



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I492738 B

(45) 公告日：中華民國 104 (2015) 年 07 月 21 日

(21) 申請案號：099145783

(22) 申請日：中華民國 99 (2010) 年 12 月 24 日

(51) Int. Cl. : A61B5/0245 (2006.01)

A61B5/024 (2006.01)

(71) 申請人：國立中正大學 (中華民國) NATIONAL CHUNG CHENG UNIVERSITY (TW)

嘉義縣民雄鄉大學路 168 號

(72) 發明人：李順裕 (TW)；鄭智仁 (TW)；蘇育政 (TW)

(74) 代理人：林火泉

(56) 參考文獻：

TW I251986

US 2005/0113894A1

審查人員：郭炎淋

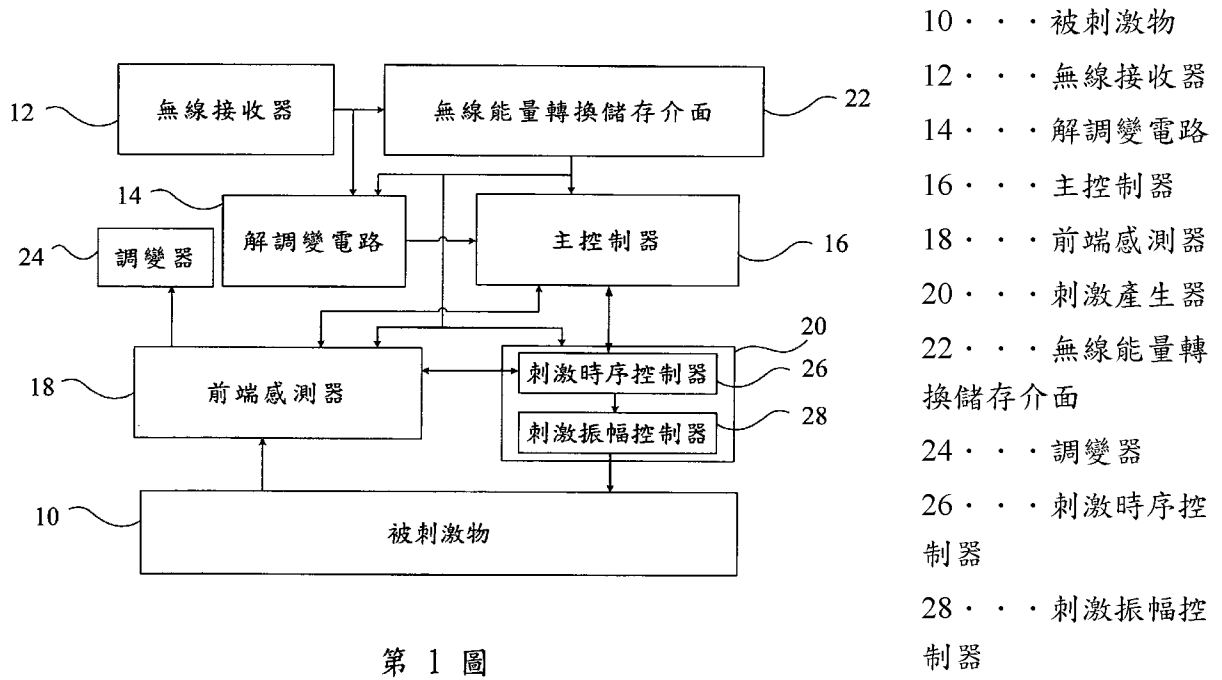
申請專利範圍項數：8 項 圖式數：7 共 22 頁

(54) 名稱

植入式閉迴路微刺激裝置

(57) 摘要

本發明係揭露一種植入式閉迴路微刺激裝置，包含一無線接收器、一無線能量轉換儲存介面、一解調變電路、一主控制器、一前端感測器與一刺激產生器。無線能量轉換儲存介面透過無線接收器接收交流訊號，並將其轉為直流電進行電池充電並提供穩定工作電壓。解調變電路透過無線接收器接收一無線控制訊號，並將其解調為控制資料及控制時脈，以輸出至主控制器中。主控制器提供檢測機制判斷控制資料之正確性，若無誤後，則根據控制資料及控制時脈輸出刺激參數至前端感測器與刺激產生器，使刺激產生器產生一刺激脈波訊號，以施加於被刺激物上，同時前端感測器接收被刺激物傳送之生理訊號，以轉換成可供記錄之數位編碼。本發明利用主控制器可達到傳輸資料偵錯與保護之效果，並利用無線能量轉換儲存介面進行電池充電，以達到長時間攜帶的目的。



第 1 圖

公告本

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： 99.145783

※申請日： 99.12.24

※IPC 分類：A61B 5/0245 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

植入式閉迴路微刺激裝置

二、中文發明摘要：

本發明係揭露一種植入式閉迴路微刺激裝置，包含一無線接收器、一無線能量轉換儲存介面、一解調變電路、一主控制器、一前端感測器與一刺激產生器。無線能量轉換儲存介面透過無線接收器接收交流訊號，並將其轉為直流電進行電池充電並提供穩定工作電壓。解調變電路透過無線接收器接收一無線控制訊號，並將其解調為控制資料及控制時脈，以輸出至主控制器中。主控制器提供檢測機制判斷控制資料之正確性，若無誤後，則根據控制資料及控制時脈輸出刺激參數至前端感測器與刺激產生器，使刺激產生器產生一刺激脈波訊號，以施加於被刺激物上，同時前端感測器接收被刺激物傳送之生理訊號，以轉換成可供記錄之數位編碼。本發明利用主控制器可達到傳輸資料偵錯與保護之效果，並利用無線能量轉換儲存介面進行電池充電，以達到長時間攜帶的目的。

三、英文發明摘要：

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：

10	被刺激物	12	無線接收器
14	解調變電路	16	主控制器
18	前端感測器	20	刺激產生器
22	無線能量轉換儲存介面	24	調變器
26	刺激時序控制器	28	刺激振幅控制器

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】

本發明係有關一種微刺激裝置，特別是關於一種植入式閉迴路微刺激裝置。

【先前技術】

近年來許多無線耦合技術被廣泛的應用在植入式生物醫學電子微刺激系統，其中多採線圈近場耦合的方式傳輸能量與資料進入體內的電子系統。而根據不同的應用，植入的電子系統需要不同的操作模式。例如心律調節器，其本身需要針對心跳頻率與心電訊號的振幅大小做出最即時的反應，以確保使用者的生命安全。

