



(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 201729757 A

(43)公開日：中華民國 106 (2017) 年 09 月 01 日

(21)申請案號：105105632

(22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 02 月 25 日

(51)Int. Cl. : *A61B5/05 (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：鄭裕庭 CHENG, YU TING (TW)；吳重雨 WU, CHUNG YU (TW)；孫瑞昇 SUN, JUI SHENG (TW)；傅宥閔 FU, YU MIN (TW)；陳則宇 CHEN, CHE YU (TW)；
錢信宏 QIAN, XIN HONG (TW)

(74)代理人：陳昭誠

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：12 項 圖式數：9 共 34 頁

(54)名稱

神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法

A NERVE IMPULSE SIGNAL STIMULATION DEVICE AND METHOD THEREOF

(57)摘要

一種神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法，該刺激裝置係包括：具有相對之第一表面及第二表面之基板；設於該基板之該第一表面上之第一金屬層；設於該第一金屬層上之第二金屬層；外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分之複數開口；以及設於該基板之該第二表面上之鐵磁性材料。本發明藉由複數開口的設置，使得該神經脈衝訊號刺激裝置具有並聯電路之結構，並且透過該並聯電路以提高該刺激裝置之電流負荷量及磁場強度，同時也縮小該刺激裝置之尺寸，藉以確保手術操作的安全性。

A nerve impulse signal stimulation device and method thereof, wherein the stimulation device comprises: a substrate having a first surface and a second surface opposite to the first surface; a first metal layer formed on the first surface of the substrate; a second metal layer formed on the first metal layer; a plurality of openings exposing a portion of the first surface of the substrate, a portion of the first metal layer and a portion of the second metal layer; and a ferromagnetism material formed on the second surface of the substrate. By providing the plurality of openings, the nerve impulse signal stimulation device having a parallel circuits structure, so that improving the current load and the magnetic field intensity of the stimulation device with the parallel circuits, and reducing the size of the stimulation device simultaneously, in order to ensure safety of the operations.

指定代表圖：

符號簡單說明：

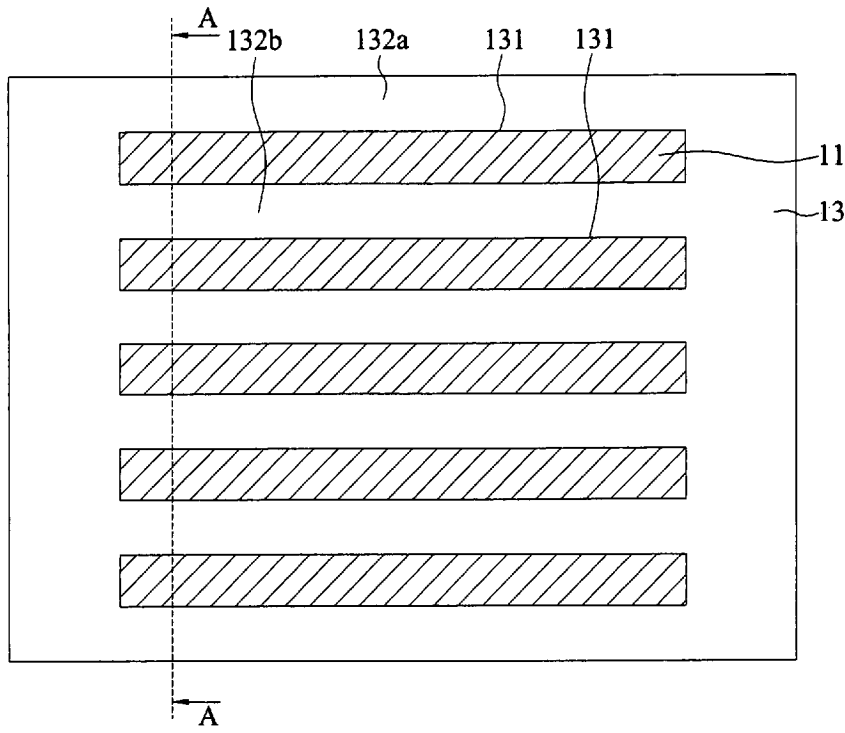
11 . . . 基板

13 . . . 第二金屬層

131 . . . 開口

132a、132b . . . 條
狀結構

A-A . . . 剖線



第2A圖

發明摘要

※申請案號：105105632.

※申請日：105.2.25.

※IPC分類：A61B 5/05 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法

A NERVE IMPULSE SIGNAL STIMULATION DEVICE
AND METHOD THEREOF

● 【中文】

一種神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法，該刺激裝置係包括：具有相對之第一表面及第二表面之基板；設於該基板之該第一表面上之第一金屬層；設於該第一金屬層上之第二金屬層；外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分之複數開口；以及設於該基板之該第二表面上之鐵磁性材料。本發明藉由複數開口的設置，使得該神經脈衝訊號刺激裝置具有並聯電路之結構，並且透過該並聯電路以提高該刺激裝置之電流負荷量及磁場強度，同時也縮小該刺激裝置之尺寸，藉以確保手術操作的安全性。

【英文】

A nerve impulse signal stimulation device and method thereof, wherein the stimulation device comprises: a substrate having a first surface and a second surface opposite to the first surface; a first metal layer formed on the first surface of the substrate; a second metal layer formed on the first metal layer; a plurality of openings exposing a portion of the first surface of the substrate, a portion of the first metal layer and a portion of the second metal layer; and a ferromagnetism material formed on the second surface of the substrate. By providing the plurality of openings, the nerve impulse signal stimulation device having a parallel circuits structure, so that improving the current load and the magnetic field intensity of the stimulation device with the parallel circuits, and reducing the size of the stimulation device simultaneously, in order to ensure safety of the operations.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 2A ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

11	基板
13	第二金屬層
131	開口
132a、132b	條狀結構
A-A	剖線

【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】(中文/英文)

神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法

A NERVE IMPULSE SIGNAL STIMULATION DEVICE
AND METHOD THEREOF

【技術領域】

本發明係有關一種神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法，尤指一種應用於脊髓神經相關手術之神經脈衝訊號刺激裝置及其製造方法。

【先前技術】

於脊髓神經之相關手術中，爲了避免因脊髓手術的進行而傷及病患之脊髓神經，醫生會於病患之脊髓神經上設置刺激裝置，並持續給予神經脈衝訊號刺激，當醫生觸碰到病患之脊髓神經時，脊髓神經所接收到的刺激訊號會有所改變，藉由該脊髓神經上訊號之變動，以供醫生判斷於手術過程中是否有傷害到該病患之脊髓神經。

刺激脊髓神經的脈衝訊號的方式有直接電刺激與磁刺激兩種方式。直接電刺激係指直接於脊髓神經之兩端接上電線，以直接於脊髓神經施加電流的方式，透過電流的改變以供醫生於手術過程中判斷是否有傷害到該病患之脊髓神經。然而根據文獻指出，直接電刺激之刺激方式可能會使神經組織受損，或是神經組織阻抗太大，致使電刺激效果不好等等。

磁刺激係指利用電磁鐵所產生之磁場，引發脊髓神經產生電流，不同於直接電刺激接觸病患之脊髓神經之方式，磁刺激不需接觸病患之脊髓神經，即可於脊髓神經中產生電流。

然而，現有的磁刺激裝置係以串聯之方式製成，其所產生之磁場受到電線所能負荷電流之限制，若要提高磁刺激裝置之磁場，勢必增加輸入磁刺激裝置之電流。例如，一般銅線所能承受的電流密度約 $1\text{mA}/\mu\text{m}^2$ ，若提供磁刺激裝置之電流超過銅線所能承受的電流密度，則該銅線即會燒毀。

再者，磁刺激裝置必須塞入脊椎骨下方之空間中，以引發脊髓神經產生電流。然而，受到該空間的限制，若要增加磁刺激裝置之磁場，則必須增加電線所纏繞的數量，同時，該磁刺激裝置之體積勢必增加。

