



(21) 申請案號：099107905

(22) 申請日：中華民國 99 (2010) 年 03 月 17 日

(51) Int. Cl. : 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, CHARLES TAK-MING (US)；李宜軒 LEE, YI HSUAN (TW)

(74) 代理人：黃于真；李國光

(56) 參考文獻：

US 7515966B1

CTM Choi et al., "A Vocoder for a Novel Cochlear Implant Stimulating Strategy Based on Virtual Channel Technology", 13th International Conference on Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings, Volume 23, 2009, pp 310-313.

鄭惟仁，國立中央大學電機工程研究所碩士論文，結合人工電子耳與助聽器對中文語音辨識率的影響，論文出版年：95 年 6 月。

審查人員：劉力夫

申請專利範圍項數：9 項 圖式數：8 共 29 頁

(54) 名稱

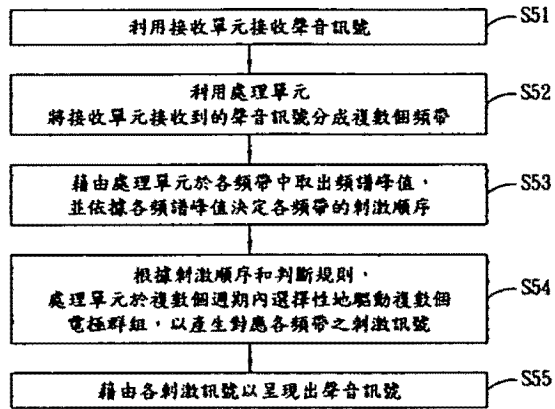
神經纖維之電極刺激方法及其系統

ELECTRODE SIMULATING METHOD AND SYSTEM THEREOF

(57) 摘要

本發明為一種神經纖維之電極刺激方法及其系統，方法包含下列步驟。利用接收單元接收聲音訊號；利用處理單元將聲音訊號分成複數個頻帶；藉由處理單元於各頻帶中取出頻譜峰值，並依據各頻譜峰值大小決定各頻帶的刺激順序；根據刺激順序和判斷規則，處理單元於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應各頻帶之刺激訊號；藉由各刺激訊號以呈現出聲音訊號。其中，判斷規則包含各電極群組間至少間隔一電極，或各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。

The present invention discloses an electrode simulating method and a system thereof, applied to nerve fibers. The method comprises the following steps: receiving a sound signal by a receiving unit; dividing the sound signal into a plurality of frequency band by a processing unit; obtaining the spectral peak in each of frequency bands by the processing unit; determining a simulating order of each frequency bands according the spectral peak; driving a plurality of electrode groups selectively in a plurality of periods for generating the simulating signals respectively according to the simulating order and a determination rule by the processing unit; and performing the sound signal through each of the stimulating signals; wherein the determination rule is that at least one electrode is disposed between each of the electrode groups, or each of the electrode groups does not use the same electrode in adjacent period.



第 5 圖



發明摘要

公告本**【發明摘要】****【中文發明名稱】** 神經纖維之電極刺激方法及其系統**【英文發明名稱】** Electrode simulating method and system thereof**【中文】**

本發明為一種神經纖維之電極刺激方法及其系統，方法包含下列步驟。利用接收單元接收聲音訊號；利用處理單元將聲音訊號分成複數個頻帶；藉由處理單元於各頻帶中取出頻譜峰值，並依據各頻譜峰值大小決定各頻帶的刺激順序；根據刺激順序和判斷規則，處理單元於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應各頻帶之刺激訊號；藉由各刺激訊號以呈現出聲音訊號。其中，判斷規則包含各電極群組間至少間隔一電極，或各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。

【英文】

The present invention discloses an electrode simulating method and a system thereof, applied to nerve fibers. The method comprises the following steps: receiving a sound signal by a receiving unit; dividing the sound signal into a plurality of frequency band by a processing unit; obtaining the spectral peak in each of frequency bands by the processing unit; determining a simulating order of each frequency bands according the spectral peak; driving a plurality of electrode groups selectively in a plurality of periods for generating the simulating signals respectively according to the simulating order and a determination rule by the processing unit; and performing the sound signal through each of the stimulating signals; wherein the determination rule is that at least one electrode is disposed between each of the electrode groups, or each of the electrode groups does not use the

same electrode in adjacent period.