習知之心律調節器，其刺激脈波的大小會大於電路本身操作電壓的數倍，若以現今無線耦合系統的角度去實現，將會需要相當大的發射功率與電壓，如此易造成不小的傳輸能量損失；再者，因為是植入式的系統，往往需加以考量實現的電路面積。通常習知之植入式微電刺激系統架構，若要同時記錄生理參數並保障人體安全，將捨棄無線耦合方式提供電源，此時所採用的電池將使此種植入生物體的面積與體積增大許多。此外，由於通常由外部傳送資料到內部時，都會有許多預期外的因素導致資料出錯，而現今的微電刺激器，皆沒有偵錯機制，無法確保送到系統的資料是使用者所需要的。

因此，本發明係在針對上述之困擾，提出一種同時具備無線傳能與電池充電之植入式閉迴路微刺激裝置，不但提供診療師透過無線傳輸調整刺激參數，亦可透過充電技術，延長儲電器使用時間，減少病人受開刀之苦的次數，且提高產品穩定度與安全性，以解決習知所產生的問題。

【發明內容】

本發明之主要目的，在於提供一種植入式閉迴路微刺激裝置，其係利用主控制器對外部傳輸資料提供結束碼與錯誤碼之檢測機制，以

獲得傳輸資料偵錯和保護的功能。

本發明之另一目的，在於提供一種植入式閉迴路微刺激裝置，其係利用連續近似控制器、數位類比轉換器與比較器，組成同時具有即時檢測與即時類比數位轉換功能的類比數位轉換器，以省去使用兩組比較器與數位類比轉換器之硬體面積。

本發明之再一目的，在於提供一種植入式閉迴路微刺激裝置，其係提供具有儲電器之一無線能量轉換儲存介面，以免去更換電池的不便及確保整體裝置持續運作。

為達上述目的，本發明提供一種植入式閉迴路微刺激裝置，其包含一接收無線控制訊號之無線接收器。無線接收器連接一解調變電路，使解調變電路接收無線控制訊號，並將其解調為一控制資料及一控制時脈。解調變電路連接一主控制器，主控制器接收控制資料及控制時脈，以根據預設之結束檢值與錯誤檢值分別檢測控制資料之結束碼與錯誤碼，以判斷控制資料之正確性，在正確性無誤後，主控制器係根據控制資料及控制時脈產生複數刺激參數。一前端感測器連接主控制器與被刺激物，並接收上述刺激參數，以設定一感測閾值，前端感測器接收被刺激物傳送之生理訊號，以與感測閾值比較，進而將結果輸出。另有一刺激產生器連接前端感測器與主控制器，且接觸被刺激物，刺激產生器與主控制器同步運作，並輸出一存取訊號至主控制器中，以據此即時產生刺激參數，又刺激產生器接收刺激參數與上述結果，在生理訊號小於感測閾值時，係根據刺激參數產生一刺激脈波訊號，以施加於被刺激物上。此外，上述元件皆連接一無線能量轉換儲存介面，此介面接收無線控制訊號，並將其轉換為直流電壓，提供內部充電，儲電器之輸出係經由穩壓器輸出工作電壓，提供給上述元件使用。

前端感測器係由一第一、第二放大器、一濾波器、一連續近似控制器、一數位類比轉換器及一比較器所組成，連續近似控制器、數位類比轉換器及比較器不但可檢測生理訊號是否超過閾值，更可將取樣

的訊號轉換成可供記錄的數位編碼。

茲為使 貴審查委員對本發明之結構特徵及所達成之功效更有進一步之瞭解與認識，謹佐以較佳之實施例圖及配合詳細之說明，說明如後：

【實施方式】

請參閱第 1 圖，本發明直接或透過傳導介面接觸一被刺激物 10，本發明包含一無線接收器 12，其係接收一無線控制訊號，並連接一解調變電路 14。解調變電路 14 透過無線接收器 12 接收無線控制訊號，以將其解調為一控制資料及一控制時脈。解調變電路 14 連接一主控制器 16，主控制器 16 預設有一同步值組、結束檢值與錯誤檢值，並接收控制資料及控制時脈。由於控制資料在解譯後為一連串之數位碼，因此，主控制器 16 係先根據同步值組判斷出控制資料之數位碼與同步值組是否相同，在判斷出相同後，則謂之控制資料與同步值組同步。接著，再根據結束檢值與錯誤檢值分別檢測控制資料之結束碼與錯誤碼，以判斷控制資料之正確性，且在正確性無誤後，主控制器 16 根據控制資料及控制時脈產生複數刺激參數。主控制器 16 與被刺激物 10 連接一前端感測器 18，前端感測器 18 接收上述刺激參數，以設定一感測閾值，前端感測器 18 接收被刺激物 10 傳送之生理訊號，如心跳訊號、各種神經訊號，以與感測閾值比較，進而將結果輸出，作為主控制器 16 判別是否進行刺激的參考。此外，前端感測器 18 更連接一調變器 24，前端感測器 18 接收生理訊號，並將其轉換為可供記錄之數位編碼傳送至調變器 24 中，以調變後輸出之，讓使用者能清楚掌握自身生理訊號狀況。

前端感測器 18 與主控制器 16 連接一刺激產生器 20，且此刺激產生器 20 接觸被刺激物 10，並與主控制器 16 同步運作，刺激產生器 20 係輸出一存取訊號至主控制器 16 中，以據此即時產生刺激參數，又刺激產生器 20 接收刺激參數與上述結果，在生理訊號小於感測閾值

時，係根據刺激參數產生一刺激脈波訊號，以施加於被刺激物 10 上。

上述解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18 與刺激產生器 20 皆需要能量來源才能運作，所以有一無線能量轉換儲存介面 22，其係連接無線接收器 12、解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18 與刺激產生器 20，並接收無線控制訊號，透過內部充電裝置與穩壓器之電源管理，以將其轉換為工作電壓，提供給解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18、刺激產生器 20 使用。