因此，如何克服習知技術之種種問題，以加強磁刺激裝置之磁場大小及避免其體積增加，實為本領域技術人員亟欲解決的重要課題之一。

【發明內容】

鑒於上述習知技術之缺點，本發明係提供一種製造神經脈衝訊號刺激裝置之方法，係包括：提供具有相對之第一表面及第二表面之基板；於該基板之該第一表面上形成第一金屬層；於該第一金屬層上形成第二金屬層；於該第二金屬層上形成圖案化阻層，以覆蓋位於該圖案化阻層下方之第二金屬層；於未覆蓋該圖案化阻層之該第二金屬層

上繼續形成該第二金屬層；移除該圖案化阻層及該圖案化阻層下方之該第一、第二金屬層，以形成外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分之複數開口；以及將鐵磁性材料貼附於該基板之該第二表面上。

本發明復提供一種神經脈衝訊號刺激裝置，係包括：基板，係具有相對之第一表面及第二表面；第一金屬層，係設於該基板之該第一表面上；第二金屬層，係設於該第一金屬層上；複數開口，係外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分；以及鐵磁性材料，係設於該基板之該第二表面上。

前述之神經脈衝訊號刺激裝置中，各該複數開口係呈肋條狀，且各該複數開口之間互相並排。

前述之神經脈衝訊號刺激裝置中，該第一金屬層係由鈦金屬所製成。

前述之神經脈衝訊號刺激裝置中，該第二金屬層係由銅金屬所製成。

前述之神經脈衝訊號刺激裝置中，復包括設於該第一金屬層之側表面及該第二金屬層之側表面及上表面之第三金屬層，以及設於該第三金屬層之側表面及上表面之第四金屬層。

前述之神經脈衝訊號刺激裝置中，該鐵磁性材料係由鈷、鐵、鈹化錳、鎳、銻化錳、氧化鉻、砷化錳或錳鋅合金的材料所製成。

由上可知，本發明藉由複數開口的設置，使得該神經脈衝訊號刺激裝置具有並聯電路之結構，並且透過該並聯電路以提高該刺激裝置之電流負荷量及磁場強度，同時也縮小該裝置之尺寸，藉以確保手術操作的安全性。

【圖式簡單說明】

第 1A 至 1G 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之製法示意圖；

第 2A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之並聯結構示意圖；

第 2B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之結構剖視圖；

第 3A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之另一並聯結構示意圖；

第 3B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之另一實施例之結構側視圖；

第 4A 圖係為習知之刺激裝置之示意圖；

第 4B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之示意圖；

第 5A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置；

第 5B 圖係為習知之刺激裝置；

第 6A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之測試設備示意圖；

第 6B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之測試訊號圖；

第 7A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之輸入波形圖；

第 7B 圖係為習知之刺激裝置之輸入波形圖；

第 7C 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置所感應之電壓圖；

第 7D 圖係為習知之刺激裝置所感應之電壓圖；

第 8 圖係為習知與本發明之距離與感應電壓之間的關係圖；以及

第 9 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置設於人體之脊髓神經上之示意圖。

【實施方式】

以下藉由特定的具體實施例說明本發明之實施方式，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及功效。

須知，本說明書所附圖式所繪示之結構、比例、大小等，均僅用以配合說明書所揭示之內容，以供熟悉此技藝之人士之瞭解與閱讀，並非用以限定本發明可實施之限定條件，故不具技術上之實質意義，任何結構之修飾、比例關係之改變或大小之調整，在不影響本發明所能產生之功效及所能達成之目的下，均應仍落在本發明所揭示之技術內容得能涵蓋之範圍內。同時，本說明書中所引用之如“第一”及“第二”等之用語，亦僅為便於敘述之明瞭，而非用以限定本發明可實施之範圍，其相對關係之改變或調整，在無實質變更技術內容下，當亦視為本發明可實施之

範疇。

請參閱第 1A 至 1G 圖，係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之製法示意圖。

如第 1A 圖所示，提供具有相對之第一表面 11a 及第二表面 11b 之基板 11，並將該基板 11 之第二表面 11b 貼附於承載層 10 上。

於一實施例中，該承載層 10 係由矽材料所製成。於另一實施例中，該基板 11 係由聚亞醯胺膜 (Kapton) 所製成。

如第 1B 圖所示，於該基板 11 之第一表面 11a 上先形成第一金屬層 12，隨後再於該第一金屬層 12 上形成第二金屬層 13。

於一實施例中，該第一金屬層 12 係由鈦金屬所製成。於另一實施例中，該第二金屬層 13 係由銅金屬所製成。又於一實施例中，形成該第一金屬層 12 及該第二金屬層 13 之方式係為濺射 (sputtering)。

如第 1C 圖所示，於該第二金屬層 13 上形成圖案化阻層 14，以覆蓋位於該圖案化阻層下方之第二金屬層。於一實施例中，該圖案化阻層 14 之形成方式係為微影製程技術，其包含去水烘烤 (dehydration bake)、光阻塗佈 (spin coating)、軟烤 (soft bake)、曝光 (Exposure)、顯影 (development) 及硬烤 (hard bake) 等步驟，但不以此為限。

如第 1D 圖所示，於未覆蓋該圖案化阻層 14 之該第二金屬層 13 上繼續形成該第二金屬層 13。

於一實施例中，使用電鍍的方式於未覆蓋該圖案化阻

層 14 之該第二金屬層 13 上繼續形成第二金屬層 13。

如第 1E 圖所示，移除該圖案化阻層 14 及該圖案化阻層 14 下方之該第一金屬層 12 及該第二金屬層 13，以形成外露該基板 11 之該第一表面 11a 之部分、該第一金屬層 12 之部分及該第二金屬層之部分 13 之複數開口 131。

於一實施例中，使用丙酮移除該圖案化阻層 14。於另一實施例中，使用銅蝕刻液體移除該圖案化阻層 14 下方之該第二金屬層 13，以及使用氫氟酸移除該第二金屬層 13 下方之該第一金屬層 12。

又於一實施例中，於移除該圖案化阻層 14 及該圖案化阻層 14 下方之該第一金屬層 12 及該第二金屬層 13 之步驟後，使用無電極電鍍法於該第一金屬層 12 之側表面及該第二金屬層 13 之側表面及上表面電鍍第三金屬層(如鎳)(未示於圖中)，以包覆該第一金屬層 12 及該第二金屬層 13，以及於該第三金屬層之側表面及上表面電鍍第四金屬層(如金)(未示於圖中)，以包覆該第三金屬層，達到防止該第二金屬層 13 氧化及更好的生物相容性之功效。

如第 1F 圖所示，移除該承載層 10。

如第 1G 圖所示，於該基板 11 之第二表面 11b 上貼附鐵磁性材料 20，以形成神經脈衝訊號刺激裝置 1。

於一實施例中，該鐵磁性材料 20 可由鈷、鐵、鉍化錳、鎳、銻化錳、氧化鉻、砷化錳或錳鋅合金等的材料所製成。

請參閱第 2A 至 2B 圖，第 2A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之並聯結構示意圖；第 2B 圖係

為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之結構剖視圖。

如第 2A 圖所示，第二金屬層 13 係形成於基板 11 上，且複數開口 131 外露該基板 11 之該第一表面 11a 之部分、該第一金屬層 12 之部分及該第二金屬層 13 之部分，各該複數開口 131 的設置以將該第二金屬層 13 分隔出複數條狀結構 132a、132b，其中，各該複數開口 131 係呈肋條狀，且各該複數開口 131 之間互相並排。該複數條狀結構 132a、132b 可等效為並聯電路，以使該第二金屬層 13 呈現並聯電路之型態。

如第 2B 圖所示，係為沿著第 2A 圖中剖線 A-A 剖開所得到之神經脈衝訊號刺激裝置 1 之剖視圖。基板 11 之第二表面 11b 係貼附於鐵磁性材料 20 上，即形成神經脈衝訊號刺激裝置 1。

請參閱第 3A 至 3B 圖，第 3A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之實施例之另一並聯結構示意圖；第 3B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之另一實施例之結構側視圖。

