 B 之值可設定為相等。
16. 如申請專利範圍第 14 項之電刺激控制裝置，其中該調整參數 A 與 B 之值可設定為 0.5。
17. 如申請專利範圍第 14 項之電刺激控制裝置，其中該電刺激控制裝置可為人工電子耳、人工視網膜、脊髓神經刺激控制裝置或深層腦電刺激控制裝置。

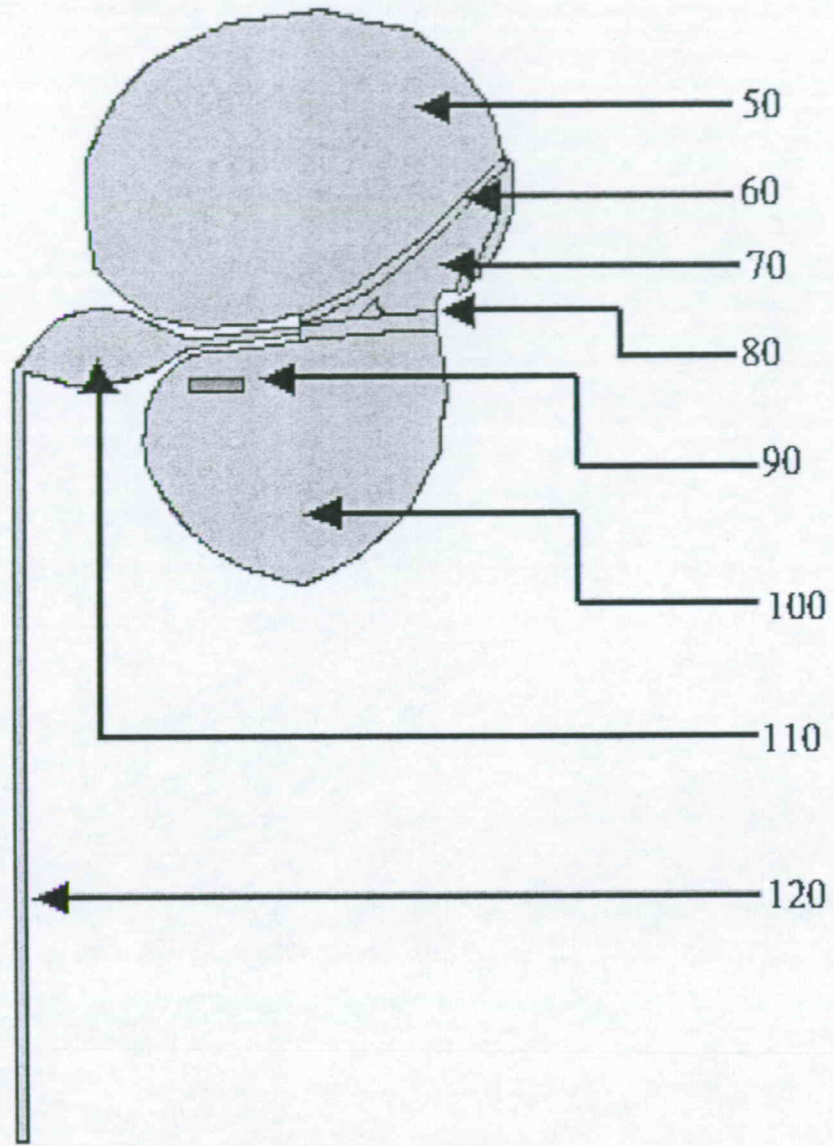
