五、發明說明（ ）

本發明係1991年1月3日申請之美國第07/635,887號專利申請案之部份繼續申請案（CIP），而該申請案現已放棄。

本發明係有關於一電腦控制之巧妙晶狀體乳化裝置；更特定地係關於控制傳送電源至轉換器上探針，及根據該轉換器尖端之負載以控制吸出量的裝置。

眼科手術是一種複雜且需慎重的程序。一種普遍的眼科手術是白內障摘除。目前已有幾種可接受的白內障摘除方法，包括晶狀體乳化方法。晶狀體乳化方法本身並不是新的，但至目前仍存在一些問題點。

晶狀體乳化方法涉及產生一種超音波訊號，其係為一系列週期性的、超越一般人聽覺可偵測到之頻率範圍的機械性振動。該超音波訊號係由一轉換器所產生，而該轉換器係由目前適用於此應用的儀器在頻率範圍為20至100 仟赫內產生之電氣訊號所驅動。典型的轉換器包括壓電性或磁伸縮性元件。

由超音波訊號引生的能量係經由附著於轉換器之探針連結到人眼睛之水晶體。典型的探針係由無活性的鈦合金或不銹鋼所作成。一當連結到水晶體，該超音波能量即把白內障弄碎且使之乳化。但當這原子物質被弄成碎片，必需從眼球中取出。為完成此動作，該超音波探針是中空的，且一個吸出系統與該中空區域相連以便取出碎粒。另亦注入一種均衡的鹽溶液，俾維持穩定性及壓力，且此注入動作係經由一套管將該溶液注入在振動的鈦探針周圍。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

這種晶狀體乳化單元的一個例子見於美國專利第4,223,676號，因此謹列為本文之參考。目前晶狀體乳化手術允許外科醫師選擇一種固定的晶狀體模式，其中該轉換器之電源設定值為固定值；或選擇一種線性的模式，其中該晶狀體電源可經由電源踏板(PEDAL)加以改變。在固定模式下，晶狀體單元之導通(ON)或關閉(OFF)係根據該電源踏板是否壓下而定；其電源設定值係預先設定。在線性模式下，踏板進一步被壓下的動作，改變了傳到該轉換器之功率量，及因而改變了超音波的能量；在這運作中的吸出量係預先設定的。最近已被引進的晶狀體乳化之第三種模式係保持該晶狀物的功率固定，而根據腳踏板來改變吸出量。

本發明之發明人已確認出上述先前手術方法中存在的問題點。為了詳細解說這些問題點，吾人必需考慮人類眼睛水晶體的構造。第1圖概略地顯示人類的水晶體，具有一個外部的、精緻的、透明的組織或被膜，標記為層體100。在這前端的是一柔軟的物質，俗稱皮質層102。該皮質層圍繞著轉接層104。水晶體的核心是一個硬的、壓縮的水晶體物質，標記為106。本發明之發明人首先注意到在這些柔軟外部皮質層內，需要些許吸出，但在軟硬的轉接層需要較多的吸出量，而最硬的核心層則需要更多的吸出；但是，在最硬的核心層的後部是較不硬的轉接層，跟隨其後的是柔軟的皮質層。在眼科手術過程中大部份複雜性不是由乳化作用之量所產生，而是由過度吸出造成穿過

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

該後部水晶體被膜之“貫穿(PUNCH THROUGH)”現象所引起。

眼科手術涉及在被膜前方形成一個開口，以及首先將晶狀體探針置入柔軟的皮質層；此時，探針在柔軟皮質層內遭受一點小負荷。當探針更深入到逐漸更硬之核心時，機械性負荷即增加；在穿過核心後，該過程即反過來，且該機械性負荷將會迅速減小。這即是本發明之發明人發現控制吸出動作是非常重要的。在這時過度吸出會破壞後部皮質層。然而，過去決定這些層的相對硬度係依賴外科醫生之觀察能力及人工技術。但是，外科醫生的心中常還有很多其他的事情必須留心，且也可能無法夠快地反應以便在手術中適度改變吸出量。

本發明之發明人已體認到一個硬的核心較柔軟核心消耗更多的能量，因而改變了阻抗，更特別的是呈現在超音波尖端之機械阻抗。根據本發明，將此差量回授到一微處理機以便於根據手術的物質之硬度修正該吸出系統。這便減少了貫穿現象的問題，因為它允許自動檢查物質的硬度且以快於人類反射能力的方式自動調整吸出傳送量。在先前技術中，從未描述過這樣的一個系統；其中的一種習知方法係使用，例如一個感測器以偵測對某個激勵的響應(RESPONSE)以檢知組織的機械阻抗。

本發明的一個一般性特徵是本發明之發明人體認到柔軟組織需要較低的動作量或低速度，而硬的組織需要較高的動作量或高速度。任何物質包括人類的眼睛的機械阻抗

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

是密度ρ及聲音速度C的函數。該機械阻抗通常具有一個電阻性成分R_c與一個無功(電抗)成分X_L。依從性的或可變形的組織對於驅動力而言主要呈現一個電阻性阻抗。非依從性或不可變形的組織則主要呈現一個無功阻抗。換言之，柔軟組織將會是較呈電阻性而硬的組織將會較呈無功性。

一種用於自一個壓電性手持元件偵知機械阻抗的方法係讀取驅動電壓與電流。此處不僅是大小而且也包括相位均被監測，其中零相位差表示在一柔軟組織上之一個電阻性負荷；大相位差則表示一個無功性負荷或一硬的組織。另一方式則包括相對於一參考值，決定具負荷之手持元件之共振頻率，而該參考值可能是不具負荷之手持元件之共振頻率。假若轉換器被建構成一個半波長之直桿，對於純粹的電阻性負荷，它的共振頻率不會改變且可根據下列方程式決定：

$$\tan(2\pi \ f/C * X) = 0$$

其中f是操作頻率，C是聲波在桿中的速度，X是桿的長度。對於一個純無功負荷，共振頻率由下列方程式決定：

$$\tan(2\pi \ f/C * X) = X_L/Z_o$$

其中X_L是無功負荷，Z_o是該桿之特性阻抗。假若轉換器做成階狀號角型式以提供位移之放大作用，對於不論是電阻性或無功負荷，共振頻率均將會改變。一個典型的階狀號角裝置如第14圖所示，具有兩個零件1050及1052。該等零件的長度X皆相同但面積相差一比值N，N＞10。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

對於這種型式的裝置，根據下列方程式決定共振頻率：

$$\tan(2\pi \ f/C * X) = R_L / Z_O$$

其中X_O是第14圖中顯示之長度，Z_O是如第15圖所示之轉換器材料之特性阻抗。該零件1052具有特性阻抗Z，而零件1050具有特性阻抗$N*Z_O$。對於純無功負荷，可由下列方程式決定共振頻率

$$\tan(2\pi \ f/C * X) = (X_L / Z_O)^2$$

這些方程式僅是一般及例示性的，且不同的探針／轉換器之配置方式可使用不同的方程式。

先前技術已做過很多嘗試，企圖將手術過程自動化。美國專利第4,223,676 號是其中一種嘗試，其定義一種如前所述型式之超音波吸出器。該專利之說明書第8欄確認在手術過程中頻率會變動，而為了嘗試維持固定的傳送功率值，該專利思及監視實際與期望之系統參數值。該等兩類系統參數之差異回授到一個回授回路以控制振動器之動作量大小。因此，雖然系統功率被控制了，但它卻沒有想到控制吸出量且因此貫穿現象的問題仍究存在該系統內。

相似地，美國專利第3,964,487 號提示一個監視電子切割裝置阻抗的結構，且其回授該阻抗以決定應提供之功率值。但該裝置沒想到控制吸出量，因此無法減輕貫穿現象的問題。

相似地，美國專利第4,126,137 號提及感測組織的阻抗，以設定驅動一個電子外科裝置的驅動量。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

美國專利第4,024,866 號係有關於一種裝置，指出控制用於眼科手術的吸導管之吸取量。該專利之說明書第7欄第24行提及設定吸取量之上限值以防止吸取過量。雖然這提供一個上限值，但它沒協助使用者在系統中獲得更好的控制與更好的回授。

以下將參照所附圖式詳細描述上述及其他本發明的觀點，其中：

第1圖係人類眼睛的示意圖；

第2圖顯示穿越該眼睛所需之代表性吸出量；

第3圖係本發明第一個實施例之方塊圖；

第4圖係本發明第一個實施例之操作流程圖；

第5圖係本發明第二個實施例之方塊圖，其係使用一個語音發聲器以指引外科醫生執行其操作；

第6圖係本發明第二個實施例之操作流程圖；

第7圖顯示本發明第三個實施例的結構；

第8圖係本發明第三個實施例之操作流程圖；

第9圖與第10圖分別顯示針對杏仁與花生(M&M) 之特性繪成的特性曲線；

第11圖係本發明第四個實施例之方塊圖；

第12圖係本發明第四個實施例之操作流程圖；

第13圖係本發明第五個實施例之方塊圖；以及

第14圖繪示一組典型之晶狀體探針。

以下將參照所附圖式詳細描述目前較佳之實施例。第3圖顯示本發明之第一個實施例。第3圖中顯示為晶狀體

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

探針302係附著在轉換器300，且適於進入人類眼睛與水晶體接觸。電源供應器306提供該轉換器300所需的電源，同時電壓與電流係由監視器308所監視。該監視器308監視該電壓與電流且產生類比訊號，經由類比／數位轉換器轉換成數位訊號，且輸入到微處理機312。該微處理機312可以是任何商業實用的型式。一個吸出控制器314 與電源供應控制器316也輸入到微處理機312。這些控制器裝置可能是刻度盤之電位計或普遍外科醫生所使用的腳踏板，且產生一個命令訊號以表示各別之期望的吸出量及期望的功率量。微處理機312產生類比訊號以控制在電源供應器306內之吸出單元318。