如第 3A 圖所示，複數開口 131 之結構與第 2A 圖中相似，差別僅在於第 3A 圖之該複數開口 131 具有兩列或複數列複數開口 131，以增加並聯電路之數量。

如第 3B 圖所示，與第 2B 圖所示之步驟相同，係將基板 11 之第二表面 11b 貼附於鐵磁性材料 20 上，並包覆鐵磁性材料 20 之上下表面，以形成神經脈衝訊號刺激裝置 1。

請參閱第 4A 至 4B 圖，第 4A 圖係為習知之刺激裝置之示意圖；第 4B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之示意圖。

如第 4A 圖所示，習知之刺激裝置 30 具有電線 31 及核心 32，且總電阻 R_{total} 可等效為第 4A 圖下方之串聯電路，其中，該電線 31 纏繞該核心 32 的圈數為 N ，且每一圈數之電阻值為 R_i 。因此，該習知之刺激裝置 30 之總電阻 R_{total} 可表示為：

$$R_{total} = \sum_{i=1}^N R_i = NR_i$$

故該習知之刺激裝置 30 之功率 P 可表示為：

$$P = I^2(NR_i)$$

特別地，因習知之刺激裝置 30 所產生之磁場方向性，脊髓神經方向 33 必須與習知之刺激裝置 30 之電線 31 所纏繞的方向相同，以使得該習知之刺激裝置 30 能於脊髓神經中產生最大之感應電流。

如第 4B 圖所示，本發明之神經脈衝訊號刺激裝置 1 之總電阻 R_{total} 可等效為第 4B 圖下方之並聯電路，其中，並聯電路具有 N 個電阻 R_i (第 4B 圖中之電阻 R_a 的值很小，忽略不計)。因此，本發明之該神經脈衝訊號刺激裝置 1 之總電阻 R_{total} 可表示為：

$$R_{total} = \left(\sum_{i=1}^N \frac{1}{R_i} \right)^{-1} = \frac{R_i}{N}$$

故本發明之神經脈衝訊號刺激裝置 1 之功率 P 可表示為：

$$P = (NI)^2 \left(\frac{R_i}{N} \right) = I^2 NR_i$$

特別地，本發明所提出之神經脈衝訊號刺激裝置 1 之長度方向 L 與脊髓神經方向 33 相同，以於脊髓神經中產生最大之感應電流。

由上述可知，本發明所提出之神經脈衝訊號刺激裝置 1 所消耗的功率 P 與習知之刺激裝置 30 之功率 P 相同，故本發明所提出之神經脈衝訊號刺激裝置 1 相較於習知之刺激裝置 30 並不會額外消耗能源。

以下為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之製作的實施例說明

請參閱第 5A 圖，係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置，亦請配合參閱第 1A 至 1G 圖，其製作過程如下：

(a) 將厚度為 $75 \mu\text{m}$ 之聚亞醯胺膜 (Kapton[®], Krempel, Germany) 所製成之基板 11 貼附於承載層 10 上；

(b) 濺射 30 nm 之鈦金屬於該基板 11 上，以形成第一金屬層 12；

(c) 濺射 120 nm 之銅金屬於該第一金屬層 12 上，以

形成第二金屬層 13；

(d) 於該第二金屬層 13 上形成圖案化阻層 14(AZ-4620, MicroChemicals)，以覆蓋位於該圖案化阻層下方之第二金屬層；

(e) 於未覆蓋該圖案化阻層 14 之該第二金屬層 13 上繼續形成厚度為 $4\ \mu\text{m}$ 之銅金屬，以增加該第二金屬層 13 之厚度；

(f) 利用丙酮移除該圖案化阻層 14；

(g) 利用氫氟酸及銅蝕刻液分別蝕刻該圖案化阻層 14 下方之該第一金屬層 12 及該第二金屬層 13，以形成複數開口 131(如第 2A 圖所示)，其中，各該複數條狀結構 132a、132b 之寬度係為 $30\ \mu\text{m}$ ，且具有 125 條之條狀結構(即 125 條並聯之電路)；

(h) 使用無電極電鍍法於該第一金屬層 12 之側表面及該第二金屬層 13 之側表面及上表面電鍍第三金屬層(如鎳)，以及於該第三金屬層之側表面及上表面電鍍第四金屬層(如金)，隨後移除該承載層 10；

(i) 於該基板 11 之第二表面 11b 上貼附鐵磁性材料 20，以形成神經脈衝訊號刺激裝置 1，其中，該鐵磁性材料 20 係由錳鋅合金所製成，且該鐵磁性材料 20 之尺寸為長 20mm、寬 5mm 及高 2mm。

以下為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之製作的比較例說明

請參閱第 5B 圖，係為習知之刺激裝置。如圖所示，

習知之刺激裝置 30 係由安星電子公司提供。習知之該刺激裝置 30 具有核心 32，以及由電線 31 纏繞 50 圈的線圈匝數。該電線 31 係由銅金屬所製成，且該電線之直徑為 0.3mm，而該核心 32 之直徑及長度分別為 1.9mm 及 10mm。

上述習知之刺激裝置 30 約能承受 200mA 之輸入電流，若輸入電流超出 200mA，該電線 31 即會燒毀。

以下為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之製作的測試例說明

請參閱第 6A 及 6B 圖，第 6A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之測試設備示意圖；第 6B 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之測試訊號圖。

如第 6A 圖所示，神經脈衝訊號刺激裝置 1 係連接至第一示波器 40 及電源輸入單元 41，其中，該電源輸入單元 41 提供神經脈衝訊號刺激裝置 1 所需的電源，且該第一示波器 40 用以檢測輸入由該電源輸入單元 41 所輸入至該神經脈衝訊號刺激裝置 1 之電源是否正確。

上述之神經脈衝訊號刺激裝置 1 可替換為習知之刺激裝置 30，以做交叉測試進行比對。

測試導線 50 係連接至放大電路 43，且該放大電路 43 之所需電源由直流電源輸入單元 42 所提供，其中，神經脈衝訊號刺激裝置 1 與該測試導線 50 相距一距離 d 。而該測試導線 50 所刺激到的電流訊號由第二示波器 44 所呈現。

如第 6B 圖所示，當輸入 1.5A 之電流及 1kHz 之方波至測試神經脈衝訊號刺激裝置 1 並接近測試導線 50 時，第二

示波器 44(如第 6A 圖所示)即會顯示出如曲線 61 之波形，其中，該曲線 61 之頂點高達 50mV。而當神經脈衝訊號刺激裝置 1 遠離該測試導線 50 時，即呈現出曲線 62。

須說明者，神經脈衝訊號刺激裝置 1 於測試導線 50 中係產生電流，為方便描述係將電流轉換為電壓表示，即於第 6B、7C、7D 及 8 圖中都已先將電流轉換為電壓表示。

請參閱第 7A 至 7D 圖，第 7A 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置之輸入波形圖；第 7B 圖係為習知之刺激裝置之輸入波形圖；第 7C 圖係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置所感應之電壓圖；以及第 7D 圖係為習知之刺激裝置所感應之電壓圖。

如第 7A 及 7B 圖所示，透過電源輸入單元 41（如第 6A 圖所示）輸入 1.5A 之電流至神經脈衝訊號刺激裝置 1 中，以呈現曲線 71；以及透過電源輸入單元 41 輸入 30mA 之電流至習知之刺激裝置 30 中，以呈現曲線 72，其中，第 7A 及 7B 圖中之縱軸為電流，橫軸為時間。

須說明者，輸入 30mA 之電流至習知之刺激裝置 30 中，且該習知之刺激裝置 30 之線圈匝數為 50 圈（如第 5B 圖所示與相對應之內容），根據習知螺旋管磁場公式 $B = \mu ni$ 得知，該習知之刺激裝置 30 所產生之磁場相當於輸入電流 1.5A 至線圈匝數為 1 圈之習知之刺激裝置 30 中所產生之磁場。

