

388713

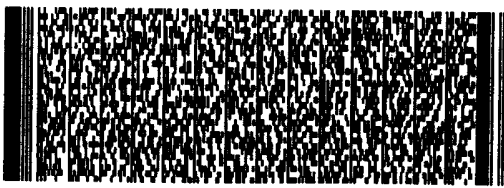
|                    |              |
|--------------------|--------------|
| 申請日期: 87. 8. 17    | 案號: 87113488 |
| 類別: A61F 2/02 2/68 |              |

(以上各欄由本局填註)

公告本

發明專利說明書 388713

|            |              |  |
|------------|--------------|--|
| 發明名稱       | 中文           | 義肢及其他設備之電腦控制液壓阻抗裝置   |
|            | 英文           | COMPUTER CONTROLLED HYDRAULIC RESISTANCE DEVICE FOR A PROSTHESIS AND OTHER APPARATUS |
| 發明人        | 姓名 (中文)      | 1. 史蒂芬·H·佩特羅夫思凱<br>2. 克里斯欽·H·萊因克   |
|            | 姓名 (英文)      | 1. Steven H. Petrofsky<br>2. Christian H. Reinke                                     |
|            | 國籍           | 1. 美國 2. 美國  |
|            | 住、居所         | 1. 美國俄亥俄州達頓市布勞思巴克大道2394號<br>2. 美國俄亥俄州維明頓市中央路7900號                                    |
| 申請人        | 姓名 (名稱) (中文) | 1. 莫奇公司  |
|            | 姓名 (名稱) (英文) | 1. Mauch, Inc.   |
|            | 國籍           | 1. 美國  |
|            | 住、居所 (事務所)   | 1. 美國俄亥俄州達頓市德來登路3035號  |
|            | 代表人姓名 (中文)   | 1. 尤金·J·凱舍   |
| 代表人姓名 (英文) | 1.           |  |



本案已向

| 國(地區)申請專利 | 申請日期       | 案號             | 主張優先權 |
|-----------|------------|----------------|-------|
| PCT       | 1997/06/26 | PCT/US97/11214 | 無     |
| 美國 US     | 1997/06/26 | 08/833,614     | 無     |
| 加拿大 CA    | 1998/03/18 | 2,232,512      | 無     |

| 有關微生物已寄存於 | 寄存日期 | 寄存號碼 |
|-----------|------|------|
|-----------|------|------|



## 五、發明說明 (1)

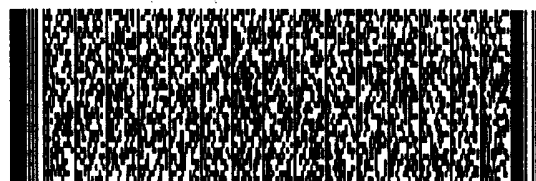
### 【發明領域】

本發明極適合與一義肢或與接受膝蓋截肢手術者所穿戴之補償物配合使用，亦具有其他之用途。通常，此一型式之義肢包括有一用以與使用者殘肢連接之承座的人工關節、一剛性連結於承座上之膝托架、及一自托架向下延伸且以一水平軸與托架樞接之骨架，一派龍及人工腳掌係用以連接至骨架之底座上，利用一控制單元、用以鎖定關節以避免骨架因步行受力而有挫曲之虞、並用以於步行腳步懸空時釋放關節以使其自由擺動。在最佳實施狀況下，此義肢控制關節、以使接受截肢手術者得以正常與自然之姿勢行走，此一姿勢之特徵乃幾乎相同於正常人之以兩足行變換速度之行走。

### 【發明背景】

原生或天生之關節乃是隨肌肉之作用而運動，每一肌肉藉由收縮產生一主動力、並提供可變化之剛性與抵抗性，然而，因運行肌肉功能所需之體積與重量之原因，要在義肢上完全複製此類之肌肉收縮作用、幾乎是不可能的；是以，義肢之研究主要係集中在關節旋轉之剛性或抗性之利用上，通常，此類研究牽涉到關節於二運動模式(鎖定與自由轉動)間之模式轉換，其中，鎖定模式係發生於步行時之站立姿態(亦即義肢之腳掌著於地時)中，而自由轉動模式係發生於步行時之擺動姿態(亦即義肢之腳掌離地時)裡。

近幾年之研究已在人工關節之控制上(如改善步伐姿態

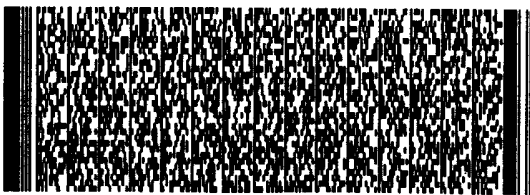


## 五、發明說明 (2)

，及使穿戴者於下階梯、下坡、或坐下時有較佳之控制能力)有長足之進步，如果以一絞鏈來思考一人工關節，則清楚地、其應有二分立動作，當折曲時，藉由關節之轉動、可使絞鏈之上部與下部靠近，而當於伸展時，腿部伸直並使絞鏈之上下部遠離；為使人工關節之作動類似一原生之關節，獨立且可變地控制任一方向上之轉動阻力、乃為必要的；而於擺動姿態下之在轉動抗力則以一機械式阻尼器、摩擦裝置、氣壓阻尼器、或液壓阻尼器達成；在常見的義肢裡，液壓式阻尼器通常可於較寬範圍之步行速度中、維持平順之動作反應。

站立姿態控制需具有較高之折曲阻抗或能完全阻絕旋轉折曲，通常係以一機械式重量制動鎖剎機構、一多中心式位置制動連桿系統、亦或是一位置制動液壓阻尼器達成；其中，機械式鎖剎機構在維持調整上較困難、且會使穿戴者之步伐不自然，多中心式位置制動機構需較多之心思操作，在某些情況下使用困難，而液壓阻尼器則可使步伐自然，但亦需較多之練習與心思操作。

本發明人之美國專利第5,405,409及5,443,521號專利揭露一線性液壓阻尼器、用以控制上肢式義肢，此液壓阻尼器在步行之擺動姿態時、對於折取與延伸、具有獨立之可調整與可變阻抗，因在擺動姿態時、液壓用流體之紊流，此阻尼器可容許較寬之步行速度變化範圍，其控制阻尼器在站立姿態時具有單一之阻尼率、以可手調適合不同穿戴者之需要；而當膝關節完全伸展時，阻尼器則視為一非姿



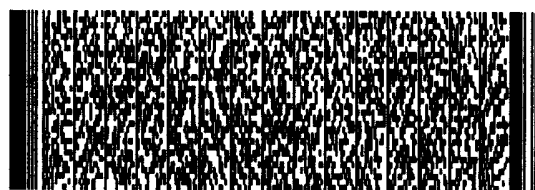
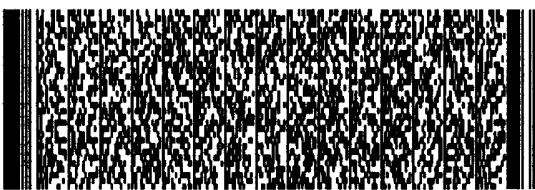
### 五、發明說明 (3)

態阻抗模式，對於某些穿戴者而言，此位置制動姿態階段最初需額外之用心步伐訓練、以獲得此阻尼器最大之效能。

最近，電子科技亦被運用於義肢上、以使穿戴者步伐容易，舉例而言，美國專利第5,062,856、5,383,939、及5,571,205號即揭露二種系統，其係以微處理控制器調整擺動姿態下之氣壓或液壓缸之阻抗，以使其較現今之標準氣壓式或摩擦式阻尼器、具有較大步行速度範圍之膝關節轉動控制能力。

在義肢步伐之更進一步改良可由機構上著眼，在最初之站立姿態中，當膝關節隨身體腿部之伸直而伸展時，可容許微量之膝關節彎曲、但卻阻止更進一步之曲折，此一機構改良係由西爾格馬(Siegmar)等提出，見於「矯正與義肢學期刊」1997年冬季第9期第1號18-24頁之「提供膝關節站姿彎曲控制之多中心式關節之設計原則、人體工學數據與臨床實驗：初步報告」；另一提出者為帕維克(Popvic)等所提出，見於「人體工學期刊」1995年第28期第1號89-98頁之「具二自由度之上膝關節義肢之最佳化控制」中。

一義肢穿戴者在下樓梯時、較坐於椅子上時、需較多變之膝關節折曲阻抗，因此，一種能自動調整膝關節折曲阻抗之控制機構實為需要，此控制機構亦應提供一較寬步伐速度範圍之擺動阻抗，而這些調整應為自動地、以使穿戴者於行走時不需考慮到其義肢之動作。



#### 五、發明說明 (4)

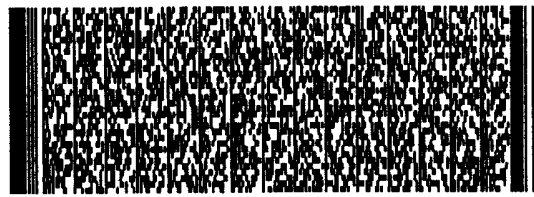
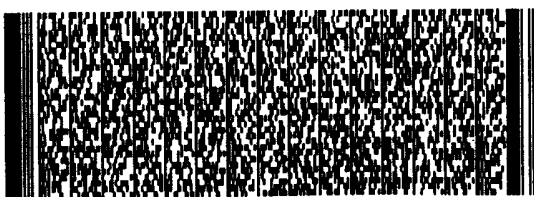
運用於截肢者之相同電腦控制液壓阻尼系統亦可運用於諸如機械臂、剎車系統、與運動器材上，這些運用僅於控制最大阻抗之制動器尺寸上有所差別，但可使用相同之感應器、微處理控制電子電路、及門閥技術；電腦控制運動器材之運用可見於美國專利第4,354,676、4,711,450、4,919,418、5,230,672及5,397,287號中；然而，在所有此類之器械中，乃是需要在一較寬之溫度與製造裕度範圍下、精確地維持其施加阻抗，其亦需適當之回饋控制、以及設計運用於較低速操作之液壓閥與控制器。

#### 【發明概述】

本發明係著眼於一電腦控制之閉路機電阻抗裝置，其一運用係在提供膝關節以下截肢者所穿戴義肢之膝關節組擺動阻抗其他之運用包括復健設備、運動器材、剎車裝置、或是其他各類之阻泥運用。

在本發明之一較佳實施例中，此裝置係包括一可轉動之槳狀或翼狀之轉子或制動器，當轉動翼旋轉時，液壓流體及經由一電控閥、自轉動翼之一側流至另一側；而當反轉時，液壓流體亦隨之倒轉、並經相同之電控閥流回原側閥門之電腦控制係於轉動翼之兩側產生一可變壓力差，此可變壓力差乃於轉動翼上感應為一可變阻抗，而本發明之阻抗裝置亦可以一等效之線性制動器取代。

此裝置所用之閥門係為一比例控制、線圈制動之平衡線軸閥，線軸之構形係使線軸面上之流動不致影響到線軸之作動，藉此消除流體不平衡流動所導致力之發生可能，

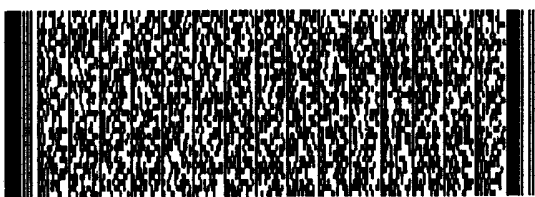


## 五、發明說明 (5)

閥門線軸亦經壓力平衡、以消除任何可能之液壓鎖死現象，閥門之磁心係構形為、於提供定量動力時、在線軸操作行程內、產生一幾乎為定量之力；閥門控制係包括一高頻顫動、以避免線軸曳引力，且比例控制係用以盡可能降低任何可能之高磨損率(通常發生於脈衝寬度調節控制上)。

本裝置中之閥門控制係為一微處理器閉路式適應控制，其中，微處理器則在1ms間隔(1000Hz)下、讀取制動器或轉動翼之壓差、轉子位置、附加力及壓差誤差，此微處理器以10ms間隔(100Hz)計算轉子位置、轉子速度、及轉子方位，藉由所得之資料，微處理器乃可以狀態式算出所需之轉子阻抗(壓差)、並藉以產生一自動調整之阻抗裝置；若是實際與所需之壓差差異過大時，微處理器可大幅改變閥門、以補償此鉅大之誤差；而若是實際與所需之壓差差異很小時，則微處理器可小幅改變閥門、以補償此微小誤差；藉由閉路控制之壓力回饋，控制系統得以補償機械誤差、閥門線圈阻抗變量、流體黏滯性差異、溫度效應與磨耗，而在狀態式中之常數則隨適應控制系統操作環境之差異而調整。