【指定代表圖】 第(5)圖

【代表圖之符號簡單說明】

S51-S55：步驟

【特徵化學式】

無

發明專利說明書

【發明說明書】

【中文發明名稱】 神經纖維之電極刺激方法及其系統

【英文發明名稱】 Electrode simulating method and system thereof

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種電極刺激方法及其系統，特別是有關於一種混合式(hybrid)在多個週期內以多組電極群組以電流導引(current steering)方式模擬多組刺激訊號之技術。

【先前技術】

【0002】 目前，神經纖維刺激技術(neural stimulation)已經廣泛用於神經彌補裝置(neural prosthesis)上，例如人工電子耳的原理係產生電子訊號對的聽神經進行刺激，讓患者可感受到不同頻率的聲音；人工電子視網膜的原理係藉由於視網膜或視覺皮質區上產生電刺激，讓患者有視覺感知。由於神經彌補裝置可設置的電極數量有限，遠小於人體的神經數量，所以模擬出的刺激訊號與實際訊號常有不小的差距。為了讓患者有較佳的感受，如何建立適當的刺激策略，以模擬出更類似於實際訊號的刺激訊號是目前研發人員努力研究的方向。

【0003】 以人工電子耳為例，當電極安裝在耳蝸後，每一電極便對應於一中心頻率，亦即啟動此電極會讓患者感受到一特定頻率的音訊，稱為產生一固定通道(fixed channel)。目前常見的電極刺激策略有三種。第一種電極刺激策略，是將音訊訊

號分成數個頻帶，其中每一頻帶係對應一電極。再從每一頻帶取得一能量值，從中選擇複數個能量值較大的頻帶，並於單一週期內同時啓動所有對應所選頻帶的電極並輸入電流至此些電極以產生電極刺激訊號。第二種電極刺激策略，係將音訊訊號分成數個頻帶，其中每一頻帶係對應一電極，再從每一頻帶取得一能量值，接著在不同週期依序啓動對應不同頻帶的電極，亦即在連續週期內依序啓動電極以呈現所有頻帶的訊號。

【0004】 在上述兩種電極刺激策略中，係透過固定通道的方式來合成原始音訊，故患者感受到的模擬音訊皆是由固定頻率的頻率成份組成。然而如第1圖所示，要模擬近似於原始音訊，必須盡量選用能量值最高的頻率來合成。意即若僅透過固定通道來合成，可能會因原始音訊中能量值最高的頻率不在電極中心頻率的範圍，使得模擬出的音訊與原始音訊有不小的落差。

【0005】 第三種電極刺激策略，是以電流導引(current steering)的方式透過同時啓動相鄰的兩電極以模擬出一頻率介於兩電極中心頻率之間的刺激訊號，稱為產生一虛擬通道(virtual channel)，如此可讓模擬音訊更接近原始音訊(如第1圖所示)。首先，將音訊訊號分成數個頻帶，再從每一頻帶取得其能量值，並找出其中最大能量值所對應的頻率。接著在連續週期內，每一週期同時啓動兩個相鄰的電極，以模擬出一頻帶中最大能量值對應的頻率，產生該頻帶之模擬訊號。如此

在連續週期內依序啓動不同電極模擬所有頻帶的刺激訊號，讓模擬音訊更接近原始音訊。

【0006】請參閱第2圖，其係爲習知技術之第三種電極刺激策略之示意圖。首先，將麥克風收到的聲音訊號分成數個頻帶，例如15個頻帶，再從每一頻帶取得最大能量值(或頻譜峰值)及其對應之頻率，即取出15個欲模擬之頻率及頻譜峰值，並於15個連續週期內依固定順序啓動(turn on)對應頻帶之兩相鄰電極。圖中，係依據8、11、12、9、2、13…6、7、15等順序於15個週期內依序啓動兩相鄰電極，其中電流大小依各頻譜峰值之振幅(amplitude of spectral peak)決定，以模擬出麥克風所收到的聲音訊號。

【0007】然而，使用上述三種電極刺激策略的神經纖維刺激技術仍然有電極使用效率不佳以及患者聽到非預期的聲音的問題。

【發明內容】

【0008】有鑑於上述習知技藝之問題，本發明之目的就是在提供一種神經纖維之電極刺激方法及其系統，藉由同時啓動不同個數的相鄰電極產生虛擬通道，讓模擬音訊更接近原始音訊，更能正確呈現輸入的聲音。本發明之另一目的在於提供一種神經纖維之電極刺激方法及其系統，處理單元於每一週期中驅動不固定的電極數目，以提高電極的使用效率，並進一步減少週期數。