以下分別介紹無線能量轉換儲存介面 22、解調變電路 14、刺激產生器 20 與前端感測器 18 之細部電路。

首先介紹無線能量轉換儲存介面 22，請參閱第 2 圖，無線能量轉換儲存介面 22 包含一儲電器 221 與一整流器 222，整流器 222 連接無線接收器 12，並接收無線控制訊號，以將其整流為一直流電壓。整流器 222 透過一電量偵測器 223 連接儲電器 221，電量偵測器 223 預設一電量檢測值，並接收直流電壓，以偵測儲電器 221 之電量，在電量大於或等於電量檢測值時，輸出一供電訊號，在電量小於電量檢測值時，輸出一儲電訊號。整流器 222 與電量偵測器 223 連接一電荷供應器 224，其係接收儲電訊號與直流電壓，以對儲電器 221 充電。電量偵測器 223 與儲電器 221 連接一供電切換器 225，其係接收供電訊號或儲電訊號，以選擇性開啟或關閉儲電器 221 之電能輸出路徑。供電切換器 225 連接一穩壓器 226，其係利用上述電能輸出路徑接收儲電器 221 輸出之電能，並將其轉換為一穩定電壓。穩壓器 226 透過一電荷幫浦 227 連接解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18、刺激產生器 20，電荷幫浦 227 係接收穩定電壓，以將其轉換為工作電壓，提供給解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18、刺激產生器 20 使用。換言之，本發明可透過充電技術，延長儲電器 221 使用時間，減少病人受開刀之苦的次數，且提高產品穩定度與安全性。

接續請參閱第 3 圖，解調變電路 14 更包含一位元比較器 142，其係連接無線接收器 12，並接收無線控制訊號，以量化為一方波訊

號。一位元比較器 142 連接一鎖相迴路 144，其係接收方波訊號，以據此輸出一延遲訊號。鎖相迴路 144 連接一相位檢測器 146，其係接收延遲訊號，以藉此判斷方波訊號之相位，且依據此相位產生一結果訊號。相位檢測器 146、一位元比較器 142 與主控制器 16 皆連接一資料與時脈解碼器 148，資料與時脈解碼器 148 接收結果訊號與方波訊號，以解調為控制資料及控制時脈。

再來請參閱第 1 圖，以下介紹刺激產生器 20，其係包含相互連接之一刺激時序控制器 26 與一刺激振幅控制器 28。刺激時序控制器 26 連接前端感測器 18 與主控制器 16，刺激時序控制器 26 與主控制器 16 同步運作，並輸出存取訊號至主控制器 16 中，以據此即時產生刺激參數，又刺激時序控制器 26 接收刺激參數與前端感測器 18 輸出之結果，以根據刺激參數設定一刺激時間與一刺激週期，並在生理訊號小於感測閾值時，產生一具有刺激時間與刺激週期之刺激時脈訊號。刺激振幅控制器 28 係接觸被刺激物 10，刺激振幅控制器 28 接收刺激時脈訊號與刺激參數，以根據刺激參數設定一刺激振幅，並輸出具有上述刺激時間、刺激週期與刺激振幅之刺激脈波訊號。

接著參閱第 4 圖，刺激振幅控制器 28 包含一刺激振幅設定器 282，其係連接刺激時序控制器 26，並接收刺激時脈訊號與刺激參數，以根據刺激參數設定刺激振幅。刺激振幅設定器 282 連接一電壓轉換介面 284，此介面 284 係將其低壓輸出轉換成高壓輸出。還有一刺激訊號輸出器 286，其係連接電壓轉換介面 284，並接觸被刺激物 10，刺激振幅設定器 282 根據刺激振幅與刺激時脈訊號，透過電壓轉換介面 284 以高壓或電流驅動刺激訊號輸出器 286 輸出具有上述刺激時間、刺激週期與刺激振幅之刺激脈波訊號。透過電壓轉換介面 284 的設計，係使刺激振幅控制器 28 依據被刺激物 10 所需動作電位大小進行刺激電位的調整。

最後請同時參閱第 5 圖及第 6 圖。前端感測器 18 包含連接被刺激物 10 之一第一放大器 181，其係接收生理訊號，以將其放大，輸出一

第一生理放大訊號。第一放大器 181 透過一濾波器 182 連接第二放大器 183，濾波器 182 接收第一生理放大訊號，以篩選預設頻帶內之第一生理放大訊號後，輸出至第二放大器 183，以進行第二次放大，輸出一第二生理放大訊號。此外，還有一連續近似控制器 184，連接主控制器 16，並預設一轉換時脈。連續近似控制器 184 接收刺激參數，並根據轉換時脈對刺激參數進行處理，以輸出一控制數位訊號。連續近似控制器 184 連接一數位類比轉換器 185，數位類比轉換器 185 接收控制數位訊號，以轉換為一類比訊號。第二放大器 183、數位類比轉換器 185、刺激時序控制器 26 與調變器 24 皆連接一比較器 186，比較器 186 係接收第二生理放大訊號與類比訊號，以比較後，輸出一比較數位訊號，以作為提供給刺激時序控制器 26 之結果，或提供給調變器 24 之數位編碼。

上述轉換時脈具有第一、第二相位，連續近似控制器 184 若根據第一相位之轉換時脈處理刺激參數時，類比訊號作為感測閾值，且比較數位訊號作為提供給刺激時序控制器 26 之結果。若連續近似控制器 184 根據第二相位之轉換時脈處理刺激參數時，則比較數位訊號作為數位編碼。

在前端感測器 18 中，其中濾波器 182 亦可省略，使生理訊號依序直接透過第一、第二放大器 181、183 進行放大，一樣可以提供上述結果給刺激時序控制器 26，或提供數位編碼給調變器 24。

以下敘述微刺激裝置之作動，請參閱第 1 圖與第 2 圖。首先，整流器 222 透過無線接收器 12 接收無線控制訊號，以將其整流為一直流電壓，以供電量偵測器 223 使用。電量偵測器 223 接收直流電壓，以偵測儲電器 221 之電量，在電量大於或等於電量檢測值時，輸出一供電訊號，在電量小於電量檢測值時，輸出一儲電訊號。若僅輸出供電訊號時，則供電切換器 225 接收供電訊號，並開啟儲電器 221 之電能輸出路徑，讓儲電器 221 輸出之電能透過此電能輸出路徑傳送至穩壓器 226 中，以轉換為穩定電壓，進而送至電荷幫浦 227 中，轉換為

工作電壓，以供解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18、刺激產生器 20 使用。

另，若電量偵測器 223 僅輸出儲電訊號時，則供電切換器 225 接收儲電訊號，並關閉儲電器 221 之電能輸出路徑，同時電荷供應器 224 亦接收儲電訊號與直流電壓，以對儲電器 221 充電。換言之，本發明無線能量轉換儲存介面 12，不但能免去更換電池的不便，並可達到確保整體裝置持續運作效果。