當本發明之裝置運用於一下肢殘缺者之膝關節控制單元時，此控制單元係在一標準步伐行程中、偵測五個重要點，而於一步伐行程中又可分為二主要區域：站立姿態與擺動姿態，站立姿態係為義肢接觸地面之時期，而擺動姿態則為義肢離地時期；第一個主要偵測位置係在站立姿態最初始之腳跟觸及點，此位置係義肢首先接觸地面之處，一



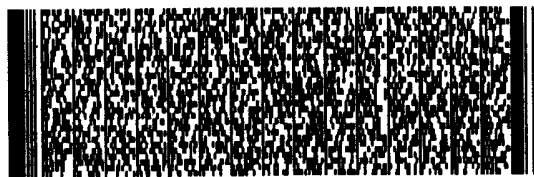
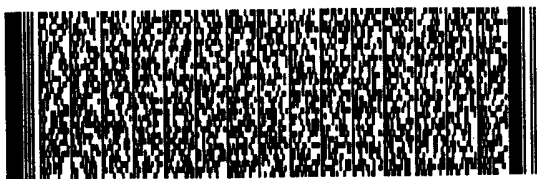
##### 五、發明說明 (6)

義肢在此點上應具有一定之穩定度、以穩固支撐由另一隻腳所轉移來之穿戴者重量。

在此一狀態下，可提供最大阻抗支撐穿戴者之變形狀態係為最理想之狀態(容許義肢少量撓曲)，理論上，義肢應彎曲10度、以避免穿戴者在義肢完全伸直時產生拱起之動作，此於姿態中之10度撓曲係為第二考慮點；在此第二點中，當穿戴者身體前進時、義肢開始伸展，在前進中，義肢係為完全伸直；而在身體前進後，第三點係為義肢彎曲之開始點，此時，穿戴者彎曲其臀部、以帶動義肢前進；第四點則為腳趾離地時，此時，義肢脫離地面之接觸，亦為擺動姿態之開始。

在擺動姿態中，膝關節控制單元係提供主要之阻抗、以限制擺動速度及義肢下段之角度位移量；理論上，膝關節在擺動姿態中、不可彎曲超過65度，此限制可藉由引入一高阻抗、以限制腳跟升起之高度，而於義肢懸空擺動時，因義肢之動量，膝關節控制單元則開始伸展，第五個考慮點則是終端減速度，此點發生於義肢伸展最後幾度中之腳跟觸地前，於此時需以一高阻抗限制任何膝關節因義肢伸展停止時之粗暴拍擊。

為控制膝關節控制單元，本發明之微處理器在1ms間隔(1000Hz)下、讀取轉動翼壓差、膝關節位置、壓差誤差及義肢施力，此微處理器以10ms間隔(100Hz)計算膝關節位置、膝關節速度、膝關節方向、及讀取使用者運用於彎曲與延伸之設定(1-10)，此運用於彎曲與延伸之使用者設定



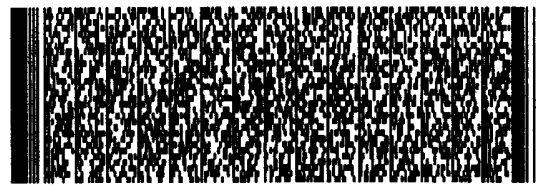
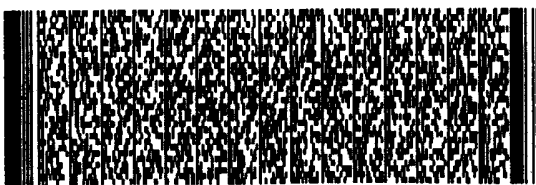


## 五、發明說明 (7)

係有一定之運用範圍，且適應控制可自此底線上進行微調，根據這些資訊，微處理器乃可以狀態式算出所需之膝關節阻抗(壓差)、並藉以產生一自動調整之膝關節控制單元。

在狀態式中之常數則可隨適應控制系統操作環境之差異而調整，若是實際與所需之壓差差異過大時，微處理器可大幅改變閥門、以補償此鉅大之誤差；而若是實際與所需之壓差差異很小時，則微處理器可小幅改變閥門、以補償此微小誤差；如果膝關節角度處於延伸且接近全伸長位置時，微處理器則開始關閉閥門、以產生高阻抗並緩慢義肢之伸長；當膝關節角度處於彎曲並接近理想之腳跟升起時，微處理器即開始關閉閥門、以產生高阻抗並緩慢彎曲之動作；而義肢量測力允許微處理器區別出腳跟觸地、站姿中、或腳趾離地等狀況，此一裝置藉由產生一高膝關節阻抗及減緩穿戴者藉由本身體重移至下一階梯之速度、幫助截肢者下樓梯之動作。

蹣跚回復係藉由感測受力與膝關節樞轉速度達成，如果受力感測器確認一站立狀態且膝關節之速度過高，則極可能表示一蹣跚之狀態，於此時，系統乃施加一高阻抗、以幫助穿戴者恢復控制，如果未使用之時間超過5秒，則微處理器即轉換為睡眠模式，此時，除膝關節角度感應器電路外、所有之元件皆為停機狀態，藉此，不但電池之電力得以節省，且在膝關節角度變化時、容許控制系統馬上恢復操作；供應至控制系統之電力係由四個3.6伏特鋰離子



## 五、發明說明 (8)

電池提供，此四個電池乃組合於一可置換套件內、並可於兩小時內充電恢復至90%之電能，而於二充電間之電池壽命則約三十小時。

在本發明之最佳實施例中，膝關節控制單元係以一轉動翼轉子操作，此轉子係位於膝關節軸上之轉子殼體中，而膝拖架係與轉動翼連接；當膝關節彎曲時，轉動翼及旋轉迫使液壓流體經由線圈控制閥、流出殼體，此線圈控制閥係輪流控制流體流動與壓力，流體流動與壓力之控制提供膝關節軸可用之阻抗，而流出線圈控制閥之流體則再流經一重量制動姿態閥，當重量施加於義肢時、以此閥限制流體之流動，此姿態閥乃為可調整式、以容許多樣化之流率（預定或依穿戴者之重量而定），離開姿態閥之流體則流入一伸展偏位缸，此缸係包括一彈簧負載活塞，此活塞於膝關節控制單元彎曲時、為壓縮狀態；偏位活塞另一側之流體則流通至轉動翼之另一側，藉此、即形成一流體流路；在伸展時，流體之反轉係藉由彈簧偏位活塞所儲存之位能，此位能係用輔助義肢之伸展動作。

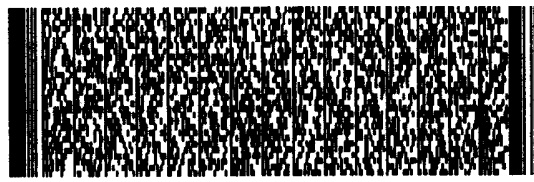
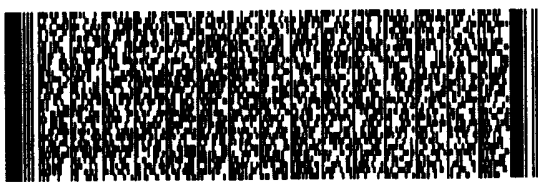
本發明之其他特點與優點可由以下之發明說明、所附圖式、及申請專利範圍闡明。

### 【圖式之簡單說明】

圖1係為運用於下肢截肢者之下肢義肢之側視圖，其並利用一本發明之阻抗裝置或膝關節控制單元；

圖2係為圖1中之膝關節控制單元之部分放大側視圖；

圖3係為膝關節控制單元之前視圖；



五、發明說明 (9)

圖4係為膝關節控制單元之後視圖；

圖5係為圖3沿5-5線之剖面視圖，並顯示其內部之構件；

圖6係為圖3沿6-6線之部份剖面視圖，並顯示膝關節角度感測機構；

圖7係為圖2沿7-7線之剖面視圖，並顯示阻抗轉子及轉子殼體；

圖8係為圖2沿8-8線之剖面視圖，並顯示伸展壓力感應器；

圖9係為線圈控制閥之正視圖；

圖10係為圖9中之線圈控制閥之軸向剖面圖；

圖11A係為圖8中之容量壓力感應器之截面分解圖；

圖11B係為組成感應器之軸向剖面圖；

圖12A-12D係為使用於膝關節控制單元中之容量受力感應器之視圖；

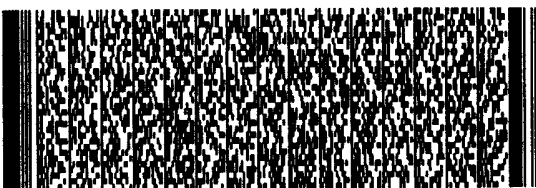
圖13A-13C係為圖5中之阻抗轉子之視圖；

圖14係為使用於膝關節控制單元中之液壓電路之方塊圖；

圖15係為本發明電腦控制機電閉路阻抗裝置之全方塊圖；

圖16係為本明裝置運用於運動器材、機械臂、或阻尼設備之方塊圖；

圖17係為本明裝置運用截肢者膝關節控制義肢之方塊圖；



五、發明說明 (10)

圖18係為阻抗裝置中、用以控制線圈控制閥之電子電路圖；

圖19係為阻抗裝置中、用於霍爾位置感應器之電子電路圖；

圖20係為膝關節控制單元之受力感應器之電路圖；

圖21係為膝關節控制單元之步伐膝關節角度圖；

圖22係為運用於膝關節控制單元之主流軟體程式之方塊圖；

圖23係為運用於膝關節控制單元之1ms中斷軟體程式之方塊圖；以及

圖24A&24B係為運用於膝關節控制單元之10ms軟體程式之方塊圖。

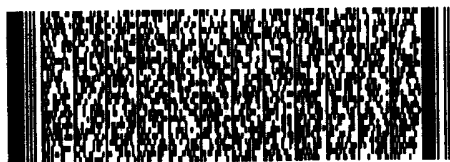
【圖號說明】

- 1 承座
- 2 膝關節控制組合或單元
- 3 派龍
- 4 腳掌
- 5 骨架
- 6 托架
- 7 右側保持板
- 8 左側保持板
- 9 軸
- 10 滾輪
- 11 插銷



五、發明說明 (11)

- 12 膝關節角度槓桿臂
- 13 貫穿銷
- 14 磁鐵
- 15 殼體
- 16 彈簧
- 17 PC 板
- 18 霍爾效應感應器
- 19 多電池組
- 20 轉子
- 21 穿過銷
- 22 右側轉子蓋
- 23 左側轉子蓋
- 24 油封
- 25 左轉子腔
- 26 右轉子腔
- 27 軸承
- 28 唇形油封
- 29、30a、30b、33、58、59 通道
- 31 彎曲壓力感應器
- 32 線圈控制閥
- 34 伸展壓力感應器
- 35 偏位管
- 36 空穴
- 37 上偏位蓋



五、發明說明 (12)

- 38 站姿閥管
- 39 站姿閥
- 40 內室
- 41 環形油封
- 42 環形活塞
- 43 偏位彈簧
- 44 彈簧座元件
- 45 機油室
- 46 液壓缸
- 47 下蓋元件
- 48 撞針
- 50 支架
- 57 回流管
- 64 底板
- 66 軸套
- 67 螺絲
- 68 力量感應器
- 69 站姿調整螺絲
- 70 站姿閥蓋
- 71 貝氏墊圈
- 72 站姿閥墊圈
- 73 復位彈簧
- 74 彈性墊
- 78 可調式噴孔



五、發明說明 (13)

82、83 無末端溝槽

84 孔洞

100 捲線軸

101 線圈

102 導線

103 環氧樹脂

104 通量心型

105 杯狀殼

106 調整螺絲

107 O形環

108 線軸

109 復位彈簧

110 線軸座

111 管狀匣

112 匣塞

113、117 入口

114、116 出口

115 線軸室

115、21、122 O形環

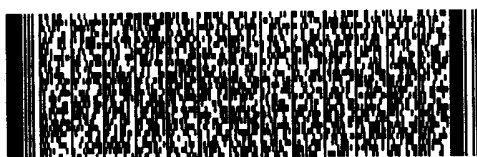
200 微處理器

201 計時產生器

202 系統模組

203 電源電路

204 位置感應電路



五、發明說明 (14)

- 206 液壓內部壓力感應器電路
- 207 閥控制電路
- 208 力量感應器
- 209 附屬程式
- 210 線圈控制閥
- 211 液壓槳啟動器
- 212 高側液壓感應器
- 213 低側液壓感應器
- 214 耦合器
- 215 運用裝置
- 216 位置感應器
- 218 電池
- 219 重新開機電路
- 220、221 重量感應器
- 222 電路
- 224 數位開關或按鍵
- 226 位置感應器
- 228 磁鐵
- 229 緩衝模組
- 230 操作放大器
- 231 參考點
- 232 力量感應器
- 236 反射器
- 237 絕緣印刷電路板