如第 7C 及 7D 圖所示，當神經脈衝訊號刺激裝置 1 與該測試導線 50 相距之距離 d 為 1mm 時，呈現曲線 73 之型

態；以及當習知之刺激裝置 30 與該測試導線 50 相距之距離 d 為 1mm 時，呈現曲線 74 之型態，其中，第 7C 及 7D 圖中之縱軸為感應電壓，橫軸為時間。

由上述可知，於相同測試條件下，神經脈衝訊號刺激裝置 1 所感應之電壓（曲線 73）係大於習知之刺激裝置 30 所感應之電壓（曲線 74）。

請參閱第 8 圖，係為習知與本發明之距離與感應電壓之間的關係圖。如圖所示，橫軸為神經脈衝訊號刺激裝置 1 或習知之刺激裝置 30 與測試導線 50 相距之距離 d ，縱軸為神經脈衝訊號刺激裝置 1 或習知之刺激裝置 30 感應之電壓，此感應電壓已回推成未經由放大電路 43 之感應電壓，其中，該神經脈衝訊號刺激裝置 1 所感應之電壓係以符號 81 表示，而習知之刺激裝置 30 所感應之電壓係以符號 82 表示，且輸入 1.5A 之電流至神經脈衝訊號刺激裝置 1 中，以及輸入 30mA 之電流至習知之刺激裝置 30 中。

由第 8 圖所示可知，本發明所提出之神經脈衝訊號刺激裝置 1 於測試導線 50 所感應之電壓，於任何距離 d 皆大於習知之刺激裝置 30 所感應之電壓，故本發明之神經脈衝訊號刺激裝置 1 具有較佳的感應效果。

請參閱第 9 圖，係為本發明之神經脈衝訊號刺激裝置設於人體之脊髓神經上之示意圖。如圖所示，脊椎骨 91 與脊髓神經 92 之間的空隙係為狹長狀，藉由本發明所設計之神經脈衝訊號刺激裝置 1 可輕易地置入於脊椎骨 91 與脊髓神經 92 之間的空間中，以於脊髓神經 92 中產生感應訊

號 93，供醫生避免於進行手術的過程中傷及病患之脊髓神經 92，以提高手術的安全性。

綜上所述，本發明藉由複數開口的設置，使得該神經脈衝訊號刺激裝置具有並聯電路之結構，並且透過該並聯電路以提高該裝置之電流負荷量及磁場強度，同時也縮小該裝置之尺寸，藉以確保手術操作的安全性。

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。任何熟習此項專業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，舉凡所屬技術領域中具有此項專業知識者，在未脫離本發明所揭示之精神與技術原理下所完成之一切等效修飾或改變，仍應由後述之申請專利範圍所涵蓋。

【符號說明】

1	神經脈衝訊號刺激裝置
10	承載層
11	基板
11a	第一表面
11b	第二表面
12	第一金屬層
13	第二金屬層
131	開口
132a、132b	條狀結構
14	圖案化阻層
20	鐵磁性材料

30	習知之刺激裝置
31	電線
32	核心
33	方向
40	第一示波器
41	電源輸入單元
42	直流電源輸入單元
43	放大電路
44	第二示波器
50	測試導線
61、62	曲線
71-74	曲線
81、82	符號
91	脊椎骨
92	脊髓神經
93	感應訊號
d	距離
L	長度方向
A-A	剖線

申請專利範圍

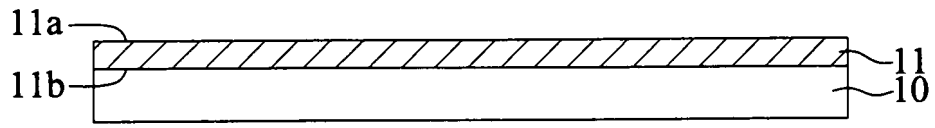
1. 一種製造神經脈衝訊號刺激裝置之方法，係包括：
 - 提供具有相對之第一表面及第二表面之基板；
 - 於該基板之該第一表面上形成第一金屬層；
 - 於該第一金屬層上形成第二金屬層；
 - 於該第二金屬層上形成圖案化阻層，以覆蓋位於該圖案化阻層下方之該第二金屬層；
 - 於未覆蓋該圖案化阻層之該第二金屬層上繼續形成該第二金屬層；
 - 移除該圖案化阻層及該圖案化阻層下方之該第一、第二金屬層，以形成外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分之複數開口；以及
 - 將鐵磁性材料貼附於該基板之該第二表面上。
2. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，各該複數開口係呈肋條狀，且各該複數開口之間互相並排。
3. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該第一金屬層係由鈦金屬所製成。
4. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該第二金屬層係由銅金屬所製成。
5. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，於移除該圖案化阻層及該圖案化阻層下方之該第一、第二金屬層之步驟後，復包括於該第一金屬層之側表面及該第二金屬層之側表面及上表面形成第三金屬層，以及於該第三金

屬層之側表面及上表面形成第四金屬層之步驟。

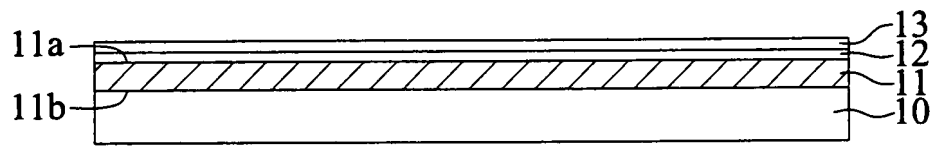
6. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中，該鐵磁性材料係由鈷、鐵、鈹化錳、鎳、銻化錳、氧化鉻、砷化錳或錳鋅合金的材料所製成。
7. 一種神經脈衝訊號刺激裝置，係包括：
 - 基板，係具有相對之第一表面及第二表面；
 - 第一金屬層，係設於該基板之該第一表面上；
 - 第二金屬層，係設於該第一金屬層上；
 - 複數開口，係外露該基板之該第一表面之部分、該第一金屬層之部分及該第二金屬層之部分；以及
 - 鐵磁性材料，係設於該基板之該第二表面上。
8. 如申請專利範圍第 7 項所述之神經脈衝訊號刺激裝置，其中，各該複數開口係呈肋條狀，且各該複數開口之間互相並排。
9. 如申請專利範圍第 7 項所述之神經脈衝訊號刺激裝置，其中，該第一金屬層係由鈦金屬所製成。
10. 如申請專利範圍第 7 項所述之神經脈衝訊號刺激裝置，其中，該第二金屬層係由銅金屬所製成。
11. 如申請專利範圍第 7 項所述之神經脈衝訊號刺激裝置，復包括設於該第一金屬層之側表面及該第二金屬層之側表面及上表面之第三金屬層，以及設於該第三金屬層之側表面及上表面之第四金屬層。
12. 如申請專利範圍第 7 項所述之神經脈衝訊號刺激裝置，其中，該鐵磁性材料係由鈷、鐵、鈹化錳、鎳、銻