【0009】根據本發明之目的，提出一種神經纖維之電極刺激方法，包含下列步驟。首先，利用接收單元接收聲音訊號，接著，利

用處理單元將聲音訊號分成複數個頻帶。接著，藉由處理單元於各頻帶中取出頻譜峰值，並依據各頻譜峰值決定各頻帶的刺激順序。之後，根據刺激順序和判斷規則，處理單元於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應各頻帶之刺激訊號。最後，藉由各刺激訊號以呈現出聲音訊號。其中，判斷規則包含各電極群組間至少間隔一電極，或各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。

【0010】 根據本發明之目的，提出一種神經纖維之電極刺激系統，其包含一維電極陣列、接收單元和處理單元。一維電極陣列具有複數個電極，且每一電極在驅動後可刺激不同位置的神經纖維。接收單元接收聲音訊號。處理單元將聲音訊號分成複數個頻帶，於各頻帶中取出頻譜峰值，並依據各頻譜峰值決定各頻帶的刺激順序，處理單元根據刺激順序和判斷規則於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應各頻帶之刺激訊號，藉由各刺激訊號以呈現出聲音訊號。其中，判斷規則包含各電極群組間至少間隔一電極，或各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。

【圖式簡單說明】

【0011】 第1圖係為藉由固定通道和虛擬通道合成原始音訊之示意圖；
第2圖係為習知技術之第三種電極刺激策略之示意圖；
第3圖係為本發明之神經纖維之電極刺激系統之示意圖；

第4圖係為本發明之電極陣列置於耳蝸之示意圖；
第5圖為本發明之神經纖維之電極刺激方法流程圖；
第6圖係為本發明之神經纖維之電極刺激方法第一實施例流程圖；
第7圖係為本發明之神經纖維之電極刺激方法之決定電極數目示意圖；以及
第8圖係為本發明之神經纖維之電極刺激方法第二實施例流程圖。

【實施方式】

【0012】 請參閱第3圖，其係為本發明之神經纖維之電極刺激系統之示意圖。圖中，神經纖維之電極刺激系統3包含接收單元31、處理單元32及電極陣列33。接收單元31可為一麥克風，以接收聲音訊號311。處理單元32可包含帶通濾波器 (band-pass filter)，以將聲音訊號311分成複數個頻帶，亦可透過傅立葉轉換(FFT)以將聲音訊號311分成複數個頻帶。當麥克風收到的聲音訊號311藉由處理單元32分析後，可得到頻率和能量強度的對應關係。電極陣列33可設置於患者體中，如將電刺激系統應用於一電子耳時，則電極陣列33置於患者的耳蝸41中，如第4圖所示。電極陣列33係分別用以刺激聽覺神經42，讓患者可感受到不同頻率的聲音，因此每一電極亦對應一中心頻率。一般而言，受限於耳蝸41內空間，電極陣列33的電極數目約介於15~22之間。在以下實施例說明中，電極陣列33係包含16個電極，電極之標號為電極330、電極331、電極332…電極3313、電極3314及電極3315

【0013】 請參閱第5圖，其係為本發明之神經纖維之電極刺激方法流程圖。步驟S51，利用接收單元接收聲音訊號。步驟S52，利用處理單元將接收單元接收到的聲音訊號分成複數個頻帶。步驟S53，藉由處理單元於各頻帶中取出頻譜峰值，並依據各頻譜峰值決定各頻帶的刺激順序。步驟S54，根據刺激順序和判斷規則，處理單元於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應各頻帶之刺激訊號。步驟S55，藉由各頻帶刺激訊號以呈現出聲音訊號。其中，判斷規則包含各電極群組間至少間隔一電極，或各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。

【0014】 請參閱第6圖，其係為本發明之神經纖維之電極刺激方法第一實施例流程圖。在此實施例中，係提供16個電極(標號分別為0、1、2...15)，每一電極係分別對應一中心頻率，兩相鄰電極之中心頻率共組成15個頻帶，故藉由驅動此16個電極刺激神經纖維時，可呈現出麥克風所接收到的聲音訊號。當麥克風接收到聲音訊號後，透過處理單元分析聲音訊號以產生頻率和能量強度的對應關係。圖中，X軸係為聲音訊號的頻率，Y軸係為聲音訊號的能量強度。處理單元可將聲音訊號分成複數個頻帶，在此實施例中，可分為15個頻帶，處理單元於每一個頻帶分別取出頻譜峰值(如圈圈表示之1-15)，以決定各頻帶的刺激順序。圖中，峰值越高，表示其對應之頻率具有較大的能量強度，故本發明之電極刺激系統及其方