微處理機312 根據第4圖之流程圖運作，且因此根據此流程圖控制吸出單元318 及電源供應器306。步驟400係偵測來自監視器308之電壓及電流，且步驟402係取得此電壓與電流之比值，該比值存放在一變數T內，該變數係用以量測因晶狀體探針之負載變化與瞬間吸出作用之關連，且其至少可用兩種不同型式實現。

首先我們必須確認在一個超音波轉換器所消耗的電氣功率及附著在該轉換器上之探針之機械運動間已建立了一個正向關係。因此用一種方法以追蹤阻抗（電壓／電流）。

阻抗＝電壓×（1／電流）

$$Z = V \times (1/I)$$

可以使用一個乘法器電路完成之。負載的變化允許控制系統以不同的方式經由影響電氣功率及吸出位準予以補

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

償。或者，需求功率位準與實際消耗功率的差值也可以直接地僅以一個乘法器電路量測，亦即，

功率＝電壓*電流

$$P = V * I$$

功率位準(V*I)及(V/I)在此均統稱為“阻抗”。

步驟404係測試目前變數T且減去變數T之先前值(此處命名為T_P)，然後決定$T - T_P$是否大於N；若$T - T_P$大於N，表示目前組織的阻抗值大於前一時刻之阻抗值，且目前組織較前一時刻之組織為硬。因此，若步驟404之測試值為正值，即執行步驟406將吸出率增加N_1且功率增加N_2；然後流程經由步驟408，其中變數T之目前值係存於位置T以便用於下一循環。

若步驟404的結果是負值且變數T與T_P的差值不大於N，便於步驟410執行第二個測試。步驟410決定T_P是否較目前T值大N，若否，流程即再經由步驟408。因此，若T_N與T_P之差值小於N，即不必修正吸出率或功率。

若T_P大於(T＋N)，這表示前一時刻的阻抗值大於目前時刻的阻抗值。因此，在步驟412使吸出率減少N_1，功率減少N_2。

接著步驟422及424係各別依隨吸出控制器314及電源供應控制器316之引導。根據先前指定的演繹法則，若這些值增加，供至適切的零件i之功率亦增加。

該特定的結構與方法步驟使吾人可依據轉換器所遭遇到之阻抗值，來控制功率及吸出量，此係先前技術全然未

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

曾思及或建議的，因而是全然創新的。

本發明之第二個實施例顯示於第５圖，其中相同之數字代表相同之元件。該實施例除了上述的監視系統外，還使用一個語音產生模組500 ，俾可於外科醫生中，讓該裝置與醫生交談。

目前晶體狀單元具有視覺顯示幕及聲音回授。該視覺顯示幕可顯示機器係在何種模式下，例如，腳踏板位置、儀灌注、灌注與吸出，等等。該聲音回授可能是不同單元之不同聲音，其表示一個狀態轉換(TRANSITION)，例如，嗶嗶聲或卡搭聲。

然而，對於首次學習執行晶狀體程序之外科醫生而言，這些聲音可能極易令其混淆。該外科醫生有很多其他事情必須注意，且他們常常發現額外的混淆，如在腳踏板上哪個位置及明確地發生了什麼事情。本發明的第二個實施例可以利用商業上實用的語音產生設備以協助避免這種混淆。

根據本發明之第二個實施例，語音產生模組500 可能是一個商業上實用的語音產生晶片與聲音設備，或可能是，例如，一系列錄音帶或錄音軌，其可由適當的處理機所操作。這樣的裝置在該領域是眾所皆知的，所以不再詳細介紹該裝置根據第６圖之流程圖運作。第６圖與第４圖有很多共通的元件且由步驟600 開始，偵測V、I及T之值。步驟602決定T是否比T_p大一個值；若是，即增加吸出量與功率 ，且啟動語音產生器500使之說出“組織硬度增加”

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

之話語 。步驟606決定T_p是否大於T 加某一個量；若是，即執行步驟608 ，減少吸出量及宣佈“組織硬度降低”。步驟610 決定吸出量是否改變或電源供應控制是否改變，若是，即宣佈這個改變；例如，腳踏板在位置(1)可能是宣佈“灌注”，在位置(2)可能是宣佈“灌住與吸出”。該發音器也可能說“晶狀體維持在10%“或”晶狀體增加到15%”。

這將可使外科醫生在手術過程的這一極困難的期間內維持他的專注力。

接著參照第７圖及第８圖之流程圖描述此巧妙晶狀體乳化系統之第三個實施例。該系統之成功手術的關鍵有兩個要件，第一、外科醫生可獨立的控制器之負載功率及吸出量參考位準。第二、自動控制系統功率監視器及功率與吸出量補償機構將吸出系統補償與用於功率補償之驅動訊號相銜接，而提供了使外科醫生對轉換器之控制上經量測出來之改良。

電氣功率供應器716 提供某一頻率下之電壓及電流至轉換器700。探針702與人眼睛之水晶體704 相接觸，且依據組織層的密度而遭受一股變化的機械負載。外科醫生經由功率位準控制720及吸出位準控制708建立參考功率及吸出位準。

電氣功率供應器716 回應功率位準命令與功率補償命令（電壓、電流或可能是頻率調整）。這些命令係由模組720及718分別產生 。於探針702上之變化的機械負載係經

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

由轉換器700 反射，成為一個從該參考功率位準命令消耗不同電氣功率的變化之電氣負載。這個參數偵測在本文中係稱為機械阻抗。

功率監視器712感應來自轉換器700之負載電壓及電流，且計算電氣功率。轉換器之功率消耗係輸入到功率比較模組714，其輸出轉換器實際功率與來自功率命令之獨立參考位準之差值。功率補償模組718 經由適當的對功率供應器716 作電氣調整而作出回應，使得轉換器功率消耗將會遵循來自外科醫生之獨立命令。

該系統之獨特的安全之改良特徵係來自於該功率補償驅動訊號(功率比較輸出)施加至該吸出補償模組710 的安排。吸出補償模組710之輸出依據吸出系統的型式，將會是對真空或流出量或兩者的一個調整。

因為附有功率，外科醫生擁有經由吸出控制708 之獨立的輸入控制能力供壓出吸出系統706之輸出(真空或流動)。整個系統跟隨著一向前的控制體系，如第８圖之流程圖所描述。應知，由補償模組引起的任何變化，將會使負載功率遵循來自外科醫生之獨立功率位準命令。而且，吸出量變化將會加於來自外科醫生之獨立吸出位準命令。以這樣的方式，外科醫生便可維持控制整個程序。

第８圖之流程圖顯示在步驟800 偵測轉換器負載及電氣功率，步驟802及808決定該功率是否小於或大於一參考功率值P_r。若目前電氣功率P_1小於P_r，即在步驟804 確認為較高密度之組織層，接著在步驟806 該吸出量增加負載

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）
裝 訂 線
經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

功率。若在步驟808確認負載P_1大於P_r，即在步驟810確認為較低密度之組織層，接著在步驟812降低吸出量。步驟814則決定所確認的相對組織密度是否無變化，接著在步驟816係負載功率或吸出量沒有變化。

吾人已做過實驗以驗證機械阻抗與共振頻率兩者之變化是晶狀體探針302在這種手術過程中所碰到之物質之硬度的函數。第9圖顯示一個實際的試驗獲得機械阻抗對有負載及無負載晶狀體探針之類譜關係圖；這係以惠普公司之阻抗分析儀所量測，使用±2伏特激勵與一個硬的杏仁(用以模擬眼睛之硬化水晶體部分。第9圖顯示相位之變化與阻抗隨負載而生之漂移作用，其中可具有兩個共振尖峰約在頻率28.875KHZ及59.5KHZ。申請人相信這兩個尖峰值對應於壓電驅動晶體之基本電機共振。這兩個尖峰值也可能是因為該晶體之縱向與橫向壓電係數所引起。

於第10圖顯示之第二個阻抗頻譜係由一覆蓋巧克力之花生M & D（商標）糖果模擬之硬度效應的變化。兩個共振頻率尖峰的漂移頻率對於低與高頻共振尖峰分別大約為在1KHZ及375HZ。藉由本系統之判定覆蓋巧克力之M & M花生糖果內之花生的能力，這證明本系統之實用性。

在操作中，在相位角(共振頻率)、機械阻抗及物質的硬度間將形成一對照圖。當對該物質進行手術操作過程中觀察該物質的特性時，該對照圖可以由諸如第9圖及第10圖所示者繪製而成。

雖然當晶狀體探針遭遇不同硬度阻抗時，阻抗的這些

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）
裝 訂 線

五、發明說明（ ）

變化可被判定及頻率漂移的觀察亦可被判定，但吾人已發現在高位準激勵（110伏）狀況下，因為高電氣雜訊，可能不易確認這些變化。而在低位準激勵狀況（諸如±2伏）下，則可較容易地觀察到阻抗及頻率漂移；但欲以實用的尺度偵測這個時，卻需要比先前之實施例更專門的技巧。

為了實現此低位準程序，本發明之第四個實施例係經由額外的固態微感應器偵測物質硬度的變化，該固態微感應器提供了偵測負載硬度的手段且不會有來自驅動壓電或磁伸縮晶體之高電壓的電氣干擾。第11圖顯示使用這種程序之結構的大致方塊圖，可瞭解的是，所有先前的實施例所含的概念均可加至第11圖之此基本的變化型態中。