在解調變電路 14、主控制器 16、前端感測器 18、刺激產生器 20 皆獲得能量後，請參閱第 1 圖與第 3 圖。一位元比較器 142 係接收無線控制訊號，以量化為方波訊號，供鎖相迴路 144 接收之。鎖相迴路 144 根據方波訊號輸出延遲訊號，並將其傳送至相位檢測器 146。相位檢測器 146 藉延遲訊號判斷方波訊號之相位，且依據此相位產生結果訊號。最後資料與時脈解碼器 148 接收結果訊號與方波訊號，以解調為控制資料及控制時脈，供主控制器 16 接收。

以下請參閱第 1 圖及第 7 圖。首先，主控制器 16 如步驟 S10 所示，監控輸入進來之控制資料與控制時脈。接著，如步驟 S12 所示，主控制器 16 根據同步值組，判斷同步值組與控制資料是否同步，若否，則回至步驟 S10，若是，則開始讀取控制資料，並執行步驟 S14，以進行暫存。控制資料傳輸到最後，會伴隨結束碼與錯誤碼，因此在步驟 S14 後，係執行步驟 S16，主控制器 16 根據結束檢值與錯誤檢值分別檢測控制資料之結束碼與錯誤碼，以判斷控制資料之正確性，若正確性有誤，則回至步驟 S10，若正確性無誤，則如步驟 S18，等候存取訊號。因為本發明之主控制器 16 有此檢測機制，因此在傳輸資料上，具有偵錯和保護的功能。

由於主控制器 16 與刺激時序控制器 26 同步運作，以下介紹刺激時序控制器 26 運作流程。

首先，刺激時序控制器 26 如步驟 S22 所示，刺激週期開始計數，而由於此時並無刺激參數載入，因此計數為零。接著，如步驟 S24 所

示，刺激時序控制器 26 輸出存取訊號至主控制器 16 中，使主控制器 16 可以進行步驟 S20，即產生刺激參數，並載入前端感測器 18、刺激時序控制器 26 與刺激振幅控制器 28 中。

由於刺激參數重新載入，刺激時序控制器 26 根據刺激參數設定刺激週期與刺激時間，並重新從步驟 S22 開始，即開始計數刺激週期。當計數結束，則進入步驟 S24，產生存取訊號至主控制器 16 中。接著，刺激時序控制器 26 根據前端感測器 18 傳送之結果，進行步驟 S26，以判斷生理訊號是否小於感測閾值，若否，則回至步驟 S22，若是，則依序進行步驟 S28、S30，開始產生刺激時脈訊號，直到刺激時間計數結束。

請繼續參閱第 4 圖，刺激振幅設定器 282 透過刺激時序控制器 26 接收刺激參數與刺激時脈訊號，以根據刺激參數設定刺激振幅。接著刺激振幅設定器 282 根據刺激振幅與刺激時脈訊號，透過電壓轉換介面 284 以高壓或電流驅動刺激訊號輸出器 286 輸出具有刺激時間、刺激週期與刺激振幅之刺激脈波訊號，以施加於被刺激物 10 上。

最後請參閱第 5 圖與第 6 圖，第一放大器 181、濾波器 182 與第二放大器 183 依序對被刺激物 10 所輸出的生理訊號進行初次放大、濾波及再次放大，以產生第二生理放大訊號。而在刺激參數重新載入後，連續近似控制器 184 根據轉換時脈對刺激參數進行處理，以輸出控制數位訊號。接著，數位類比轉換器 185 接收此控制數位訊號，以轉換為類比訊號。最後，比較器 186 接收第二生理放大訊號與類比訊號，以比較後，輸出比較數位訊號。由於轉換時脈具有第一、第二相位，因此，當連續近似控制器 184 根據第一相位之轉換時脈處理刺激參數時，類比訊號為感測閾值，比較數位訊號作為生理訊號與感測閾值比較之結果，以供刺激時序控制器 26 讀取，進而產生刺激時脈訊號；當連續近似控制器 184 根據第二相位之轉換時脈處理刺激參數時，比較數位訊號作為數位編碼，以供調變器 24 接收及調變之。換言之，此前端感測器 18 可將生理訊號迴授處理，讓刺激時序控制器 26

在第一時間判斷是否要緊急發送訊號至被刺激物 10。

上述連續近似控制器 184、數位類比轉換器 185 與比較器 186 可組成同時具有即時檢測與即時類比數位轉換功能的類比數位轉換器，此三元件相較習知技術，可使微刺激裝置省去使用兩組比較器與數位類比轉換器之硬體面積，進而降低成本。

綜上所述，本發明不但能進行偵錯與保護，又能避免更換電池的不便，及減少電路面積的使用，有效滿足植入式微刺激裝置之條件要求。

以上所述者，僅為本發明一較佳實施例而已，並非用來限定本發明實施之範圍，故舉凡依本發明申請專利範圍所述之形狀、構造、特徵及精神所為之均等變化與修飾，均應包括於本發明之申請專利範圍內。

【圖式簡單說明】

第 1 圖為本發明之裝置電路方塊圖。

第 2 圖為本發明之無線能量轉換儲存介面電路方塊圖。

第 3 圖為本發明之解調變電路方塊圖。

第 4 圖為本發明之刺激振幅控制器電路方塊圖。

第 5 圖為本發明之前端感測器電路方塊圖。

第 6 圖為本發明之轉換時脈波形圖。

第 7 圖為本發明之主控制器與刺激時序控制器之運作流程圖。

【主要元件符號說明】

10 被刺激物	12 無線接收器
14 解調變電路	16 主控制器
18 前端感測器	20 刺激產生器
22 無線能量轉換儲存介面	24 調變器
26 刺激時序控制器	28 刺激振幅控制器
221 儲電器	222 整流器