法優先處理能量強度較高的訊號，以讓使用者優先取得音訊中重要的頻率成份。

【0015】 電極的選用數目可用不同方式決定，其中一種方式可根據各頻帶頻率分佈情形，藉由比較矩形面積和波形涵蓋的區域範圍來決定。舉例來說，參閱第7圖，當波形涵蓋的範圍大於某一比例時，如75%，表示該頻帶之頻率分佈較分散，則決定使用兩個電極刺激，當波形涵蓋範圍小於75%時，表示該頻帶之頻率分佈較集中，則決定使用四個電極刺激。當使用兩個電極刺激時，可模擬出頻寬較寬的波形；當使用四個電極刺激時，可模擬出頻寬較窄的波形。當模擬出頻寬較窄的波形時，意即受刺激的聽神經對應的頻率範圍較小，較能集中在特定頻率，可讓使用者較清楚地分辨出此特定頻率的聲音。

【0016】 本發明所提出的判斷規則，主要是避免各頻帶之刺激訊號彼此之間因空間互動(spatial interaction)或時間互動(temporal interaction)效應而產生訊號失真。避免空間互動效應的方式為各電極群組間至少間隔一電極，亦表示選用的電極群組不相鄰。舉例來說，當於第一週期(cycle 1)選用電極3和電極4作為第一電極群組時，則在第一週期時，第二電極群組所選用的電極不能包含電極2和電極5。避免時間互動效應的方式為各電極群組於複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極。舉例來說，當於第一週期選用電極3和電極4作為第一電極群組時，則第二週期選用的第二電

極群組不能包含電極3和電極4。空間和時間互動效應必須同時避免，各頻帶刺激訊號才不會互相影響造成訊號失真。

【0017】 參閱第6圖，其係為本發明之神經纖維之電極刺激方法第一實施例流程圖。首先，預先設定以八個週期呈現出麥克風所收到的聲音訊號，每個週期限制最多安排二個電極群組，然而本發明的週期數並不受限於八個週期，每個週期可安排的電極群組數也不受限於二個。由於圈號1在此聲音訊號中具有最大的能量值，故處理單元於週期1(cycle 1)安排第一電極群組(3、4)以產生對應此頻帶之刺激訊號，由於波形涵蓋的範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(3、4)以刺激神經纖維。

【0018】 接著，處理單元進行刺激具有圈號2的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(5、6、7、8)來進行刺激神經纖維，爲了讓訊號不會有失真的問題，故處理單元安排第二電極群組(5、6、7、8)於第三週期。

【0019】 接著，處理單元進行刺激具有圈號3的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(6、7、8、9)來進行刺激神經纖維，由於第一週期內滿足各電極群組至少間隔一電極的條件，故可安排第三電極群組(6、7、8、9)於第一週期。

【0020】 接著，處理單元進行刺激具有圈號4的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(1、2、3、4)

來進行刺激神經纖維，爲了避免空間與時間互動效應，故可安排第四電極群組(1、2、3、4)於第五週期。

【0021】 接著，處理單元進行刺激具有圈號5的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(12、13)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間與時間互動效應，且單一週期內最多只安排兩組電極群組，故可安排第五電極群組(12、13)於第二週期。

【0022】 接著，處理單元進行刺激具有圈號6的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(3、4、5、6)來進行刺激神經纖維，爲了讓訊號不會有失真的問題，故可安排第六電極群組(3、4、5、6)於第七週期。

【0023】 接著，處理單元進行刺激具有圈號7的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(8、9、10、11)來進行刺激神經纖維，爲了讓訊號不會有失真的問題，故可安排第七電極群組(8、9、10、11)於第七週期。

【0024】 接著，處理單元進行刺激具有圈號8的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(0、1)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間與時間互動效應，且單一週期內最多只安排兩組電極群組，故可安排第八電極群組(0、1)於第二週期。

【0025】 接著，處理單元進行刺激具有圈號9的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(0、1、2、3)

來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第九電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號9的頻帶。