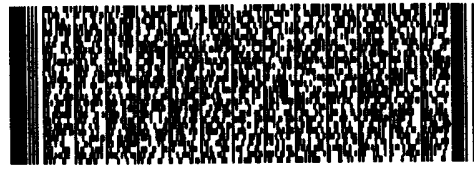
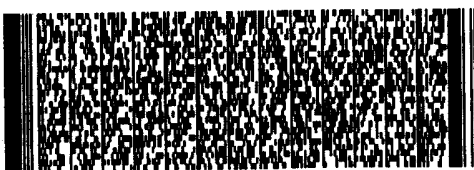


五、發明說明 (15)

- 238 參考墊
- 239 彈性體
- 240 接收板
- 241 外包杯
- 243 數位電壓計
- 248 曲線
- 249 腳跟觸地位置
- 250 全荷重位置
- 251 腳趾將離地位置
- 252 腳趾離地位置
- 253 觸地位置

請參閱圖1所示，一下肢截肢者所用之標準下肢義肢係包括一作為截肢者與義肢間介面之殘肢承座1、一提供膝關節轉動與阻抗以助行之膝關節控制組合或單元2、一架設派龍3及一腳掌4，其中，元件1、3及4乃為傳統構件且於市面上均可購置到。

膝關節控制組合或單元2之敘述乃配合圖2至14，且其又包括一骨架組合5及一倒U形並固定至承座1上之膝托架6，此膝托架6包括一右側保持板7及一左側保持板8，膝托架6係於轉子軸9上滑動(圖5)，該轉子軸9之兩端具有平行平面、以提供軸與托架間之鍵結合，二側保持板7與8係以螺絲固定至托架6上，而軸9與膝托架6則可相對骨架5轉動，其中，左側保持板8亦具有一外凸輪面(圖6)、用以制動一膝關節角度感測機構。

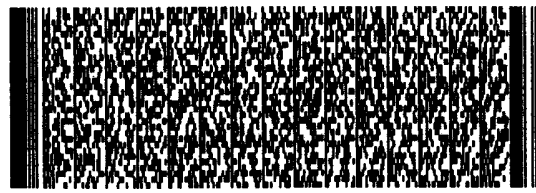
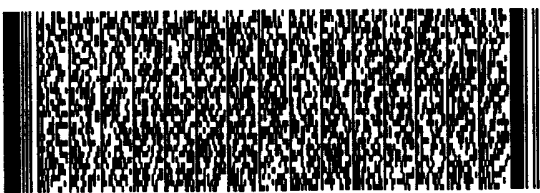


## 五、發明說明 (16)

圖6顯示膝關節角度感測機構，其係包括一以一插銷11設置在一膝關節角度槓桿臂12上端之滾輪10，此膝關節角度槓桿臂12之中段又以一壓設於殼體15上之貫穿銷13成樞軸連接，一磁鐵14則黏於膝關節角度槓桿臂12之下端；當膝托架6相對殼體15與骨架5轉動時，滾輪10則沿左側保持板8上之凸輪面滾行，一彈簧16使膝關節角度槓桿臂12於貫穿銷13上樞轉、並輪流使磁鐵14與霍爾效應感應器18間之距離改變，其中，霍爾效應感應器18係設於一PC板組合17上，而當此距離改變時，霍爾效應感應器18之輸出即隨之變化、以指明骨架5與殼體15相對於托架6之確實膝關節角度，而電源則以一多電池組19供電至PC板17上。

圖5顯示膝關節控制組合或單元2之內部元件，液壓流體乃為提供膝關節控制阻抗之工作流體，阻抗係藉由轉子軸9(圖7)及一翼形轉子20(圖5、7、及13A-13C)提供至膝托架6，此翼形轉子20係藉由二穿過銷21連接轉子軸9，而轉子腔係由一右側轉子蓋22(圖7)及一左側轉子蓋23組成，二無末端之鐵弗龍油封24可將轉子20密封於二轉子蓋22與23間，藉此產生二分立之之轉子腔25及26(圖5)；如圖7所示，轉子軸9係以滾柱軸承27支撐、並用以於側推力以平鐵弗龍製止推墊片承受時、支撐截肢者之重量，而這些墊片係位在二轉子蓋22及23與托架6側邊或足部間；轉子軸9係以鄰近軸承27設置之彈簧偏位唇形油封28密封、以避免液壓流體之洩漏。

在膝關節彎曲時，轉子20係隨膝托架6與轉子軸9轉動，

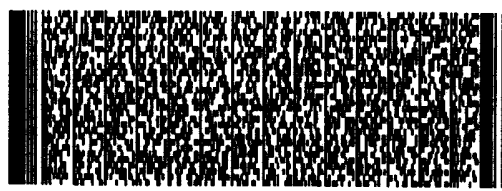
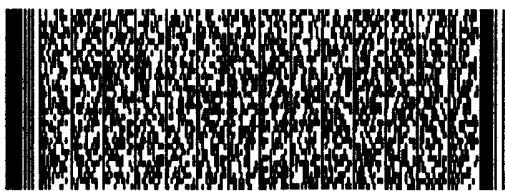


##### 五、發明說明 (17)

藉此，迫使轉子艙26(圖5)中之液壓流體流出、且流經一設於轉子蓋22及23與殼體15間之制動通道29；液壓流體再由通道29壓入通道30a與30b中，通道30a係與一由O形環與保持環密封之彎曲壓力感應器31連接，通道30b則將流體餵入至一閥門空穴中，其中，通道30a與30b、及閥門空穴係形成於殼體15中，自該通道30b流出後，液壓流體又流經一線圈控制閥32、其係用以電控液壓流體在轉子艙25及26中之流動與壓力，而流出線圈控制閥32之液壓流體則流入一流體通道33(圖8)。

通道33係延伸至一伸展壓力感應器34(圖5與圖8)、其並以一O形環與一保持環密封於殼體15中，而通道33亦連接至一偏位管35(圖4)，且液壓流體則流經偏位管35、並進入一形成於一上偏位蓋37中之空穴36(圖5)；液壓流體隨後流經一站姿閥管38及一管狀站姿閥元件39、進入至一內室40中，流入內室40中之流體壓迫一環形油封41及一鄰近環形活塞42，此環形活塞42可上移、以壓縮一座於固定於偏位蓋37上彈簧座元件44之偏位彈簧43，此偏位彈簧43係位於在一以液壓缸46成形之機油室45中，此液壓缸46係固定於一下蓋元件47、其係用以支撐逕行軸向運動之站姿閥撞針48。

一環形支架50用以構成該內室40、並形成一底座以使環形油封41及環形活塞42定位於站姿閥管38上，此站姿閥管38具有一壓入彈簧座元件44輪轂中之上端，偏位缸連桿係由一系列O形環控制(圖5)，且液壓流體乃被向上壓迫出機

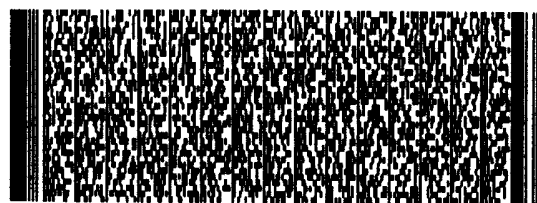


##### 五、發明說明 (18)

油室45、以配合環形活塞42之向上運動，流體流經彈簧座元件44與上偏位蓋37中之開口、再經一回流管57(圖4)及通道58與59、最後再流入轉子腔25、以形成一流體迴路；通道58係製作為裝入阻抗殼體15中，而一弧形通道59係設於轉子蓋22 & 23及阻抗殼體15間、並以合適之O形環密封；一彈簧負載釋壓閥(未圖示)可裝入上偏位蓋37中，以在快速彎取、使極高壓力之液壓流體自偏位管35中、直接流至回流管57中，而在伸展之操作中，因轉子20將左轉子腔25中之流體壓出並回經系統、故使流體流向反轉，在此一情形下，偏位彈簧43扮演將環形活塞42下之流體輸送至右轉子腔26中之輔助角色，藉此可確保義肢之完全伸展。

在步伐之站立階段中，截肢者之重量係先透過膝關節控制單元2底端之底板64上、再傳至派龍3與腳掌4，此底板64係以管狀軸套66與螺絲67固定、並以一力量感應器68及一彈性墊74支撐，彈性墊74之變形、可使底板64及一站姿調整螺絲69沿垂直方向微微移動，其並可以一等效彈簧、貝氏(Belleville)墊圈或波形墊圈取代，此站姿調整螺絲69控制上述之撞針48、以推動站姿閥蓋70驅動站姿閥39向上進入站姿閥管38，藉以關閉站姿閥39之徑向開口，當這些開口關閉後，膝關節控制單元2即可限制任何之彎曲動作。

藉由站姿調整螺絲69之調整，站姿閥39中之徑向開口可用以限制站立時開口之關閉、藉以在彎曲方向上容許一控制洩漏、使截肢者得以改變站姿；因一設於站姿閥墊圈



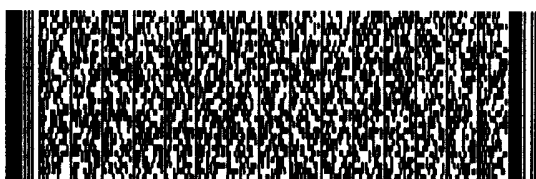
## 五、發明說明 (19)

72(覆蓋在站姿閥蓋70軸向口上)上之貝氏墊圈71作用，在站姿中、伸展係不受影響的；當於站姿中進行伸展時，液壓流體、在壓縮貝氏墊圈71以揭開站姿閥蓋70中之軸向口之同時、係將站姿墊圈72升起；而當於站姿中欲彎曲時，液壓會迫使站姿墊圈72覆蓋站姿閥蓋70中之孔洞，藉此、防止彎曲流經過站姿閥端蓋70；當底板64上之負載移除後，站姿閥39即由一站姿閥管38中之復位彈簧73、壓迫至開啟位置(如圖五)，以使流體繼續於內室40中流動。

圖14顯示液壓系統之方塊圖，藉由順時針轉動殼體15中之轉子20，右轉子艙26中之液壓流體即經由一出口、流至線圈控制閥32，此線圈控制閥32係為電控、以隨時改變流路之流路面積，藉由降低線圈控制閥32之流路面積，液壓流即減小、但回壓卻提高，此視為轉子軸9上之轉動阻抗；而後，流體流出線圈控制閥32後、流至與站姿閥39連接之通道。

當施加一外力時，站姿閥39即被啟動；與站姿閥39平行者為站姿閥墊圈72，此站姿閥墊圈72用以、於站姿閥啟動且隨逆時針旋轉流動時、防止轉子20順時針轉動所產生之液體流動；再者，與站姿閥39平行設置者為一可調式噴孔78，其係於站姿閥39啟動時、用以於順時針轉動階段、容許一小控制流，液壓流體經由徑向口離開站姿閥39、以使流體驅動或制動活塞42。

活塞42將液壓缸46分隔為內室40與機油室45；當液體進入內室40後，活塞42即壓縮彈簧43、並迫使機油室45內之



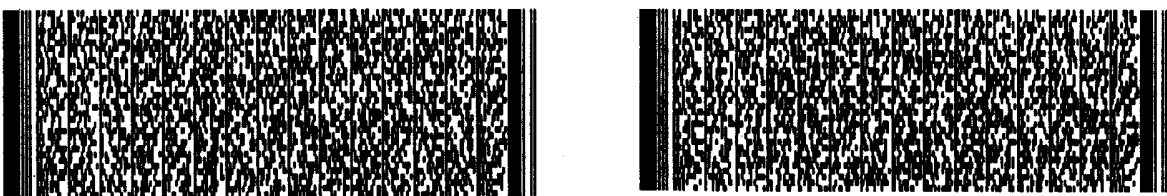
## 五、發明說明 (20)

流體離開液壓缸46，此流體即回流至左轉子艙25中，以將轉子20順時針轉動，而當轉子20與軸9順時針轉動時，偏位彈簧43及活塞42即壓迫液壓流體、經由站姿閥39流出內室40、並回流經線圈控制閥32、而後進入右轉子艙26中，以產生轉子20與軸9之逆時針轉動。

圖13A到13C顯示轉子20及其架構，轉子20係具有二無末端溝槽82與83、用以容納無末端油封24，所選用之油封24係為擠製車切鐵弗龍面油封，其亦可以模製彈性唇油封替代；每一油封24係為無縫且涵蓋轉子20之全周邊，此一密封運用具有掃除與密封之雙重優點，且可作為設於鄰近托架6支腳之軸9上之唇形油封28(圖7)之前密封、用以降低可能之外洩現象，二孔洞84(圖13A與13B)係設於轉子20之中間、以供穿過銷21之設置，此穿過銷21係將轉子20固定至軸9上。