十一、圖式：



第 1 圖

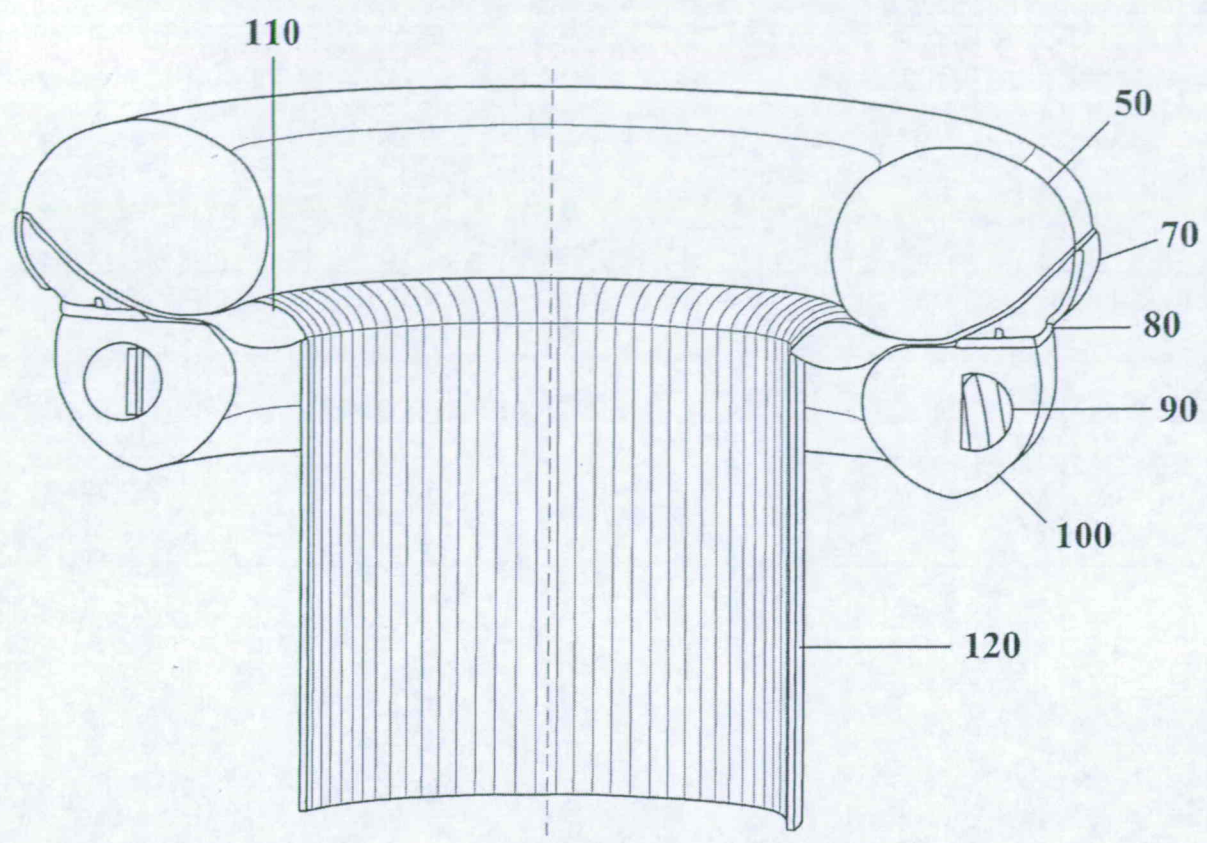


第 2 圖