【0026】 接著，處理單元進行刺激具有圈號10的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(12、13、14、15)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間與時間互動效應，故可安排第十電極群組(12、13、14、15)於第七週期。

接著，處理單元進行刺激具有圈號11的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(4、5、6、7)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十一電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號11的頻帶。

【0027】 接著，處理單元進行刺激具有圈號12的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(9、10、11、12)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十二電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號12的頻帶。

【0028】 接著，處理單元進行刺激具有圈號13的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(10、11、12、13)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出

麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十三電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號13的頻帶。

【0029】 接著，處理單元進行刺激具有圈號14的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(7、8、9、10)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十四電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號14的頻帶。

【0030】 接著，處理單元進行刺激具有圈號15的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(14、15)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間與時間互動效應，且單一週期內最多只安排兩組電極群組，故可安排第電極群組(14、15)於第四週期。

【0031】 本發明之神經纖維電極刺激系統及其方法可設定多的週期以呈現出接近原始輸入的聲音訊號。當設定的週期數目越多，越能讓神經纖維電極刺激系統呈現出原始輸入的音訊。即使週期數少，使用者亦可藉由本發明的神經纖維電極刺激系統，優先傳送音訊中最重要的頻率成份。

【0032】 本發明之優點在於可用不同數量的電極來產生虛擬通道，例如第6圖中強度第2的刺激訊號由四個電極(5、6、7、8)模擬之，而強度第1的刺激訊號由二個電極(3、4)模擬之。同時

啓動較多電極所產生的虛擬通道會比較窄，意即受刺激的聽神經對應的頻率範圍較小，較能集中在特定頻率，可讓患者較清楚地分辨出此特定頻率的聲音。如此根據各頻帶頻率分佈情形決定選用的電極數目，可令模擬出之音訊更近似於原始音訊。

【0033】 請參閱第8圖，其係為本發明之神經纖維之電極刺激方法之第二實施例流程圖。此實施中，係提供16個電極(標號分別為0、1、2...15)，每一電極係分別對應一中心頻率，兩相鄰電極之中心頻率共組成15個頻帶，故藉由驅動此16個電極刺激神經纖維時，可呈現出麥克風所接收到的聲音訊號。在此實施例中，可分為15個頻帶，處理單元於每一個頻帶分別取出頻譜峰值(如圈圈表示之1-15)，以決定各頻帶的刺激順序。圖中，峰值越高，表示其對應之頻率具有較大的能量強度，故本發明之電極刺激系統及其方法優先處理能量強度較高的訊號，以讓使用者優先取得音訊中重要的頻率成份。

【0034】 爲了避免各頻帶刺激訊號彼此之間產生時間互動效應，在此實施例中採用間隔週期的方式來驅動電極。由第7圖中發現，本發明僅於奇數週期中安排電極群組，每週期可安排的電極群組數則不限制。決定用來刺激各頻帶刺激訊號之電極個數的方式如同上述，在此不再贅述。

【0035】 由於圈號1在此聲音訊號中具有最大的能量值，故處理單元於週期1(cycle 1)安排第一電極群組(3、4)以產生對應此頻帶之刺激訊號，由於波形涵蓋的範圍大於一預設比例，故

選用兩個電極(3、4)以刺激神經纖維。

【0036】 接著，處理單元進行刺激具有圈號2的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(5、6、7、8)來進行刺激神經纖維，爲了讓訊號不會有失真的問題，故處理單元安排第二電極群組(5、6、7、8)於第三週期。

【0037】 接著，處理單元進行刺激具有圈號3的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(6、7、8、9)來進行刺激神經纖維，由於第一週期內滿足各電極群組至少間隔一電極的條件，故可安排第三電極群組(6、7、8、9)於第一週期。

【0038】 接著，處理單元進行刺激具有圈號4的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(1、2、3、4)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間互動效應，故可安排第四電極群組(1、2、3、4)於第五週期。

【0039】 接著，處理單元進行刺激具有圈號5的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(12、13)來進行刺激神經纖維，由於第一週期已滿足每一電極群組至少間隔一電極，故可安排第五電極群組(12、13)於第一週期。

【0040】 接著，處理單元進行刺激具有圈號6的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(3、4、5、6)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間互動效應，故可安排第六電極群組(3、4、5、6)於第七週期。

