



(21)申請案號：098107586

(22)申請日：中華民國 98 (2009) 年 03 月 09 日

(51)Int. Cl. :

A61N1/36 (2006.01)

A61F11/04 (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, TAK-MING (US) ; 徐建華 HSU, CHIEN HUA (TW)

(74)代理人：黃于真；李國光

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：20 項 圖式數：12 共 33 頁

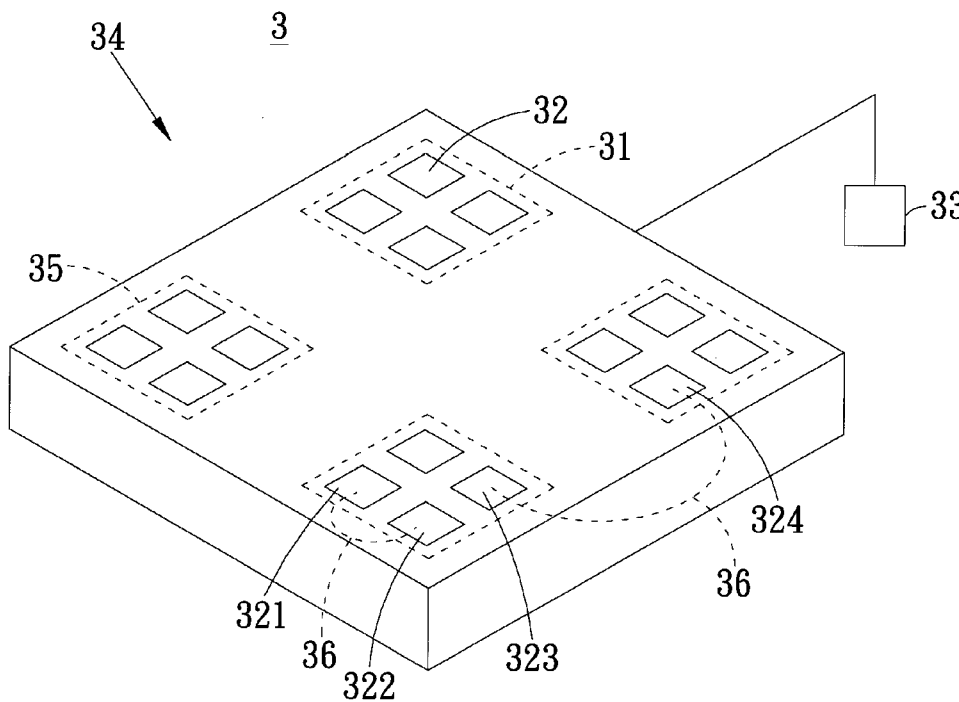
(54)名稱

多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法

ELECTRICAL STIMULATION SYSTEM AND METHOD OF MULTI-GROUP ELECTRODE ARRAY

(57)摘要

本發明係揭露一種多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法，多群組電極陣列的電極刺激系統包含植入本體、電極陣列及電極控制器。植入本體具有承載面，承載面設置有電極陣列。電極陣列具有多個電極群組，電極群組具有多個電極，電極分別具有獨立的電源控制。電極控制器接收控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極包含至少兩個電極，並透過獨立的電源控制調整供給此組對應電極電源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道。



3：多群組電極陣列的電極刺激系統

31：植入本體

32：電極

33：電極控制器

34：電極陣列

35：電極群組

36：虛擬頻道

321：第一電極

322：第二電極

323：第三電極

324：第四電極

發明專利說明書

(本申請書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 98107586

※ 申請日： 98-03-09 ※IPC 分類： A61N 1/36 (2006.01)
A61F 11/04 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法/

ELECTRICAL STIMULATION SYSTEM AND METHOD OF
MULTI-GROUP ELECTRODE ARRAY

二、中文發明摘要：

本發明係揭露一種多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法，多群組電極陣列的電極刺激系統包含植入本體、電極陣列及電極控制器。植入本體具有承載面，承載面設置有電極陣列。電極陣列具有多個電極群組，電極群組具有多個電極，電極分別具有獨立的電源控制。電極控制器接收控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極包含至少兩個電極，並透過獨立的電源控制調整供給此組對應電極電源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道。

三、英文發明摘要：

This invention proposes a new electrical stimulation system. The system uses virtual channels technology to control the target stimulation site and direction. The system comprises: an implant electrode array comprising a plurality of electrode contacts with independent power source control for each, a carrier to carry the said electrode contacts, wherein the said electrode contacts are organized to a plurality of electrode groups and each said electrode group contains a plurality of the said electrode contacts, an electrode controller for receiving an input control signal and drive the corresponding electrode contacts to generate virtual channel stimulation between the said corresponding electrode contacts, wherein the said corresponding electrode contacts contain at least two electrode contacts in the same electrode group or each in the adjacent electrode groups.

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：

3：多群組電極陣列的電極刺激系統；

31：植入本體；

32：電極；

321：第一電極；

322：第二電極；

323：第三電極；

324：第四電極；

33：電極控制器；

34：電極陣列；

35：電極群組；以及

36：虛擬頻道。

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明是有關於一種多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法，特別是有關於一種於神經纖維用以控制刺激位置和方向的多群組電極陣列的電極刺激系統。

【先前技術】

按，電極刺激系統是一種可接收控制訊號，依據控制訊號中的控制參數（如：聲音頻率），來產生對應控制參數的刺激電流，且將刺激電流作用於喪失功能或功能異常的器官或肢體，以產生即時效應來代替或矯正器官或肢體功能的系統。目前，電極刺激系統主要是應用於人工電子耳（Cochlear Implant，CI）及腦電深層刺激（Deep Brain Stimulation，DBS）。電極刺激系統應用於人工電子耳（CI）時，是先透過語言處理器轉換聲波為聲音頻率，並由對應聲音頻率的電極產生刺激電流，且將刺激電流饋入耳蝸，以刺激對應的聽神經來彌補聽覺功能。電極刺激系統應用於腦電深層刺激（DBS）時，則是將電極深入腦部，以靠近不正常的組織，進而提供刺激電流來抑制不正常的組織之放電所引發的疾病。

請參閱第 1 圖和第 2 圖，其係為習用的電極刺激系統之結構示意圖。電極刺激系統 1 包含植入本體 11、多個電極 12 及電極控制器 13。植入本體 11 具有承載面，承載面設置有電極陣列 14，電極陣列 14 具有多個電極 12，電極 12 具有共同的電源控制。電極陣列 14 並接設有電極控制器 13，電極控制器 13 提供電流給電極並於接收具有控制參數（如：聲音頻率）的控制訊號後，驅動