第11圖顯示根據第四個實施例用於感測負載之改良結構。此第四實施例包括兩個力量轉換器1000及1002，力量轉換器1000是一個驅動力轉換器，係在微處理機312 控制下由電源供應器306 所驅動。供至第一個力量轉換器1000的電壓激勵造成晶狀體探針302 擴張或收縮；此處亦提供一吸出器308及流量供應器1003 。必需瞭解第11圖可能也包括顯示在第3至8圖中的輔助結構，而這裡未詳細繪出該等輔助結構係為了易於解說。

從動元件1002包括一個分離的壓電晶體1006，其係在組合電氣與機械的電路之共振頻率下被加壓力，且其為了這個目的係機械式的連結至晶狀體探針302 。這機械的連結作用提供第二個壓電晶體機械式地並聯於第一力量轉換器1000之第一壓電晶體1008，俾以此方式感應探針302 的

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

移動。探針302 之移動係由一大的電壓突波引起，而此突波在所造成之測試結果中可能造成雜訊。然而，輔助水晶1006係依據探針302 的移動而移動，而不是由驅動電壓驅動。壓縮與釋放作用生出一與壓電晶體的壓縮量成比例而與晶體已知的特性一致之電壓。微處理機312 因此獲得一關於晶體收縮量的電壓，及一表示提供至晶體1000之功率量的電壓，該功率係連結至該探針302 以驅動它。發明人稱呼該從動元件1002為“小馬”元件，因為該元件“騎”在晶狀體探針上。

第二個感應元件1002係置放在一位置用以轉換其上之機械應力成為電氣電壓或電流。這些元件可放在應力／速度最大的節點(NODAL POINT) 或應力／速度最小的反節點上。當兩個感應元件呈差動結構配置以消除誤差時，由感應器所產生的訊號將符合該轉換器之特性方程式。

在一種方式中係使阻抗被持續地監視當作轉換品；而在另一種方式中，轉換器會產生脈衝，而脈衝之第一個周期間用作為感應時間周期，接著的期間用作為操作周期。在感應期間中，轉換器之功率降低至某一位準，低於此位準時，半真空腔洞(CAVITATION)將不會發生，且轉換器之損失亦是最小。

吸出量因而被定義為流量率與真空位準的函數，且此等流量率與真空位準之其中一個或兩者可被控制。

此結構之操作係根據第12圖之流程圖進行。第12圖之流程圖顯示本發明之操作，可瞭解的是該操作可能需要些

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

許的修正；但是，對於本行技藝專精人士於參照第９及10圖重複上述的模擬即可輕易地完成這些修正。雖然第９與10圖分別使用杏仁及M & M 糖果，但為更適切地模擬將須受控制之確切特性，實際的切除值應可使用取自死人或動物的真實眼睛。

第12圖由步驟1200開始，取得一對照圖。但是該對照圖必需預先決定並儲存，且典型地係經由製作類似第９與10圖所示者之圖形來完成。然而第９與10圖之模擬係以各種商業上可得之具不同硬度的食品材料完成，故系統的實際對照圖最好使用採自死屍或類似物的真實眼睛來製作。一類似第９或10圖所示者之模擬即係以這樣的眼睛來進行，且一顯示這種物質的機械阻抗及其共振頻率二者的特性圖必需以一個一維或二維對照圖的形式被儲存起來。該對照圖即為步驟1200所取得之對照圖。

實際流程圖係由步驟1202開始，其中偵測探針之移動量。在這實施例中，探針之偵測量係經由監測來自壓電晶體1006之電壓而測出，該電壓係與探針之移動量成比例。步驟1202決定輸入至探針之功率量。步驟1204接收來自晶體1002之電壓，並以代表目前探針位置之目前電壓與代表前一時刻之探針位置之前一時刻電壓的差值，決定探針之移動量。步驟1206根據在步驟1202測得之功率及步驟1204所偵測之探針移動量間之比例關連性，測出顯現於該探針上之機械阻抗。該機械阻抗也可以用一個權重因數予以衡量得知，該權重因數可能是一個線性因數或與功率或移動

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

量相關。例如，在高功率時，該機械阻抗可能是一不同的比率值，因為不論功率多高，該物質可能僅做出某一最大量額之反應。該機械阻抗然後被存起來作為目前之機械阻抗值。步驟1208根據步驟1204決定之探針目前移動量，計算目前之共振頻率值；這可用不同方式執行，其中最簡單的可能是儲存最近測定之多個數值，且對這些數值執行一快速傅立葉轉換，以決定目前之頻率成分。該目前之機械阻抗與目前之共振頻率然後用於將對照圖定位以偵測正動手術之眼睛區域。在這較佳實施例中，步驟1210偵測眼睛之該區域，並輸出一數值表示正動手術之眼睛區域，例如，數字1可能表示核心，數字2表示水晶體等等。步驟1212接著調整功率輸出、吸出控制及流量控制，以配合動手術之眼睛區域。決定功率量的方式係類似於決定對照圖的方式--當使用一實際的模型時，可輕易地決定造成貫穿與可接受的數值。因此，這實際模型可用以判定何種參數輸出對應至何種手術程度。

當然必需瞭解，在上述流程圖中許多修正是可能的。例如，雖然該流程圖係解釋使用機械阻抗與共振頻率，應瞭解的是，單獨的機械阻抗或共振頻率本身即可能已足夠供確定在眼睛內之目前位置，因此乃可使用一個二維之機械阻抗或共振頻率對照圖。而雖然本發明的技巧係特別針對人類眼睛之手術，必需強調的是這些技巧亦可用於其他器官或其他任何東西的手術。

第13圖顯示本發明之第五個實施例，其係第四個實施

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

五、發明說明（ ）

例之替代實施例。該第五個實施例至少使用一個固態加速計以偵測所遭遇的探針負載之共振頻率特性。第13圖係一簡化的圖形，已去除所有用於探針之輔助結構，且僅顯示驅動晶體1008及與其機械式相連結的加速計1020。以這樣的方式，微處理機312接收表示驅動至晶體1008之功率量及來自該加速之資訊計之資訊。加速器計通常可從許多不同來源取得。第13圖之第五個實施例操作類似於第12圖之流程圖之解說。摘要地說，加速計用於決定探針多敏捷地加速與減速，及當碰到一較硬的物質時，該結構將在一較大負載下緩慢地加速或減速，因而提供一自動偵測物質硬度的作用。相對地，力量計藉由探針之移動量測定該探針承受若干力量。經由偵測探針承受之力量，即可決定機械阻抗。

以上雖然僅詳細描述一些實施例，但具有一般技藝的本行人士將瞭解在這些實施例中可有許多的修正而不毀損本發明之優點。而各實施例之任何變化與修改，均仍在本發明的下列申請專利範圍之內。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

205001

A5
B5

四、中文發明摘要（發明之名稱：一種用於超音波轉換器之控制系統，及一控制人類眼睛手術之方法

一種用於人類眼睛手術之方法及裝置，可偵測轉換器之負載的變化，更特定地是指轉換器機械阻抗的變化，及根據負載的變化以控制吸出量。由低負載變化到高負載表示碰到較硬的組織，因此造成吸出量之增加。相反地，由高負載變化到低負載表示碰到較軟的組織，因此應儘速地降低吸出量。偵測阻抗的一種方法係經由感測器，例如連結到用於偵測其移動之手術用探針的一個壓電元件。

英文發明摘要（發明之名稱：　　）

附註：本案已向　美　國（地區）申請專利，申請日期：1991,1,3　案號：635,887

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄）

裝　訂　線

經濟部中央標準局印

甲4(210×297公釐)

六、申請專利範圍

第81101945號專利申請專利範圍修正本

修正日期：82年2月

1.一種用於超音波轉換器之控制裝置，該轉換器包括一用於人類眼睛動手術之吸出埠，該控制裝置包含：

用於監測該超音波轉換器所遭遇負載之變化的裝置；以及

用於依據該等負載變化控制吸出量的裝置，其亦用以於該轉換器上之負載增加時，改變吸出量以自動地增加吸出量，及於該轉換器之負載減少時，改變該吸出量以自動地減少吸出量。

2.一種用於控制對人眼施行之手術之方法，包含下列步驟：

操作一個轉換器以執行該手術；

偵測呈現在該轉換器上之負載；

決定呈現在該轉換器上之負載與先前呈現在該轉換器上之前一負載間的關係；若該負載大於該先前之負載，即自動地增加吸出量；以及

若該負載小於該先前之負載，即自動地減少該吸出量。

3.一種用以使對人眼施行之手術可以進行的裝置，包含：

用於對該眼睛施加超音波的裝置，包括有用於將由該超音波所產生之微粒自該眼睛移出的吸出裝置；

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

用於監測該超音波施加裝置與該吸出裝置之狀況之裝置；以及

用於產生語音的裝置該語音表示至少該超音波施加裝置與該吸出裝置之其中一個有變化。

4.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，其中該監測裝置監測該超音波轉換器之電氣阻抗。

5.如申請專利範圍第4項所述之控制裝置，其中該阻抗監測裝置包括用於將該超音波轉換器所用之電流乘以該超音波轉換器所用之電壓以獲得一表示該阻抗值的裝置。

6.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，其中該吸出控制裝置僅當該負載變化大於一預先設定值時，才增加該吸出量，且僅當該負載變化小於一預定先負值時，才減少該吸出量。

7.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，其中該吸出控制裝置在它增加吸出量時，也增加施加於該超音波轉換器之功率，且於它減少吸出量時，也減少施加於該超音波轉換器之功率。

8.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，其中該吸出控制裝置於它增加吸出量時，也增加施加於該超音波轉換器之功率，且當它減少吸出量時，也減少施加於該超音波轉換器之功率。