圖9係顯示線圈控制閥32之外觀，而圖10則顯示其剖面圖；一捲線軸100係由一線圈101以徑向步進型態纏繞(圖9)，其圈數係由依操作閥門需要之所需電磁特性而定，導線102亦與線圈101連接、且以環氧樹脂103作為緩衝保護，一通量心型104用以貫通插入捲線軸100之中心部份，而以一金屬杯狀殼105承裝捲線軸100、線圈101及通量心型104，再以一調整螺絲106固定於通量心型104之中心、並以一O形環107密封。

一閥件或閥線軸108座於復位彈簧109之頂端，而一管狀線軸座110則置於通量心型104上、並以一管狀匣111定位

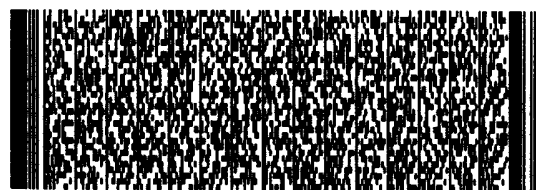


##### 五、發明說明 (21)

，線軸座110限制線軸108之軸向行程，以一匣塞112壓入管狀匣111中、而管狀匣111係螺置於杯狀殼105中，磁性材料(如低碳鋼)則使用於通量心型104、杯狀殼105、調整螺絲106及線軸108上，而這些金屬元件則經充分退火、以達最佳之性能；非磁性材料(如300系列之不鏽鋼)則應用於線軸座110、匣塞112及管狀匣111上。

當線圈101中無電力時，線圈控制閥32係為正常之開啟狀態，而當施加以電力時，線圈101則產生磁通量、以驅動線軸108更進一步進入通量心型104中、以抵抗復位彈簧109之增力，通量心型104與線軸之特殊外型、以及復位彈簧109之彈性比、係可使線軸運動正比於該施加電力，藉以可轉化為一比例流體控制；當液壓流體自艙29中進入通道30b時，流體即由管狀匣111及匣塞112所構成之開口113轉入開口114中；如果線圈101為全載狀態，線軸108即將開口113、117、114及116關閉，此時流路將會中斷；而若是線圈101為部份負載或無負載狀態時，流體將會進入線軸室115中、流經線軸108外圍、再經由開口114與通道34到偏位管35中。

入口對113與117、以及出口對114與116係位於相同層級、且每對中之開口係以180度相隔設置，而二對開口間係以90度相對設置；線圈控制閥32所具有之二入口113與117及二出口114與116、亦可是視需要調整其出入口數，而入口113與117以及出口114與116之運作係可為單向或雙向之操作，線軸108在線軸室115之構形係可用以平衡任何傾向



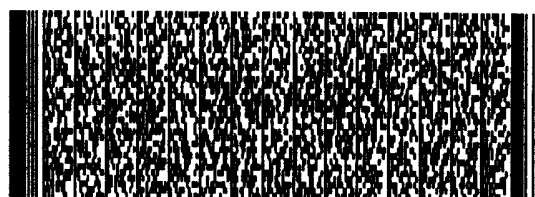
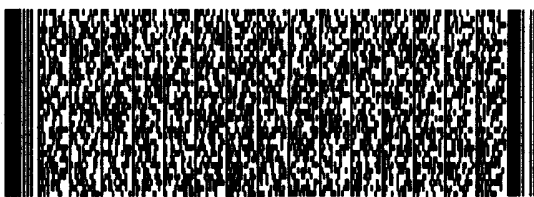
## 五、發明說明 (22)

關閉或開啟線軸之流力，而線軸108支中心具有一貫通之軸向搪孔或孔洞，以避免液壓鎖死現象；配合彈簧比之最佳磁通量、以及符合流力特性之最佳線軸運用之優點即是可大幅降低操作閥門所需之電力，而出口與入口間之洩漏係由設於管狀匣111上之O形環120控制，液壓流體之外在洩漏則由O形環121與122控制，雖然線圈控制閥32最佳係為比例控制，然其亦可由脈衝寬幅調整控制。

如前所述，本發明之電腦控制液壓阻抗裝置可具有多種之運用，比如前述之下肢截肢者鎖使用之膝關節控制裝置、使用電腦控制阻抗之先進運動器材、以及機器臂或阻尼運用；當揭露前述之電子膝關節控制之完整運用技術之同時，其他裝置之運用亦為顯明可知的。

圖15顯示可使用於所有前述運用領域之全系統控制圖；此系統係由一傳統微處理器200控制，此微處理器200係包括RAM記憶體、程式記憶體、計時器、間斷控制器、多工類比/數位轉換器、以及輸出入控制線路，其並使用一由計時產生器201所構成之外在時鐘；而為能建立內部線路之可測試性及與其他裝置之聯繫，可使用一包括一同步與一非同步之序列埠、以及一真時背景模組埠之系統模組202。

在所有之裝置運用上，微處理器200係以閉迴路之方式、執行其感測與控制之程式，此系統程式、一所感測到之位置與速度、產生一施加於裝置上之阻抗，而所使用之液壓系統，其阻抗之施加係藉由一液壓啟動裝置211(可為一



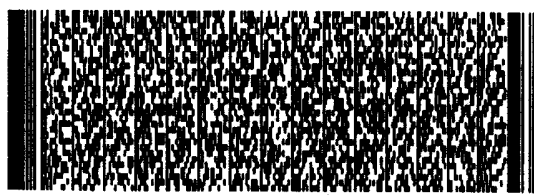
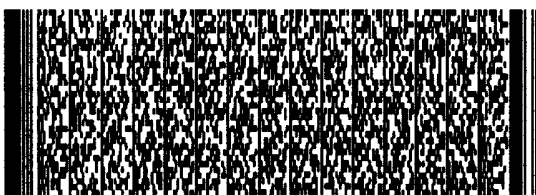


##### 五、發明說明 (23)

如轉子20之旋轉槳裝置、或為液壓缸中之線性移動活塞) , 阻抗之施加係藉由一以線圈控制閥210(如前述之線圈控制閥32)限制封閉流路系統中之流體流動來達成, 此線圈控制閥210係由微處理器200及其控制電路207所操作, 而機械式阻抗則藉由一耦合器214、施加於一運用裝置215上, 此運用裝置215可為一義肢之膝關節、一件運動器材、亦或是一需要移動或速度控制之機械臂平台。

所運用裝置之位置係由一感應器216監測、其可為一電壓計、近發偵測器、或為一線性霍爾效應感應器(如前述之感應器18), 位置感應器之輸出係為一由電路204所調節之訊號, 而由電路204所輸出之類比位置訊號係藉由微處理器A/D轉換器或一與主程式連用之外接A/D裝置、轉換為8-16位元之數位訊號, 此位置訊號係以固定頻率取樣, 而二時間間隔之位置差除以時間間隔、即為裝置之移動速度, 其亦可運用於主程式或移動方向之決定上。

而為能產生一致性佳、以及與製造裕度、流體黏滯性、及/或溫度變化無關之預定阻抗於裝置上, 本發明係使用閉迴路控制, 且感測該轉動或線性液壓啟動裝置211之內部流體壓力212與213; 在一閉路液壓系統中, 當控制閥於限制流體流動之操作時, 液壓啟動裝置211將於轉動槳或活塞之相對側上、產生一高側壓力及一低側壓力, 而當流動方向反轉時, 此高低側壓力則亦反轉, 所感應到之內部壓力212與213則藉由一電路206、調整至一可接受之類比訊號, 經調整後之液壓類比訊號再由微處理器200或一外



##### 五、發明說明 (24)

接A/D轉換器、轉換為可資利用之8-16位元數位訊號；在前述之運用中，主程式不同位置中之程式狀態邏輯分歧控制、以及運用附屬程式209中之變量計算、係由一額外使用輔助感測之類比力量感應器208及/或數位開關或按鍵224來達成，在一運動器材或一機械臂之運用中，此輔助感測可為一使用者鍵盤及/或一遙控器，而在膝關節控制義肢之運用上，此輔助感測功能可使用二體重感應器及二16位置之轉動選擇器開關。

圖16與17係顯示本發明之控制系統運用於義肢裝置、運動器材、與機械臂之方塊圖，本發明之裝置也可使用於一電腦化之阻尼裝置(如一卡車之座體避振器中)；藉由本發明感應器、液壓啟動器與控制閥所提供之高解析度微處理器控制，相同形式之運動器材可用以作為復健器材之用，可微調荷重；自最小之0.1磅、至最大之500磅重；而當患者因運動勞苦時，輔助輸入功能可通知主程式、限制或降低患者之負荷；圖16與圖15中之全發明方塊圖極為類似，其並顯示本發明於運動器材、機械臂、或電腦阻尼裝置之運用，此運用顯示有一微處理器200、重新開機電路219、閥控制電路207與一線圈控制閥210、位置感應器226與其電路204、液壓內部壓力感應器電路206、以及電源電路203。

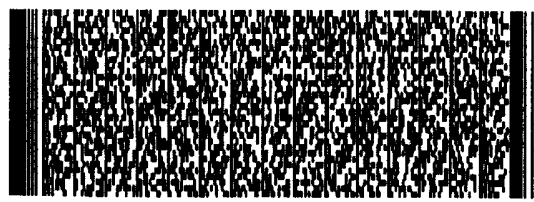
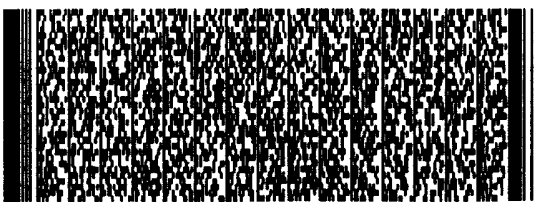
圖17揭露義肢運用之電子膝關節控制所需之元件，其中之微處理器200需如圖15所描述之閉迴路方式之感測與控制、以執行其運用程式，使用於此類運用之微處理器係為



##### 五、發明說明 (25)

摩拖羅拉(Motorola)MC68HC912B32之16位元置入式訊號晶片處理器，在微處理器200上所執行之軟體係以正比之方式、藉由閥控制電路207正比控制線圈控制閥210與32、指令步行中義肢膝關節之阻抗，而在大部份之運用中，一脈衝寬度調整技術亦可適用於此類之控制，比例控制閥因應患者之膝關節移動、限制閉路系統中之液壓流，且轉動液壓槳啟動器211與膝關節215係以耦合器214連接；運用軟體之運算首先藉由所獲得之膝關節位置、方向與速度預測線圈控制閥210或32需多少之控制電流，而實際之阻抗誤差係以閉迴路方式決定，其流程係先將所感應到之高低側液壓212與213、經由電路206調整後、再由微處理器200依指令層級轉換為數位值，微處理器內部迴路於轉子20相對側上感測高低側液壓、並以每秒1000次之速率將壓力訊號更新控制線圈所運用之電壓層級，而程式中之主控制迴路則係以每秒100次之速率執行。

膝關節位置感應器216係包括一漢尼威(Honeywell)線性霍爾效應感應器18、用以量測相對於感應器之磁場變化，磁鐵14之移動係參照感應器18或216、並正比於義肢之膝關節角度，感應器216之輸出係以感應電路204調整、偏位並調壓，而微處理器200則將此0-5伏特之類比訊號轉換為一8位元之數位訊號，運用程式係以每秒1000次之速率自位置感應器中取樣，且以相同速率決定膝關節之方向及粗略速度，精確之速度則以每秒100次之控制速率取樣，而一患者之不同(如大小尺寸、重量與步伐特性)，義肢使用



##### 五、發明說明 (26)

者可藉由轉動彈簧16位置與調整數位開關224、設定其彎曲與伸展，其他使用於程式狀態控制之輔助電路係有二重量感應器220與221、其係由電路206所調節，這些重量感應器係位於義肢之底部(圖5與圖12A-D)、用以量測步行時各姿勢(離地、平踏、踩跟)之受力分佈，這些資訊則運用於閉迴路調適控制之運算上，其控制係以膝關節位置、速度、方向、以及上一動作之特性去控制因應瞬時地勢變化之阻抗控制。

因膝關節義肢係穿戴於身體上，其控制系統之電源係由四個共產生14.4伏特電壓之鋰離子充電電池218所供應，而電壓再分流各7.2伏特至二電路中、以作為系統邏輯供給，又以14.4伏特之電壓供應至比例控制線圈驅動電路，此14.4伏特之電壓係作為電路222之低儲電量監測用，電路222之操作係將電池電壓以0-5伏特區隔、並供微處理器200以其A/D轉換器讀取；而微處理器與相連接之邏輯電路需5伏特之電壓運作，而此5伏特之電壓乃由7.2伏特之分流電壓經電源電路203(包括一傳統低損耗三腳整流積體電路)調節而成；鋰離子電池之充電需二小時、而後即轉換為一滴流充電模式(係以一National Semiconductor所製造之LM3420-16.8積體電路達成)。

