



(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 201244772 A1

(43)公開日：中華民國 101 (2012) 年 11 月 16 日

(21)申請案號：100116827

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 05 月 13 日

(51)Int. Cl. : *A61N1/36 (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：柯明道 KER, MING DOU (TW)；陳韋霖 CHEN, WEI LING (TW)；林群祐 LIN, CHUN YU (TW)

(74)代理人：林火泉

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：8 項 圖式數：6 共 21 頁

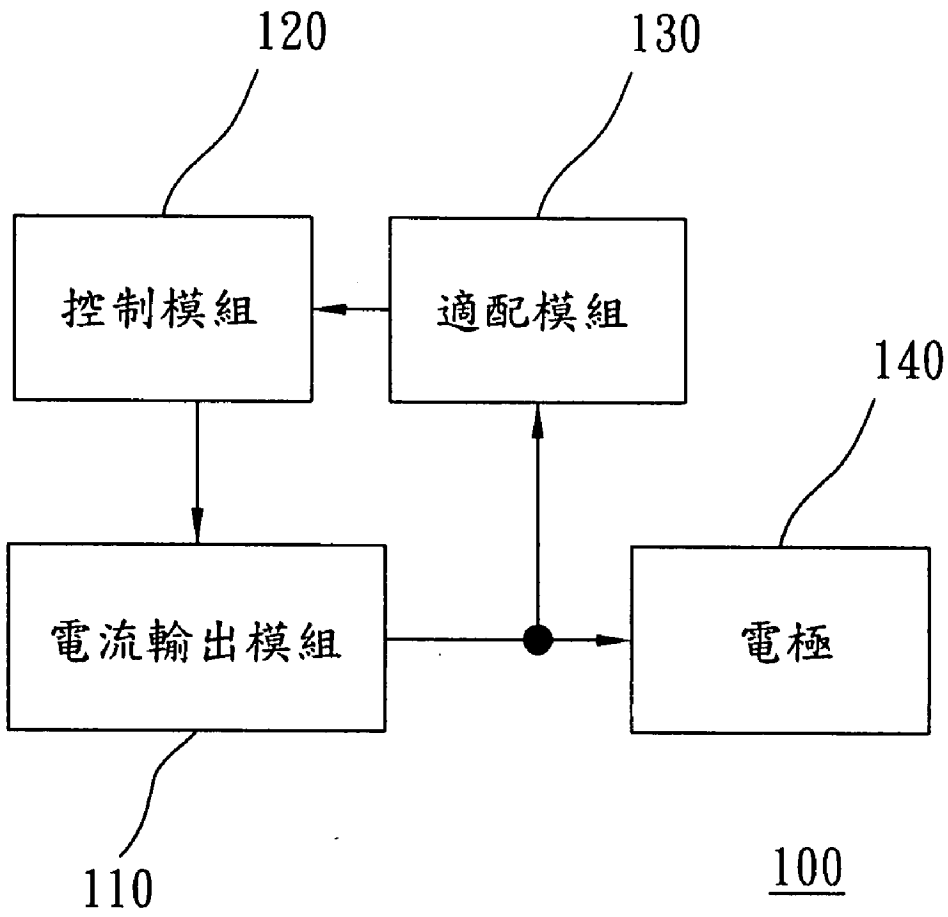
(54)名稱

具負載適應性之生物電流刺激器

BIOELECTRICAL CURRENT STIMULATOR WITH ADAPTIVE LOADING CONSIDERATION

(57)摘要

本發明揭露一種具負載適應性之生物電流刺激器，包括一電流輸出模組、一適配模組以及一控制模組。電流輸出模組係用產生一刺激電流予一電極。適配模組係用以偵測刺激電流通過電極時的電性，進而產生一回授訊號給控制模組。最後，控制模組再根據回授訊號，控制電流輸出模組，以適應性穩定刺激電流的輸出狀態。藉此，具負載適應性之生物電流刺激器得以針對刺激電流之具體輸出狀況，透過回授控制機制來調整刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。



100：具負載適應性之
生物電流刺激器

110：電流輸出模組

120：控制模組

130：適配模組

140：電極

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：100116827

※申請日：

※IPC 分類：

A61N1/36 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

具負載適應性之生物電流刺激器 / Bioelectrical current stimulator with adaptive loading consideration

二、中文發明摘要：

本發明揭露一種具負載適應性之生物電流刺激器，包括一電流輸出模組、一適配模組以及一控制模組。電流輸出模組係用產生一刺激電流予一電極。適配模組係用以偵測刺激電流通過電極時的電性，進而產生一回授訊號給控制模組。最後，控制模組再根據回授訊號，控制電流輸出模組，以適應性穩定刺激電流的輸出狀態。藉此，具負載適應性之生物電流刺激器得以針對刺激電流之具體輸出狀況，透過回授控制機制來調整刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。

三、英文發明摘要：

The disclosure relates to a bioelectrical current stimulator with adaptive loading consideration. The stimulator includes a current output module, an adapt module and a control module. The current output module provides a stimulus current to an electrode. The adapt module generates a feedback signal to the control module based on the electrical status when the stimulus current passing through the electrode. Finally, the control module adjusts the current output module based on the feedback signal, and thus the stimulus current is stabilized. Therefore, the stimulus current of the bioelectrical current stimulator is adjusted by the feedback control mechanism described above, and thus the bioelectrical current stimulator achieves said adaptive loading consideration for dealing with the varying loading impedance.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(1)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