9.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，更包含：

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

一語音產生模組，用以產生語音以表示每當該負載變化時之訊息。

10.如申請專利範圍第2項所述之方法，其中該偵測負載之步驟係監測該轉換器之電氣阻抗。

11.如申請專利範圍第2項所述之方法，其中該偵測步驟包括偵測傳到該轉換器之電壓、傳至該轉換器之電流，以及將該電壓乘以該電流以決定表示該電氣阻抗之值。

12.如申請專利範圍第2項所述之方法，其中僅在該負載變化大於一預先設定量時，才會增加該吸出量，以及，僅在該負載變化小於一預定負值時，才會減少該吸出量。

13.如申請專利範圍第12項所述之方法，更包含：

當該超音波轉換器增加吸出量時即增加送至該超音波轉換器之功率，且當該超音波轉換器減少吸出量時即減少送至該超音波轉換器之功率的步驟。

14.如申請專利範圍第2項所述之方法，更包含：

當該超音波轉換器增加吸出量時即增加送至該超音波轉換器之功率，且當該超音波轉換器減少吸出量時即減少該超音波轉換器之功率的步驟。

15.如申請專利範圍第2項所述之方法，更包含：

每當執行該增加或減少步驟時即使用一個語音產生器以發佈訊息的步驟。

（請先閱請背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

16.如申請專利範圍第3項所述之方法，更包含：

用以監測由該超音波施加裝置所遭遇負載之變化的裝置，由該語音產生裝置所產生的語音係表示負載的該次變化。

17.如申請專利範圍第16項所述之方法，更包含：

用以將由該吸出裝置依據該負載變化而產生之吸出量加以控制的裝置。

18.如申請專利範圍第17項所述之裝置，其中該監測裝置包括用以偵測施加於該超音波裝置之電壓的裝置、用以偵測施加該超音波裝置之電流的裝置、以及用於將該電壓乘以該電流以產生表示該負載之值的裝置。

19.一種用於人類眼睛手術的裝置，包含：

用於對該眼睛內一塊區域施行手術之裝置；

在該眼睛手術過程中，用於對該區域執行吸出動作的裝置；

用以決定該眼睛之該區域的硬度是否在改變的裝置；以及

當該硬度變化超過一個預定量時，用以自動改變由該吸出裝置產生之吸出量的裝置。

20.如申請專利範圍第19項所述之裝置，其中該手術裝置是一個超音波轉換器。

21.如申請專利範圍第20項所述之裝置，其中該硬度偵測裝置包括用於決定該超音波轉換器之電氣阻抗的裝置

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

。

22.如申請專利範圍第19項所述之裝置，更包含：

用以提供語音表示該硬度改變了的語音產生裝置

。

23.一吸出硬度改變之區域的方法，包含下列步驟：

決定該區域目前遭遇之部分的硬度；

相對於該區域先前遭遇之部分測得的硬度，決定目前該部分的硬度是否改變了；

吸出該區域；以及

當該硬度變化超過一預定量時，自動變化該吸出量。

24.如申請專利範圍第23項所述之方法，其中該吸出量包括控制一真空量。

25.如申請專利範圍第1項所述之裝置，其中該吸出量包括至少一個真空量與吸出流量。

26.如申請專利範圍第1項所述之控制裝置，其中該監測裝置監測該負載之機械阻抗以決定變化。

27.一種用於外科手術轉換器之控制裝置，該轉換器包括一個吸出埠用於人體部位之手術，該控制裝置包含：

用於監測負載機械阻抗的裝置，供決定該外科手術用轉換器所遭遇負載之特性的變化；以及

用於依據該機械阻抗，控制該轉換器之操作特性的裝置。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

訂

線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

28.如申請專利範圍第27項所述之裝置，更包含：

一個固態微感應器，係連結到該外科手術用轉換器，用於測定其移動量；以及

用以從該移動量及供應至該轉換器之功率，計算機械阻抗的裝置。

29.如申請專利範圍第28項所述之裝置，其中該固態感應器是一個壓電元件，機械式地連結到該外科手術用轉換器。

30.如申請專利範圍第28項所述之裝置，其中該感應器是一個加速計。

31.一種控制人類身體部位手術的方法，包含下列的步驟：

於該身體部位不同部分之機械阻抗與將施行該手術之轉換器之特性間形成一對照圖，該轉換器之特性應被用於該等不同部分；

操作該轉換器以施行該手術；

偵測呈現在該轉換器上之機械阻抗；

決定呈現在該轉換器上之該機械阻抗相對於一先前呈現在該轉換器上之負載間的關係；

若該機械阻抗大於該先前負載時，自動增加吸出量；以及

若該機械阻抗小於該先前負載時，自動減少該吸出量。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝 訂 線

經濟部中央標準局員工消費合作社印製

六、申請專利範圍

32.一種用以使對人體部位施行之手術可以進行的裝置，包含：

記憶裝置，用於儲存該等人體部位之機械阻抗與一針對該機械阻抗用於手術中的特性間的一個對照圖；

一轉換器，具有可施行對該等人體部位之手術的特性；

一機械感應器，連結至該轉換器，用於偵測該轉換器之移動量；以及

處理裝置，用於偵測供至該轉換器之功率，並依據該功率量及該移動量計算一機械阻抗，及用以使用該機械阻抗將該對照圖定址以獲得表示該手術之資訊及使用該資訊以控制該轉換器。

33.如申請專利範圍第32項所述之裝置，其中該對照圖也儲存該身體部位之不同部分的共振頻率值，且該處理裝置更包括用以計算目前共振頻率的裝置及用以使用共振頻率配合該機械阻抗以決定該特性的裝置。