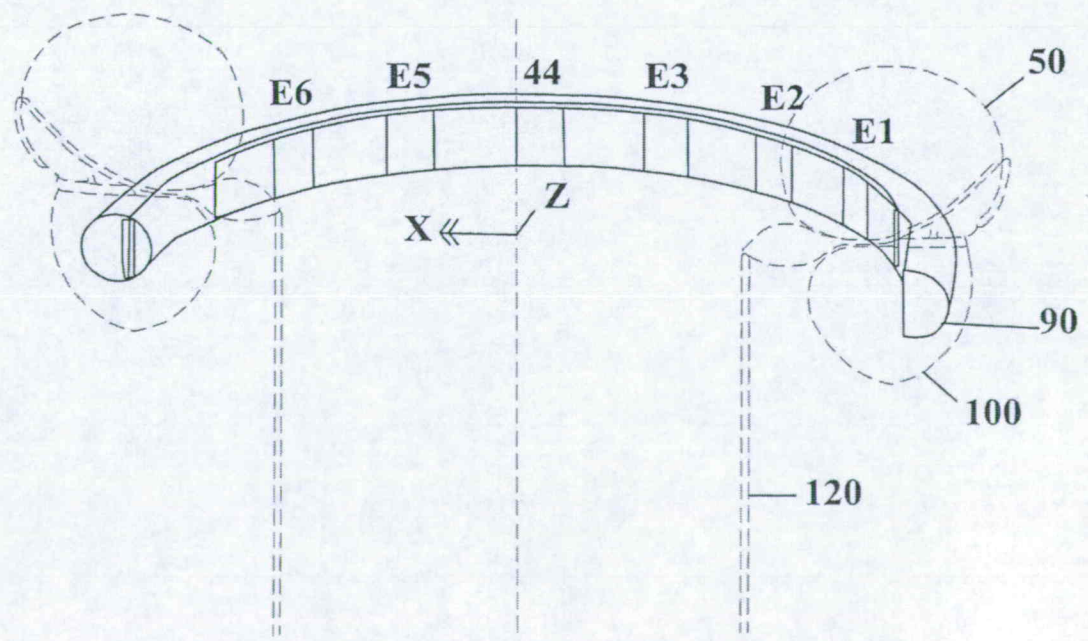


第 3 圖

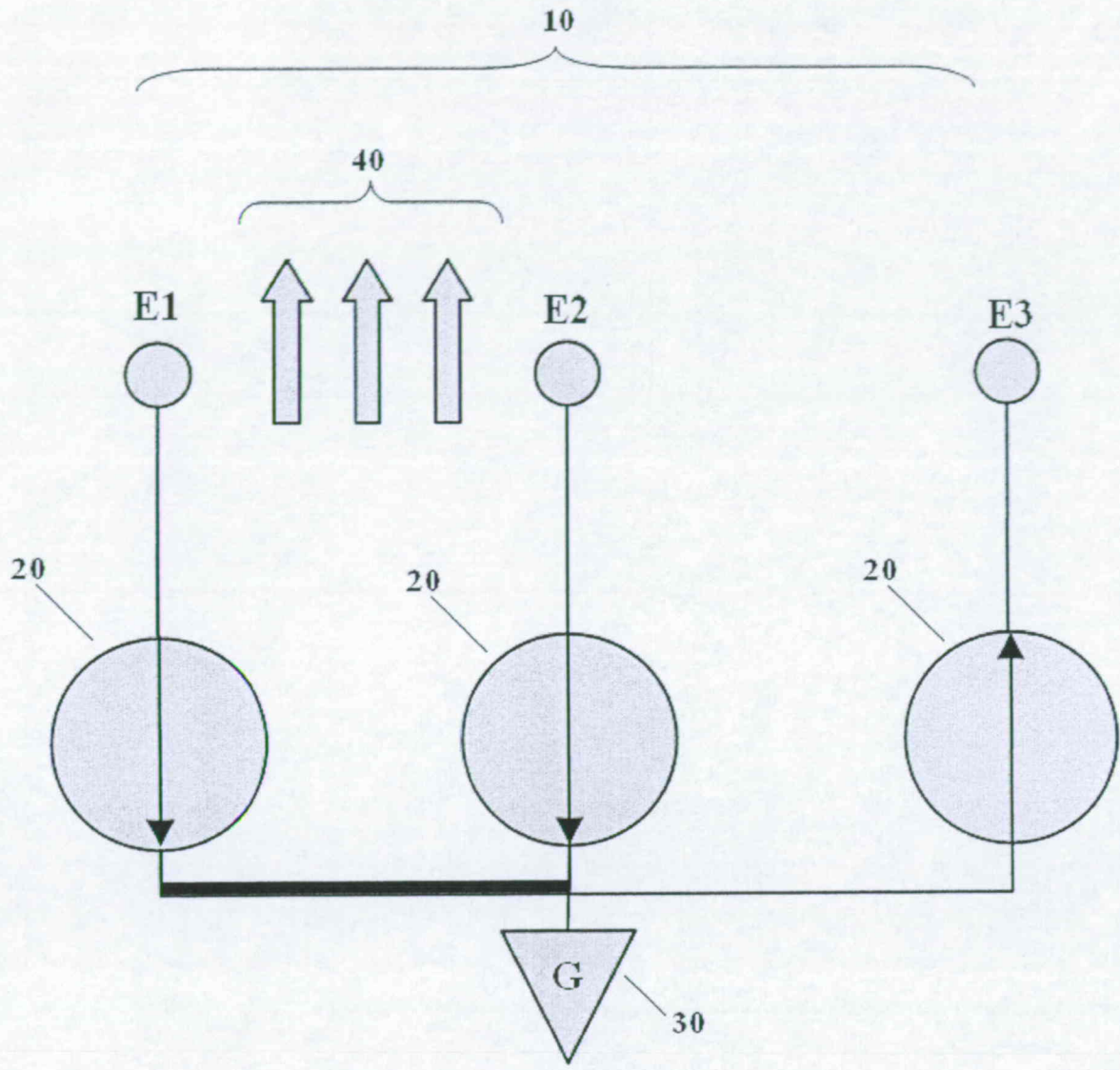