100：具負載適應性之生物電流刺激器

110：電流輸出模組

120：控制模組

130：適配模組

140：電極

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刺激電路，且特別是有關於一種生物電流刺激電路。

【先前技術】

習知之生物電流刺激器可分為兩大面向，第一是設置在人體外的電療裝置，第二是裝設在人體內的感官輔助裝置。前者如 TW- I306407 所揭示之「用以產生使用於生物醫學應用之電子信號之裝置及方法」，後者如 TW- I329027 所揭示之「多模式神經微電刺激裝置」、US-6,289,246 所揭示之「High compliance output stage for a tissue stimulator」及 US-5,350,407 所揭示之「Implantable stimulator having quiescent and active modes of operation」。

然而，在前述各種刺激器於感官輔助裝置的應用中，最後接到動物或人體上的等效負載會依照接點位置不同，使負載阻抗為幾十 k Ω 到幾百 k Ω 都有可能。甚至在同一種位置上的刺激，依接觸時間和電極材質不同，負載阻抗也會隨時有變化。因此，對前述習知的刺激器而言，當負載阻抗不匹配時，刺激電流即無法有效地輸出。

【發明內容】

因此，本發明之一目的是在提供一種具負載適應性之生物電流刺激器，其係建立一回授控制機制來調整刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。

根據本發明之一實施方式，提出一種具負載適應性之生物電流刺激器，其包括一電流輸出模組、一適配模組以及一控制模組。電流輸出模組

係用產生一刺激電流予一電極。適配模組係用以偵測刺激電流通過電極時的電性，進而產生一回授訊號給控制模組。最後，控制模組再根據回授訊號，控制電流輸出模組，以適應性穩定刺激電流的輸出狀態。藉此，具負載適應性之生物電流刺激器得以針對刺激電流之具體輸出狀況，透過回授控制機制來調整刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。

具體而言，在本發明其他實施方式中，適配模組可為一類比數位轉換電路，以根據刺激電流通過電極時產生之一輸出電壓，提供一數位電壓訊號以作為回授訊號予控制模組。另一方面，控制模組可為一數位控制裝置，以根據數位電壓訊號，採脈波頻率調變方式 (PFM)，輸出一操作訊號予電流輸出模組，進而調整刺激電流之大小。具體而言，電流輸出模組可由一組互補形式的電流源電路所組成，以各自相應接收操作訊號中的一組互補形式的觸發訊號，進而產生刺激電流。更進一步的說，上述電流源電路可由一控制電路及一電流鏡組成，且控制電路之啟閉係受控於上述操作訊號中，其所相對應的觸發訊號。

藉此，適配模組得以取得刺激電流通過電極時產生的電壓訊號，復提供數位形式的電壓回授訊號給控制模組，使控制模組進一步調整電流輸出模組所提供之刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。

此外，在本發明其他實施方式中，適配模組亦可由一電流鏡及一比較器所組成；電流鏡根據刺激電流產生一差動訊號予比較器，比較器再根據差動訊號產生一類比電流訊號以作為上述的回授訊號予控制模組。具體而言，控制模組可為一電荷幫浦系統 (Charge Pump System)，以根據類比電流訊號，採脈波寬度調變方式 (PWM)，控制電流輸出模組之工作電壓，進

而調整刺激電流之大小。更進一步的說，電流輸出模組可由一控制電路及一電流鏡所組成，以使控制電路被啟動時，透過電流鏡來產生刺激電流。

藉此，適配模組得以根據刺激電流通過電極時產生的電流訊號，提供類比形式的電流回授訊號予控制模組，使控制模組進一步調整電流輸出模組所提供之刺激電流的大小，以因應負載的阻抗變化。

【實施方式】

請參考第 1 圖，第 1 圖是本發明一實施方式之具負載適應性之生物電流刺激器的功能方塊圖。具負載適應性之生物電流刺激器 100 包括一電流輸出模組 110、一控制模組 120 以及一適配模組 130。電流輸出模組 110 產生一刺激電流予一電極 140。適配模組 130 偵測刺激電流通過電極 140 時的電性，進而產生一回授訊號給控制模組 120。最後，控制模組 120 再根據回授訊號，控制電流輸出模組 110，以適應性穩定刺激電流的輸出狀態，使刺激電流的輸出狀態穩定而不受電極 140 之阻抗變化影響。藉此，本實施方式之具負載適應性之生物電流刺激器 100 可以在阻抗因客觀環境與時間而產生變化時，透過回授控制機制而維持穩定的刺激電流。

請參考第 2 圖，第 2 圖是第 1 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 100 於一實施方式中的詳細功能方塊圖。第 2 圖中，具負載適應性之生物電流刺激器 200 係採用電壓回授機制與數位控制方式來實現；具體而言，電流輸出模組 210 與適配模組 230 間係採用電壓回授機制，亦即適配模組 230 偵測刺激電流通過電極 240 時產生的輸出電壓 V_{out} ，再根據輸出電壓 V_{out} 提供控制模組 220