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁）

裝

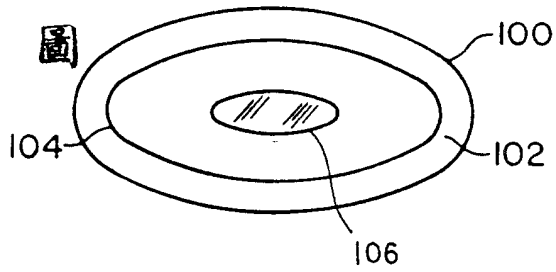
訂

線

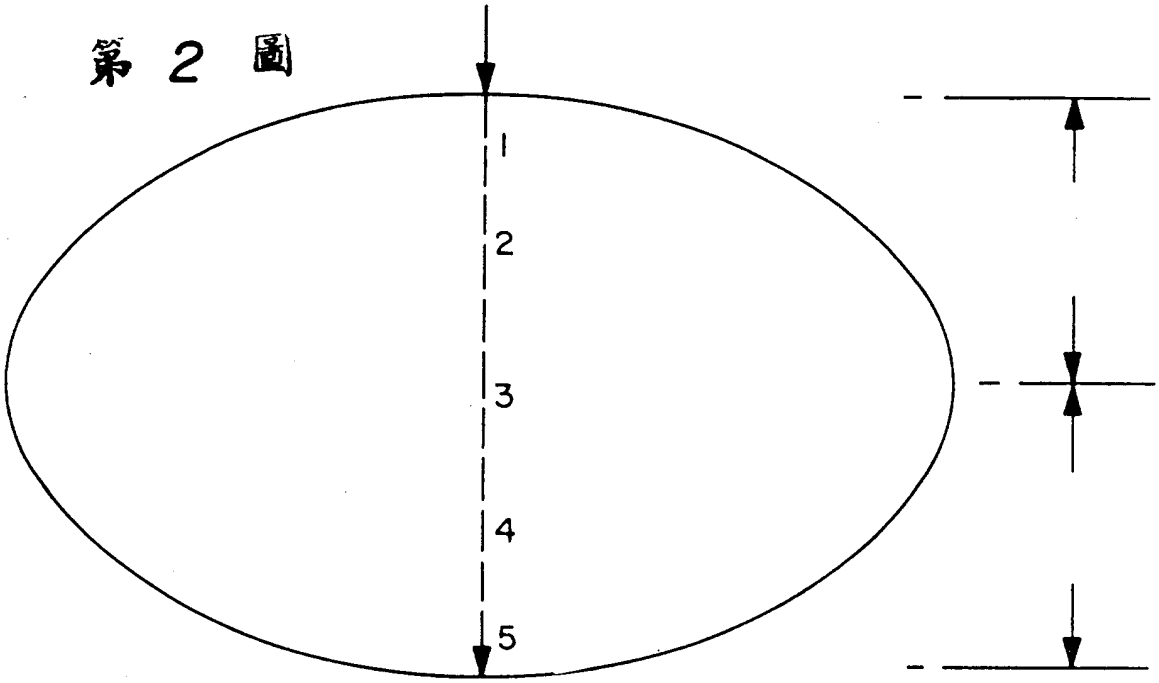
經濟部中央標準局員工消費合作社印製

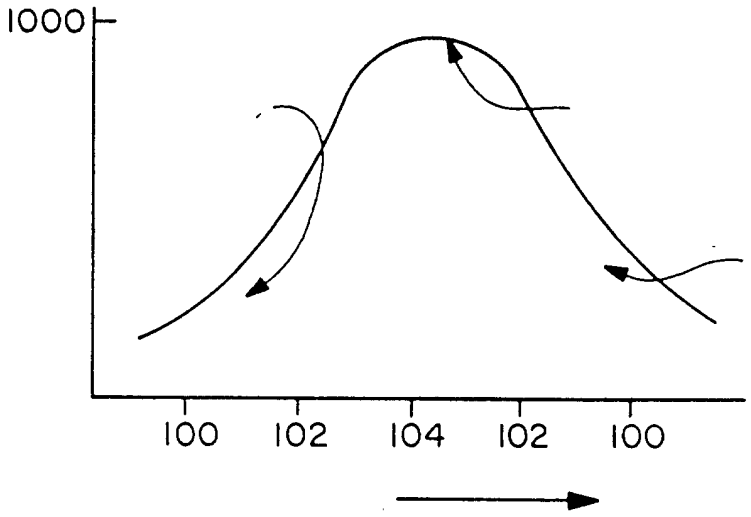
205001

第 1 圖