電極 12，且透過電源控制調整電源供給電極 12 的電流，依據控制參數改變電流的強度及比例等參數，使電極 12 產生對應控制參數的刺激電流。

由於刺激電流是電極 12 所產生，且電極陣列 14 於植入人體後，電極 12 排列於電極陣列 14 中的位置即無法任意改變，所以電極 12 排列於電極陣列 14 中的位置會限制刺激電流的刺激方向。習用的電極陣列 14 中，電極 12 大多是按線性排列於電極陣列 14 中，且常運用到環狀電極，當電極 12 為環狀電極時，電極 12 所產生的刺激電流之刺激方向為全方向性 (isotropic) (如圖中標號 15 所示的方向)。因此將造成當電極刺激系統 1 應用於聽神經的末梢已經退化，僅殘存部分細胞或軸突的患者時，有可能因為刺激電流刺激的方向不當，導致刺激效果不佳。或者當電極刺激系統 1 應用於罹患帕金森症 (Parkinson's disease) 的患者時，有可能因為電極 12 設置的位置有偏差，導致刺激效果不佳，需要重新植入手術以外，亦有可能刺激到不當組織，造成其他不正常的副作用。上述情形中，如果刺激電流的刺激方向為全方向性的話，將有可能造成更嚴重的負面影響。由此看來，電極刺激系統 1 並不適用於每個患者，這是因為每個患者的狀況及病症不盡相同，所以一旦刺激電流刺激的目標區域及方向無法進行微調，自然會產生上述問題。

為了改善習用的電極陣列之缺陷，可透過虛擬頻道 (Virtual Channel) 技術來予以補正，虛擬頻道技術是以電流操控技術 (Current steering) 為基礎，藉由同時驅動電極陣列 14 的相鄰二電極 12，使相鄰二電極 12 可同時產生刺激電流。由於同時產生的二刺激電流會形成電流交互作用，因此藉由控制該二刺激電流的相位

及電流比例以刺激被植入者的神經組織（如：聽神經），將可於該二實體電極間產生整合的刺激電流，以刺激被植入者的神經組織（如：聽神經），此一刺激介於二實體電極個別驅動時所產生之實體頻道間，為額外感應到的頻道，即為虛擬頻道，或稱虛擬電極。如此，即可藉由控制虛擬頻道來調整刺激的目標區域和方向，不再受限於電極所產生的實體頻道。但是由於電極是透過電流予以控制來產生刺激電流，所以僅由電流比例的組合來控制虛擬頻道刺激的目標區域和方向，將會因為電流比例的組合之限制，限縮了虛擬頻道的解析度，以至於無法微調虛擬頻道刺激的目標區域和方向。

有鑑於習知技藝之各項問題，為了能夠兼顧解決之，本發明人基於多年從事電極刺激系統之研究開發與諸多實務經驗，提出一種多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法，以作為改善上述缺點之實現方式與依據。

【發明內容】

有鑑於此上述習知技藝的缺點，本發明之目的就是在提供一種多群組電極陣列的電極刺激系統及其方法，以解決習知之電極刺激系統的缺點。

根據本發明之目的，提出一種多群組電極陣列的電極刺激系統，其包含植入本體、電極陣列及電極控制器。植入本體具有承載面，承載面設置有電極陣列。電極陣列具有多個電極群組，電極群組具有多個電極，電極分別具有獨立的電源控制。電極控制器接收控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極包含至少兩

個電極，並透過獨立的電源控制調整供給組對應電極電源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道。

其中，至少兩個電極在同一電極群組或分別來自兩相鄰電極群組。

其中控制訊號包含控制參數，控制參數為電源的輸出比例。

其中設置有對應表，對應表用以查詢控制參數與各虛擬頻道間的對應關係，對應表可由基因演算法、螞蟻演算法或遺傳演算法產生。

其中多個電極以三角形或四角形或五角形或六角形或局部環狀的排列形式，排列於電極陣列。

其中電極為單極(mono-polar)形式、雙極(bi-polar)形式或多極(multi-polar)形式。

其中此組對應電極之電源為一電壓源或一電流源。

其中多群組電極陣列的電刺激系統應用於人工電子耳(Cochlear Implant, CI)或腦電深層刺激(Deep Brain Stimulation, DBS)。

根據本發明之另一目的，提出一種多群組電極陣列的電刺激方法，包含以下步驟：設置有植入本體，且植入本體具有承載面。設置電極陣列於承載面，且電極陣列具有多個電極群組，電極群組具有多個電極，電極分別具有獨立的電源控制。透過電極控制器接收控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極包含至少兩個電極。透過獨立的電源控制調整供給此組對應電極電源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道。

其中至少兩電極在同一電極群組或分別來自兩相鄰電極群組。

其中控制訊號包含控制參數，藉由控制電源的輸出比例以控制控制參數。

其中利用對應表以查詢控制參數與各虛擬頻道間的對應關係，可藉由基因演算法、螞蟻演算法或遺傳演算法以產生對應表。

其中以三角形、四角形、五角形、六角形或局部環狀的排列形式，排列多個電極於電極陣列。

其中電極可為單極(mono-polar)形式、雙極(bi-polar)形式或多極(multi-polar)形式。

其中電源為一電壓源或一電流源。

其中多群組電極陣列的電刺激方法應用於人工電子耳(Cochlear Implant, CI)或腦電深層刺激(Deep Brain Stimulation, DBS)。茲為使 貴審查委員對本發明之技術特徵及所達成之功效有更進一步之瞭解與認識，下文謹提供較佳之實施例及相關圖式以為輔作之用，並以詳細之說明文字配合說明如後。

【實施方式】

請參閱第 3 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統之結構示意圖，本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統 3 包含植入本體 31、電極陣列 34 及電極控制器 33。植入本體 31 具有承載面，承載面設置有電極陣列 34。電極陣列 34 具有多個電極群組 35，電極群組 35 具有多個電極 32，電極 32 分別具有獨立的

電源控制。電極陣列 34 接設有電極控制器 33，電極控制器 33 接收具有選擇參數及控制參數（如：選擇電極間的電流輸出比例）的控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極至少包含兩個電極，並透過獨立的電源控制調整供給此組對應電極電源，其中電源可為電壓源或電流源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道 36。

依據選擇參數由同一電極群組中 35 或分別由相鄰二電極群組 35 中選擇相互對應的電極(即對應電極)。為了方便解釋，對應電極可為第一電極 321 和第二電極 322，透過獨立的電源控制調整電源驅動第一電極 321 和第二電極 322 的電流，並依據控制參數改變電流的強度及比例等參數，使第一電極 321 和第二電極 322 間產生對應控制參數的虛擬頻道 36。其中第一電極 321 和第二電極 322 不限定只能選擇二個電極（如：電極 321、電極 322）。此外，為求實際運用上的便利，可預先設置有一對應表，透過對應表可查詢控制參數與各虛擬頻道間的對應關係，且對應表可由基因演算法、螞蟻演算法、遺傳演算法或其他尋求最佳化之演算法所產生。

由於虛擬頻道 36 產生於相應電極之間，且相應電極可由同一電極群組 35，如上所述之第一電極 321 和第二電極 322，或分別由相鄰二電極群組 35 所選取，如同第三電極和 323 第四電極 324，所以虛擬頻道 36 可產生於同一電極群組 35 內或相鄰二電極群組 35 間的多個位置。

本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統 3 尚可透過電極控制器 33，來調整虛擬頻道 36 於對應電極位置，藉由獨立的電源控