- 【0041】 接著，處理單元進行刺激具有圈號7的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(8、9、10、11)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間互動效應，故可安排第七電極群組(8、9、10、11)於第五週期。
- 【0042】 接著，處理單元進行刺激具有圈號8的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(0、1)來進行刺激神經纖維，由於第一週期已滿足每一電極群組至少間隔一電極，故可安排第八電極群組(0、1)於第一週期。
- 【0043】 接著，處理單元進行刺激具有圈號9的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(0、1、2、3)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間互動效應，故處理單元安排第九電極群組(0、1、2、3)於第三週期。
- 【0044】 接著，處理單元進行刺激具有圈號10的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(12、13、14、15)來進行刺激神經纖維，由於第三週期已滿足每一電極群組至少間隔一電極，故可安排第十電極群組(12、13、14、15)於第三週期。
- 【0045】 接著，處理單元進行刺激具有圈號11的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(4、5、6、7)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十一電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有

圈號13的頻帶。

【0046】 接著，處理單元進行刺激具有圈號12的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(9、10、11、12)來進行刺激神經纖維，爲了避免空間互動效應，故可安排第十二電極群組(9、10、11、12)於第七週期。

【0047】 接著，處理單元進行刺激具有圈號13的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(10、11、12、13)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十三電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號13的頻帶。

【0048】 接著，處理單元進行刺激具有圈號14的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍小於一預設比例，故選用四個電極(7、8、9、10)來進行刺激神經纖維，由於只設定八個週期以呈現出麥克風所收到的聲音訊號，故處理單元無法在八個週期中安排第十四電極群組於任一週期內，故處理單元選擇性的不刺激具有圈號13的頻帶。

【0049】 接著，處理單元進行刺激具有圈號15的頻帶，由於此段的波形涵蓋範圍大於一預設比例，故選用兩個電極(14、15)來進行刺激神經纖維，由於第五週期已滿足每一電極群組至少間隔一電極，故可安排第電極群組(14、15)於第五週期。

【0050】 藉由上述之兩種實施例，本發明根據各頻帶頻率分佈情形，

安排不同數量的電極群組以產生虛擬通道，此舉較能呈現與原始輸入的聲音訊號較類似的模擬訊號。另，相較於習之技術，本發明成功的減少刺激訊號的週期數。

【0051】 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。

【符號說明】

【0052】 3：神經纖維之電極刺激系統；
31：接收單元；
321：聲音訊號；
32：處理單元；
323：電極陣列；
330-3315：電極；
41：耳蝸；
42：聽覺神經；以及
S51-S55：步驟。