100年9月15日修(更)正替換頁



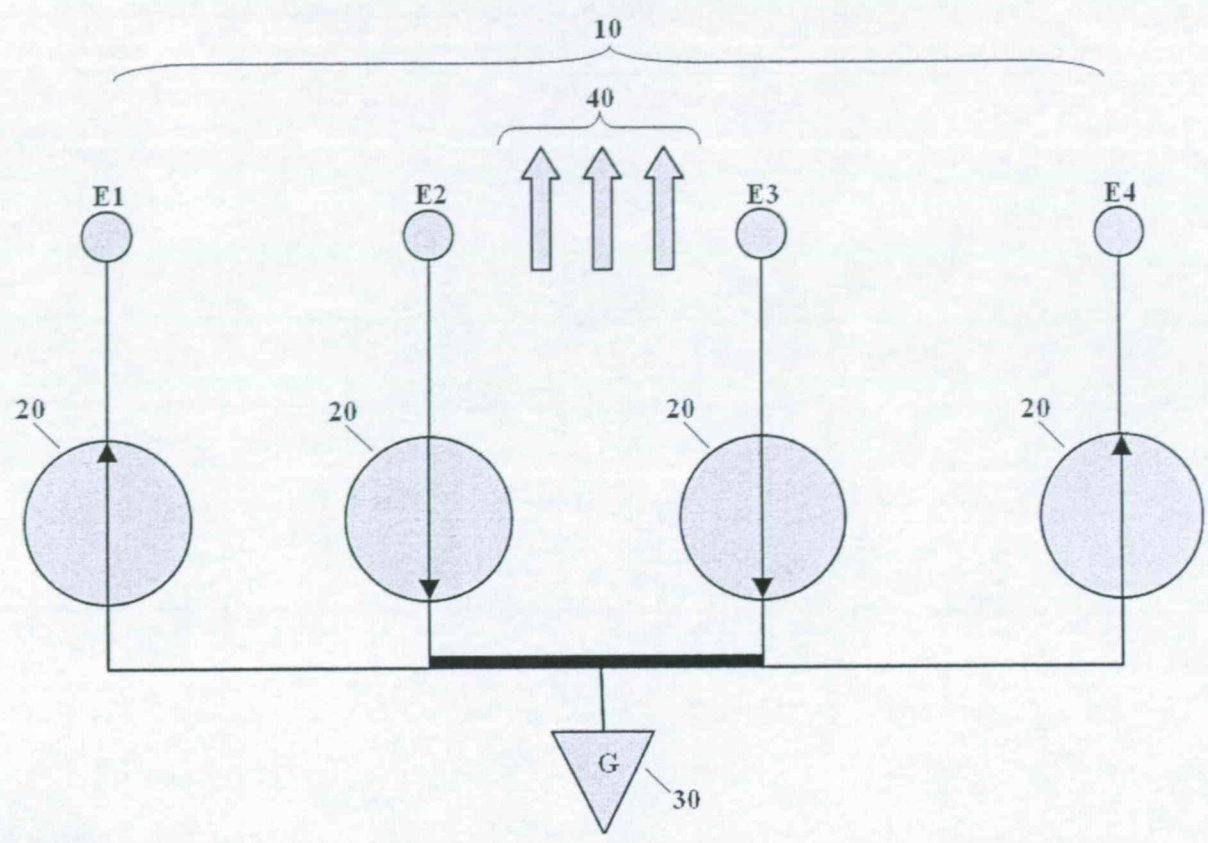
第 4 圖



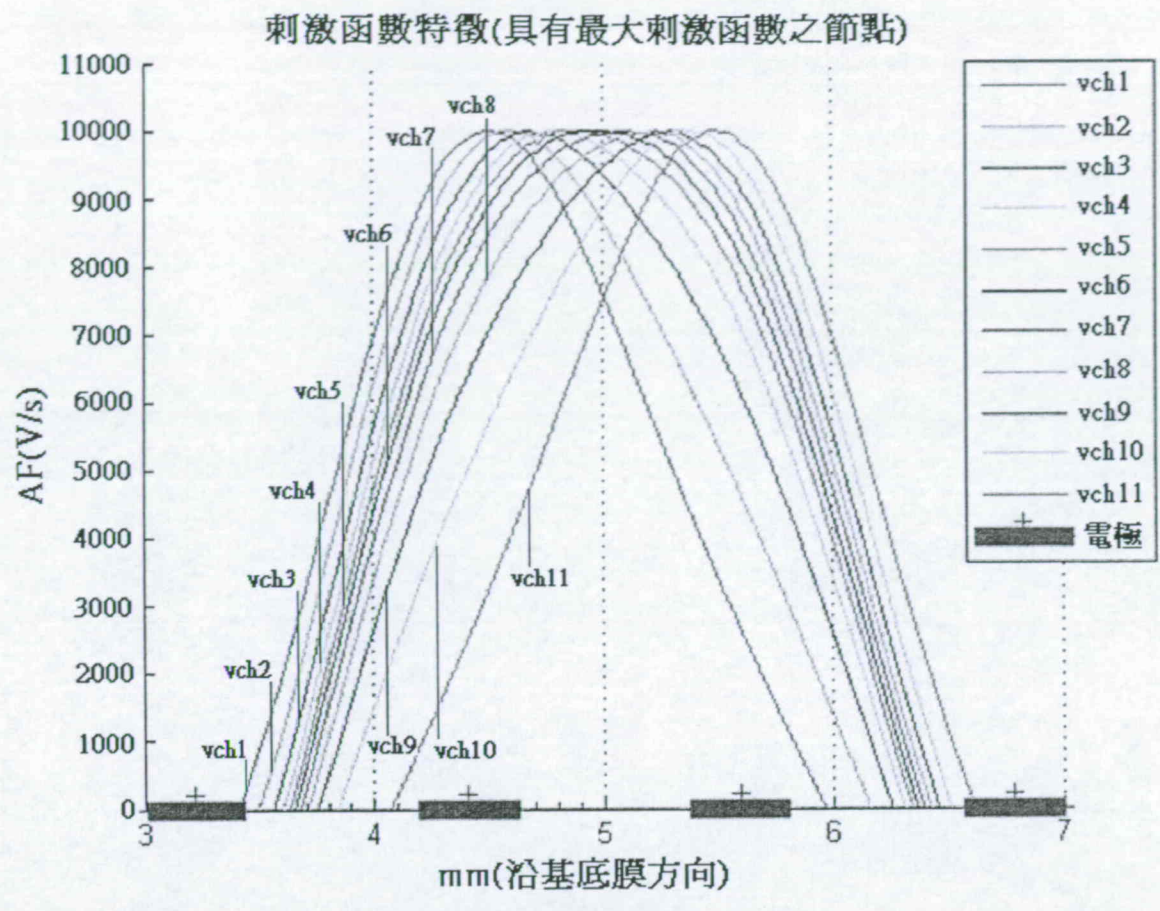