化錳、氧化鉻、砷化錳或錳鋅合金的材料所製成。

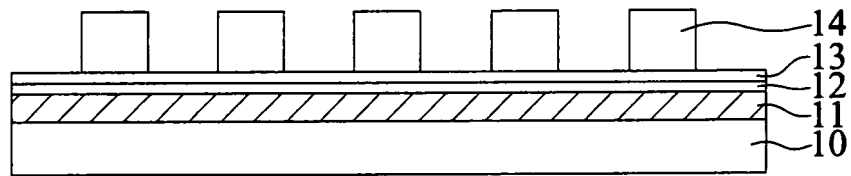
圖式



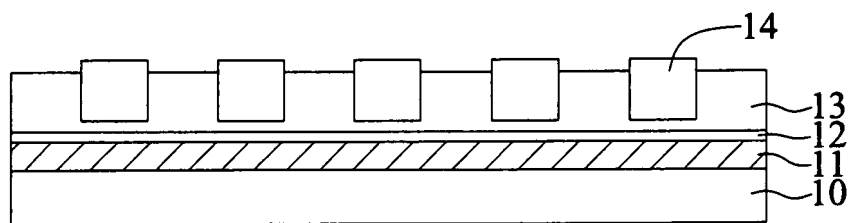
第1A圖



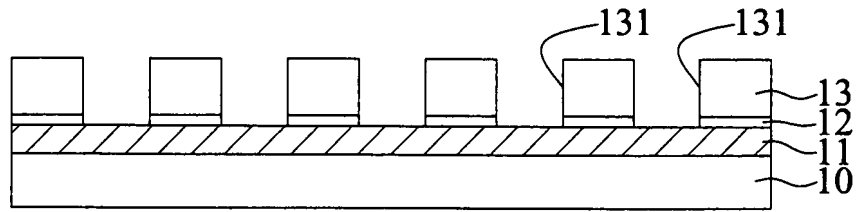
第1B圖



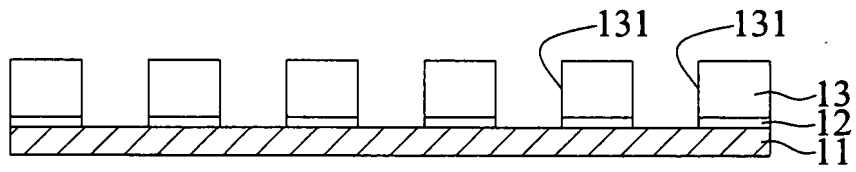
第1C圖



第1D圖

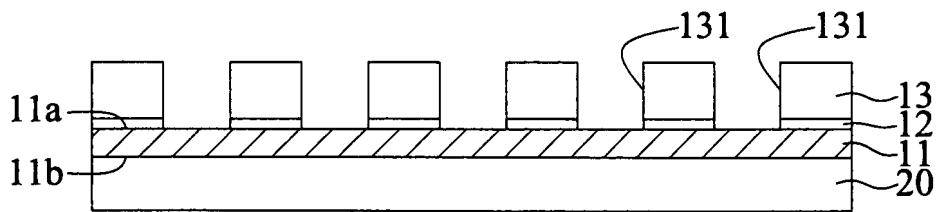