制調整供給對應電極電流，改變電流的強度及比例等參數來達成上述目的。

請參閱第 4 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統 3 應用於人工電子耳時，對應電極間所產生的虛擬頻道 36 之活化函數 (activation function) 曲線的剖面圖。透過活化函數曲線剖面圖，可看出多群組電極陣列的電極刺激系統 3 調整虛擬頻道 36 於對應電極間的位置之狀況。圖中，橫軸表示沿著基底膜 (電極陣列 34 於植入人體後，會延著耳蝸內的基底膜而設置，導致對應電極亦對應於基底膜的位置) 的位置，單位為毫米(mm)。橫軸下方繪有電極群組之多個電極，且電極群組分別位於基底膜 4mm 處以及基底膜 6mm。活化函數係指聽神經對虛擬頻道 36 的感應程度，愈大的活化函數值愈容易使得神經被刺激。當虛擬頻道 36 的強度 (如：聲音大小) 超過一閾值後，對應虛擬頻道 36 所代表控制參數 (如：聲音頻率) 的聽神經即可受到刺激。

圖中，在位於基底膜 4mm 之電極群組中，可包含多個電極，如標示之 411-414。在位於基底膜 6mm 之電極群組中，亦可包多個電極，如標示之 421-424。當選定一對應電極為電極 411 和電極 421 時，即在電極 411 和電極 421 之間產生虛擬通道，並繪製曲線如 41 所示。當選定一對應電極為電極 413 和電極 423 時，即在電極 413 和電極 423 之間產生虛擬通道，並繪製曲線如 42 所示。當選定一對應電極為電極 413 和電極 421 時，即在電極 413 和電極 421 之間產生虛擬通道，並繪製曲線如 43 所示。並加入習知之曲線 44，其中習知之曲線藉由提供兩電極，如圖所示之電極 45 和電極 46，且位於基底膜 4mm 和基底膜 6mm 的位置。比較四條曲線之關係，可發現曲線 43 具有較小的線寬 (beam width)，其表示可

產生較聚焦(集中)的電刺激(focused stimulation)。

綜上所述，本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統 3 可透過控制電流的強度及比例等參數來調整虛擬頻道 36 產生於對應電極間的位置。因此，本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統 3 不僅可產生虛擬頻道 36 於同一電極群組 35 內或相鄰二電極群組 35 間的多個位置，並可利用電極群組的規劃及對應電極的選定，來調整虛擬頻道 36 產生於電極群組 35 間的位置，且可利用電流的強度及比例等參數來調整虛擬頻道 36 產生於對應電極間的位置，進而依據虛擬頻道 36 產生於電極群組 35 間及對應電極間的位置，來微調虛擬頻道 36 刺激的目標區域及方向，以達到提升刺激解析度之目的。

另外，由於各電極群組 35 分別具有多個電極 32，且對應電極是由同一電極群組 35 中或分別由二個相鄰電極群組 35 中所選取的，所以電極的數量 32 越多，刺激的解析度也越高。

請參閱第 5 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統一實施例之結構示意圖。圖中，植入本體 51 具有一承載面，承載面設置有電極陣列 53，電極陣列 53 具有多個電極 52 所構成的電極群組，圖中所示為某一電極群組所在位置的截面圖，植入本體 51 的承載面為平面狀，所以導致對應電極間的截面亦為平面狀，虛擬頻道刺激的目標方向也隨之呈平行狀（如圖中標號 54 所示的方向），因此可控制其上下的刺激方向。

請繼續參閱第 6 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統另一實施例之結構示意圖。圖中，植入本體 61 具有一承載面，承載面設置有電極陣列 63，電極陣列 63 具有多個電極 62

所構成的電極群組，圖中所示為某一電極群組所在位置的截面圖，植入本體 61 的承載面為斜面狀，所以導致對應電極間的截面亦為斜面狀，虛擬頻道刺激的目標方向也隨之呈傾斜狀（如圖中標號 64 所示的方向），其上下可刺激的範圍則較上一實施例為廣。

請繼續參閱第 7 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統另一實施例之結構示意圖。圖中，由於植入本體 71 具有一承載面，承載面設置有電極陣列 73，電極陣列 73 具有多個電極 72 所構成的電極群組。圖中所示為某一電極群組所在位置的截面圖，植入本體 71 的承載面為球面狀，所以導致電極間的截面亦為球面狀，虛擬頻道刺激的目標方向也隨之呈輻射狀（如圖中標號 74 所示的方向）。由第 5、6、7 圖可看出，當植入本體 71 的截面為球面狀時，虛擬頻道刺激的目標方向最為廣闊，亦即根據本發明之精神，可依據實際所需求的虛擬頻道刺激之目標方向，去調整植入本體的承載面。

請參閱第 8 圖所示，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統之另一實施例之結構示意圖。圖中，多群組電極陣列的電極刺激系統包含一植入本體 81 及多個電極 82，植入本體 81 具有一承載面，承載面設置有電極陣列 83，電極陣列 83 具有多個電極 82 所構成的電極群組。電極群組中電極 82 的排列形式可為任何形式，除了圖中所示的三角形、四邊形、五邊形、六邊形之外，尚可排列為局部環狀等形式，如此可使得虛擬頻道的刺激方向可延伸至左右，上下及對角等。電極群組中的電極數量愈多，能產生虛擬頻道的方向將更多元更具彈性，但相對成本也較高。亦即根據本發明之精神，可依據實際所需求的虛擬頻道之產生位置，去調整電極 82 於植入本體 81 的排列形式。

請參閱第 9 圖、第 10 圖和第 11 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統另一實施例之結構示意圖。如第 9 圖所示，多群組電極陣列的電極刺激系統包含一植入本體 92 及多個電極 91 所構成的電極群組，植入本體 92 具有一承載面，承載面設置有電極陣列 93，電極陣列 93 具有多個電極群組 35，電極群組 35 具有多個電極 91，此圖每一圈為一電極群組，共有四個電極群組。如第 10 圖所示，其為第 9 圖某一電極群組所在位置的截面立體圖，其俯視圖如圖 11 所示，依此電極群組的規劃，虛擬頻道 94 的刺激方向將可以在 360 度角中的任何方向來產生，其中電極 91 的數量可為任何數量，除了第 11 圖中所示的數量，如：三個、五個、六個電極，尚可為任何數量，電極群組中電極數量愈多，能產生虛擬頻道的角度將更精準，但相對成本也較高。亦即根據本發明之精神，可依據實際所需求的虛擬頻道之產生位置，去調整電極群組的電極數量。

電極除了上述所提及的單極形式（一工作電極及一遠端的參考電極）外，尚可為雙極（bi-polar）形式或多極（multi-polar）形式。雙極形式係指電極是由一工作電極及一鄰近的電極作為參考電極所組成，參考電極是用來描述工作電極之電位的參考點。

請參閱第 12 圖，其係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激方法之流程示意圖。此方法包含下列步驟：

步驟 S1，設置有植入本體，且植入本體具有承載面，其中承載面的形狀可為平面狀、傾斜面狀或球面狀，可參閱第 5 圖、第 6 圖和第 7 圖，其分別為平面狀乘載面、傾斜面狀乘載面以及球面狀乘載面。步驟 S2，設置電極陣列於承載面，電極陣列具有多個電