所需的回授訊號。另一方面，控制模組 220 與電流輸出模組 210 間係採用數位控制方式來實現，亦即控制模組 220 提供操作訊號來控制電流輸出模組 210 所產生之刺激電流的大小。因此，兩種技術相互搭配之下，本實施方式便設計適配模組 230 產生數位電壓訊號給控制模組 220，以作為電壓回授訊號 V_f 。

請參考第 3 圖，第 3 圖是第 2 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 200 於一實施方式中的電路結構示意圖。第 3 圖中，電流輸出模組 210 係由一組互補形式的電流源電路所組成；上方的電流源電路係接受操作訊號中的上方觸發訊號 Tri_up ，而下方的電流源電路 211 係接受操作訊號中的下方觸發訊號 Tri_down 。值得注意的是，上方的電流源電路提供刺激電流分量 I_{stim1} ，而下方的電流源電路 211 亦提供刺激電流分量 I_{stim2} ，兩者相加為總體輸出至電極 240 的刺激電流 I_{stim} 。當然，透過本實施方式之教示，於本技術領域中具有通常知識者，亦可在輸出模組 210 中設計三個以上互補形式的電流源電路。由此觀之，本實施方式只要控制各觸發訊號啟動各電流源電路，進而產生刺激電流分量的時間點，便可視負載變化，合成出所需的總刺激電流 I_{stim} 大小。

更進一步的說，電流源電路 211 係由一控制電路 212 及一電流鏡 213 所組成，且控制電路 212 之啟閉受控於操作訊號中所相對應的觸發訊號，亦即下方觸發訊號 Tri_down 。當控制電路 212 被下方觸發訊號 Tri_down 啟動時，電流鏡 213 會產生刺激電流分量 I_{stim2} 。因此，控制模組 220 以互補的形式分別提供上方觸發訊

號 Tri_up 與下方觸發訊號 Tri_down 給上方電流源電路與下方電流源電路 211。上方電流源電路被上方觸發訊號 Tri_up 啟動時，上方觸發訊號 Tri_up 為低電位 (V_{SS})；此時，下方觸發訊號 Tri_down 為高電位 (V_{DD}) 以關閉下方電流源電路 211。具體來說，在上方電流源電路中，電晶體 M_{N2} 被透過電晶體 M_{P1} 而偏壓；且電晶體 M_{N3} 被關閉。刺激電流分量 I_{stim1} 經由電流鏡來傳遞，亦即電晶體 M_{P2} 與電晶體 M_{P3} ，且通過電容 C_1 和二極體 D_2 。與此同時，下方電流源電路 211 處於放電狀態，亦即電晶體 M_{N5} 被關閉且電晶體 M_{N6} 被開啟；在前次操作中已被充電的電容 C_2 可透過電晶體 M_{N6} 和二極體 D_3 而放電。

反之，在另一個操作週期中，下方電流源電路 211 被下方觸發訊號 Tri_down 啟動時，上方觸發訊號 Tri_up 為高電位 (V_{DD}) 且下方觸發訊號 Tri_down 為低電位 (V_{SS})。此時，在控制電路 212 中，電晶體 M_{N2} 被關閉且電晶體 M_{N3} 被開啟；於是已充電的電容 C_1 可被透過電晶體 M_{N3} 和二極體 D_1 放電。與此同時，下方電流源電路 211 處於工作狀態，刺激電流分量 I_{stim2} 透過電晶體 M_{P5} 與電晶體 M_{P6} 所組成的電流鏡 213 而傳遞，且經過電容 C_2 和二極體 D_4 。更進一步說，在電流輸出模組 210 受控而關斷的時間間隔中，上方觸發訊號 Tri_up 和下方觸發訊號 Tri_down 皆為高電位 (V_{DD})，電晶體 M_{N2} 和電晶體 M_{N5} 的閘極皆為低電位 (V_{SS}) 而關閉，且沒有刺激電流 I_{stim} 被傳遞。

另一方面，適配模組 230 為類比數位轉換電路，其係利用電

容 C_3 和電容 C_4 取得刺激電流 I_{stim} 通過電極 240 時的電壓訊號，再以類比數位轉換器（Analog Digital Converter, ADC）產生數位形式的電壓回授訊號，即 Bit0、Bit0 與 Bit0。與此同時，控制模組可為一數位控制裝置，數位形式的回授訊號被用以作為觸發訊號 Trigger，搭配整體生物電流刺激器的致動訊號 Enable，便可實現脈波頻率調變（Pulse Frequency Modulation, PFM）控制，進而產生包含各個電流源電路所需之多個觸發訊號的操作訊號，例如上方觸發訊號 Tri_up 和下方觸發訊號 Tri_down。

舉例來說，請參考第 4 圖，第 4 圖是第 3 圖之生物電流刺激器於一實施例中的電流波形圖。前述電極 240 的等效阻抗可能因其所在的人體組織部位不同，或材質隨時間而變異，產生從 $20k\Omega$ 至 $200k\Omega$ 間不等的變化，但電極 240 所應提供的刺激電流 I_{stim} 不應有異。因此，依第 3 圖之電路，本實施例的生物電流刺激器可以穩定提供 $30\mu A$ 的刺激電流。依此，足見第 3 圖之生物電流刺激器電路確實能克服習知技藝的諸般缺失。