【主張利用生物材料】

【0053】 無

【序列表】

無

申請專利範圍

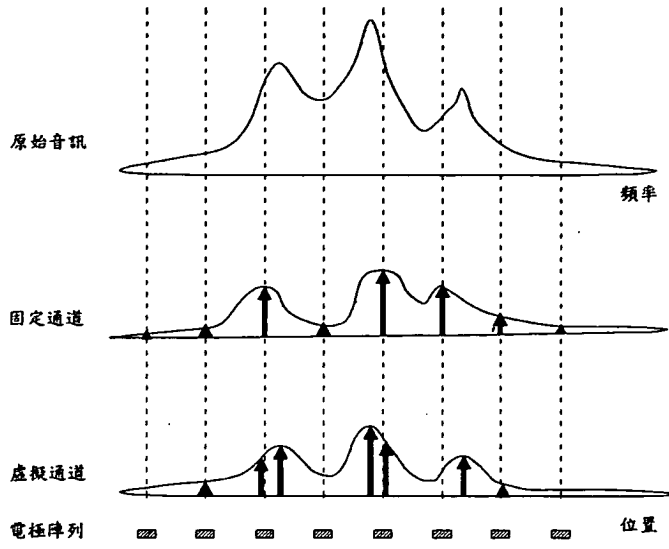
【發明申請專利範圍】

- 【第1項】 一種神經纖維之電極刺激系統，其包含：
- 一維電極陣列，係具有複數個電極，且每一該電極在驅動後係對應不同的中心頻率；
 - 一接收單元，係接收一聲音訊號；以及
 - 一處理單元，係將該聲音訊號分成複數個頻帶，於各該頻帶中取出一頻譜峰值，並依據各該頻譜峰值決定各該頻帶的刺激順序，該處理單元根據該刺激順序和一判斷規則於複數個週期內選擇性地驅動複數個電極群組，以產生對應該頻帶之一刺激訊號，該刺激訊號係用以刺激神經纖維，藉由各該刺激訊號以呈現出該聲音訊號；
- 其中，該判斷規則係包含各該週期之各該電極群組間至少間隔一個電極、該複數個週期之兩相鄰週期間至少間隔一個電極、及各該電極群組於該複數個週期之兩相鄰週期中不重複使用相同之電極；
- 其中，若不滿足該判斷規則，則該電極係不被刺激。
- 【第2項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中該處理單元於該複數個週期之間隔週期中驅動各該電極群組，且各該電極群組至少間隔一電極。
- 【第3項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中該處理單元於該複數個週期中之各該週期分別驅動不同電極個數的該電極群組。

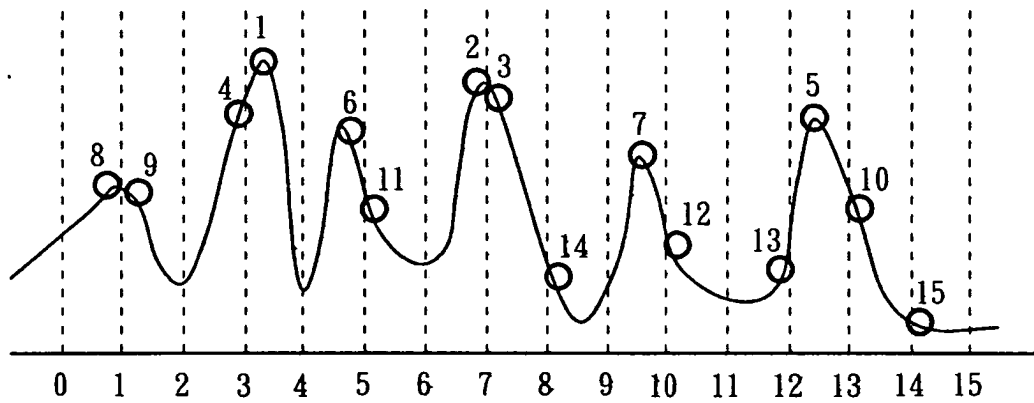
- 【第4項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中各該電極群組係由兩相鄰電極或四個相鄰電極所構成。
- 【第5項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中該聲音訊號係經過傅立葉轉換(FFT)或帶通濾波器(band-pass filter)以產生該複數個頻帶。
- 【第6項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中該處理單元分析該聲音訊號，以取出該聲音訊號之頻率與能量強度的對應關係。
- 【第7項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中當該頻譜峰值係具有最大值時，該頻譜峰值對應之頻率係具有最大之能量強度。
- 【第8項】 如申請專利範圍第7項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中當該頻譜峰值係具有最大值時，該處理單元優先驅動該複數個電極以產生對應該頻帶之該刺激訊號。
- 【第9項】 如申請專利範圍第1項所述之神經纖維之電極刺激系統，其中根據該頻譜峰值以決定驅動各該電極群組之電流大小。