極群組，電極群組具有多個電極，多個電極分別具有一獨立的電源控制，多個電極可以三角形、四角形、五角形、六角形或局部環狀的排列形式排列於電極陣列中，亦如第 8 圖所示。步驟 S3，透過電極控制器接收控制訊號以驅動一組對應電極，此組對應電極包含至少兩電極，至少兩電極可在同一電極群組或分別來自兩相鄰電極群組。步驟 S4，透過獨立的電源控制調整供給此組對應電極電源，經由電交互作用使產生介於此組對應電極間的虛擬頻道。可藉由具有控制參數之控制訊號控制電源的輸出比例，其中電源可為電壓源或電流源。此外可利用對應表查詢控制參數和各虛擬頻道的對應關係，讓使用者可以控制多群組電極陣列電極刺激的位置和方向，對應表可藉由基因演算法、螞蟻演算法或遺傳演算法或其他尋求最佳演算法產生。

乘載面的選擇，可改變虛擬頻道刺激的目標方向，當選擇平面狀的乘載面，可控制刺激方向為上下的刺激方向，當選擇為傾斜狀的乘載面，刺激範圍較平面狀的乘載面廣，當選擇球面狀乘載面時，虛擬頻道的目標方向即呈現輻射狀，最為廣闊，即可依據實際所需求的虛擬頻道刺激的目標方向改變植入本體的乘載面。

本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統及方法應用於人工電子耳或腦電深層刺激等神經刺激裝置時，不僅可產生虛擬頻道於同一電極群組內或相鄰二電極群組間的多個位置，並可利用電極群組的規劃及對應電極的選定，來調整虛擬頻道產生於電極群組間的位置，且可利用電流的強度及比例等參數來調整虛擬頻道產生於對應電極間的位置，進而依據虛擬頻道產生於電極群組間及對應電極間的位置，來微調虛擬頻道刺激的目標區域及方向，

以達到提升刺激解析度之目的。

以上所述僅為舉例性，而非為限制性者。任何未脫離本發明之精神與範疇，而對其進行之等效修改或變更，均應包含於後附之申請專利範圍中。

【圖式簡單說明】

第 1 圖 係為習用電極刺激系統之結構示意圖；

第 2 圖 係為習用電極刺激系統之結構平面圖；

第 3 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統之結構示意圖；

第 4 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統應用於人工電子耳時，對應電極間所產生的虛擬頻道之活化函數曲線剖面圖；

第 5 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統平面狀乘載面之結構示意圖；

第 6 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統傾斜面狀乘載面之結構示意圖；

第 7 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統球狀乘載面之結構示意圖；

第 8 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統電極排序之結構示意圖；

第 9 圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統另一實施例之結構示意圖；

第10圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統某一電極群組之立體示意圖；

第11圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激系統某一電極群組之俯視示意圖；以及

第12圖 係為本發明之多群組電極陣列的電極刺激方法之流程示意圖。

【主要元件符號說明】

1：電極刺激系統；

3：多群組電極陣列的電極刺激系統；

11、31、51、61、71、81、92：植入本體；

12、32、411-414、421-424、45、46、52、62、72、

82、91：電極；

13、33：電極控制器；

14、34、53、63、73、83、93：電極陣列；

15：刺激方向；

321：第一電極；

322：第二電極；

323：第三電極；

324：第四電極；

35：電極群組；

36、54、64、74、94：虛擬頻道；

201032858

41-44：曲線；以及

S1-S4 步驟。

七、申請專利範圍：

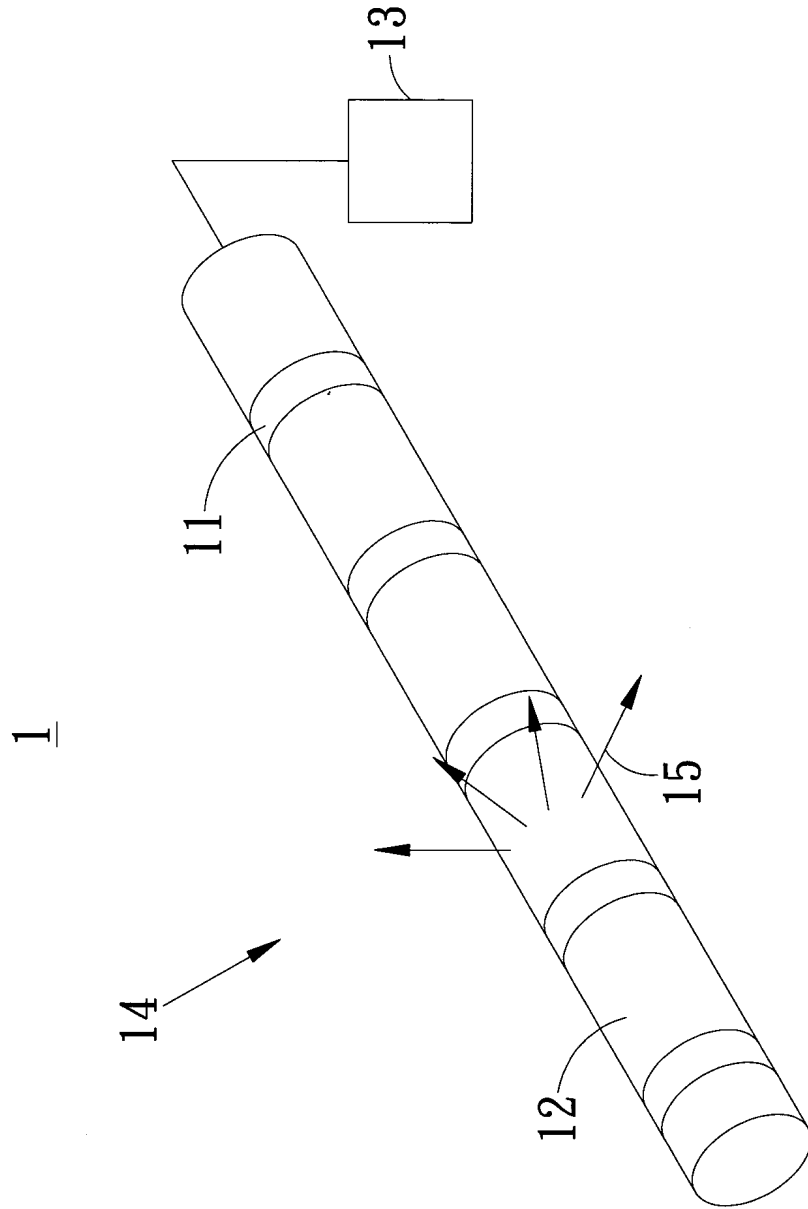
1. 一種多群組電極陣列的電極刺激系統，其包含：
一植入本體，係具有一承載面；
一電極陣列，係設置於該承載面，且具有複數個電極群組，該複數個電極群組具有複數個電極，該複數個電極分別具有一獨立的電源控制；以及
一電極控制器，係接收一控制訊號以驅動一組對應電極，該組對應電極係包含至少兩電極，並透過該獨立的電源控制調整供給該組對應電極之電源，經由電交互作用使產生介於該組對應電極間的一虛擬頻道。
2. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該至少兩電極係包圍在同一該電極群組或分別來自兩相鄰該電極群組。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該控制訊號係包含一控制參數，該控制參數為該電源的輸出比例。
4. 如申請專利範圍第 3 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中進一步設置有一對應表，該對應表係用以查詢該控制參數與各該虛擬頻道間的對應關係。
5. 如申請專利範圍第 4 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該對應表係由一基因演算法、螞蟻演算法或遺傳演算法所產生。
6. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激