請參考第 5 圖，第 5 圖是第 1 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 100 於另一實施方式中的詳細功能方塊圖。第 5 圖中，具負載適應性之生物電流刺激器 300 係採用電流回授機制與類比控制方式來實現；具體而言，電流輸出模組 310 與適配模組 330 間係採用電流回授機制，亦即適配模組 330 偵測刺激電流通過電極 340 時產生的輸出電流，再根據輸出電流的大小提供控制模組 320 所需的回授訊號。適配模組 330 偵測輸出電流的具體做法可利用

荷姆霍茲線圈（Helmholtz Core），或設計一組相對應的電極 340 以形成電流迴路。另一方面，控制模組 320 與電流輸出模組 310 間係採用類比控制方式來實現，例如控制模組 320 可直接控制電流輸出模組 310 之刺激電流的大小。

具體來說，控制模組 320 根據整體生物電流刺激器的致動訊號 E_n ，產生工作電壓給電流輸出模組 310；電流輸出模組 310 復根據致動訊號 E_n 產生刺激電流給電極 340。然後，適配模組 330 偵測刺激電流經過電極 340 阻抗匹配影響之後的大小，產生類比電流訊號給控制模組 320 以作為電流回授訊號 I_f 。依此，控制模組 320 所輸出的工作電壓，便可依據刺激電流之大小而調整，進而達到克服電極 340 阻抗變化之影響，以穩定刺激電流的功效。值得注意的是，綜觀第 2 圖與第 5 圖所提供之詳細功能方塊圖；於本技術領域中具有通常知識者，得以經由本發明之教示，而選擇所需的回授機制與設計相應的控制方式。

請參考第 6 圖，第 6 圖是第 5 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 300 於一實施方式中的電路結構示意圖。第 5 圖中，電極 340 為成對的一組電極，以形成電流迴路。電流輸出模組 310 係由一電流鏡 311 及一控制電路 312 所組成，該控制電路 312 之啟閉係受控於致動訊號 E_n ，以於被啟動時，透過電流鏡 311 產生刺激電流 I_{stim} 。值得注意的是，電流鏡 311 的工作電壓 V_{CC} 直接受控於控制模組 320，所以當控制模組 320 根據回授訊號調整工作電壓 V_{CC} 時，刺激電流 I_{stim} 的大小便相應受到調整。具體而言，致動訊

號 E_n 使電晶體 M_{P3} 開啟而電晶體 M_{N4} 關閉時，電晶體 M_{N3} 會相應開啟而使電流鏡 311 產生刺激電流 I_{stim} 。反之，致動訊號 E_n 使電晶體 M_{P3} 關閉而電晶體 M_{N4} 開啟時，電晶體 M_{N3} 會相應關閉而使電流鏡 311 無法輸出刺激電流 I_{stim} 。

另一方面，適配模組 330 係由一電流鏡 331 及一比較器 332 所組成，電流鏡 331 根據刺激電流 I_{stim} 產生鏡射電流 I_{mirror} ，鏡射電流 I_{mirror} 通過電阻 R 而產生電位 V_a 給比較器 332，比較器 332 另取得一參考電位 V_b ，則電位 V_a 與參考電位 V_b 便形成一差動訊號；比較器 332 即可根據差動訊號產生類比電流訊號以作為電流回授訊號 I_f 。此外，控制模組 321 可用一電荷幫浦系統 321 (Charge Pump System) 來實現之，電荷幫浦系統 321 根據用以控制生物電流刺激器的致動訊號 E_n 、時脈訊號 $Clkr$ 與類比電流訊號，實現脈波寬度調變 (Pulse Width Modulation, PWM) 控制機制，進而控制電流輸出模組 310 中電流鏡 311 的工作電壓 V_{CC} 。藉此，整體回授控制機制便可彌補電極因工作環境與時間而產生的阻抗變化。

雖然本發明已以諸實施方式揭露如上，然其並非用以限定本發明，任何熟習此技藝者，在不脫離本發明之精神和範圍內，當可作各種之更動與潤飾，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】

為讓本揭示內容之上述和其他目的、特徵、優點與實施例能更明顯易懂，所附圖式之說明如下：

第 1 圖是本發明一實施方式之具負載適應性之生物電流刺激器的功能方塊圖。

第 2 圖是第 1 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 100 於一實施方式中的詳細功能方塊圖。

第 3 圖是第 2 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 200 於一實施方式中的電路結構示意圖。

第 4 圖第 3 圖之生物電流刺激器於一實施例中的電流波形圖。

第 5 圖是第 1 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 100 於另一實施方式中的詳細功能方塊圖。