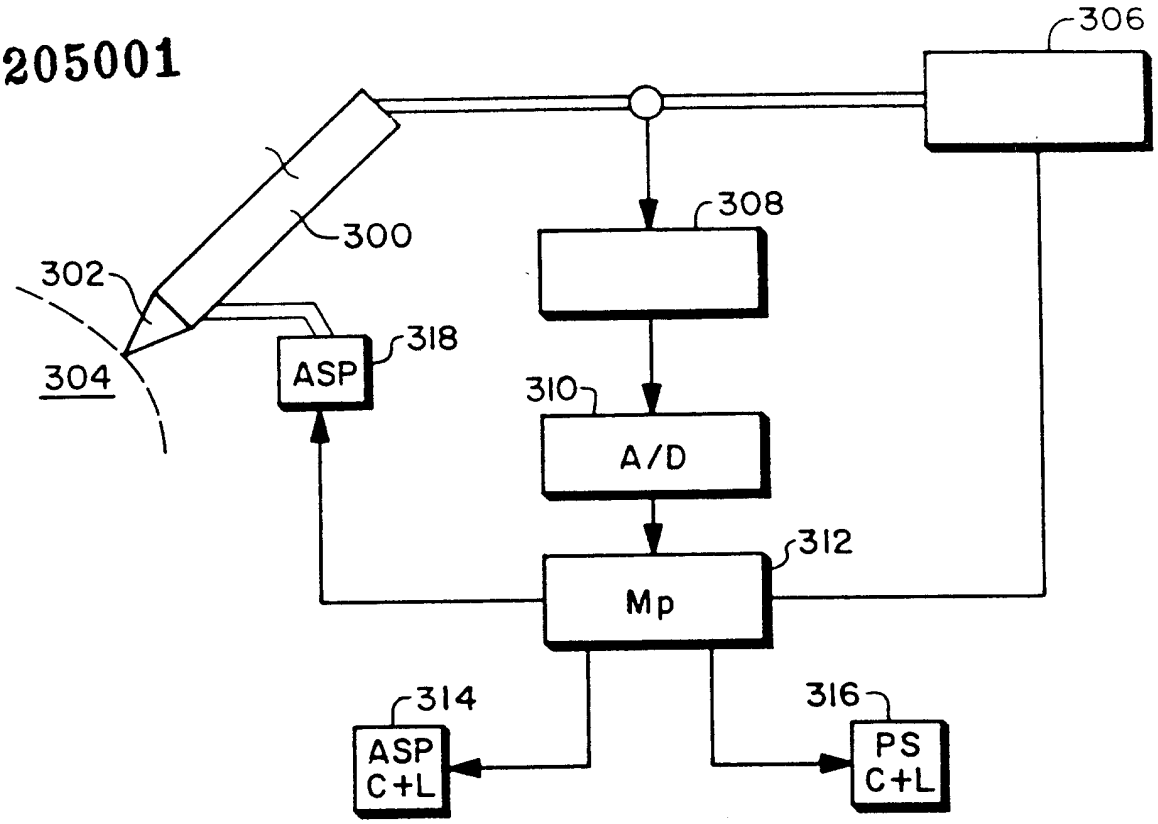
第 2 圖



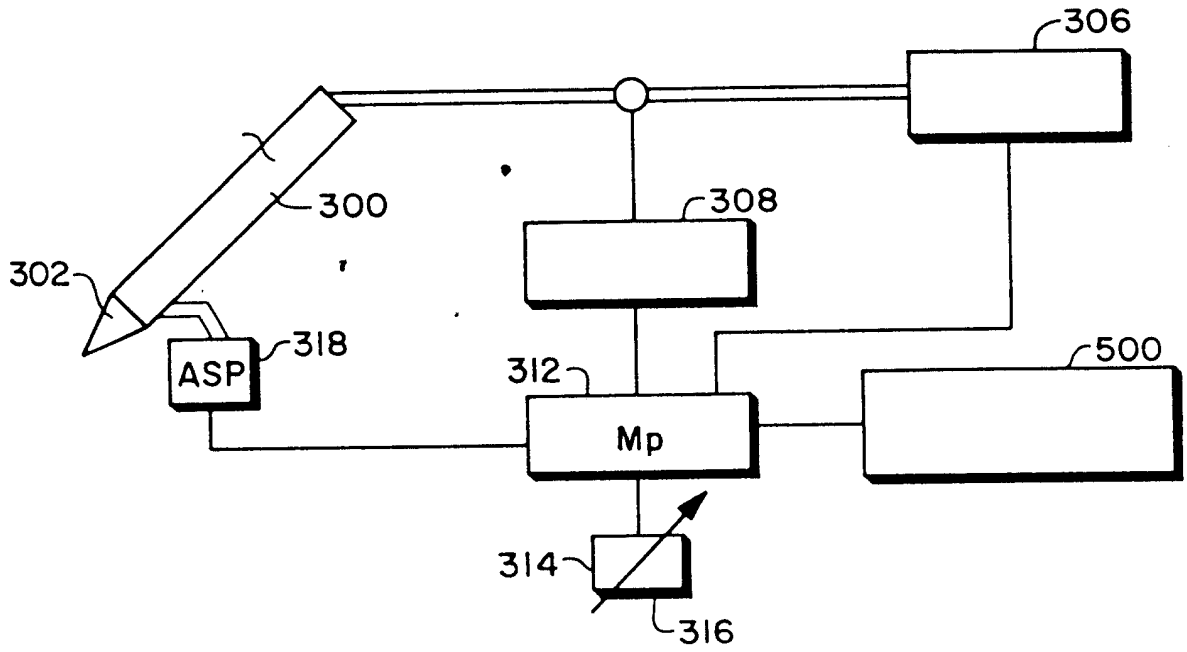


第 2A 圖

205001



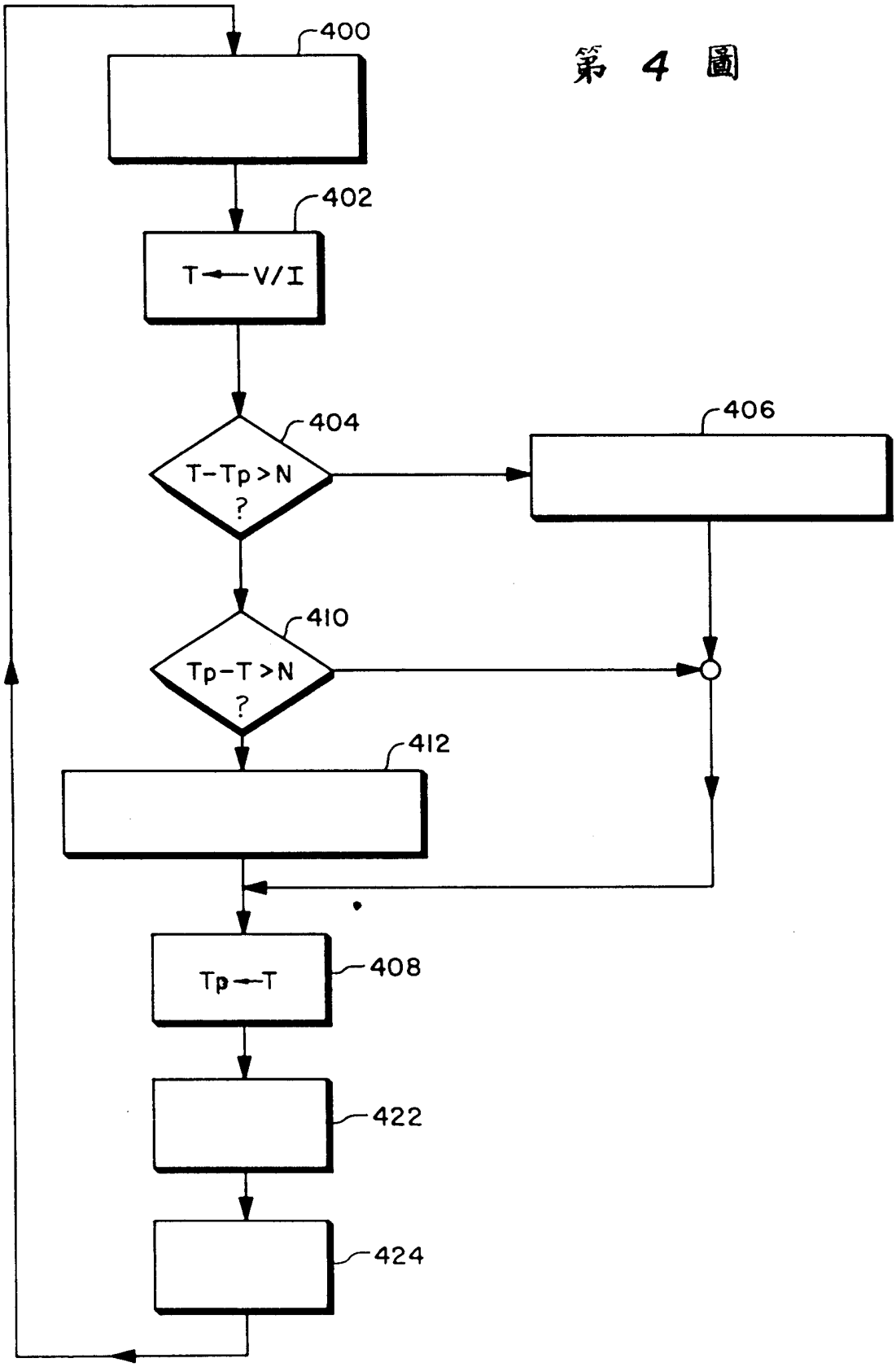
第 3 圖



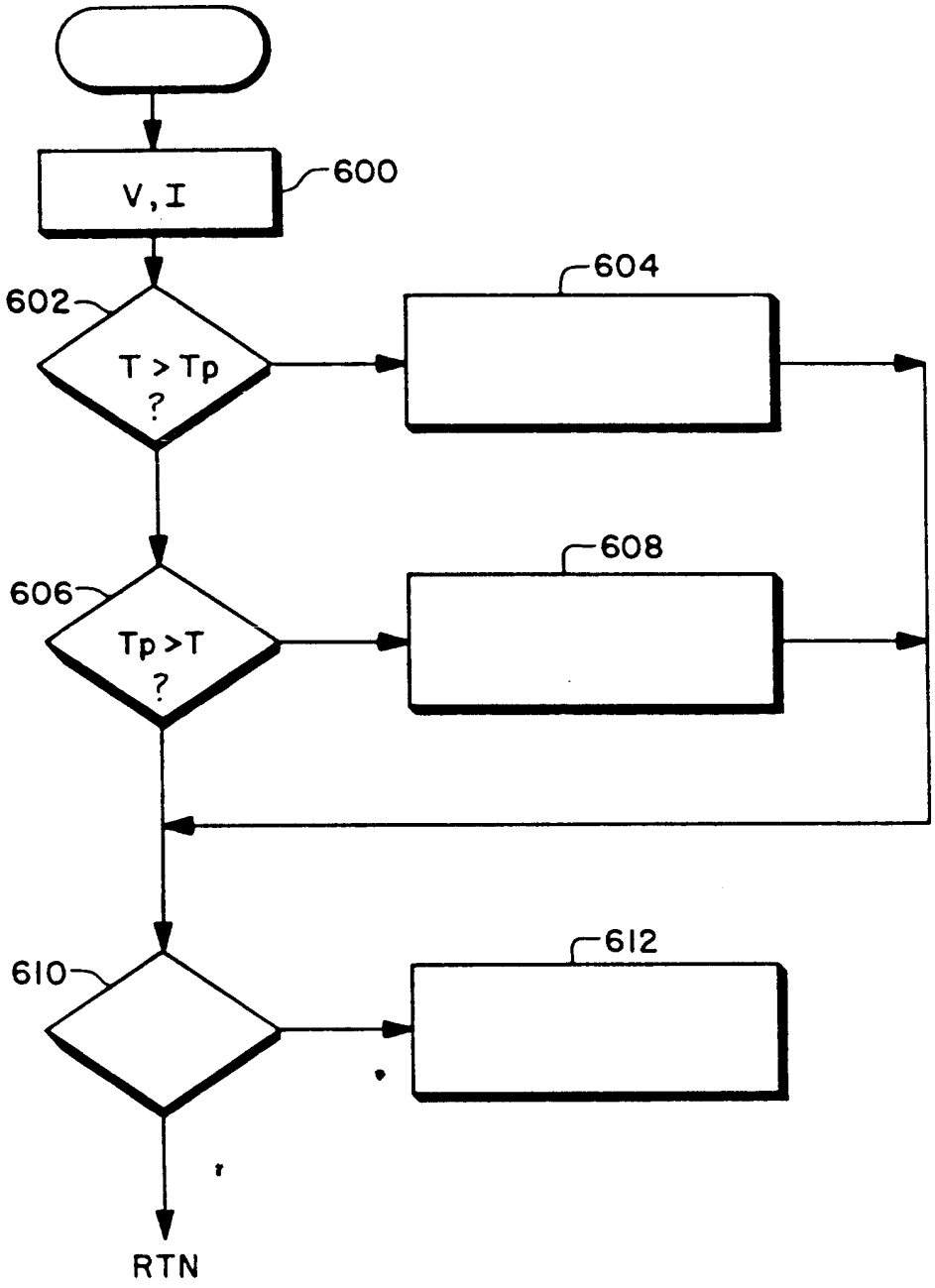
第 5 圖

205001

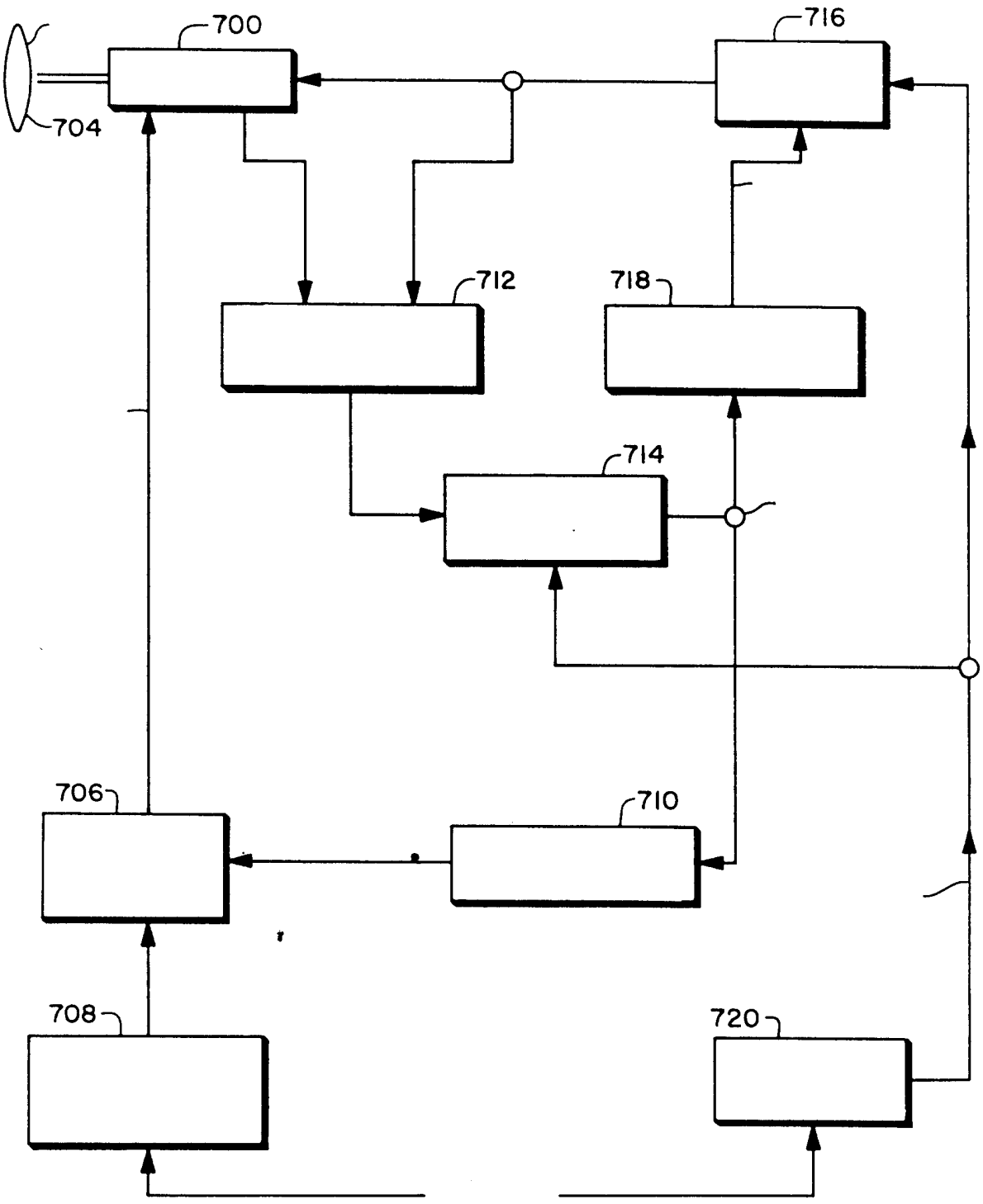