- 系統，其中該承載面的形狀係為平面狀、傾斜面狀或球面狀。
7. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該複數個電極，係以三角形、四角形、五角形、六角形或局部環狀的排列形式，排列於該電極陣列。
 8. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該電極係為一單極(mono-polar)形式、一雙極(bi-polar)形式或一多極(multi-polar)形式。
 9. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中該組對應電極之電源係為一電壓源或一電流源。
 10. 如申請專利範圍第 1 項所述之多群組電極陣列的電極刺激系統，其中係應用於人工電子耳 (Cochlear Implant, CI) 或腦電深層刺激(Deep Brain Stimulation, DBS)。
 11. 一種多群組電極陣列的電極刺激方法，包含下列步驟：
設置有一植入本體，且該植入本體具有一承載面；
設置一電極陣列於該承載面，該電極陣列具有複數個電極群組，該複數個電極群組具有複數個電極，該複數個電極分別具有一獨立的電源控制；以及
透過一電極控制器接收一控制訊號以驅動一組對應電極，該組對應電極係包含至少兩電極；以及
透過該獨立的電源控制調整供給該組對應電極之電源，經由電交互作用使產生介於該組對應電極間的一虛擬頻道。
 12. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中該至少兩電極係包圍在同一該電極群組或分別來

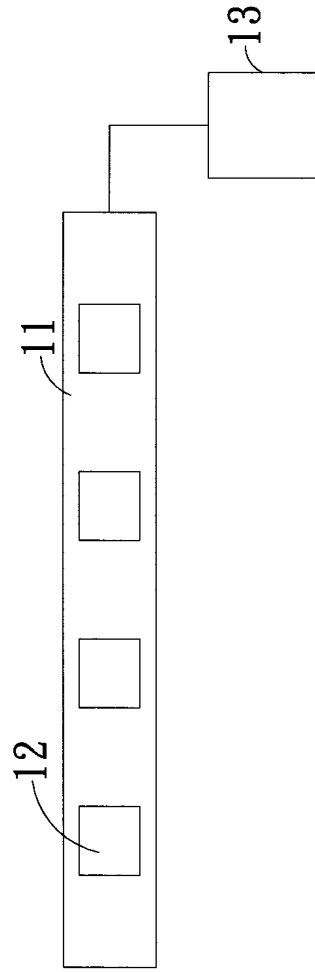
自兩相鄰該電極群組。

13. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中該控制訊號係包含一控制參數，藉由控制該電源的輸出比例以控制該控制參數。
14. 如申請專利範圍第 13 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中利用一對應表以查詢該控制參數與各該虛擬頻道間的對應關係。
15. 如申請專利範圍第 14 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中係藉由一基因演算法、螞蟻演算法或遺傳演算法以產生該對應表。
16. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中該承載面的形狀係為平面狀、傾斜面狀或球面狀。
17. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中係以三角形、四角形、五角形、六角形或局部環狀的排列形式，排列該複數個電極於該電極陣列。
18. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中該電極係為一單極(mono-polar)形式、一雙極(bi-polar)形式或一多極(multi-polar)形式。
19. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中該組對應電極之電源係為一電壓源或一電流源。
20. 如申請專利範圍第 11 項所述之多群組電極陣列的電極刺激方法，其中係應用於人工電子耳 (Cochlear Implant, CI) 或腦電深層刺激(Deep Brain Stimulation, DBS)。