圖18顯示使用於線圈控制閥210或32之電路207，此比例線圈控制閥最高僅需1瓦之功率，而線圈係以0到83微安培之常數電流驅動，此電流運用之解析度係為255中之一部、亦或是使用8位元數位電壓計243之每步0.325微安培，

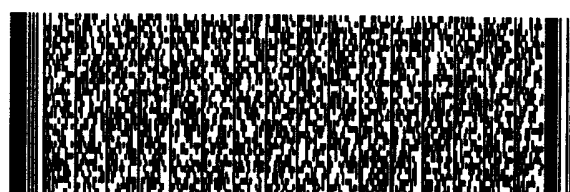
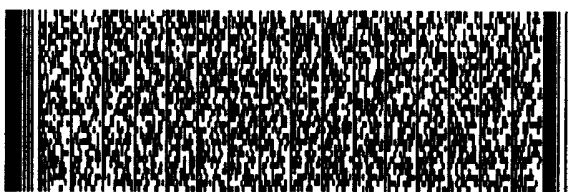


##### 五、發明說明 (27)

此AD8400AR10係為一Analog Devices所生產之積體電路，微處理器200係以每秒1000次之速率作設備之資料更新，而數位電壓計之參考電壓係為5伏特之邏輯供給；當電流調至256層次時，接掃之輸出將由0升高至4.9伏特，此一電壓訊號乃由操作放大器U1、電晶體Q1、以及五個電阻R1、R2、R3、R4與R5轉換為一常數驅動電流；數位電壓計之輸出乃引為操作放大器(0.169倍率)之差分輸入、並輸送至電阻R1、R2、R3與R4中，NPN電晶體Q1係作為在釋放跟隨模式中之電流放大器，二極體D1係作為電路中、用以消除線圈控制閥線圈之反向EMF效應，電容C2係作為低周波濾波器之一元件，此濾波器具有電磁線圈、用以降低電路中之高頻寬訊號，C1係用作一高頻電源供應旁路。

當來自數位端之電壓增加時，電路乃於線圈間施加一電壓，線圈中之電流係與10歐姆之感應電阻R5成串列，此常數電流電路增加或降低操作放大器之輸出電壓、直到感應電阻頂端之電壓達到指定電壓時為止，因此若需要0到83微安培去驅動線圈，則0到4.9伏特電壓之輸入乃是必須的；常數電流電路會自動補償線圈製造所產生之阻抗誤差與溫度效應之影響。

請參閱圖19，用於線性霍爾效應位置感應器216或18之電路係由膝關節位置感應電路204所調整，磁鐵228或14係設於與左側保持桿8凸輪表面成樞轉接觸之槓桿臂12上，藉此，槓桿臂12乃可與膝關節角度成比例關係；當磁鐵14接近或遠離感應器18時，漢尼威(Honeywell)SS94A1B感應



##### 五、發明說明 (28)

器216或18即依南或北極磁場改變其電壓輸出，感應器18係依磁場強度與極性輸出一2.5伏特電壓，在此一運用中，磁極在縮減至感應器距離至接觸時係輸出一0伏特，而在其遠離至感應器範圍外、則輸出0.5伏特電壓，在膝關節伸展為零度時之最小距離係為0.10英吋(此時產生最小電壓為1伏特)；在圖19中，模組229緩衝器及低週波濾波器係於100Hz臨角頻率與1到2.5伏特下、將霍爾位置訊號中之高頻訊號濾除，第二階段操作放大器230增加訊號強度3.3倍、並自參考點231中移除1伏特之偏位、以產生0到5伏特電壓之輸出強度，此類比輸出隨即轉換為一可由微處理器200主程式使用之數位輸出。

圖20顯示力量感應器232或68、及相關之電路圖。如圖17所示，重量感應器電路206係用於線圈比例控制閥210或32之閉迴路控制上，而重量感應器220與221(圖12A)、以及重量感應器電路206係運用於程式狀態控制上，除圖20中U4、R3與R4之最終放大倍率不同外、二電路之設計係相同的，此為電容感應器之改良版；圖12A與B中、顯示實際使用於膝關節控制運用之重量感應器220與221，而圖12D中之強化力量感應器232係由二雙面印刷電路板與一彈性分離器；當施加一使二電路板擠壓之力時，彈性體側上之訊號係與另側上之訊號成正比例連結，因此當力量增加時，轉移至第二電路板上之參考訊號強度即藉由二電路板間之電容器增強，感應器所能感應力量之大小係為一彈性體密度與檢波電路增益之函數，在完全將二電路板壓縮在一

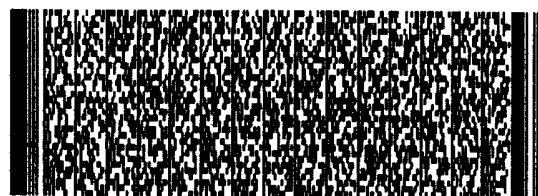
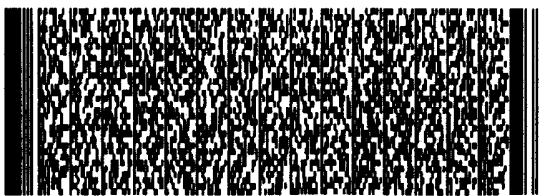


##### 五、發明說明 (29)

起前、彈性體愈艱韌、其所能施加之力就愈大，然而，若彈性體之剛度過大、將會降低感應器之動態範圍，而每一運用中之彈性體亦可選用一期限器(Durometer)。

在圖20中，感應器之運用係利用微處理器200產生一100kHz之方波參考訊號，此訊號係以操作放大器U1作緩衝，而強化電容感應器之釋出側係構築在一雙面印刷電路板上，一導電反射器236位於外側、而一導電參考墊238則位於另一側上，絕緣印刷電路板237係以玻璃環氧樹脂製成，100kHz參考訊號係橫跨彈性體239與位於另一電路板上之接收板240間，並以另一保護板236保護、以避免外界訊號之干擾，所接收之100kHz訊號係正比於電路板所受之壓縮力、並由電阻器R1產生，此訊號隨即以操作放大器U2緩衝，再由一RMS轉換器電路(包括D1、R2、C1、及操作放大器U3)轉化為一正比之直流電(DC)強度，此DC強度再由操作放大器U4、R3與R4編碼為最大5伏特之訊號，微處理器200再以一內建A/D轉換器、將此類比訊號轉換為一可用之數位訊號。

在膝關節控制之運用上(圖17)，顯示有二構形之感應器技術運用：液壓感應器208與體重感應器208，圖11A與B中顯示運用於線圈控制閥比例定位閉迴路控制之二液壓感應器206、31、或34之其中之一，殼體15內之油口30a與30b係與位於液壓槳轉子20兩側之轉子腔25與26之壓力相通，內部壓力之變化係藉由端蓋243(圖11A與B)與瓣膜242傳輸至每一感應器206中，此瓣膜壓力將參考印刷電路板237(



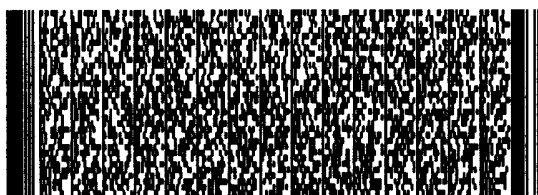
##### 五、發明說明 (30)

包含參考板240及反射器236)壓迫於彈性體239上，此訊號則與在另一電路板237上之接收板238與保護板236連結，此一組和再由一感應器外包杯241護蓋、並具有如上所述操作之相關電路。

請參閱圖12A-D，膝關節控制運用之體重感應器208或68係由二以一層彈性體239隔開之2"×2"雙面印刷電路板237組成，電容板220與221係各為0.5"與1.25"，且二參考板238及接收板240係用以產生一重量分佈感應器，藉由所感應到向前、中間、或向後之力量分佈，系統軟體可確認腳指離地、平踏、或腳跟觸地等操作、以利程式狀態控制，此組合及其相關電路之操作亦如前所述。

在膝關節控制之運用上(圖17)，系統軟體係以組合語言寫成、並運用Motorola MC68HC912B32微處理器200，此微處理器200包括一16位元CPU、一截斷控制器、一8頻道之8位元A/D轉換器、一kB之RAM、32kB之快閃EPROM程式記憶體、756BEEPROM、一真時計時截斷器、六個計時計數器、一監測電路、以及一作為與其他系統交通之通訊裝置組合(如一RS-232串列周邊、一同步串列周邊、一BDLC同步串列周邊、及一真時背景模組介面)。

膝關節控制之軟體運用係包括可通用於機械臂及運動器材之副程式，參閱圖15中之通用方塊圖，微處理器200輸出至一閥控制電路207、以操作正比例之線圈控制閥210(或閥32)，此線圈控制閥210以限制流體啟動器211(如轉子20)之方式交替施加阻抗，二壓力感應器212與213(如感應



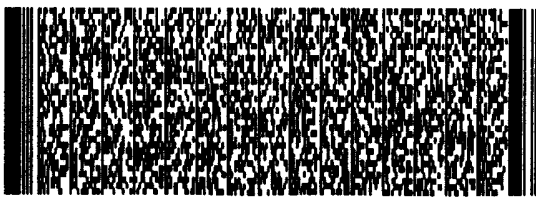


##### 五、發明說明 (31)

器31與34)係由微處理器200讀取其資料、以使用於閥之閉迴路控制上，並對連結在啟動器上之裝置維持一正確之施力、無論其製作裕度、溫度變化與流體黏滯性為何，而壓力感應器係用以量測跨越啟動器之壓力差，而接受阻抗施力之運用裝置215係包含一位置感應器216(如感應器18)、其係可容許系統軟體關閉外在控制迴路、藉以決定裝置之位置、速度、加速度、與運動方向，在大部份例子中，系統軟體也使用輔助類比電路208與開關輸入224、用以程式狀態控制。

參閱前所討論圖17中之膝關節控制運用軟體，在微處理器200上執行之系統軟體輸出閥控制電路207所需之8位元控制閥值，數位電壓記係使用微處理器上之三個I/O引腳，軟體低階驅動程式合成所需之同步序列10位元介面，此介面係將所需之0到4.9伏特輸入驅動輸送至常數電流閥控制放大器，而液體壓力感應器212與213(如感應器31與34)係為類比式、並由一液壓感應器電路208調整，經檢波為0-5伏特之正比訊號係由一微處理器200使用一A/D流體感應器低層次驅動程式讀取，所有之流體壓力或重量感應器係使用一100kHz參考方波訊號，此一參考訊號乃由微處理器之內建計數計時器所產生、並以軟體重新啟動程式啟動，此一訊號以硬體緩衝、並送至感應器。

外在控制迴路之回饋係由附在可移動膝關節殼體15上之線性霍爾效應位置感應器216(又如感應器18)取得，霍爾效應感應器18之類比輸出係為非線性的，部份線性化之結

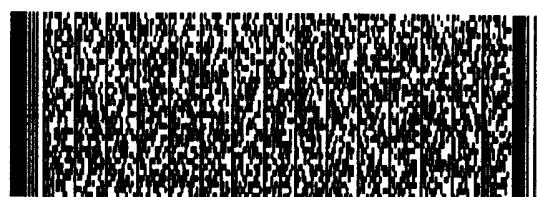
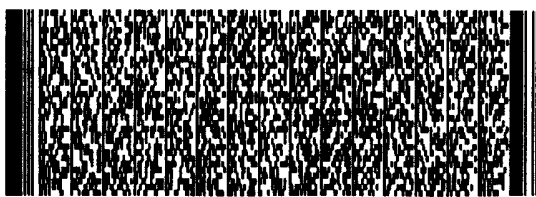


##### 五、發明說明 (32)

果係由在保持板8上之凸輪面構成(圖6)，大部份之位置解讀係由軟體檢查表驅動程式完成、其可將原始之位置資料轉換為亦以角度或徑度計算之實際膝關節角度，而原始之位置資料係由位置感應電路204調整、而其電路資料則由微處理器200之A/D位置驅動軟體程式讀取。