第1E圖

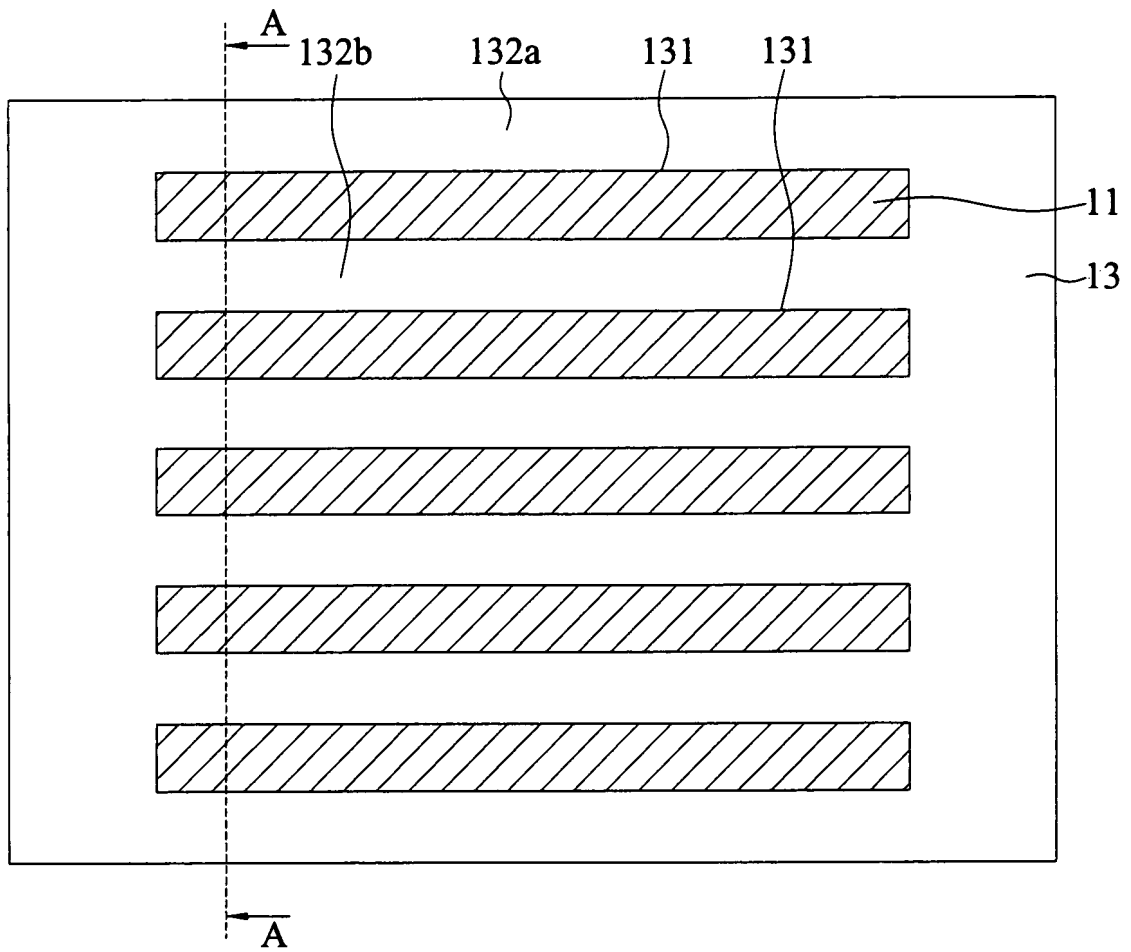


第1F圖

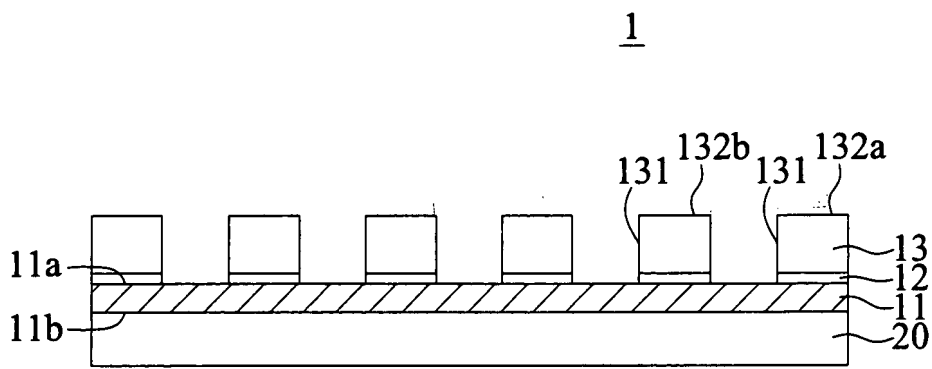
1



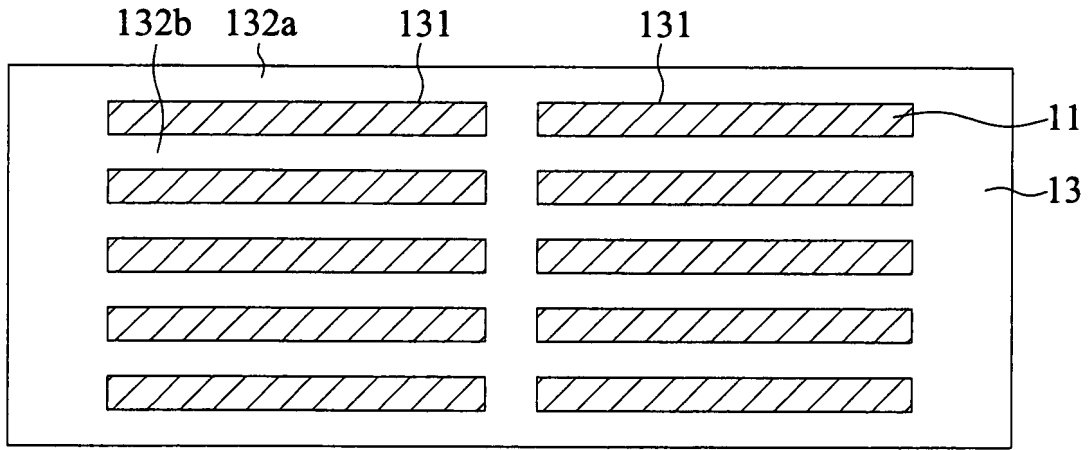
第1G圖



第2A圖

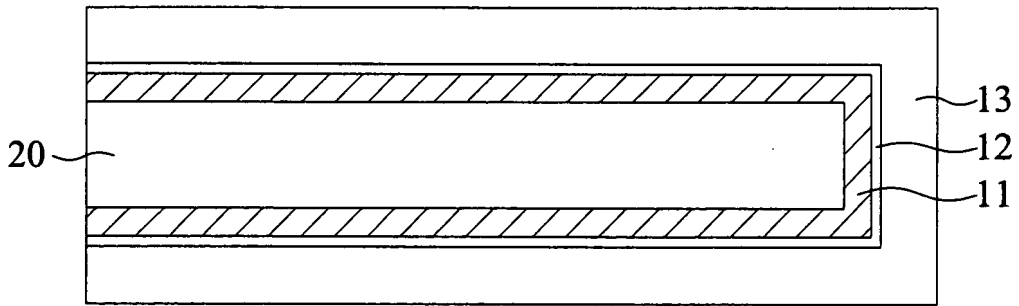


第2B圖

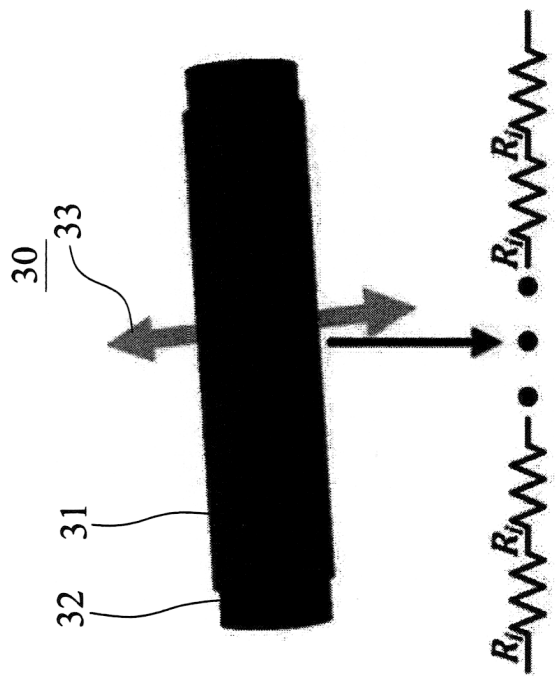


第3A圖