223 電量偵測器

225 供電切換器

227 電荷幫浦

142 一位元比較器

146 相位檢測器

282 刺激振幅設定器

286 刺激訊號輸出器

182 濾波器

184 連續近似控制器

186 比較器

224 電荷供應器

226 穩壓器

144 鎖相迴路

148 資料與時脈解碼器

284 電壓轉換介面

181 第一放大器

183 第二放大器

185 數位類比轉換器

七、申請專利範圍：

1. 一種植入式閉迴路微刺激裝置，其係接觸一被刺激物，該植入式閉迴路微刺激裝置包含：
 - 一無線接收器，接收一無線控制訊號；
 - 一解調變電路，其係連接該無線接收器，以接收該無線控制訊號，並將其解調為一控制資料及一控制時脈；
 - 一主控制器，其係連接該解調變電路，並接收該控制資料及該控制時脈，以根據預設之結束檢值與錯誤檢值分別檢測該控制資料之結束碼與錯誤碼，以判斷該控制資料之正確性，且在該正確性無誤後，該主控制器係根據該控制資料及該控制時脈產生複數刺激參數；
 - 一前端感測器，連接該主控制器與該被刺激物，該前端感測器包含：
 - 一第一放大器，連接該被刺激物，並接收該生理訊號，以將其放大，輸出一第一生理放大訊號；
 - 一第二放大器，連接該第一放大器，並接收該第一生理放大訊號，以將其放大，輸出一第二生理放大訊號；
 - 一連續近似控制器，連接該主控制器，並預設具有第一、第二相位之一轉換時脈，該連續近似控制器接收該些刺激參數，並根據該轉換時脈對該些刺激參數進行處理，以輸出一控制數位訊號；
 - 一數位類比轉換器，連接該連續近似控制器，並接收該控制數位訊號，以轉換為一類比訊號；以及
 - 一比較器，連接該第二放大器與該數位類比轉換器，並接收該第二生理放大訊號與該類比訊號，以比較後，輸出一比較數位訊號，在該連續近似控制器根據該第一相位之該轉換時脈處理該些刺激參數時，將該類比訊號設定為一感測閾值，該比較數位訊號作為一結果，在該連續近似控制器根據該第二相位之該轉換時脈處理該些刺激參數時，該比較數位訊號作為數位編碼；

一刺激產生器，其係連接該比較器與該主控制器，且接觸該被刺激物，該刺激產生器與該主控制器同步運作，並輸出一存取訊號至該主控制器中，以據此即時產生該些刺激參數，又該刺激產生器接收該些刺激參數與該結果，在該生理訊號小於該感測閾值時，係根據該些刺激參數產生一刺激脈波訊號，以施加於該被刺激物上，在該生理訊號大於或等於該感測閾值時，該刺激產生器不會產生該刺激脈波訊號；以及

一調變器，其係連接該比較器，並接收該數位編碼，以調變後輸出之。

2. 如申請專利範圍第1項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，更包含一無線能量轉換儲存介面，其係連接上述元件，並接收該無線控制訊號，經過電源管理機制，以將其轉換為工作電壓，提供給該主控制器、該前端感測器、該刺激產生器使用。

3. 如申請專利範圍第2項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該無線能量轉換儲存介面更包含：

一儲電器；

一整流器，其係連接該無線接收器，並接收該無線控制訊號，以將其整流為一直流電壓；

一電量偵測器，連接該整流器與該儲電器，並預設一電量檢測值，該電量偵測器接收該直流電壓，以偵測該儲電器之電量，在該電量大於或等於該電量檢測值時，輸出一供電訊號，在該電量小於該電量檢測值時，輸出一儲電訊號；

一電荷供應器，其係連接該整流器與該電量偵測器，並接收該儲電訊號與該直流電壓，以對該儲電器充電；

一供電切換器，連接該電量偵測器與該儲電器，並接收該供電訊號或該儲電訊號，以選擇性開啟或關閉該儲電器之電能輸出路徑；

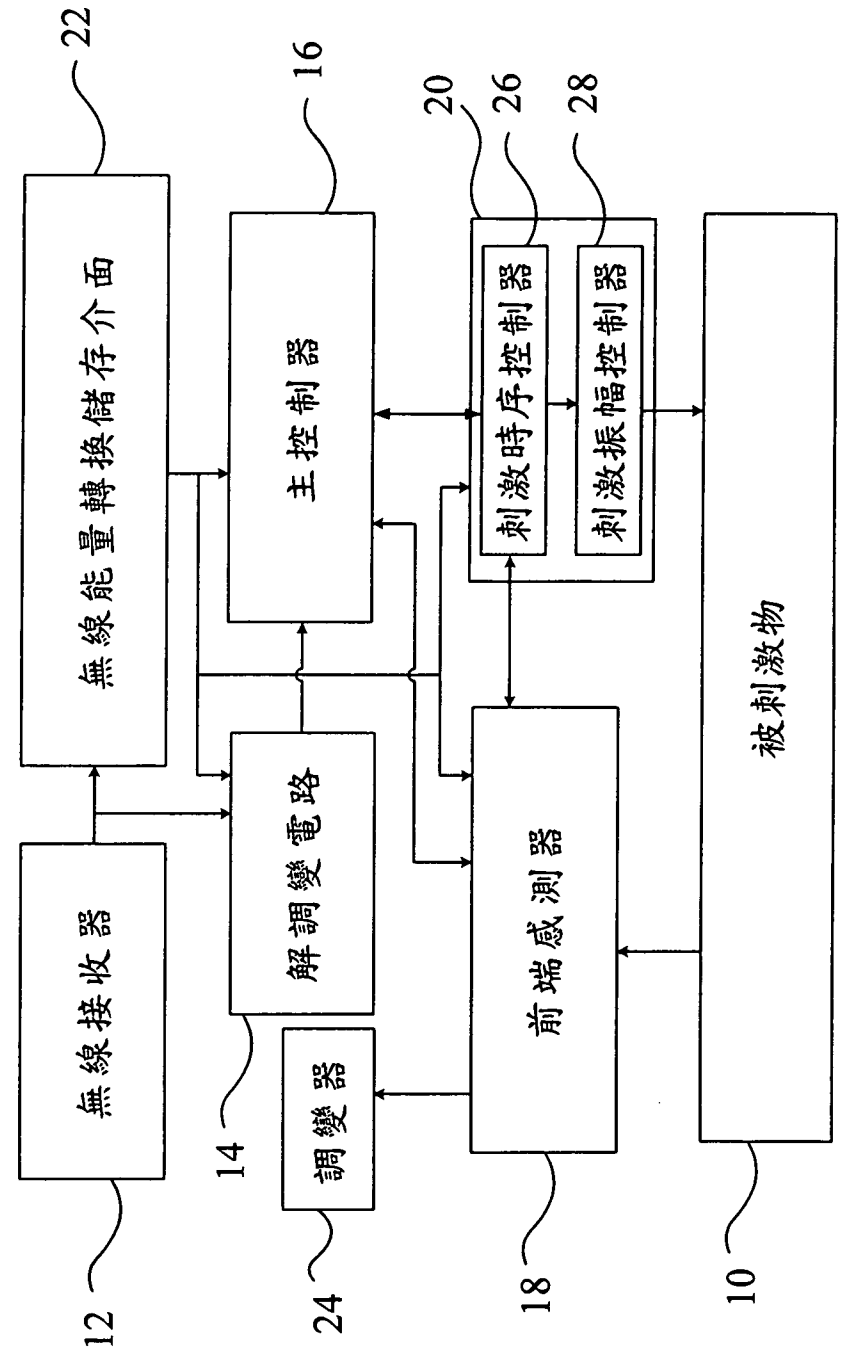
一穩壓器，連接該供電切換器，以利用該電能輸出路徑接收該儲電器輸出之電能，並將其轉換為一穩定電壓；以及