第 6 圖是第 5 圖之具負載適應性之生物電流刺激器 300 於一實施方式中的電路結構示意圖。

【主要元件符號說明】

100、200、300：具負載適應性之生物電流刺激器

110、210、310：電流輸出模組

120、220、320：適配模組

130、230、330：控制模組

140、240、340：電極

211：電流源電路

212、312：控制電路

213、311、331：電流鏡

321：電荷幫浦系統

332：比較器

七、申請專利範圍：

1. 一種具負載適應性之生物電流刺激器，包括：

一電流輸出模組，係用產生一刺激電流予一電極；

一適配模組，係用以偵測該刺激電流通過該電極時的電性，進而產生一回授訊號；以及

一控制模組，係用以根據該回授訊號，控制該電流輸出模組，以適應性穩定該刺激電流的輸出狀態。

2. 如請求項 1 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該適配模組係為一類比數位轉換電路，以根據該刺激電流通過該電極時產生之一輸出電壓，提供一數位電壓訊號以作為該回授訊號予該控制模組。

3. 如請求項 2 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該控制模組係為一數位控制裝置，以根據該數位電壓訊號，採脈波頻率調變方式 (PFM)，輸出一操作訊號予該電流輸出模組，進而調整該刺激電流之大小。

4. 如請求項 3 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該電流輸出模組係由一組互補形式的電流源電路所組成，以各自相應接收該操作訊號中的一組互補形式的觸發訊號，進而產生該刺激電流。

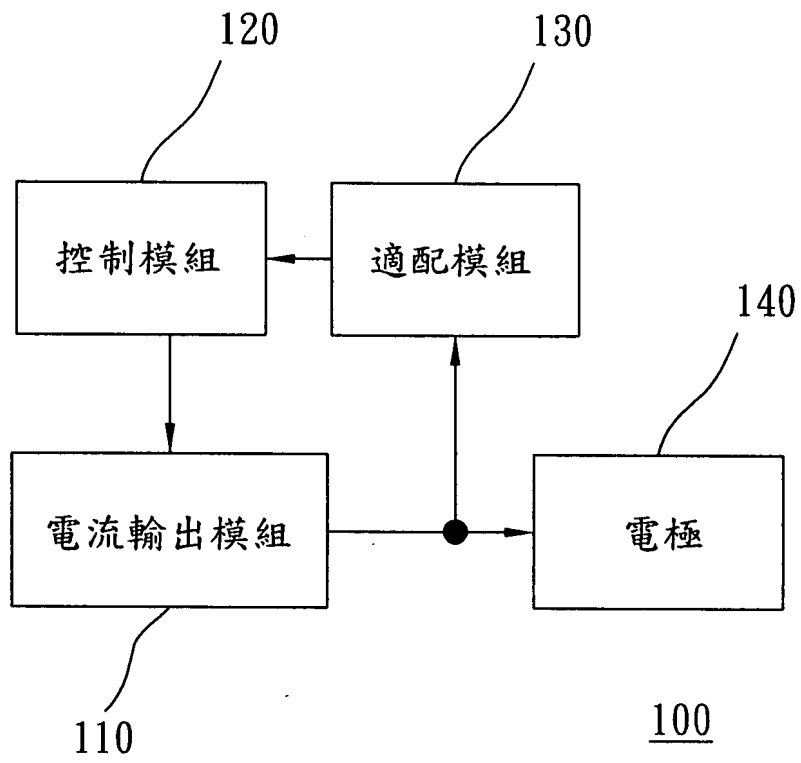
5. 如請求項 4 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中每一該些電流源電路係由一控制電路及一電流鏡所組成，且該控制電路之啟閉係受控於該相應的觸發訊號。

6. 如請求項 1 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該適配模組係由一電流鏡及一比較器所組成，該電流鏡根據該刺激電流產生一差動訊

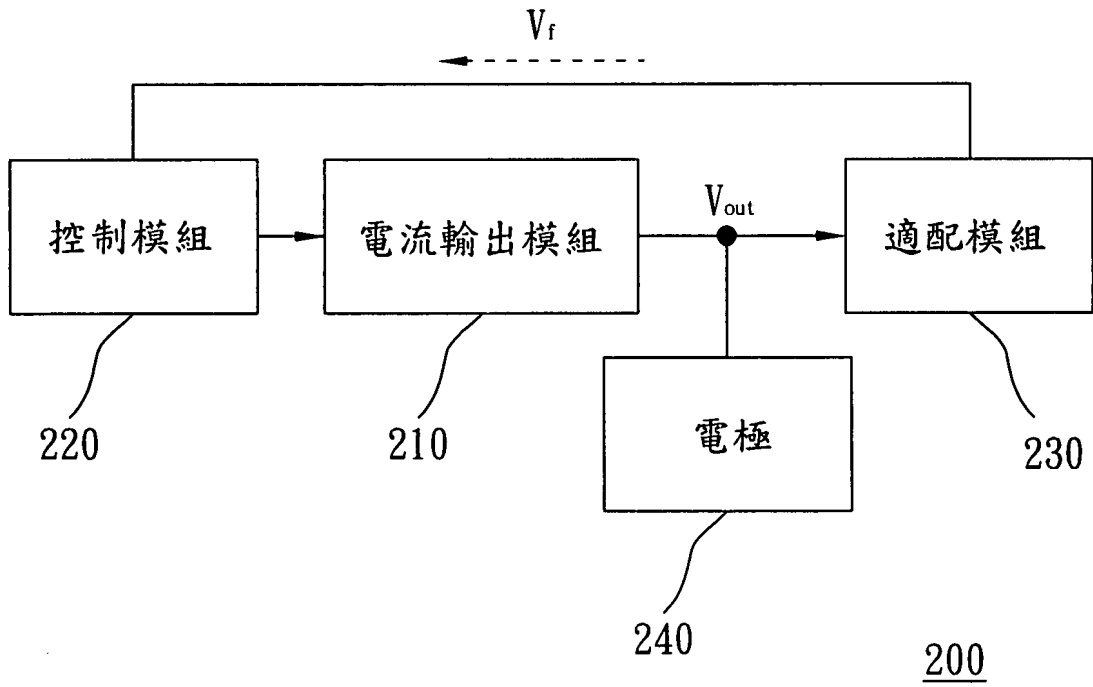
號予該比較器，該比較器復根據該差動訊號產生一類比電流訊號以作為該回授訊號予該控制模組。