第 5 圖



第 6 圖



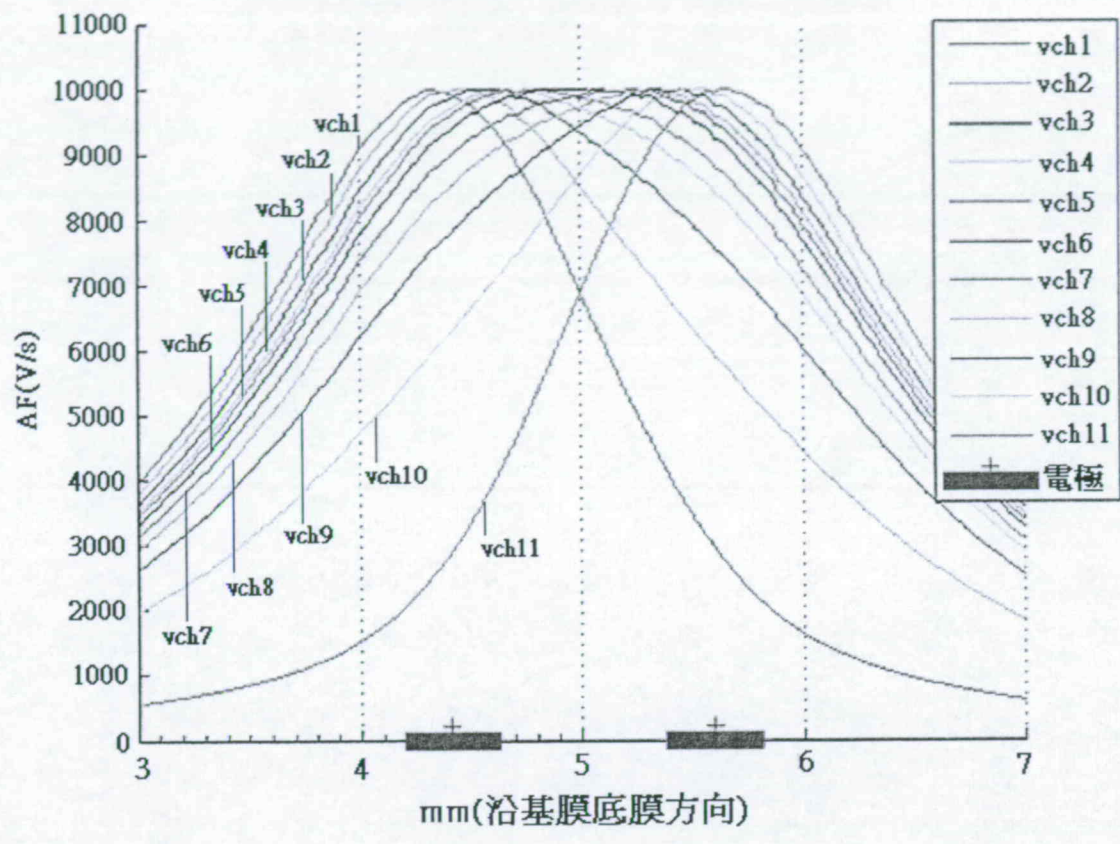
第 7 圖