本發明使用二種型態之輔助程式決定狀態控制功能，一為類比式、另一為數位式，類比程式狀態感應器220與221形成二附著在膝關節控制骨架5底部之重量感應器68，感應器220與221感測施加於腳趾、腳掌、或腳跟上之截肢者重量、以輔助主軟體程式控制，此二感應器220與221亦使用100kHz之參考訊號，而類比訊號之檢波與度量結果則是由微處理器200之A/D軟體驅動器所讀取，不同截肢者間之尺寸、重量、年齡、與肌力之不同、則是以十階段之彎曲度與十階段之伸展度設定來調節，這些設定係於膝關節控制適應期中、由穿戴者自行調整；主要之次微縮印刷電路板包括二16位置之縮小轉動數位六十進位開關，其第一位置係用於彎曲與沿展之穿戴調整、而另外六位置係用以特別之操作模式(如調整為運動員或老人專用者)，二4位元之輔助開關224係直接由微處理器運用開關軟體驅動器輸入程式以及I/O輸入針與所配合之內部突增電阻器讀取其訊號，所輸入之訊號、除非以開關接地者、通常視為一數位高TTL層次訊號。

因膝關節控制運用係由電池驅動，所以需額外之軟體低層次驅動器；電池組218(又如電池組19)係以電源電路203



##### 五、發明說明 (33)

分壓為5伏特、702伏特、與14.4伏特三種電壓，電池之狀態監測係由微處理器200透過調整電池感測訊號222所決定，類比0-5伏特濾波層次係由微處理器200藉由低層次軟體A/D電池驅動器程式讀取，如果程式發現電池僅可維持30分鐘之最低安全操作，二安全軟體程式將被啟動、以使震動電路226產生一停機之警訊予使用者，膝關節控制與外界之溝通係藉由微處理器內部電訊埠與介面硬體電路202進行，非同步(SCI)與同步(SPI)串列數據埠乃用於特殊之臨床數據攫取與控制，背景模式(BDM)埠係用於製造程序與軟體發展階段中之工廠測試介面運用，而32kB之快閃式記憶體之主程式則透過BDM埠規畫。

圖22顯示膝關節控制之主線軟體副程式；當微處理器200被啟動後，垂處理器將會先運行RESET副程式，此一程序啟動可程式數據埠與其周邊、為所需之類比與數位層級(如二重量感應器與二流體壓力感應器皆需100kHz參考訊號、以正常操作)，此比例控制閥驅動層級即先設定為0、直至為運用程式所修改；當系統初始設定完成後，即執行一系統內建程式、以檢查膝關節控制電子電路是否依廠定規格工作，若非，則係騰震盪器將會以開1/2秒關1秒之方式啟動、警告使用者系統已發現一錯誤或無法安全使用，直待錯誤排除後，系統始能正常操作；在正常操作中，系統控制與模式決定係由二分別以每秒100次及1000次速率之截斷程式達成。

主線程式檢查低電池狀況及系統殆機時之外在通訊(當

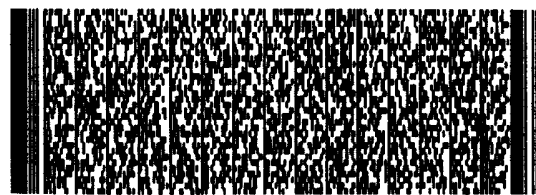
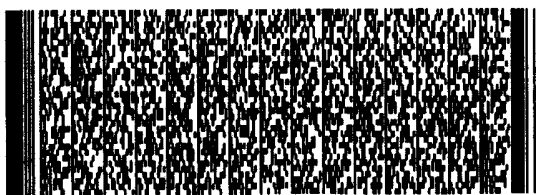


##### 五、發明說明 (34)

未執行中斷被動調適閉迴路依時運用時)，主線程式檢驗二層次之低電池狀況：30分鐘剩餘可用安全操作狀態與10分鐘剩餘可用安全操作狀態，此二低電池狀況會以震動方式告知使用者：以1秒震10秒停之方式警告30分鐘剩餘可用安全操作狀態、以1秒震1秒停之方式警告10分鐘剩餘可用安全操作狀態，而在正常使用中，一次充電後之鋰離子電池組將會延續22-30小時之使用時間，通常使用者可將膝關節義肢於每晚充電，當於工作中，使用者亦可以二小時之充電、將電池組之電量恢復至90%。

圖23顯示用於膝關節控制單元之一微秒軟體截斷程式，此一程式擷取原始感應器數據、並以每秒1000次之速率將其更新至閥控制中，此原始感應器數據係以讀力之A/D頻道讀取，這些8位元數值再由低階軟體驅動程式(使用對照表與數值計算)、將其轉換為實際度量之流體壓力(psi)、截肢者之前後重量分配(磅)、以及膝關節角度(度)；而閥之控制係為閉迴路之方式、以每秒1000次之速率計算一用以寫入控制線圈電子電路之新控制層級，另一計算則係由考慮所需力量與感測液壓之差值所組成，此一差值係用於一非線性增益公式與對照表中、以決定下一閥控制所需之最佳猜值(符合最小誤差或延時之瞬時阻抗)，所獲得之驅動位元值以低階驅動器軟體程式將資料轉換為所需之10位元串列數據後、再寫入數位電壓計中，此軟體程式亦用以控制時鐘、並使位元值之運用為逐位元計算之方式。

請參閱圖24A與24B，膝關節控制單元有一10微秒截斷程

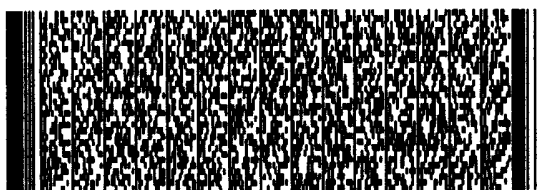


##### 五、發明說明 (35)

式，此一程式係為運行大部份計算與程式控制之主要控制迴路，其係以每秒100次之速率執行，軟體運用需膝關節位置、速度、方向、伸展與彎曲之開關設定、以及前後之中量分配等數據資料，所感測之位置資料係為其中最重要之數值，為平順與精確地獲得位置資料，可將10次1微秒中斷位置取樣資料儲存於一陣列中，這些循序取樣資料再以時間配重窗口之平均方式、取得供計算用之膝關節位置，而短期之膝關節速度則以新計算所得之位置資料減去前一位置之資料、再除以10微秒之時間間隔而獲得。

新位置亦用以減去50微秒前之位置、再除以50微秒之時間間隔、以取得一較長期之膝關節速度，上述之短期膝關節速度係用於計算膝關節方向，而長期膝關節速度則用於計算所需膝關節阻抗之大小，施加於膝關節之阻抗計算係基於一非電子液壓膝關節控制之數學轉換函數(經由大量的工程特徵印證)，一組表格與公式則用於計算所需之阻抗(利用以PSI表示之瞬時膝關節位置、速度、方向、伸展與彎曲之開關設定)，當完成正常之擺動狀態計算後，此正常之狀態阻抗即儲存在RAM中、留做後用。

程式接著就決定是否有額外之操作模式等候執行，第一個決定路徑即為終端減速(T.D.)，當義肢之膝關節逼近完全伸展時，系統軟體將在以小於10度時、施加一額外高阻抗以停止膝關節之過度伸展；同樣的，另一程式則用以緩慢義肢膝關節之彎曲作動，此一功能稱為彎曲減速(F.D.)，次程式用以避免膝關節之彎曲過度，F.D.程式將會在彎



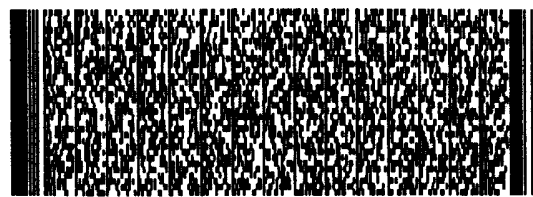
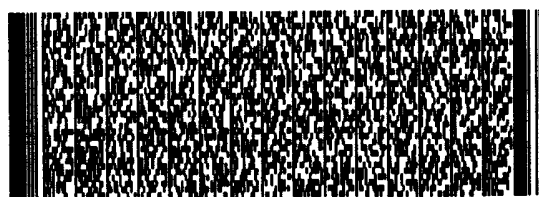
##### 五、發明說明 (36)

曲超過65度時、正比例增加阻抗，並在彎曲為70度時、完全停止膝關節之控制；其他之輔助模式包括下階梯之決定與蹣跚時之決定，在下階梯模式中、係以二體重感應器220與221之重量分配、以及膝關節角度決定，電子控制延伸了控制機械部份之衰退立姿模式，如果需扶正，控制器將會施加一高阻抗至膝關節之控制上、持續一段時間並逐漸衰減至零，此一模式試圖保護患者跌倒、其狀況係由膝關節速度、角度、以及體重分配偵得。

當阻抗軟體執行完成後，所需施力層級係儲存於一RAM之變數中，運用軟體將會根據膝關節速度、方向、液壓特性、以及閥特性來計算最佳之閥控制層級，此一控制層級係寫入一RAM之位址中、以供前述之1微秒中斷程式使用。

膝關節控制運用之步伐總結係顯示於圖21中，其中，步伐時之膝關節角度係以曲現248表示，擺動狀態之進行係於膝關節控制為離地時(膝關節彎曲或伸展)，擺動狀態啟始於腳趾離地位置252、並終結於腳跟之剛觸地位置253，電子控制在膝關節角度大於零時、皆為開啟狀態(除非偵測到操過5秒鐘之靜止狀態)；立姿狀態包括一腳跟觸地位置249、全荷重位置250、及幾乎離地但仍未離地之腳趾將離地位置251。

以上所述係利用較佳實施例詳細說明本發明，而非限制本發明之範圍，而且熟知此類技藝人士皆能明瞭，適當而作些微的改變及調整，仍將不失本發明之要義所在，亦不脫離本發明之精神和範圍。



五、發明說明 (37)

綜上所述，本發明實施之具體性，誠已符合專利法中所規定之發明專利要件，謹請 貴審查委員惠予審視，並賜准專利為禱。

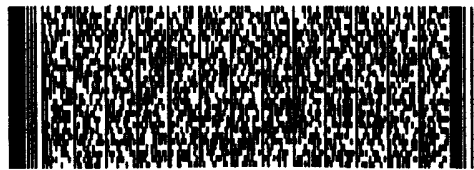


四、中文發明摘要 (發明之名稱：義肢及其他設備之電腦控制液壓阻抗裝置)

一種運用於義肢及其他設備之電腦控制液壓阻抗裝置，係包括一連接用以控制一液壓制動器上之液壓流體流動之線圈控制閥，此制動器係藉由一耦合器施加阻抗至義肢之膝關節或其他設備上，液壓之感測位置係在制動器之高低壓兩側，其感測資料係供一以閉迴路方式設計之微控制器使用、以自動補償裝置與液體黏滯度之變化；此裝置又感測設備之位置、並將其回饋至微控制器中、以施加一預定阻抗輪廓至所運用之設備中。

英文發明摘要 (發明之名稱：COMPUTER CONTROLLED HYDRAULIC RESISTANCE DEVICE FOR A PROSTHESIS AND OTHER APPARATUS)

A computer controlled hydraulic resistance device for apparatus such as a prosthetic knee for above knee amputees, includes a solenoid actuated valve connected to control the flow of hydraulic fluid to and from a hydraulic actuator which applies resistance to the prosthetic knee or other apparatus through a coupling. Hydraulic pressure is sensed on the high and low side of the actuator and is used by a micro-controller in a closed-loop





四、中文發明摘要 (發明之名稱：義肢及其他設備之電腦控制液壓阻抗裝置)

英文發明摘要 (發明之名稱：COMPUTER CONTROLLED HYDRAULIC RESISTANCE DEVICE FOR A PROSTHESIS AND OTHER APPARATUS)

manner to compensate automatically for variations in the device and in the hydraulic fluid viscosity. The device also senses the position of the apparatus and feeds back to the micro-controller for applying a predetermined resistance profile to the apparatus.