7. 如請求項 6 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該控制模組係為一電荷幫浦系統 (Charge Pump System)，以根據該類比電流訊號，採脈波寬度調變方式 (PWM)，控制該電流輸出模組之工作電壓，進而調整該刺激電流之大小。
8. 如請求項 7 所述之具負載適應性之生物電流刺激器，其中該輸出模組係由一控制電路及一電流鏡所組成，該控制電路於被啟動時，透過該電流鏡產生該刺激電流。

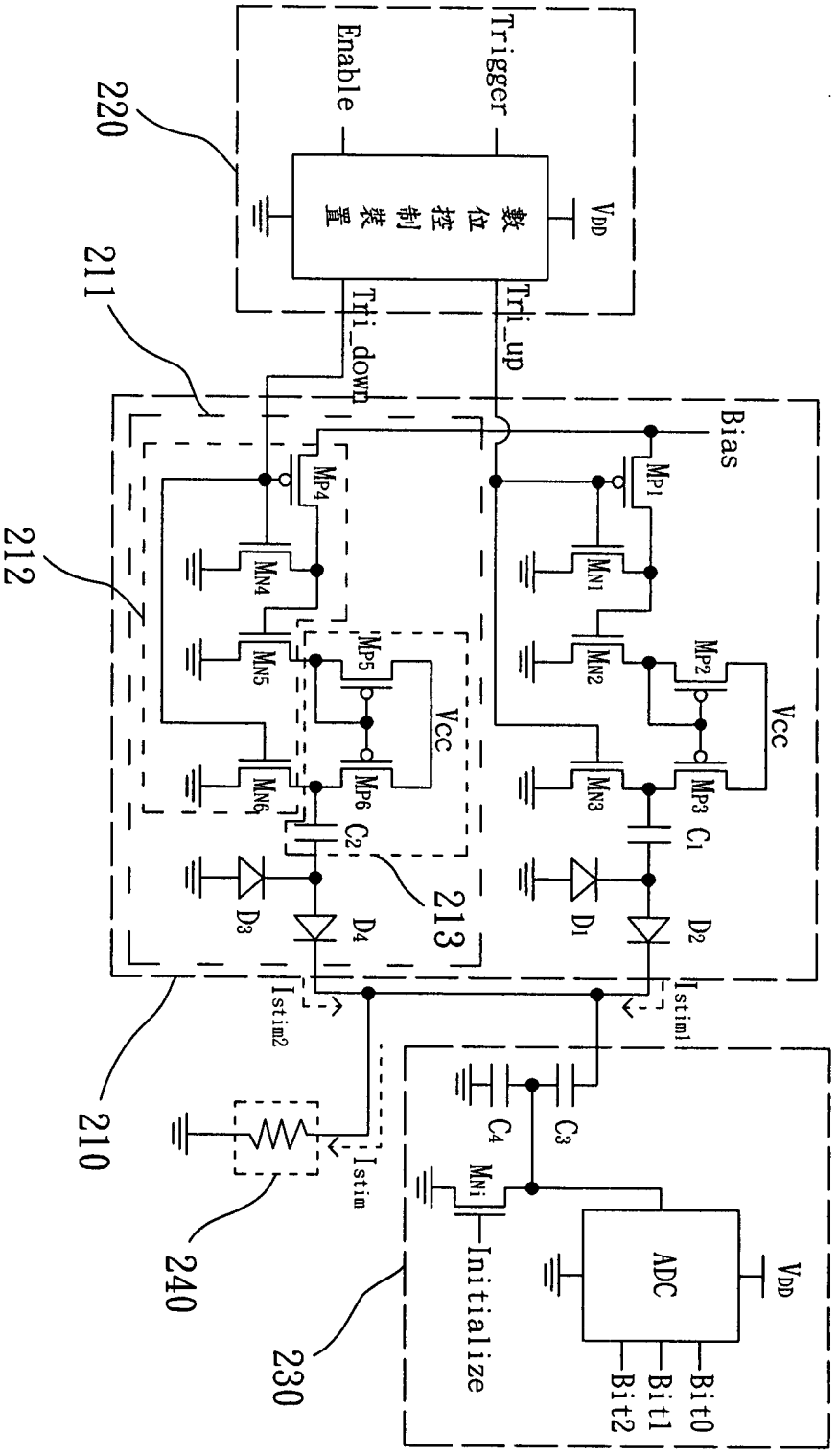
八、圖式：



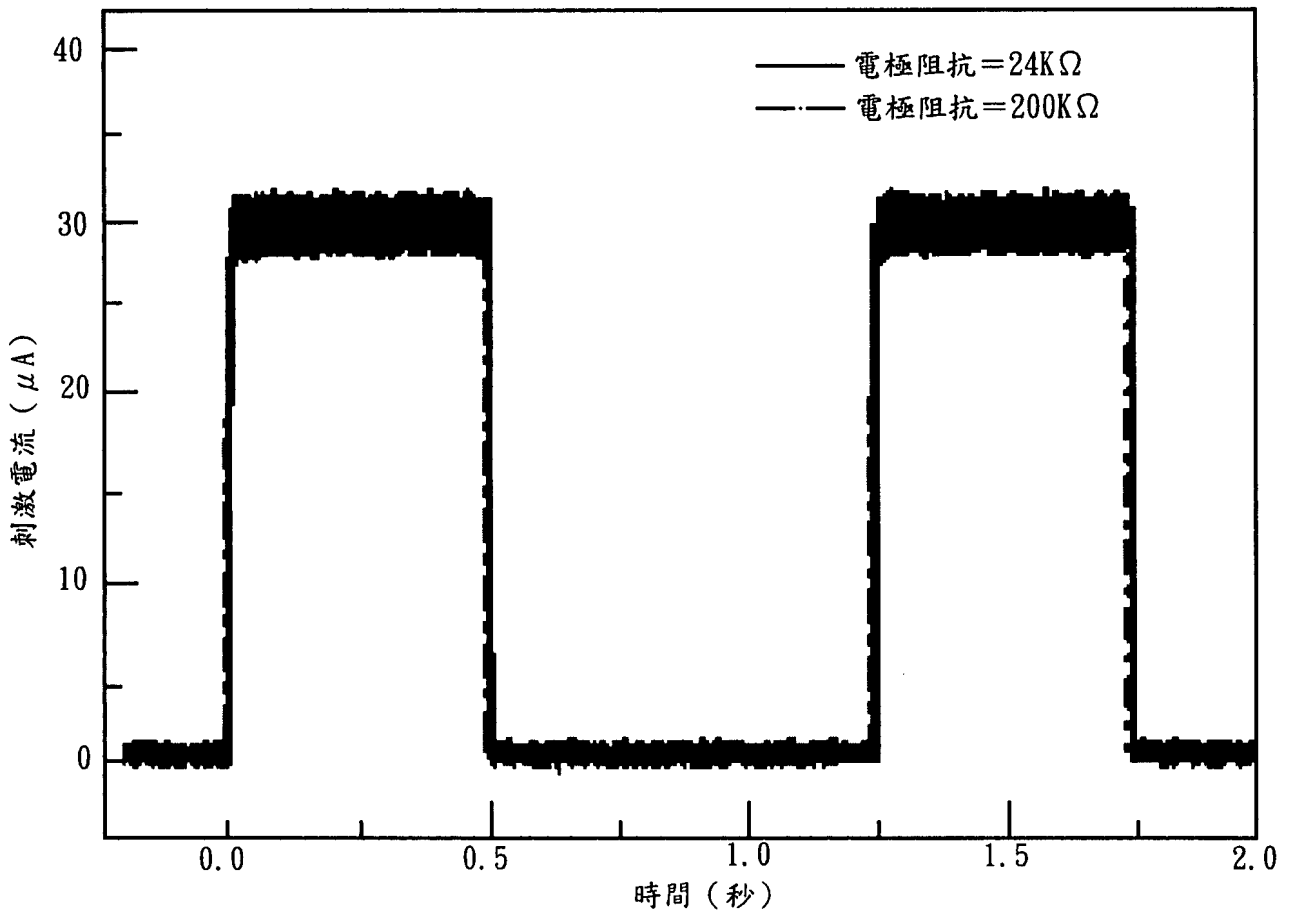