- 一電荷幫浦，連接該穩壓器、該解調變電路、該主控制器、該前端感測器、該刺激產生器，並接收該穩定電壓，以將其轉換為該工作電壓。
4. 如申請專利範圍第1項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該解調變電路更包含：
- 一一位元比較器，其係連接該無線接收器，並接收該無線控制訊號，以量化為一方波訊號；
 - 一鎖相迴路，連接該一位元比較器，並接收該方波訊號，以據此輸出一延遲訊號；
 - 一相位檢測器，連接該鎖相迴路，並接收該延遲訊號，以藉此判斷該方波訊號之相位，且依據該相位產生一結果訊號；以及
 - 一資料與時脈解碼器，連接該相位檢測器、該一位元比較器與該主控制器，並接收該結果訊號與該方波訊號，以解調為該控制資料及該控制時脈。
5. 如申請專利範圍第1項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該主控制器更預設有一同步值組，該主控制器係先根據該同步值組判斷出該控制資料與該同步值組同步後，再判斷該正確性。
6. 如申請專利範圍第1項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該刺激產生器更包含：
- 一刺激時序控制器，其係連接該比較器與該主控制器，該刺激時序控制器與該主控制器同步運作，並輸出該存取訊號至該主控制器中，以據此即時產生該些刺激參數，又該刺激時序控制器接收該些刺激參數與該結果，以根據該些刺激參數設定一刺激時間與一刺激週期，並在該生理訊號小於該感測閾值時，產生一具有該刺激時間與該刺激週期之一刺激時脈訊號；以及
 - 一刺激振幅控制器，其係連接該刺激時序控制器，並接觸該被刺激物，該刺激振幅控制器接收該刺激時脈訊號與該些刺激參數，以根據該些刺激參數設定一刺激振幅，並輸出具有該刺激時間、該刺

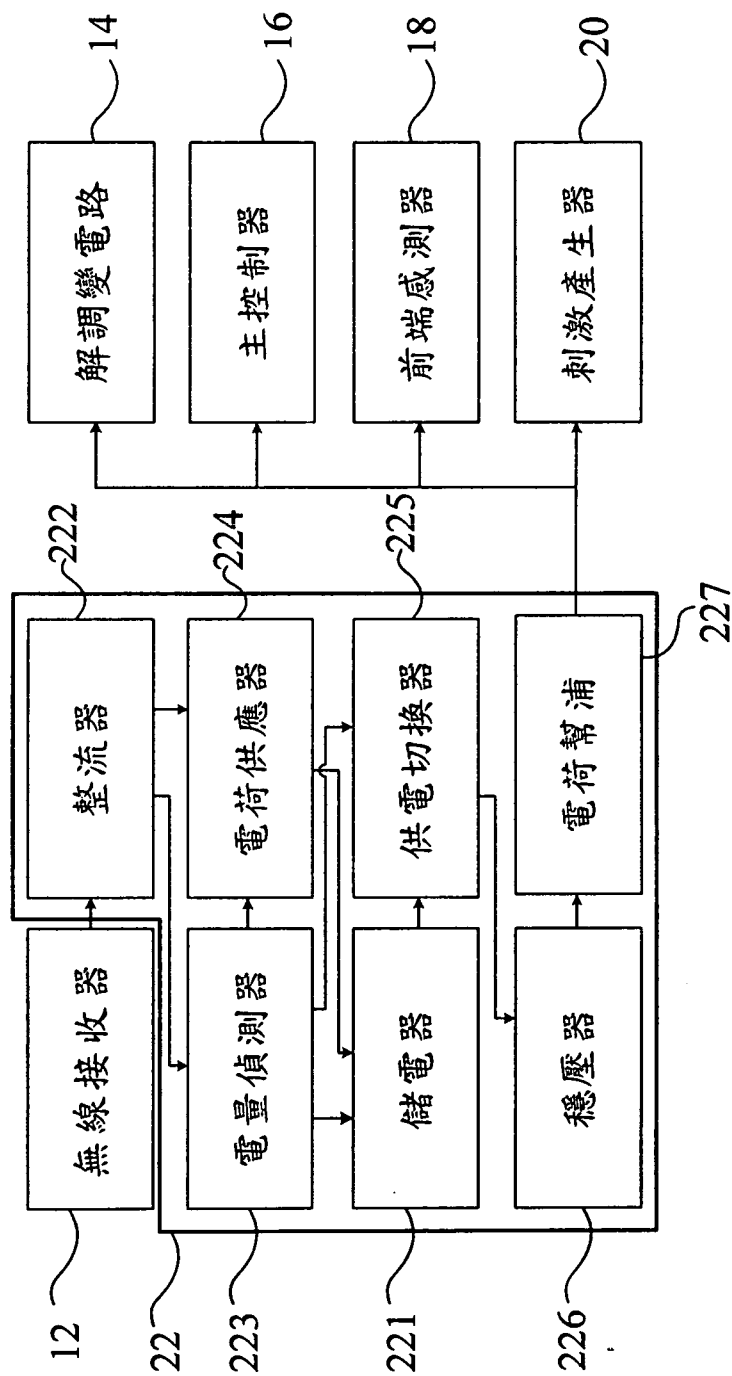
激週期與該刺激振幅之該刺激脈波訊號。

7. 如申請專利範圍第6項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該刺激振幅控制器更包含：
 - 一刺激振幅設定器，其係連接該刺激時序控制器，並接收該刺激時脈訊號與該些刺激參數，以根據該些刺激參數設定該刺激振幅；
 - 一電壓轉換介面，連接該刺激振幅設定器，並將其低壓輸出轉換成高壓或電流輸出；以及
 - 一刺激訊號輸出器，其係連接該電壓轉換介面，並接觸該被刺激物，該刺激振幅設定器根據該刺激振幅與該刺激時脈訊號，透過該電壓轉換介面以高壓或電流驅動該刺激訊號輸出器輸出具有該刺激時間、該刺激週期與該刺激振幅之該刺激脈波訊號。
8. 如申請專利範圍第1項所述之植入式閉迴路微刺激裝置，其中該前端感測器更包含一濾波器，其係連接該第一、第二放大器，並接收該第一生理放大訊號，以篩選預設頻帶內之該第一生理放大訊號後，輸出至該第二放大器。