第 4 圖



205001

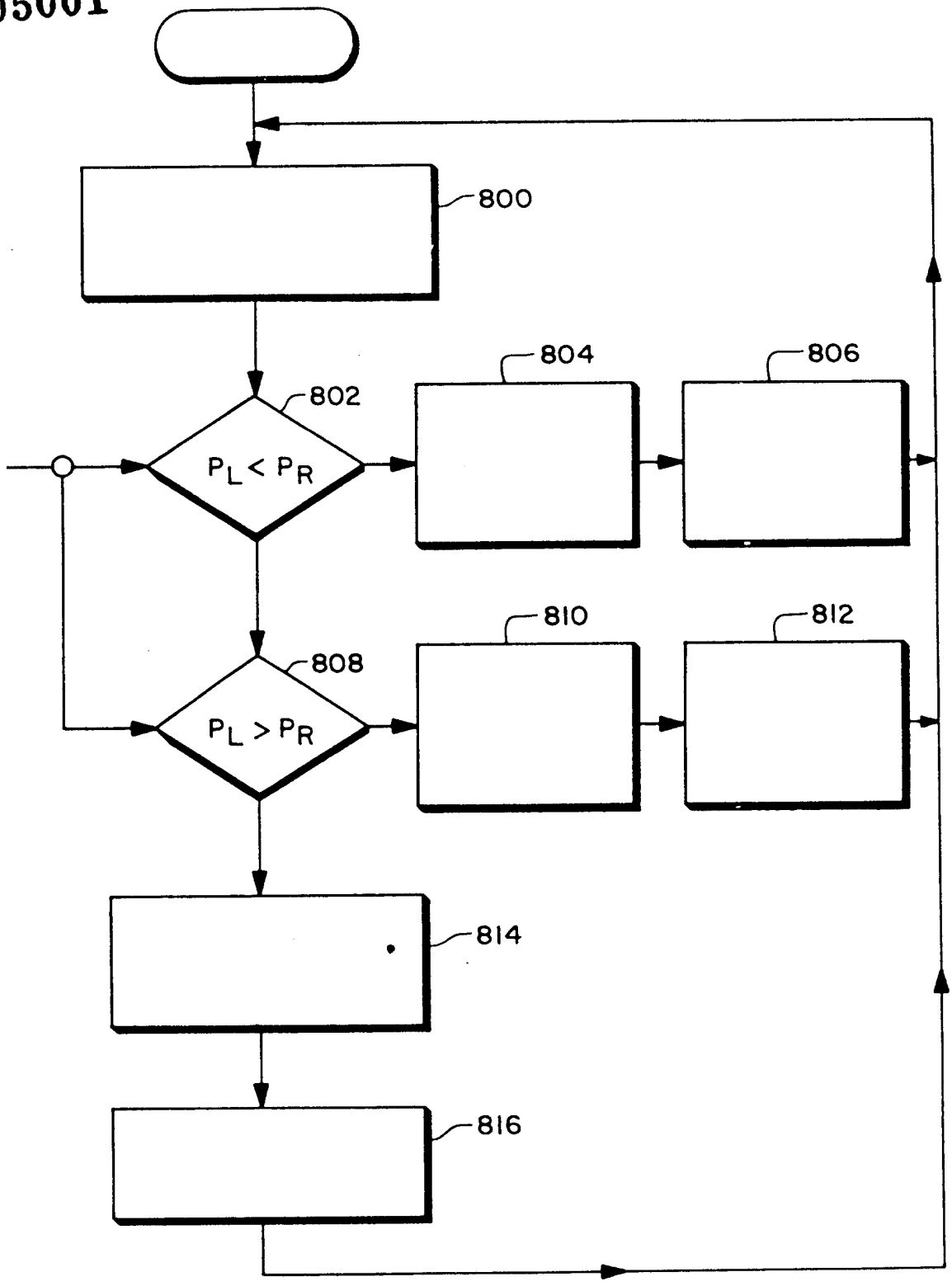


第 6 圖



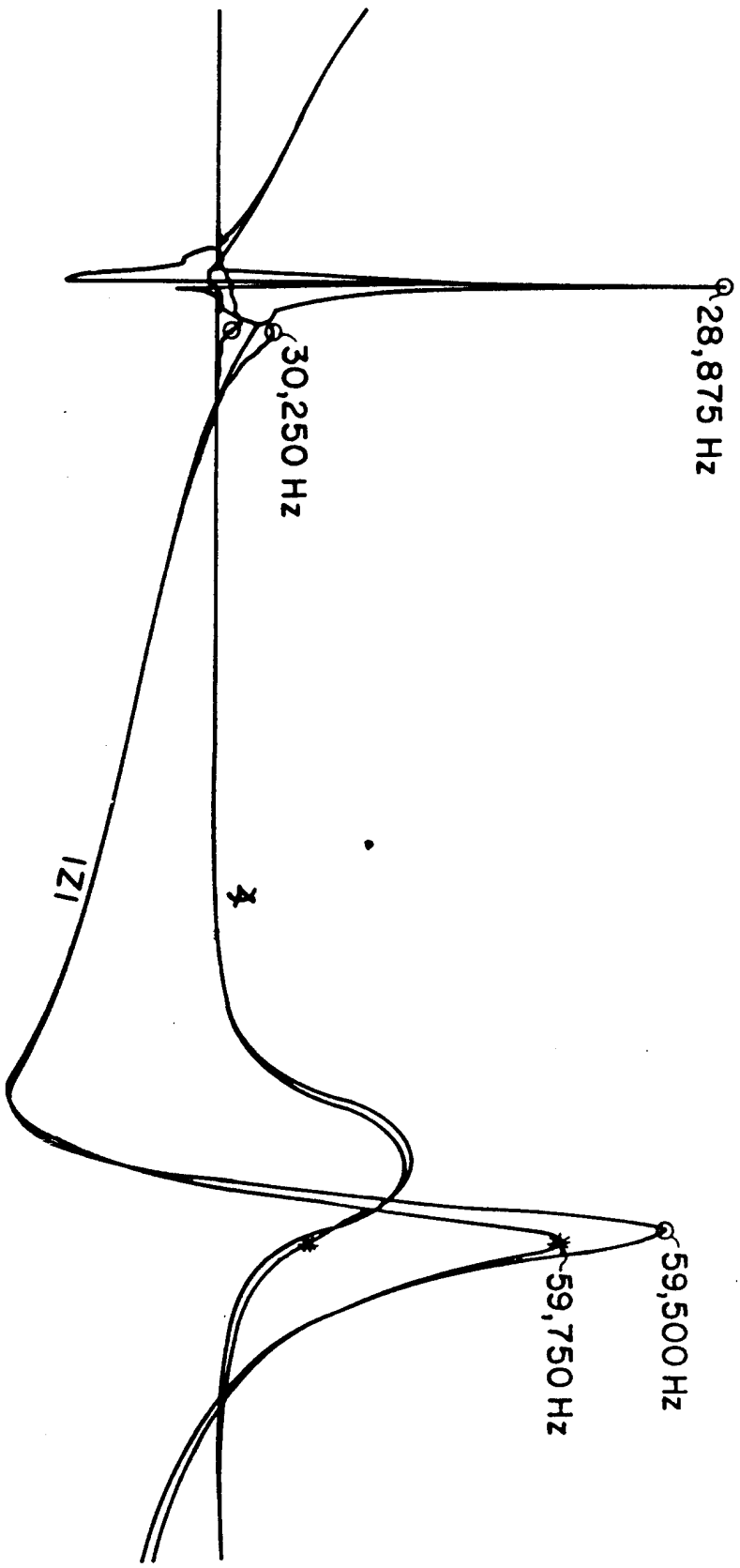
第 7 圖

205001



第 8 圖

205001



第 9 図

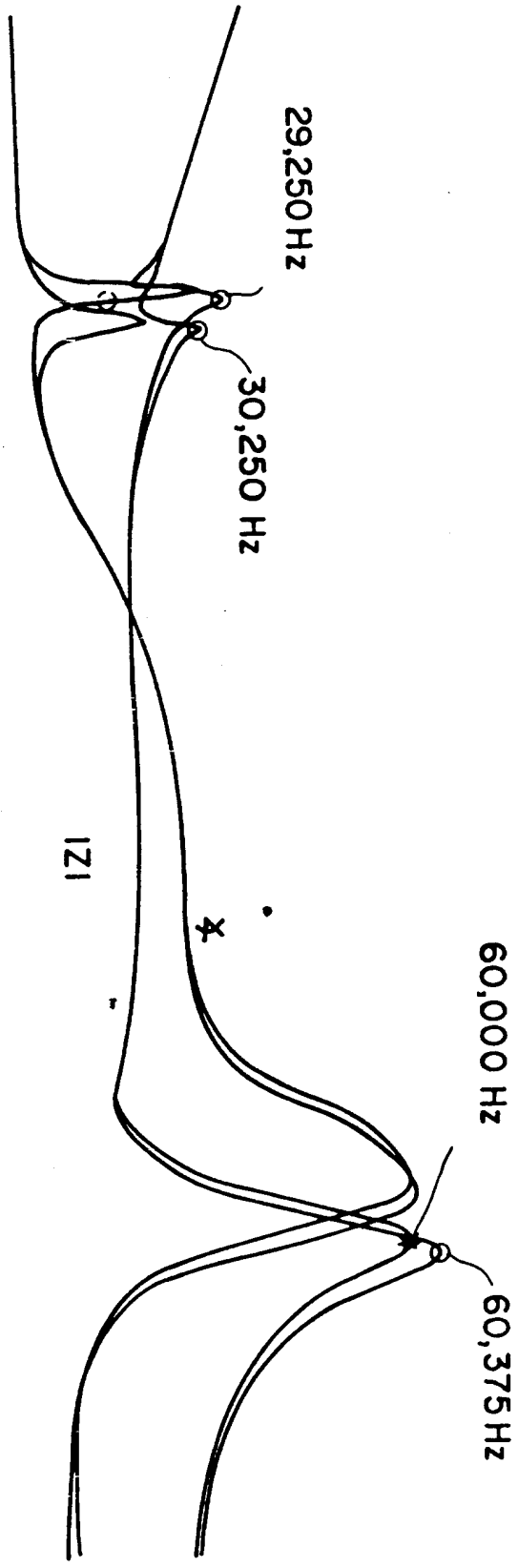
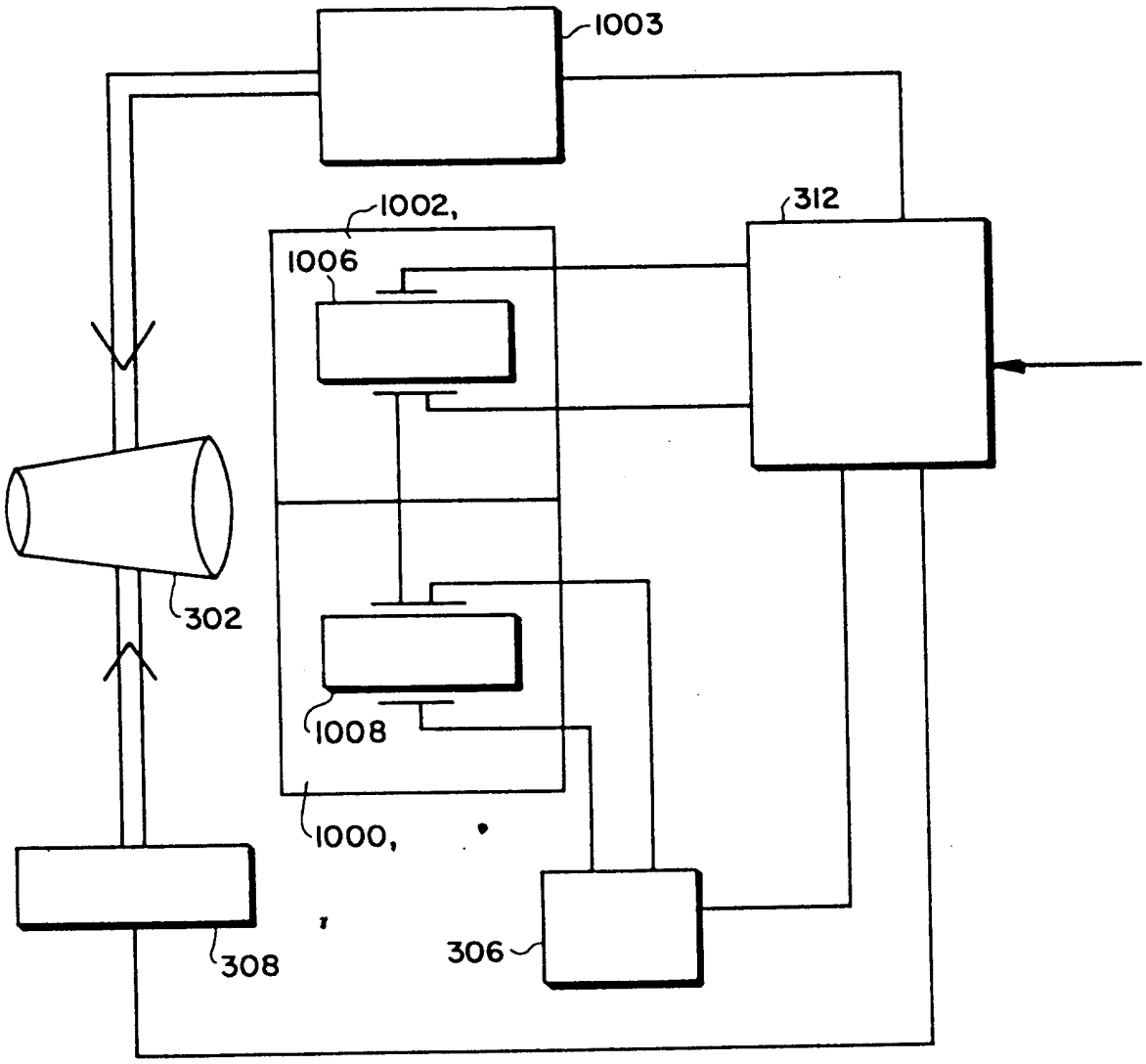