## 六、申請專利範圍

1. 一種產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，該設備係包括有一第一元件與一第二元件，其中之該第一元件係可相對該第二元件移動，該裝置包括有：

一包括一液壓制動器之制動單元，該制動器係用以將該第一元件連接至該第二元件，其又包括一殼體、用以容納一可移動之阻抗施加元件，該阻抗施加元件係於該殼體中分隔一第一艙與一第二艙；

一該第一艙與該第二艙中之液壓流體；

一設有連接至該第一艙與至該第二艙之液壓通道之通道單元；

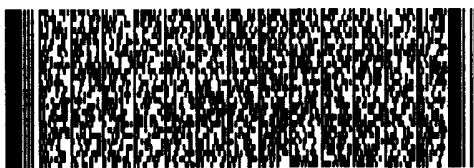
一線圈控制閥，係用以控制該通道中該液壓流體之流動；

一用以獨立感測該第一艙與該第二艙中之該液壓流體壓力之壓力感測單元；以及

一電腦控制系統，係依據該壓力感測單元所測得之資料，用以啟動該線圈控制閥精確控制該液壓流體之流動，該流動係經由該線圈控制閥、進入與流出該第一艙與該第二艙，並用以補償該裝置中與該液壓流體黏滯度之變化。

2. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中又包括一位置感應器，用以感測該第一元件相對於該第二元件之位置，其並連結至該控制系統、用以施加一預定阻抗輪廓至該設備上。

3. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中又包括一偏位單元，係用以將流經



#### 六、申請專利範圍

該線圈控制閥之該液壓流體之流動方向由該第一艙轉至該第二艙。

4. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中又包括一連接單元，係用以將該第一元件連接至一截肢者之殘肢上，並用以連接該第二元件至一人工腳掌上。

5. 如申請專利範圍第4項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中所述之該控制系統又包括、於該截肢者步行時、用以分別感測施加於該人工腳掌之腳趾與腳跟上之力量。

6. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中所述之該阻抗施加元件又包括一轉動軸及一可撓曲密封元件，該轉動軸在該殼體中支撐一槳狀轉子，該可撓取密封元件係延伸於該轉子之周圍、並與該殼體結合。

7. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中所述之該線圈控制閥有包括一金屬閥元件及一線圈，該金屬閥元件係支撐用以於一具環形肩部之金屬心形元件中、行軸向之移動，而該線圈係纏繞該心形元件、並且具有一用以與該肩部配合之環狀階梯構形。

8. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至一設備上之裝置，其中所述之該壓力感測單元又包括一電容感應器及一組絕緣反射器板，該電容感應器係連接至該



六、申請專利範圍

控制系統、並包括一組金屬導電板，該組金屬導電板係以一非金屬材料構成之微彈性層分隔，而該反射器板則連接至該導電板。

9. 一種產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，該義肢係包括有一第一元件與一第二元件，其中之該第一元件係樞接至該第二元件，該裝置包括有：

一包括一轉動液壓制動器之制動單元，該制動器係用以將該第一元件連接至該第二元件，其又包括一殼體、用以容納一阻抗施加槳狀轉子，該阻抗施加槳狀轉子係於該殼體中分隔一第一艙與一第二艙；

一該第一艙與該第二艙中之液壓流體；

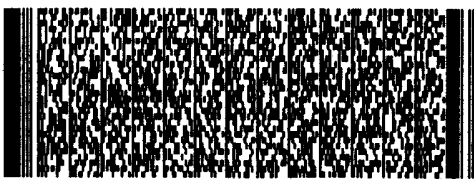
一設有連接至該第一艙與至該第二艙之液壓通道之通道單元；

一線圈控制閥，係用以控制該通道中該液壓流體之流動；

一用以獨立感測位於該槳狀轉子兩側之該第一艙與該第二艙中之該液壓流體壓力之壓力感測單元；以及

一電腦控制系統，係依據該壓力感測單元所測得之資料，用以啟動該線圈控制閥精確控制該液壓流體之流動，該流動係經由該線圈控制閥、進入與流出該第一艙與該第二艙，並用以補償該裝置中與該液壓流體黏滯度之變化。

10. 如申請專利範圍第9項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中又包括一位置感應器，用以感測該第一元件相對於該第二元件之角度位置，其並連結至該控



六、申請專利範圍

制系統、用以施加一預定阻抗輪廓至該義肢上。

11. 如申請專利範圍第9項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中又包括一偏位單元，係用以將流經該線圈控制閥之該液壓流體之流動方向由該第一艙轉至該第二艙。

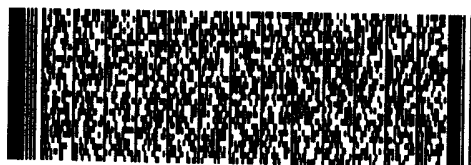
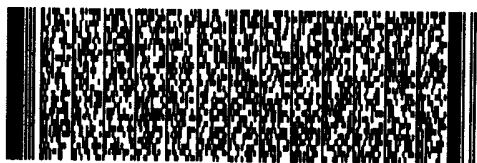
12. 如申請專利範圍第9項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中又包括一連接單元，係用以將該第一元件連接至一截肢者之殘肢上，並用以連接該第二元件至一人工腳掌上。

13. 如申請專利範圍第12項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中所述之該控制系統又包括、於該截肢者步行時、用以分別感測施加於該人工腳掌之腳趾與腳跟上之力量。

14. 如申請專利範圍第13項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中所述之該壓力感測單元又包括一連接至該控制系統之電容感應器及一組電絕緣反射器板，該電容感應器係連接至該控制系統、並包括一組金屬導電板，該組金屬導電板係以一非金屬材料構成之微彈性層分隔，而該反射器板則連接至該導電板。

15. 如申請專利範圍第9項所述之產生一控制可變阻抗至一義肢上之裝置，其中所述之該轉子又設有至少一環繞該轉子之無末端溝槽，以及至少一無末端撓性密封元件，該可撓取密封元件係延伸於該溝槽中、並與該殼體結合。

16. 如申請專利範圍第1項所述之產生一控制可變阻抗至



六、申請專利範圍

一設備上之裝置，其中所述之該壓力感測單元又包括一連接至該控制系統之電容感應器、一組電絕緣反射器板、及一可撓曲瓣膜；該電容感應器係連接至該控制系統、並包括一組金屬導電板，該組金屬導電板係以一非金屬材料構成之微彈性層分隔，該反射器板則連接至該導電板，而該可撓曲瓣膜係設於該電容感應器與該第一艙間。



圖式

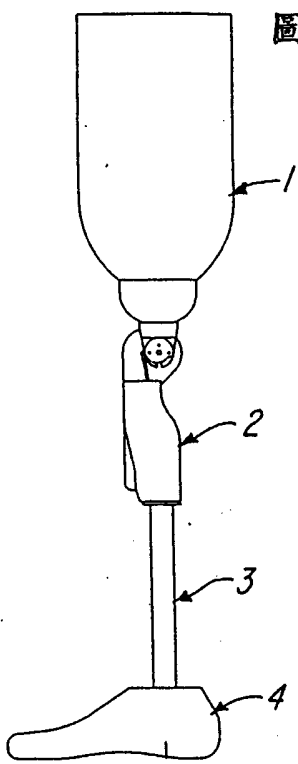


圖 1

1/16

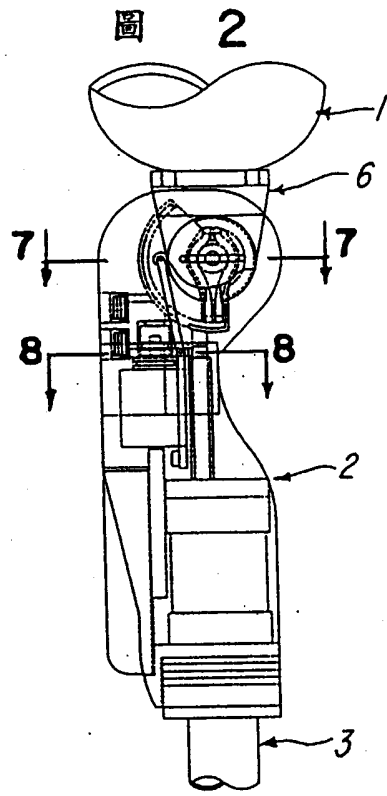


圖 2

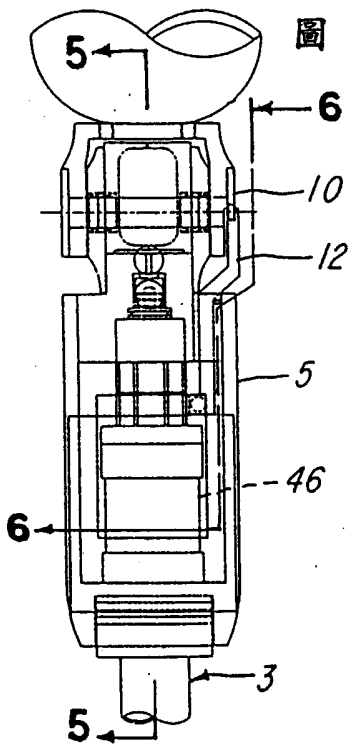


圖 3

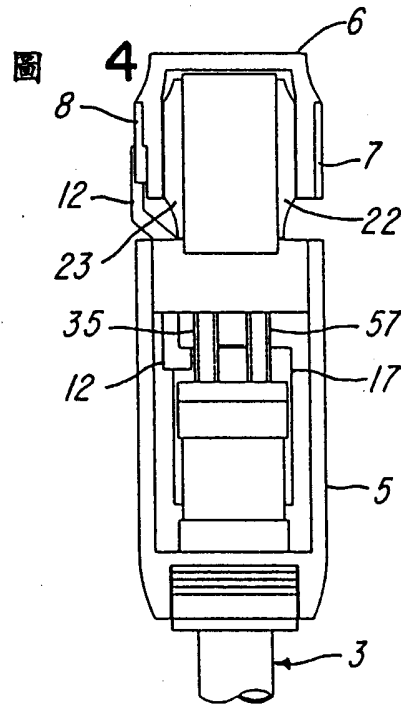
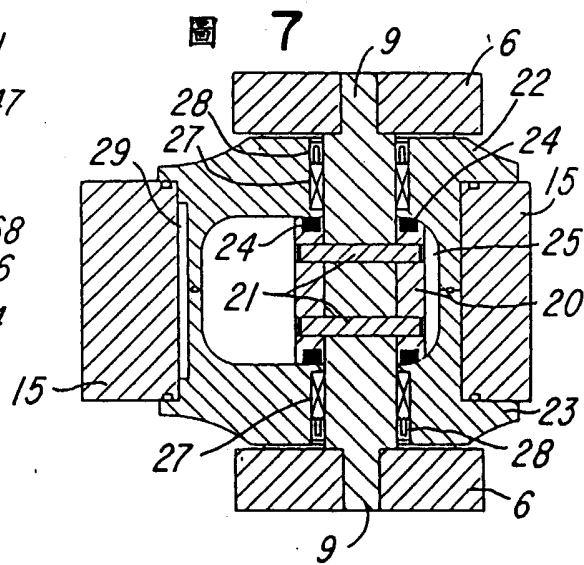
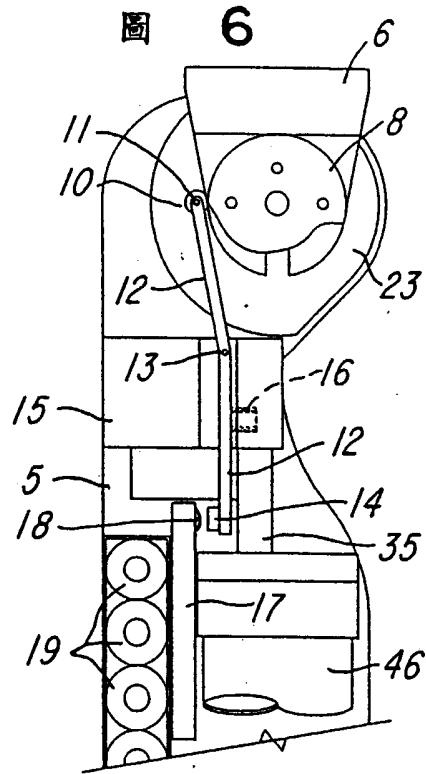
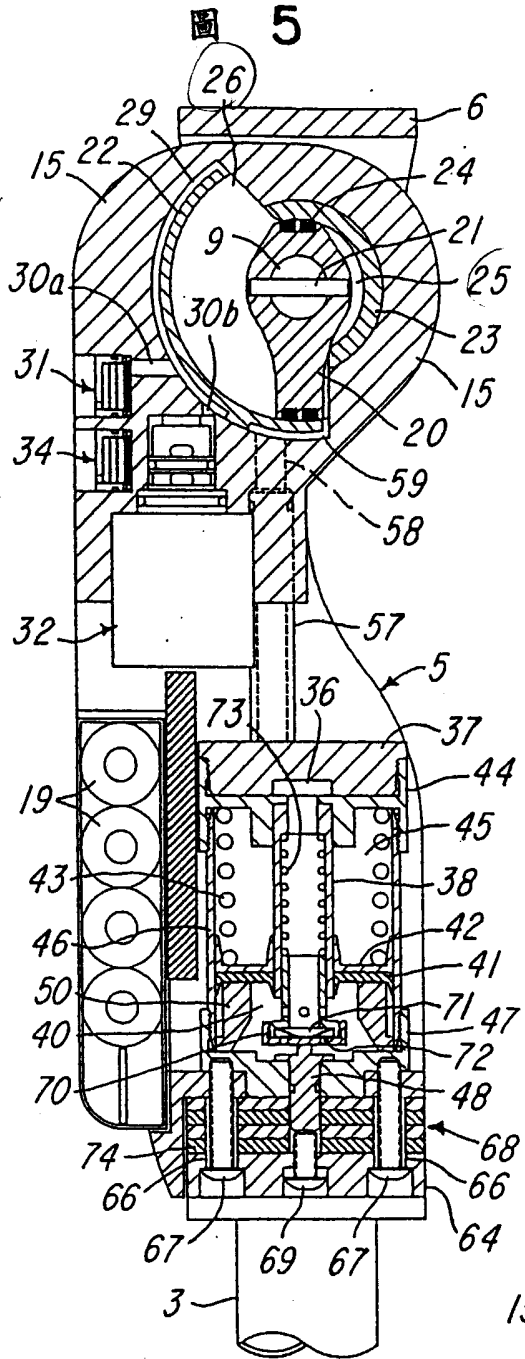
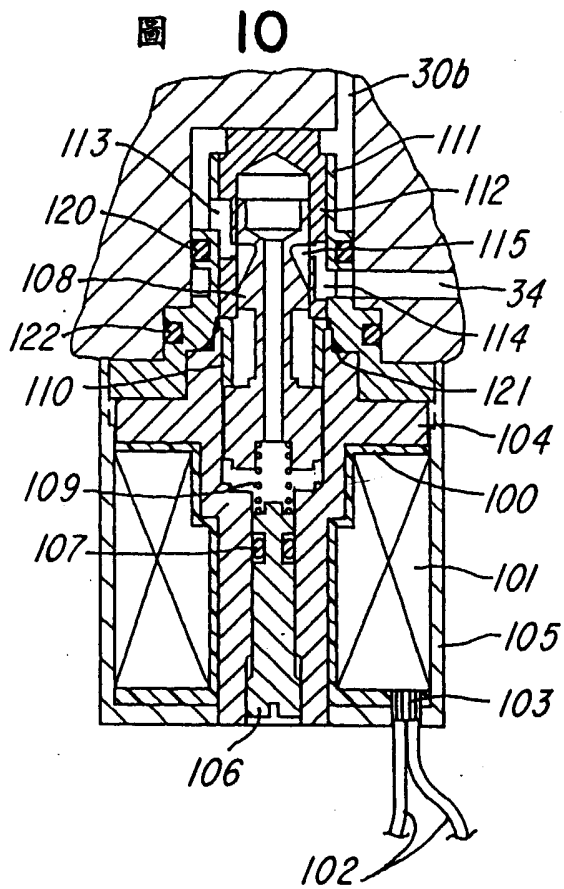
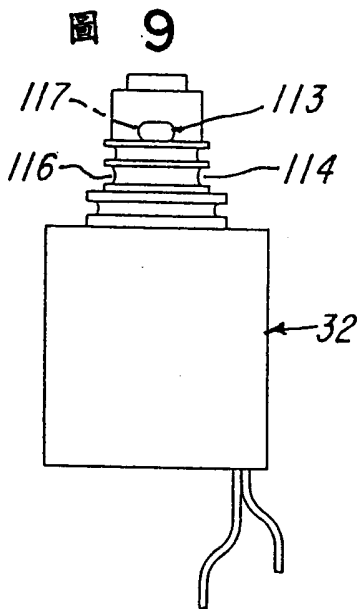
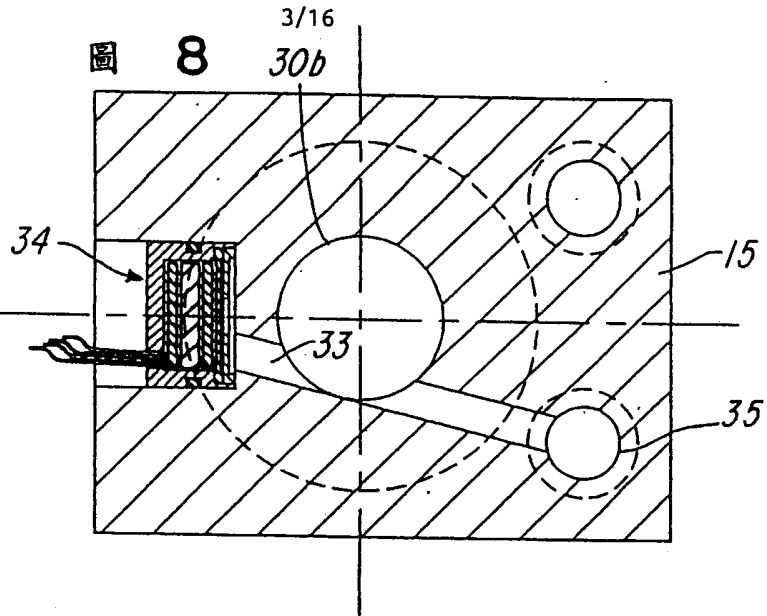