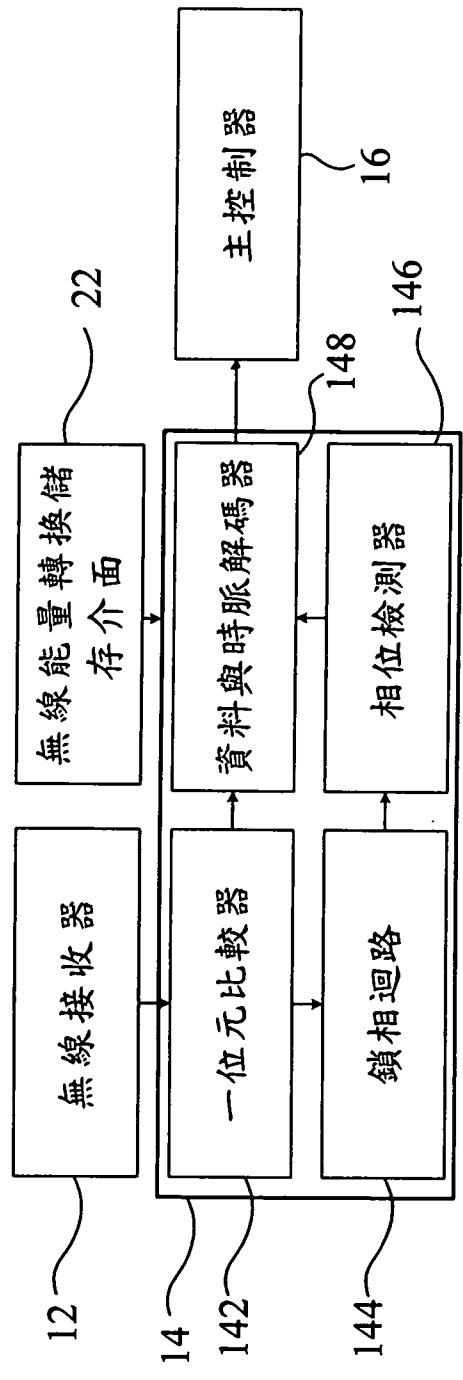
八、圖式：



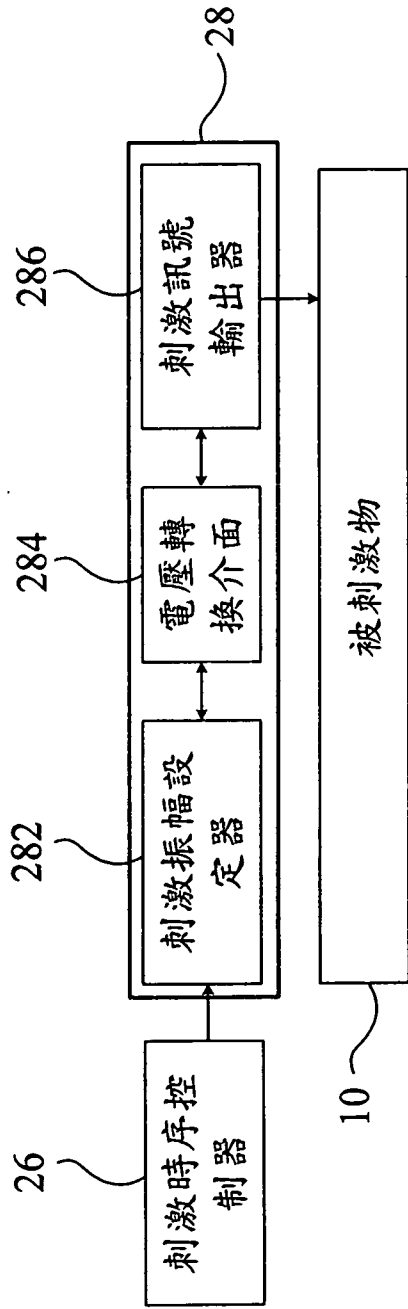
第 1 圖



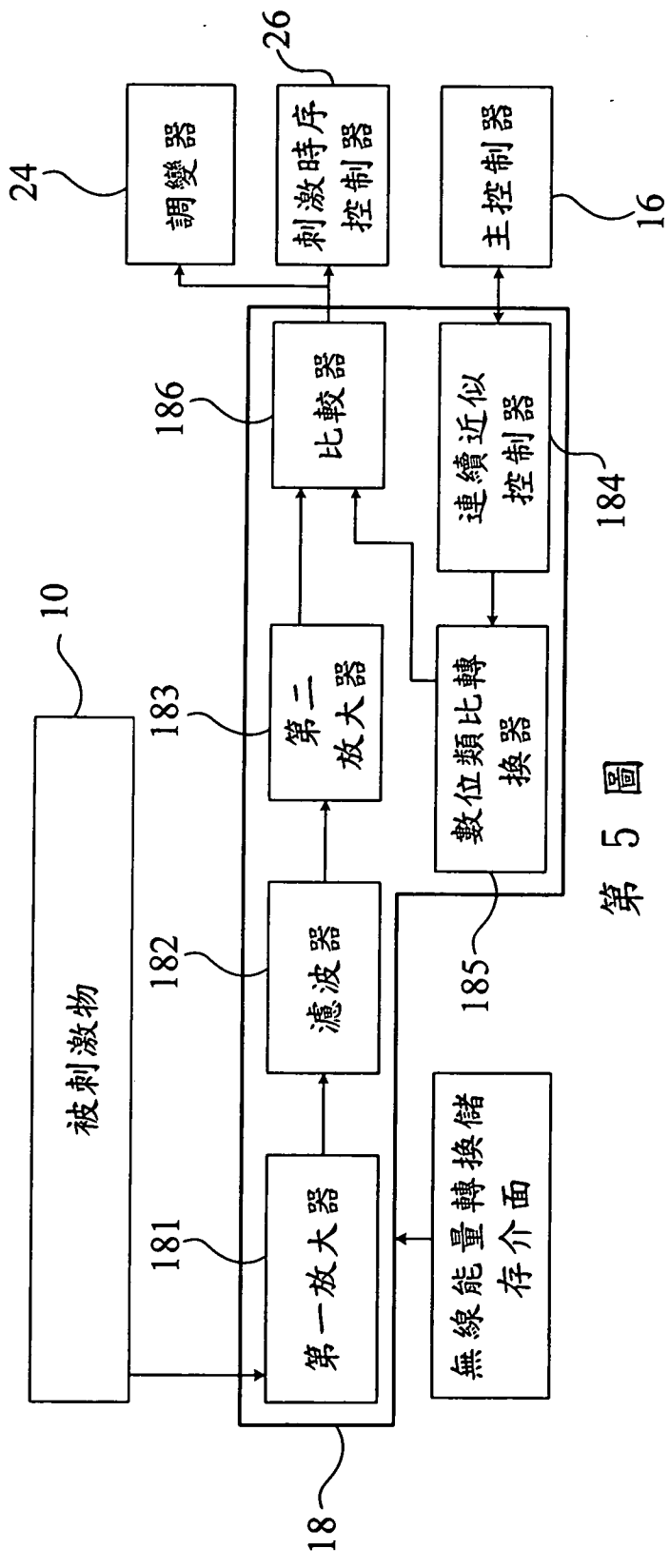