圖式

【發明圖式】



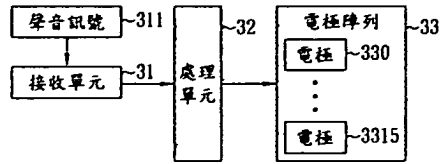
第 1 圖



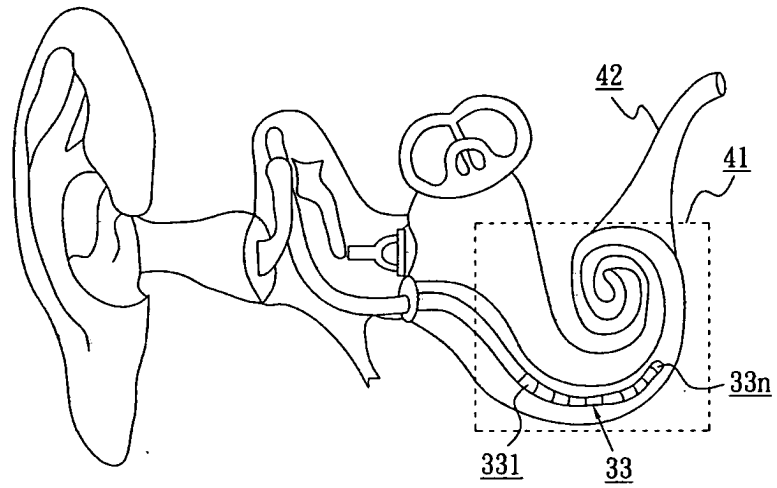
HiRes120

cycle 1	8		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 2	0	1	2	3	4	11		5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 3	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	12		10	11	12	13	14	15
cycle 4	0	9		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 5	0	1	2	3	4	5	2		6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 6	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	13		11	12	13	14	15
cycle 7	0	1	4		2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 8	0	1	2	3	4	5	6	3		7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 9	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	5		12	13	14	15
cycle 10	0	1	2	1		3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 11	0	1	2	3	4	5	6	7	14		8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 12	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	10		13	14	15
cycle 13	0	1	2	3	6		4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 14	0	1	2	3	4	5	6	7	8	7		9	10	11	12	13	14	15
cycle 15	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	15		14	15

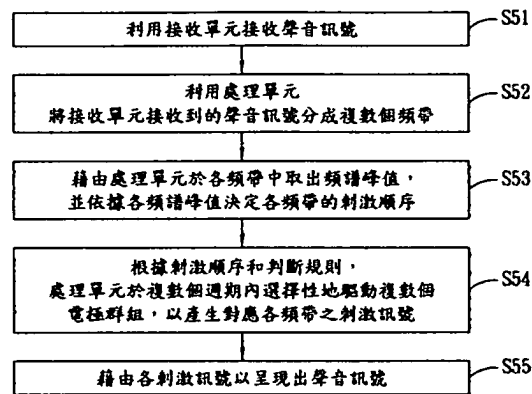
第 2 圖



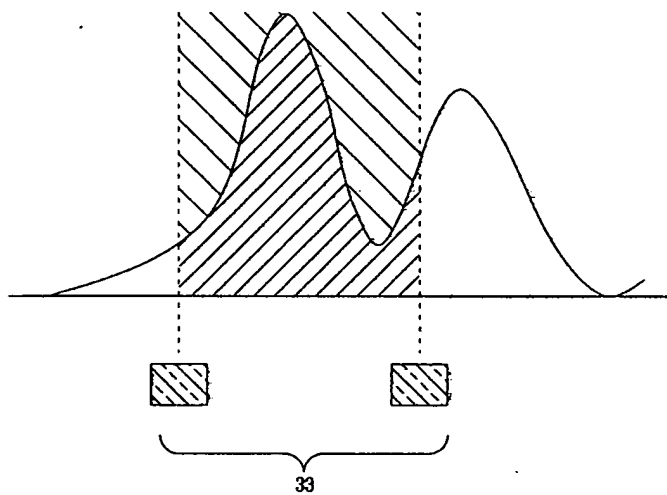
第 3 圖



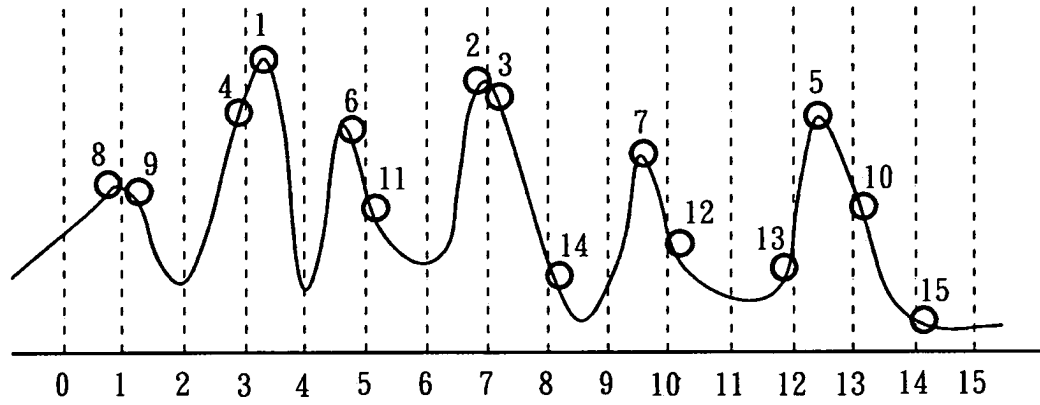
第 4 圖



第 5 圖



第 7 圖



HyRbrid 2

cycle 1		8			1			3				5			5	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 2	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 3																
cycle 4	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 5																
cycle 6	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
cycle 7																
cycle 8	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15

第 8 圖