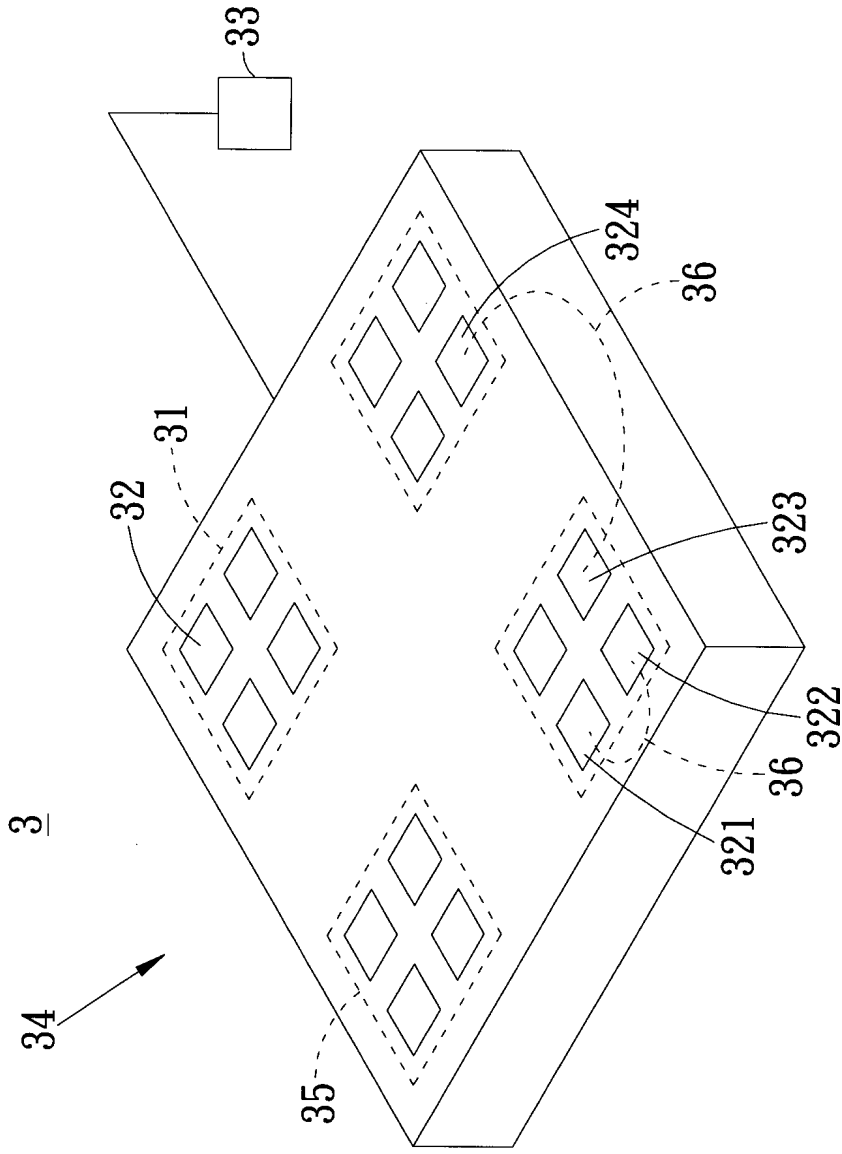
八、圖式：



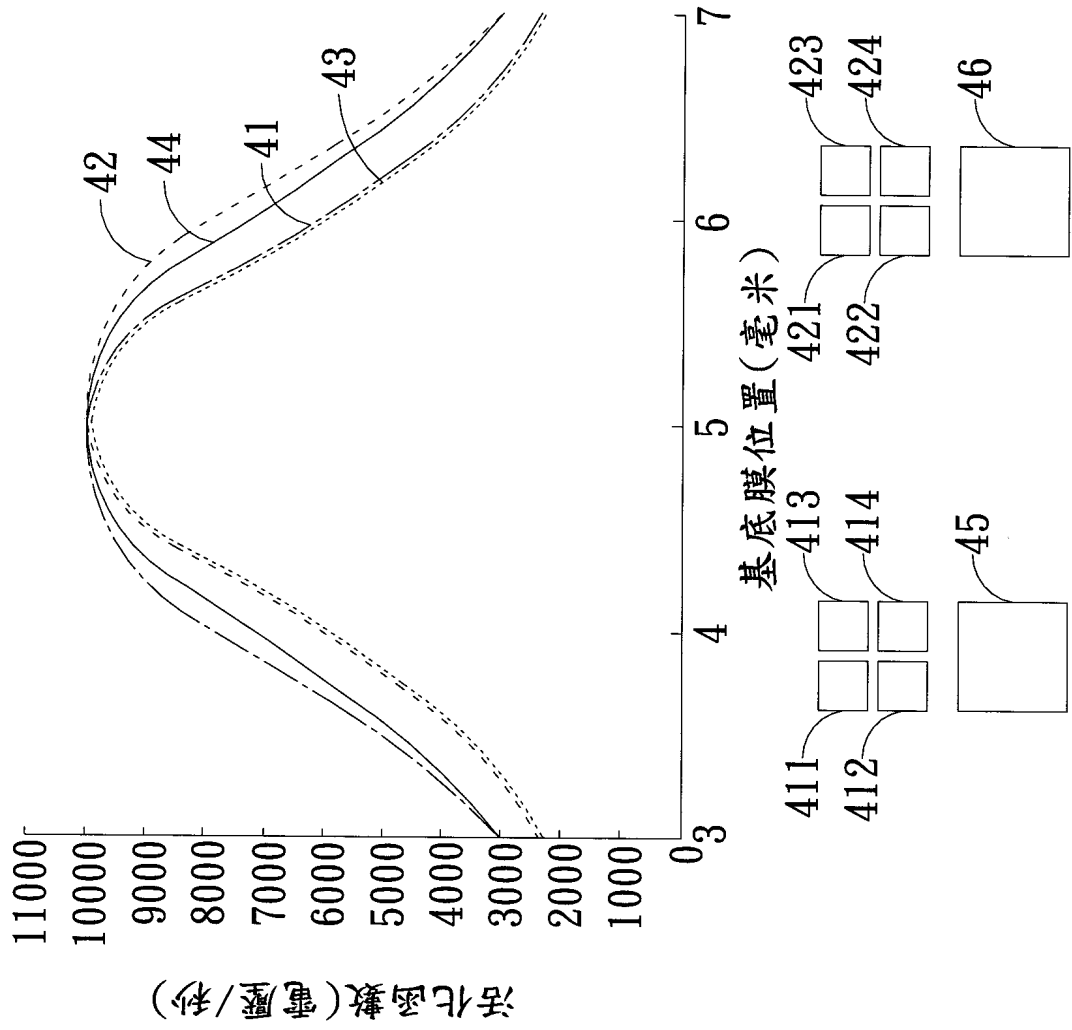
第 1 圖



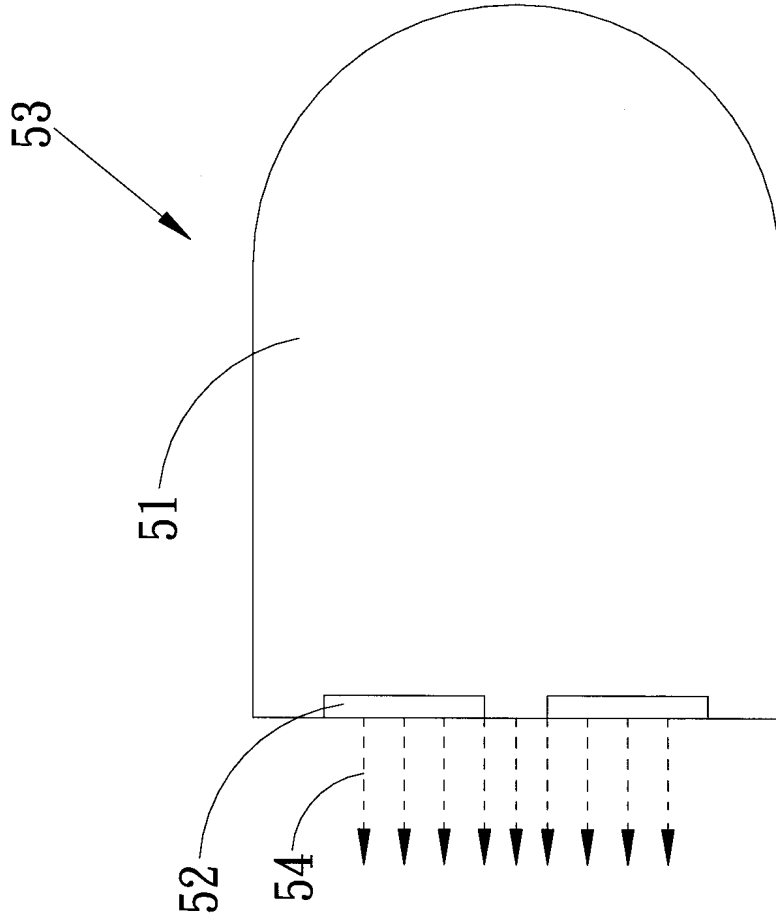
第 2 圖



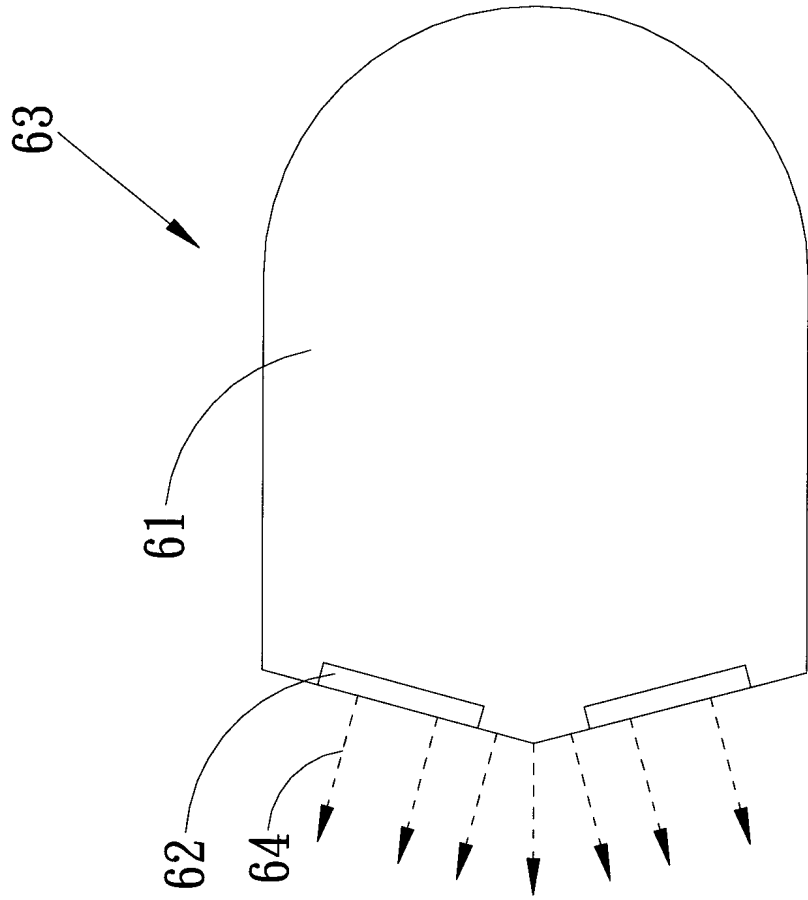