第 2 圖



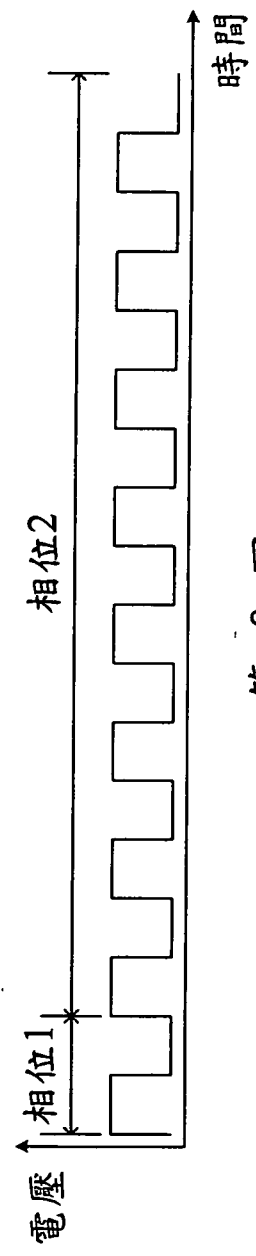
第 3 圖



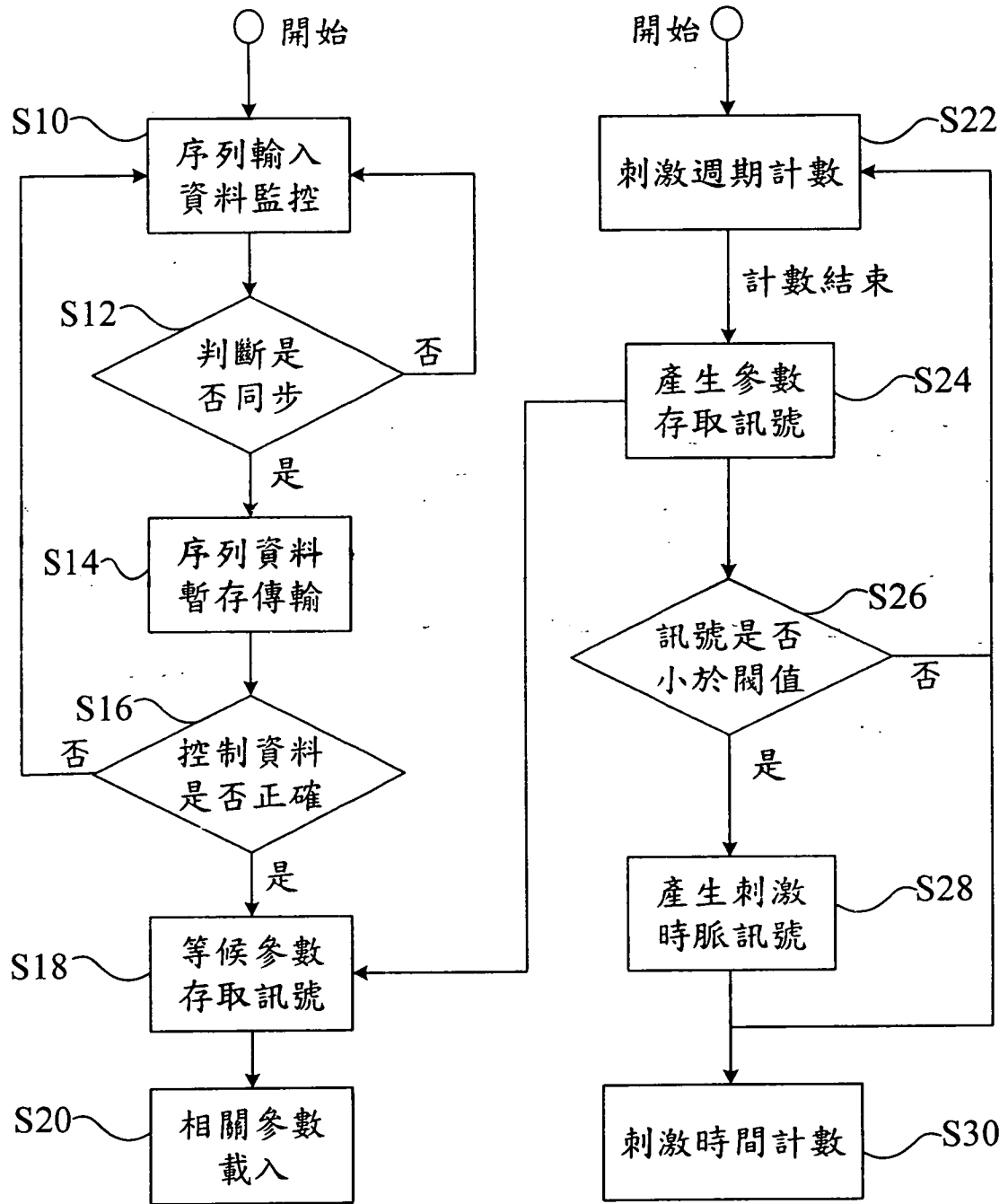
第 4 圖



第 5 圖



第 6 圖



第 7 圖