圖 10

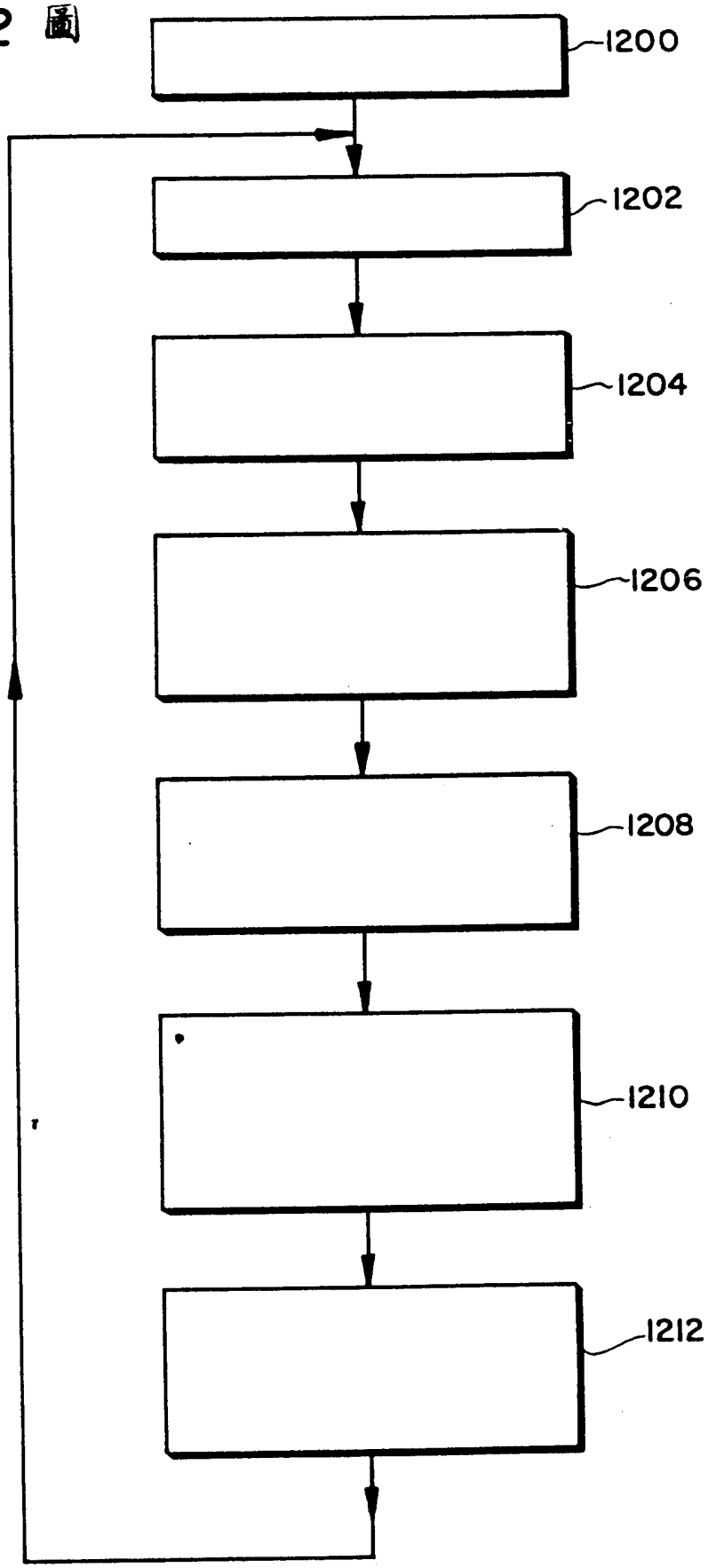
205001

第 11 圖

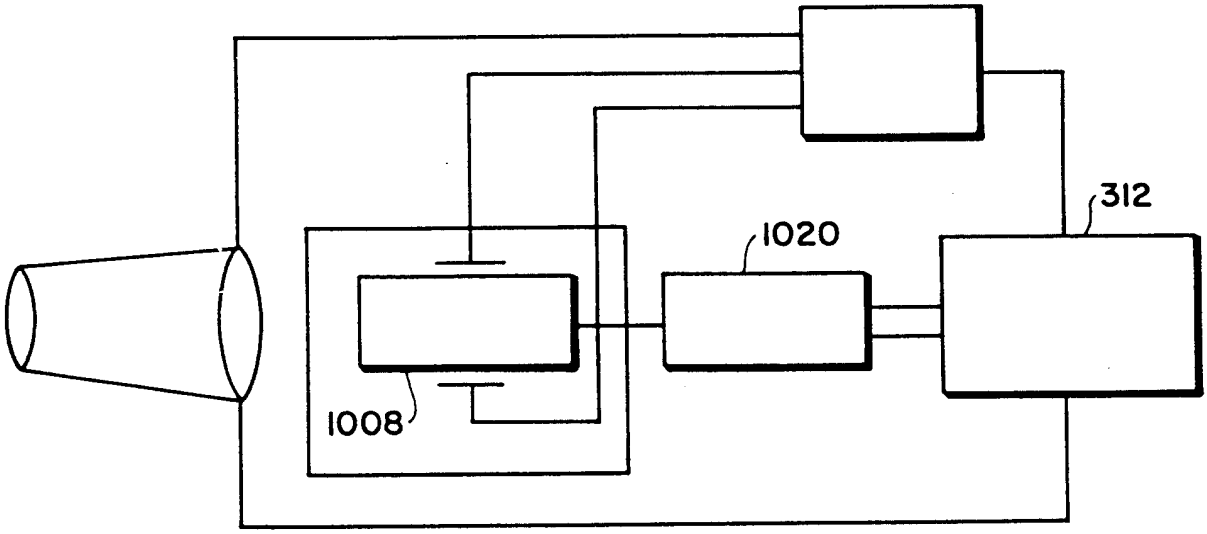


205001

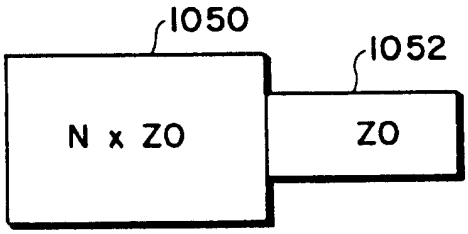
第 12 圖



第 13 圖



第 14 圖



公告本 205001

申請日期	81. 3. 14
案號	81101945
類別	A61F 9/00

A4
C4

（以上各欄由本局填註）

第 81101945 號 發明 ~~新型~~ 專利說明書 修正頁
修正日期：82年 2月

一、發明 ~~創作~~ 名稱	中文	一種用於超音波轉換器之控制系統，及一控制人類眼睛手術之方法
	英文	A Controll Apparatus for an Ultrasonic Transducer and a Method of Controlling an Operation in a Human Eye
二、發明 ~~創作~~ 人	姓名	約翰 A・寇斯汀
	籍貫（國籍）	美國
	住、居所	美國俄亥俄州威米遜市懸岩邊大道6841號
三、申請人	姓名（名稱）	約翰 A・寇斯汀
	籍貫（國籍）	美國
	住、居所（事務所）	美國俄亥俄州威米遜市懸岩邊大道6841號
	代表人姓名	

（請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄）

裝 訂 線