第 1 圖



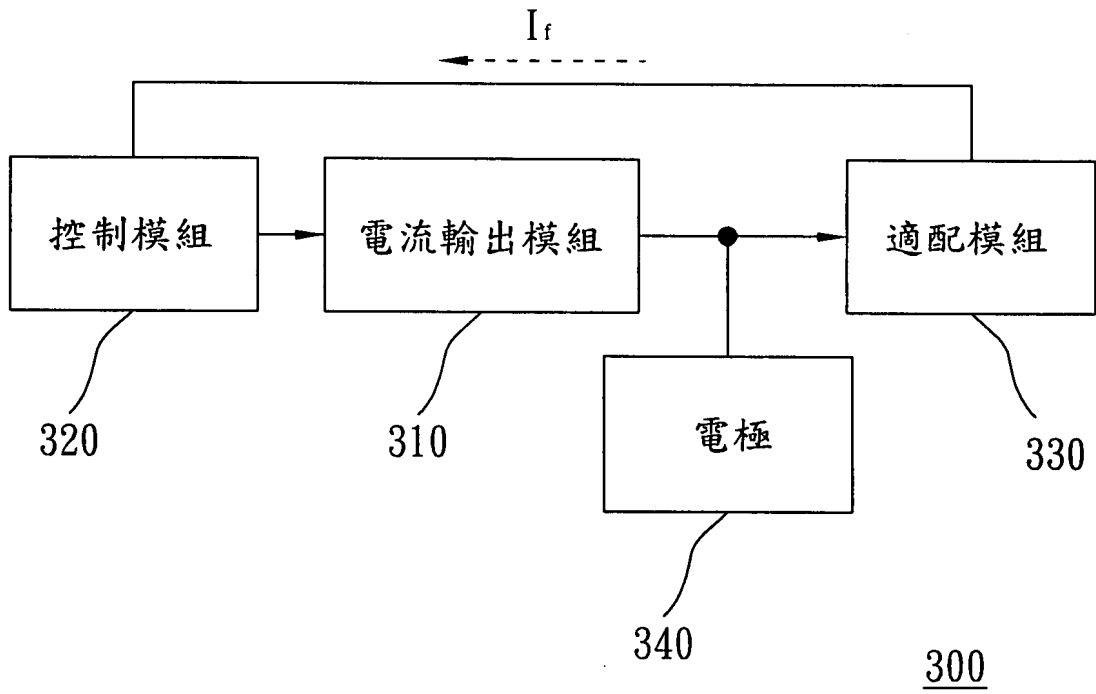
第 2 圖



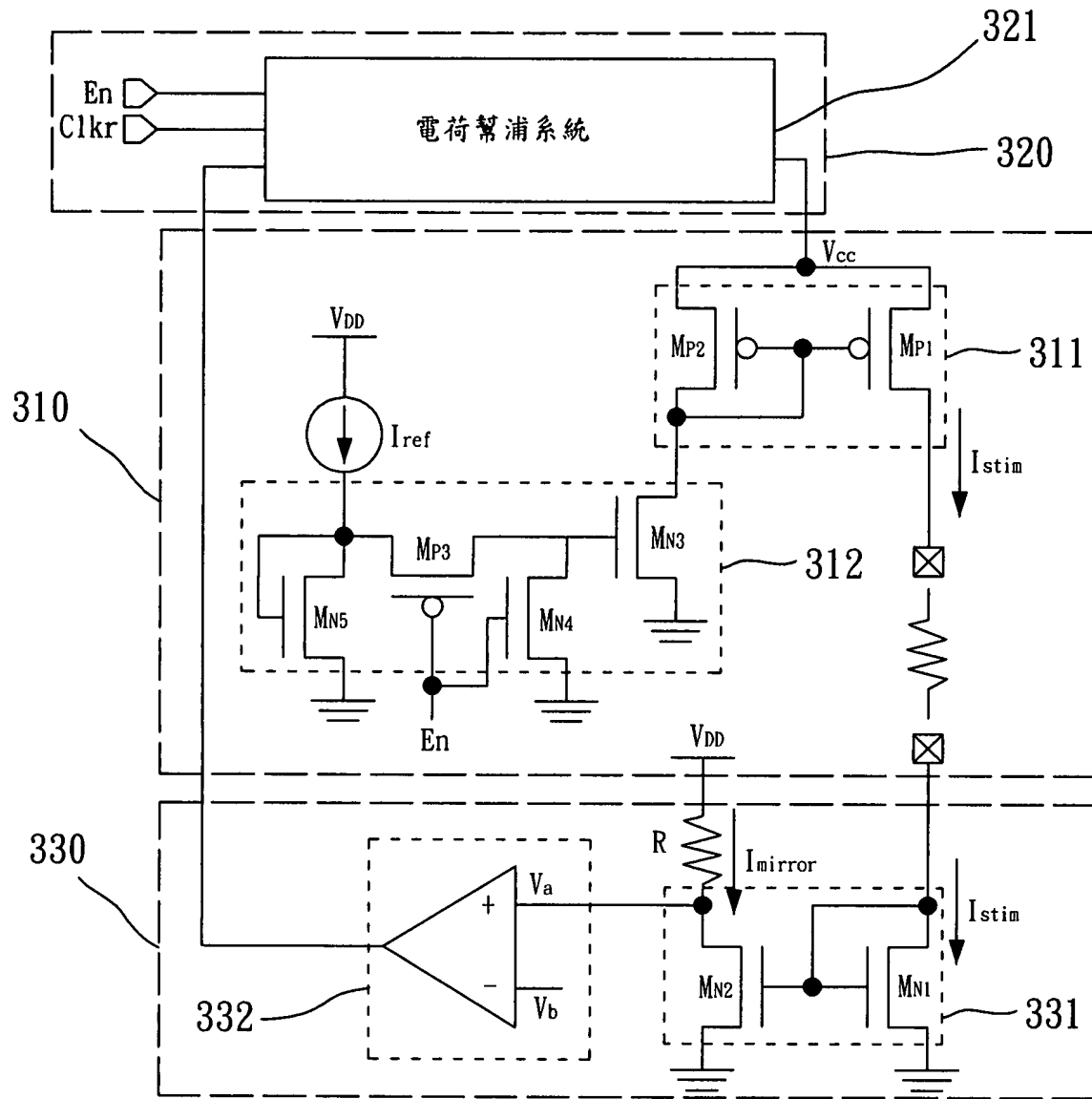
第 3 圖



第 4 圖



第 5 圖



第 6 圖