第 3 圖



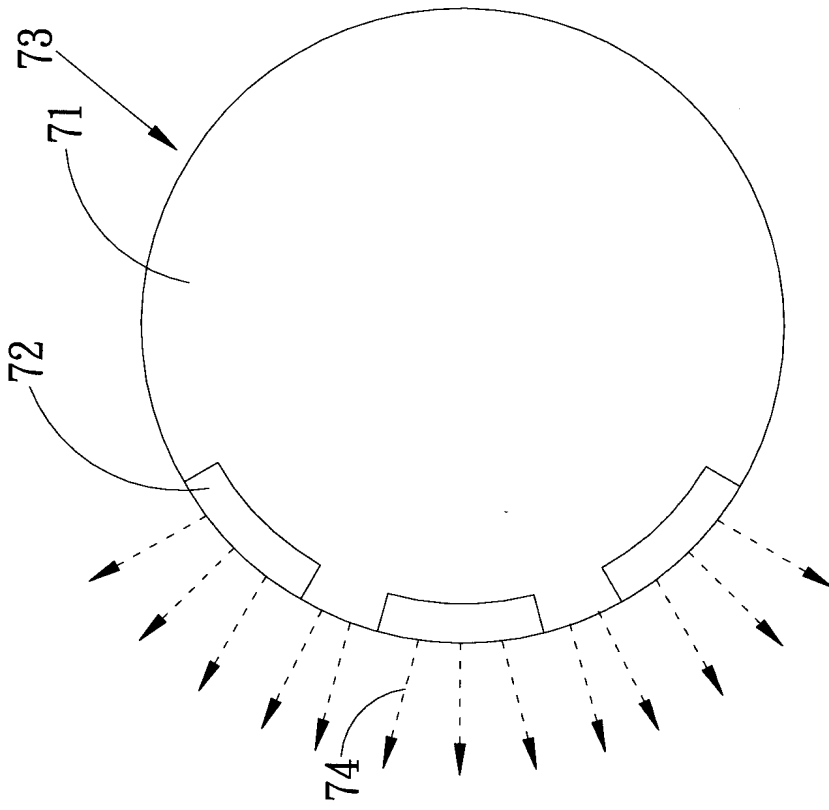
第 4 圖



第 5 圖

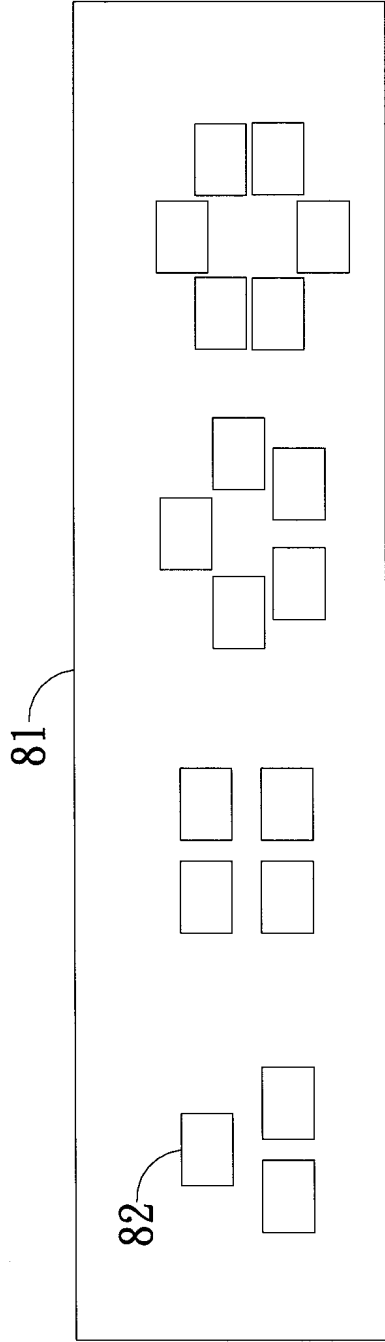


第 6 圖

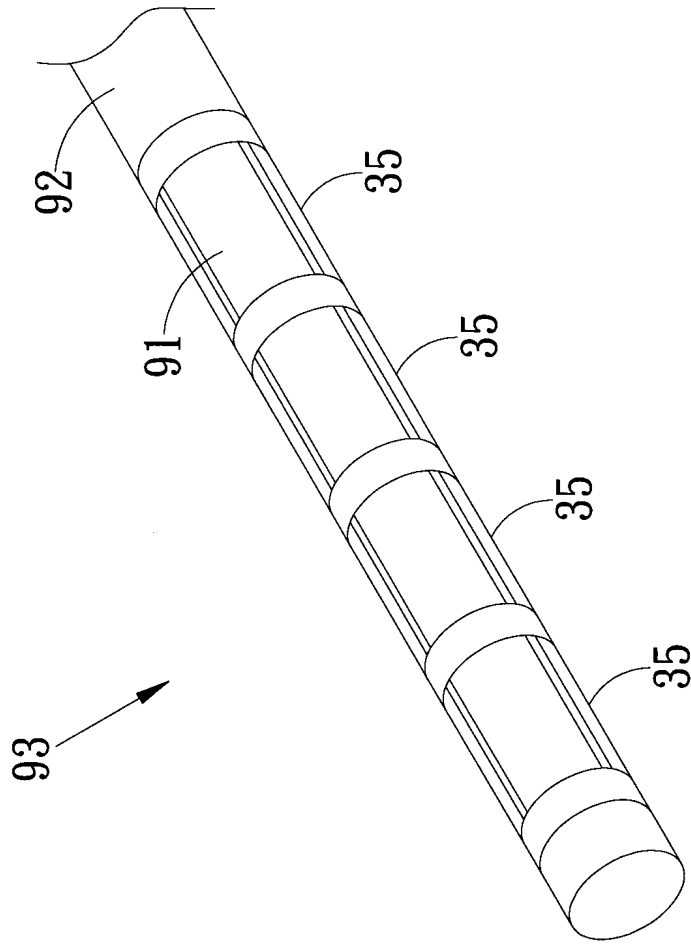