第 8 圖

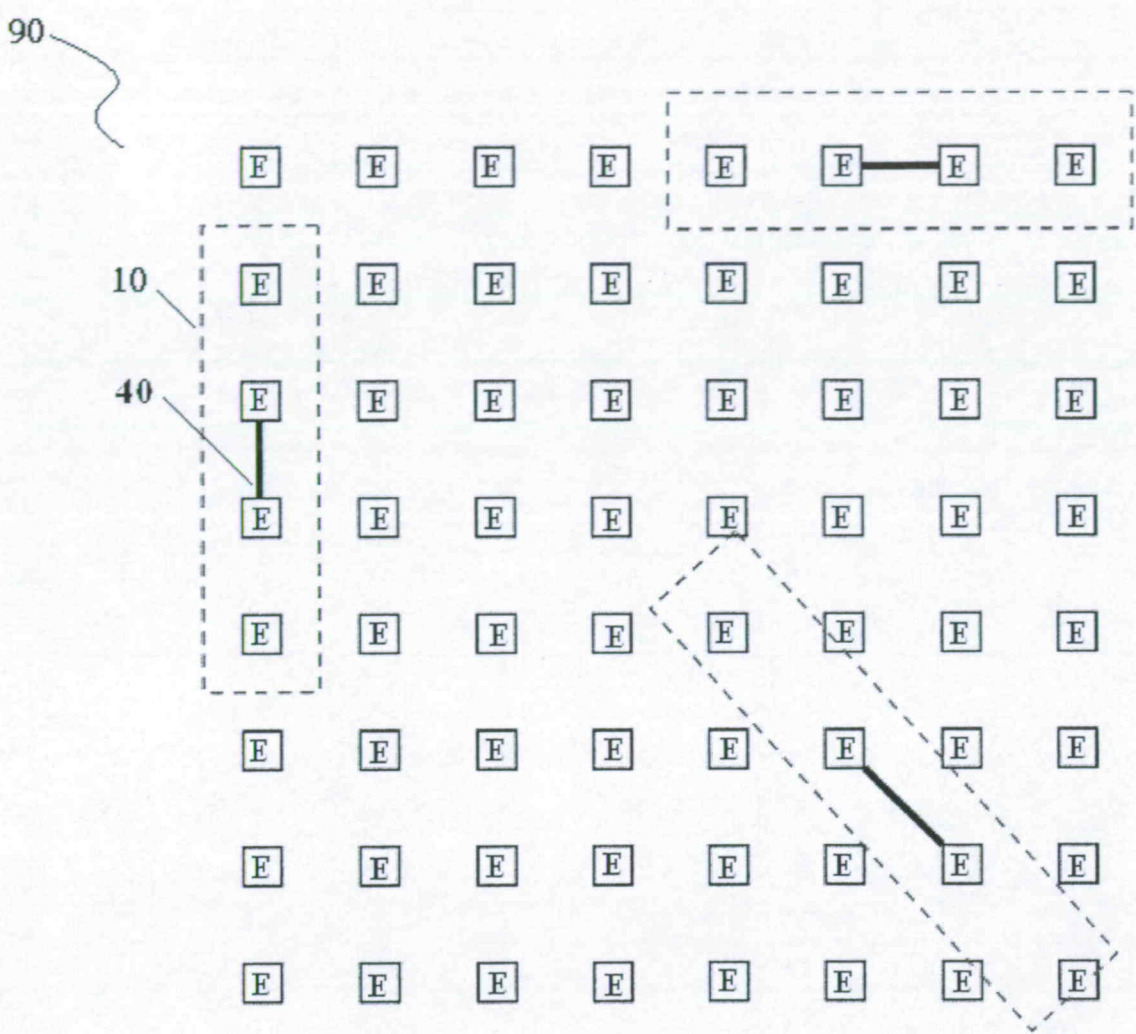


刺激函數特徵(具有最大刺激函數之節點)



第 9 圖





第 10 圖