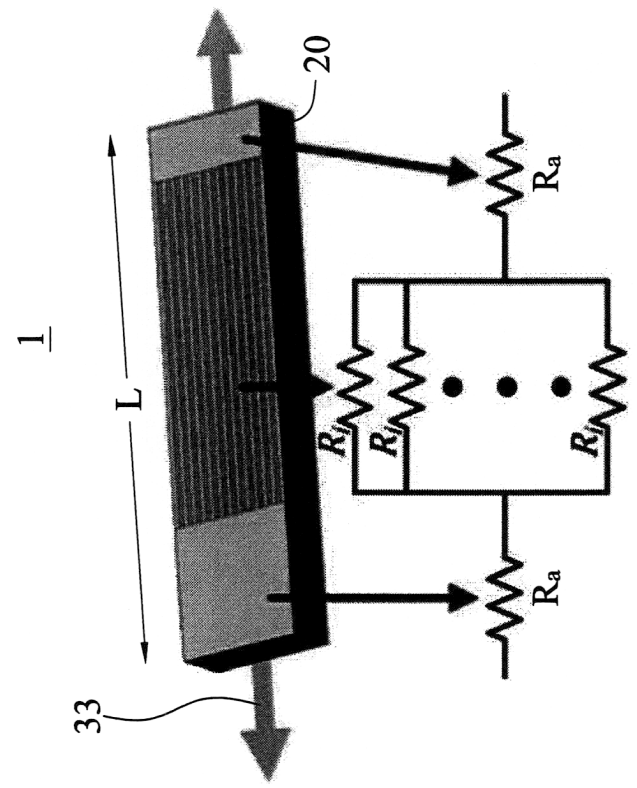
1



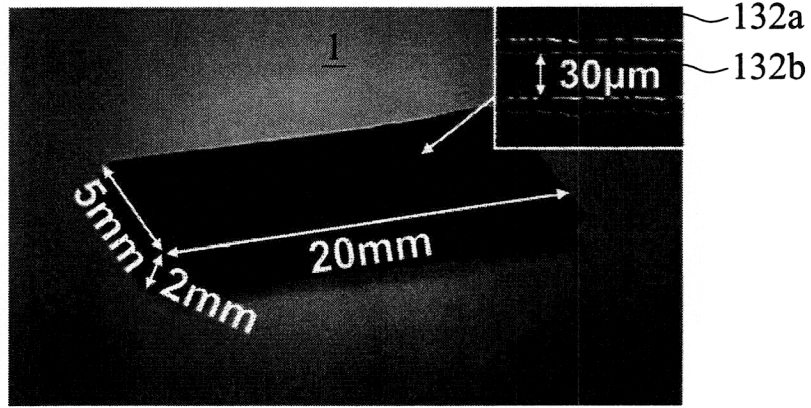
第3B圖



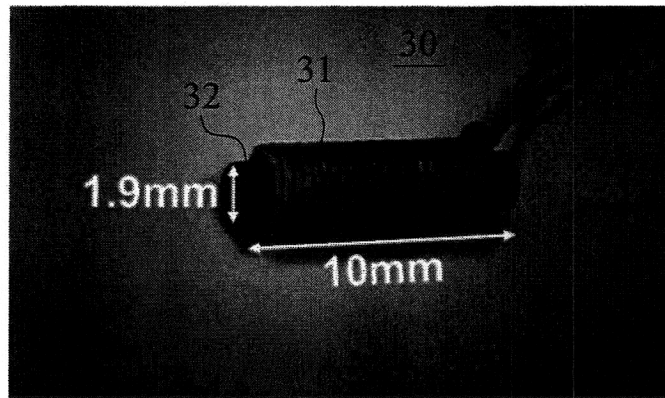
第4A圖



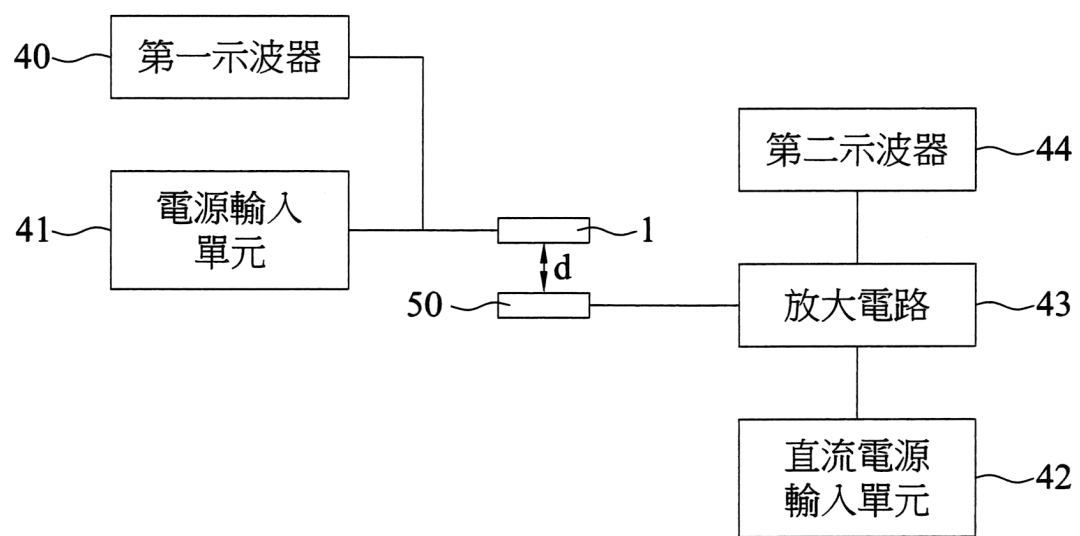
第4B圖



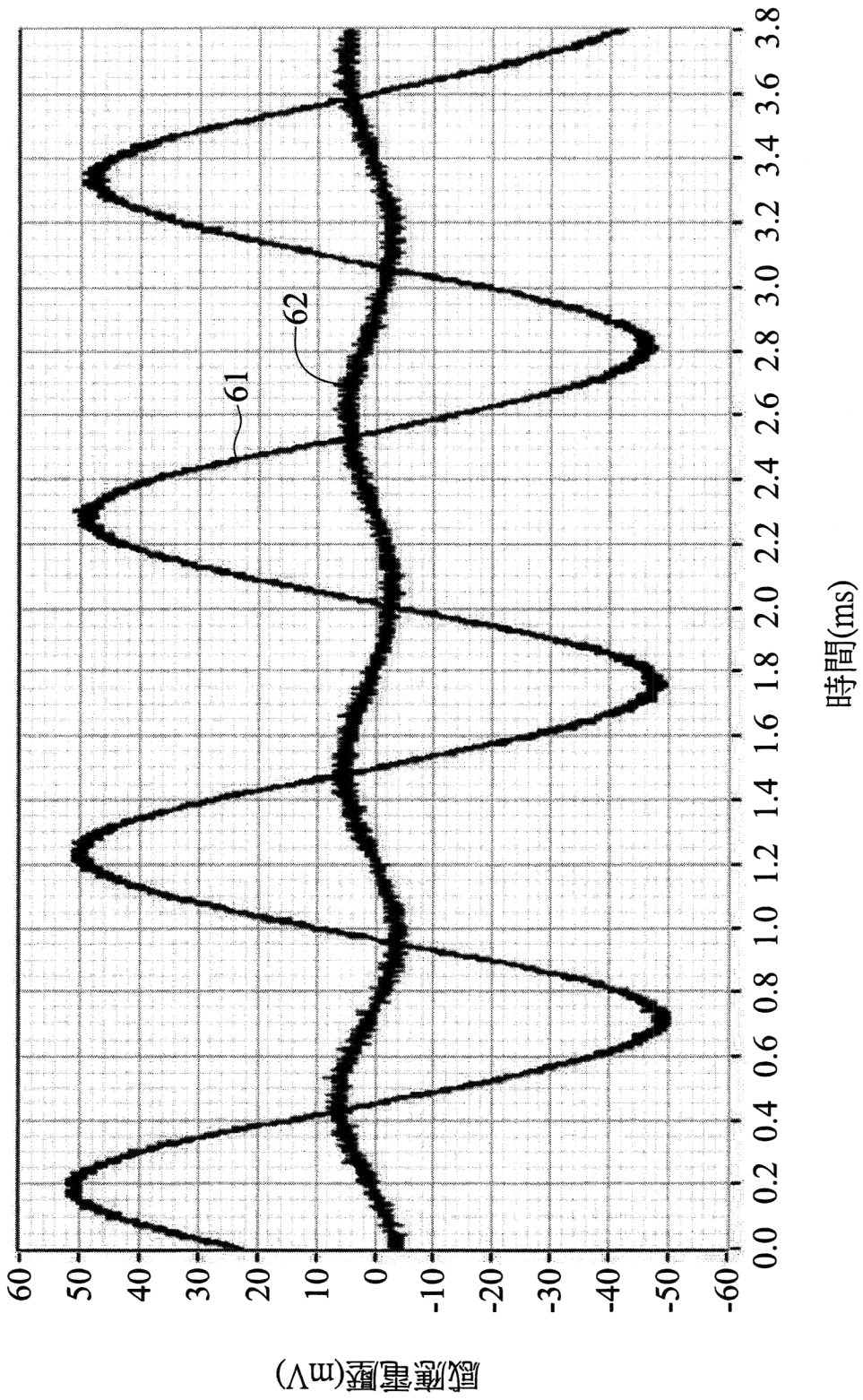
第5A圖



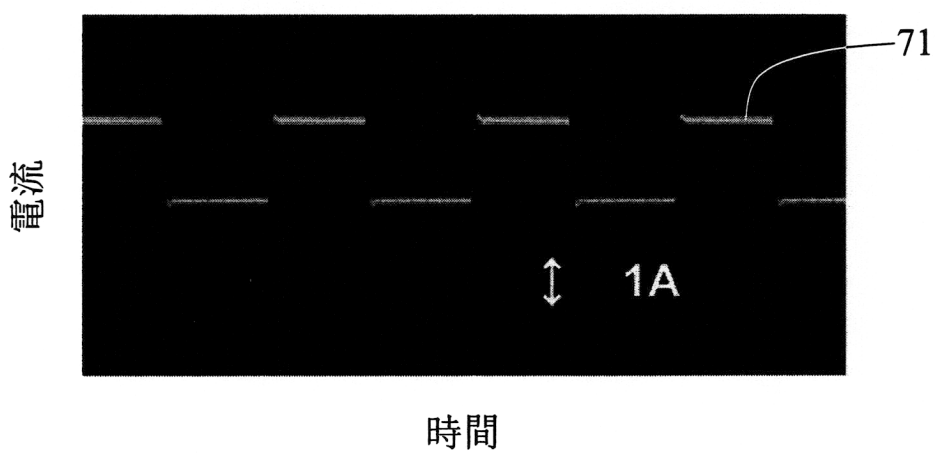