第7圖

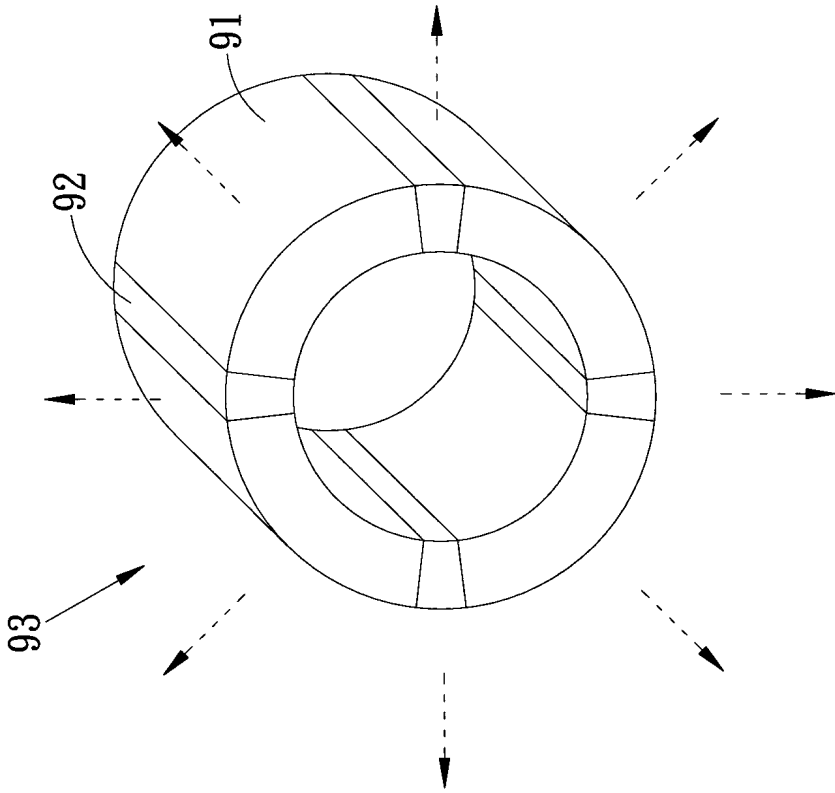
83



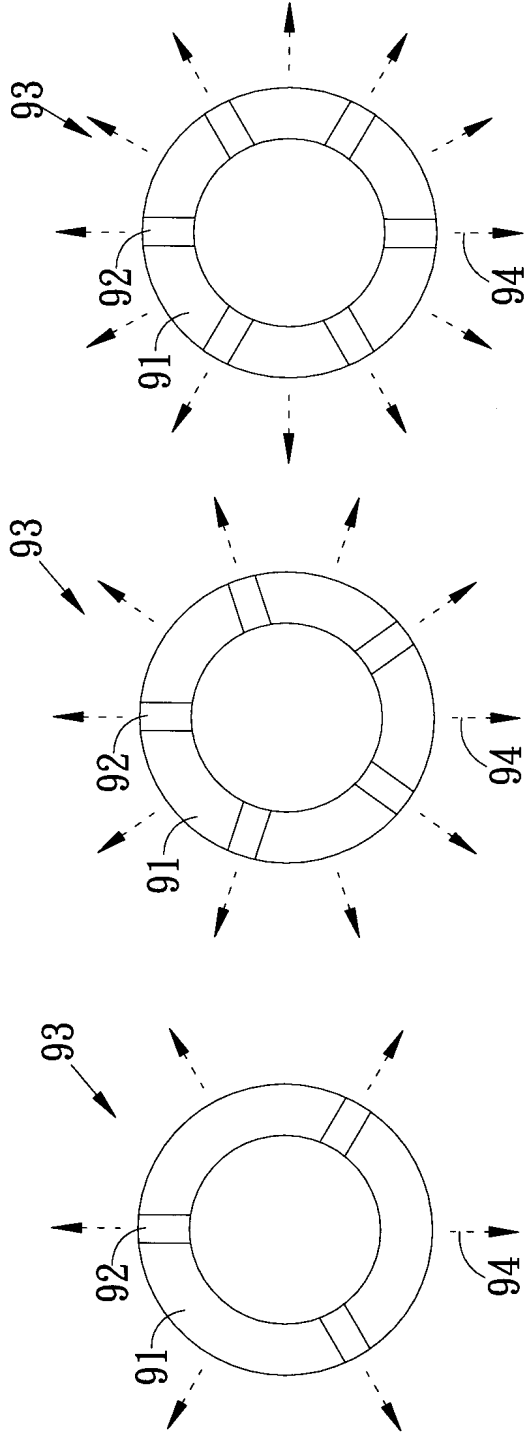
第 8 圖



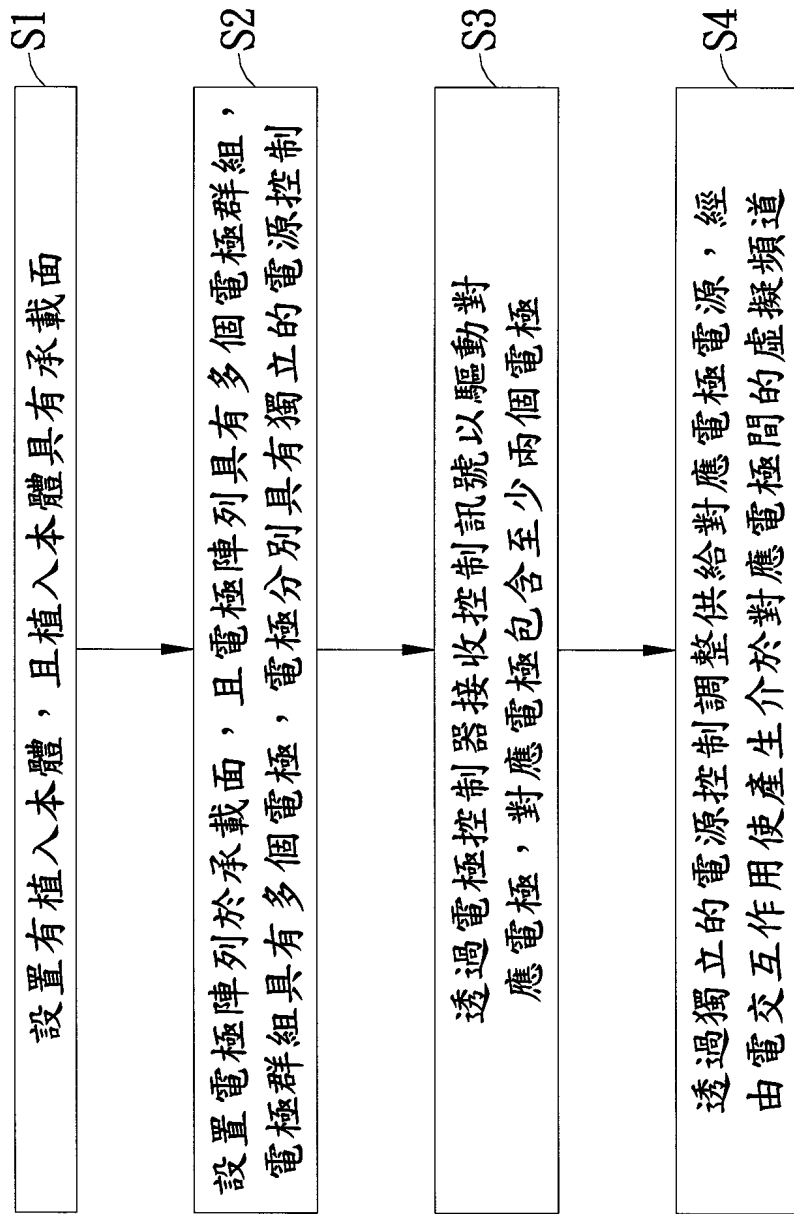
第 9 圖



第 10 圖



第 11 圖



第 12 圖