第5B圖



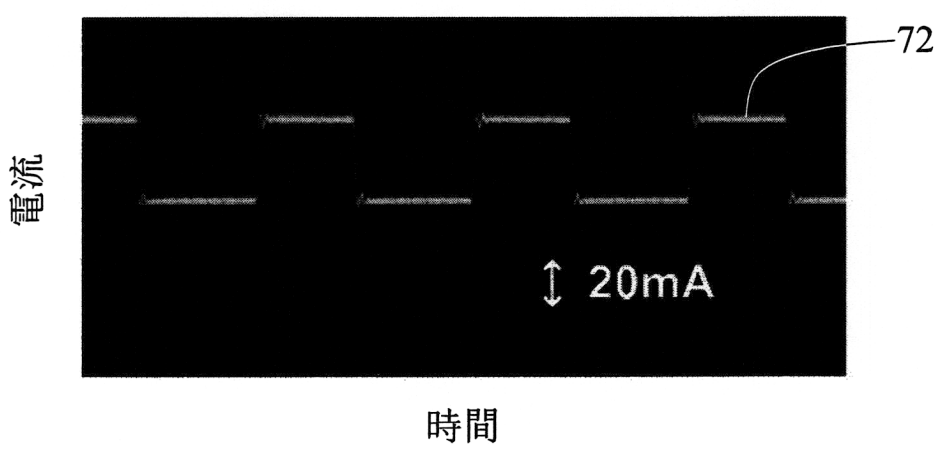
第6A圖



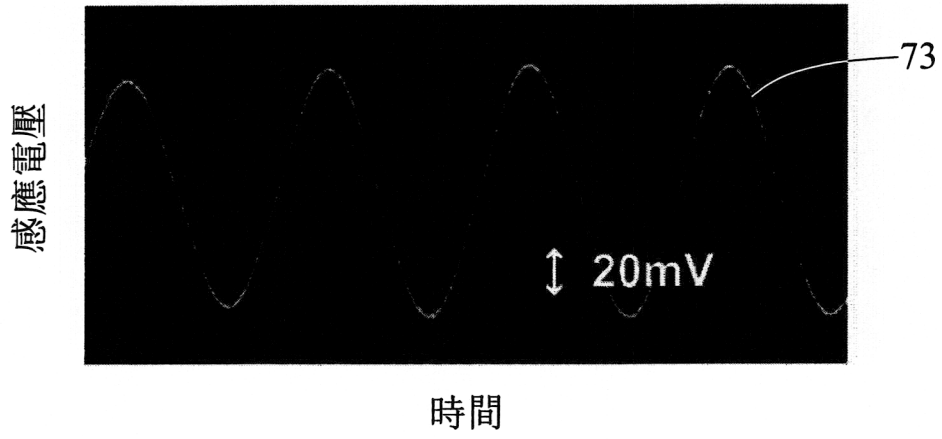
第6B圖



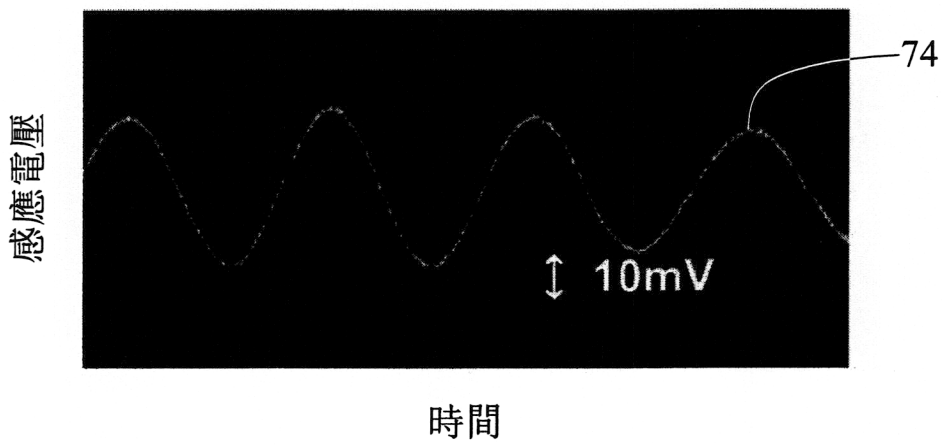
第7A圖



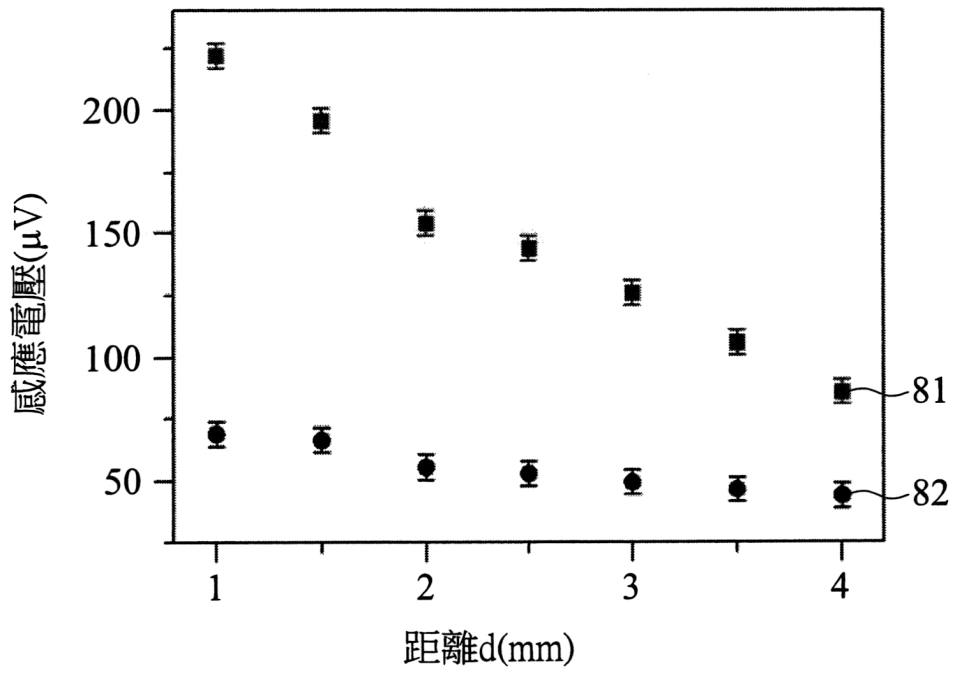
第7B圖



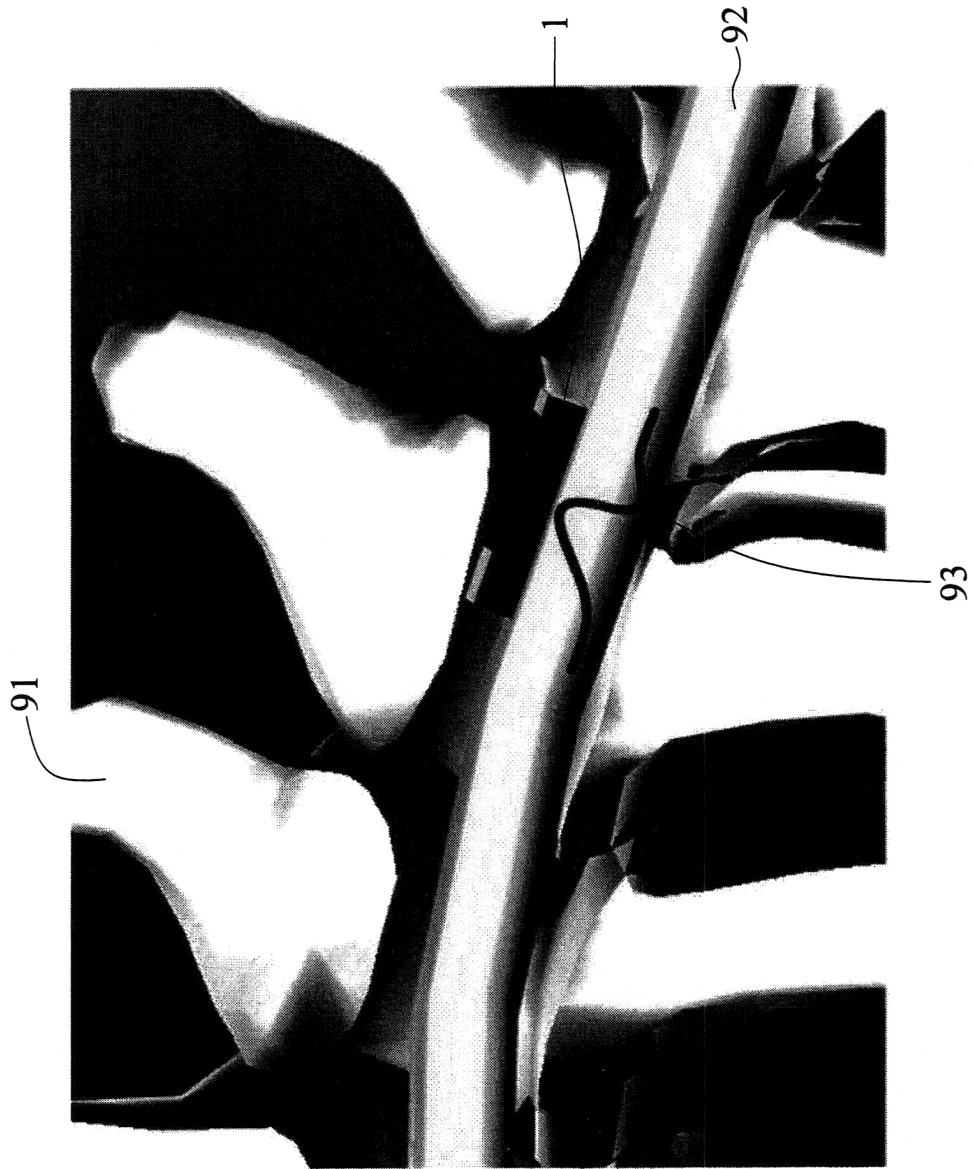
第7C圖



第7D圖



第8圖



第9圖