圖 4







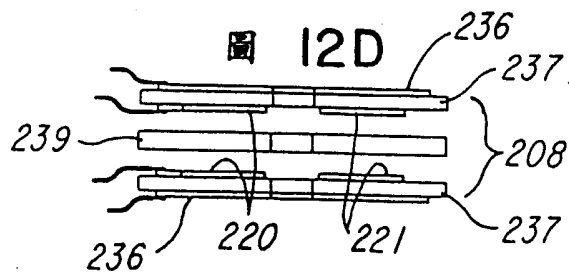
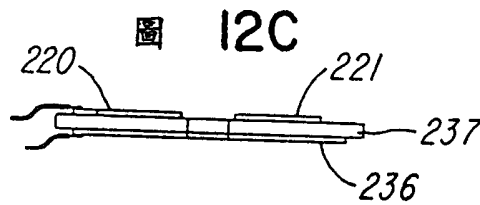
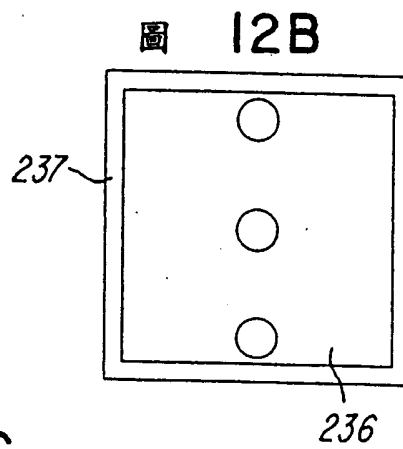
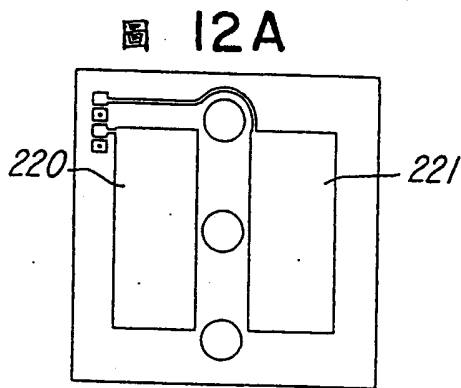
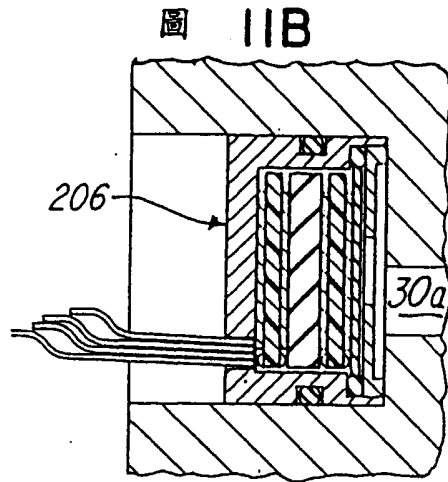
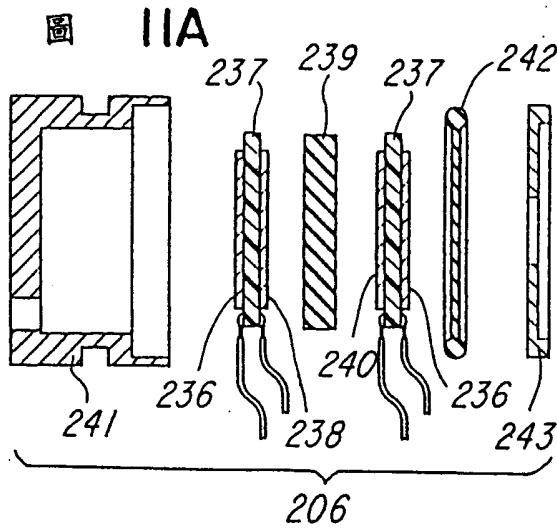


圖 13A

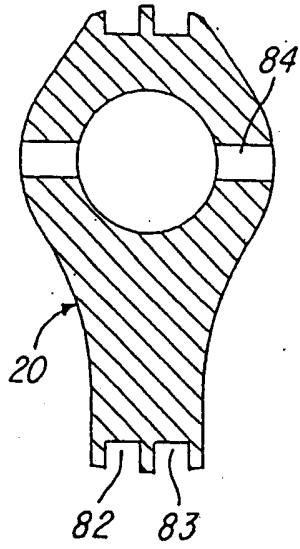


圖 13B

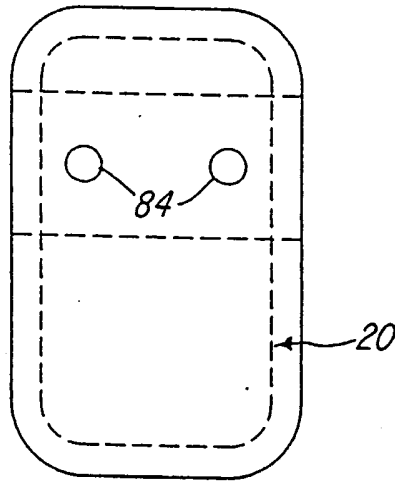


圖 13C

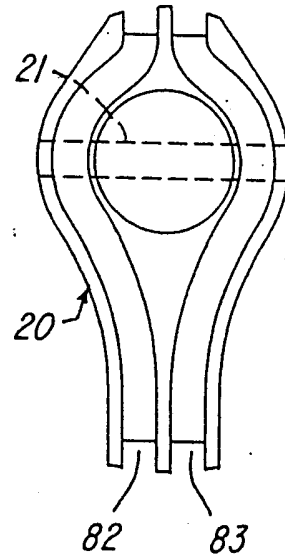


圖 14

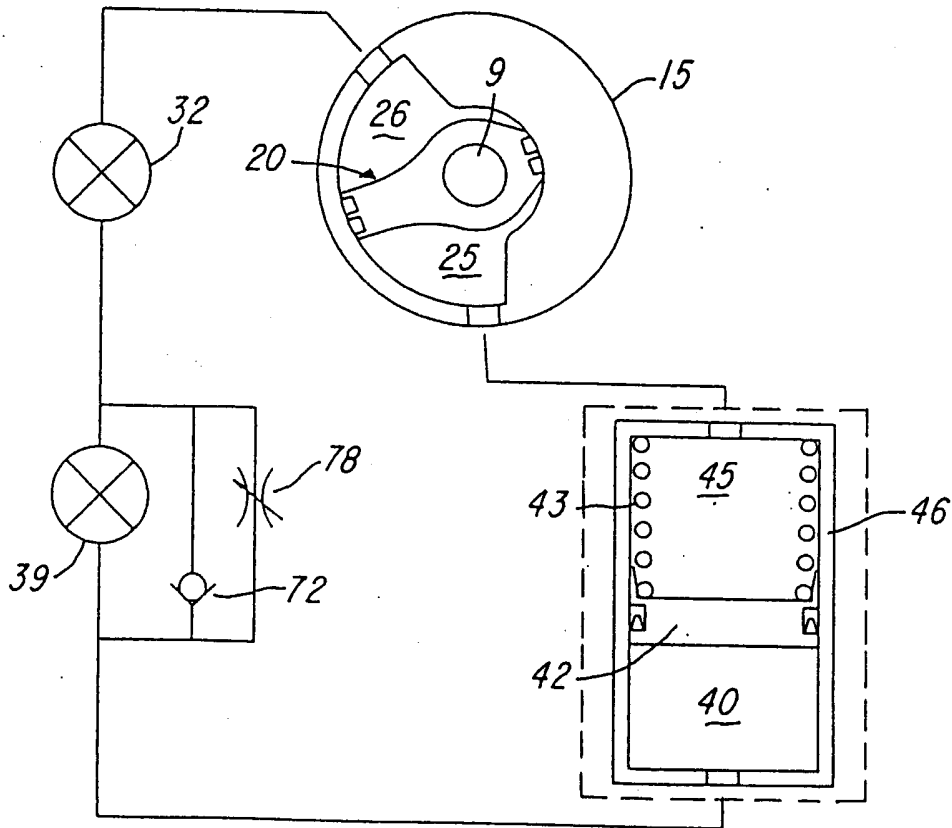


圖 15

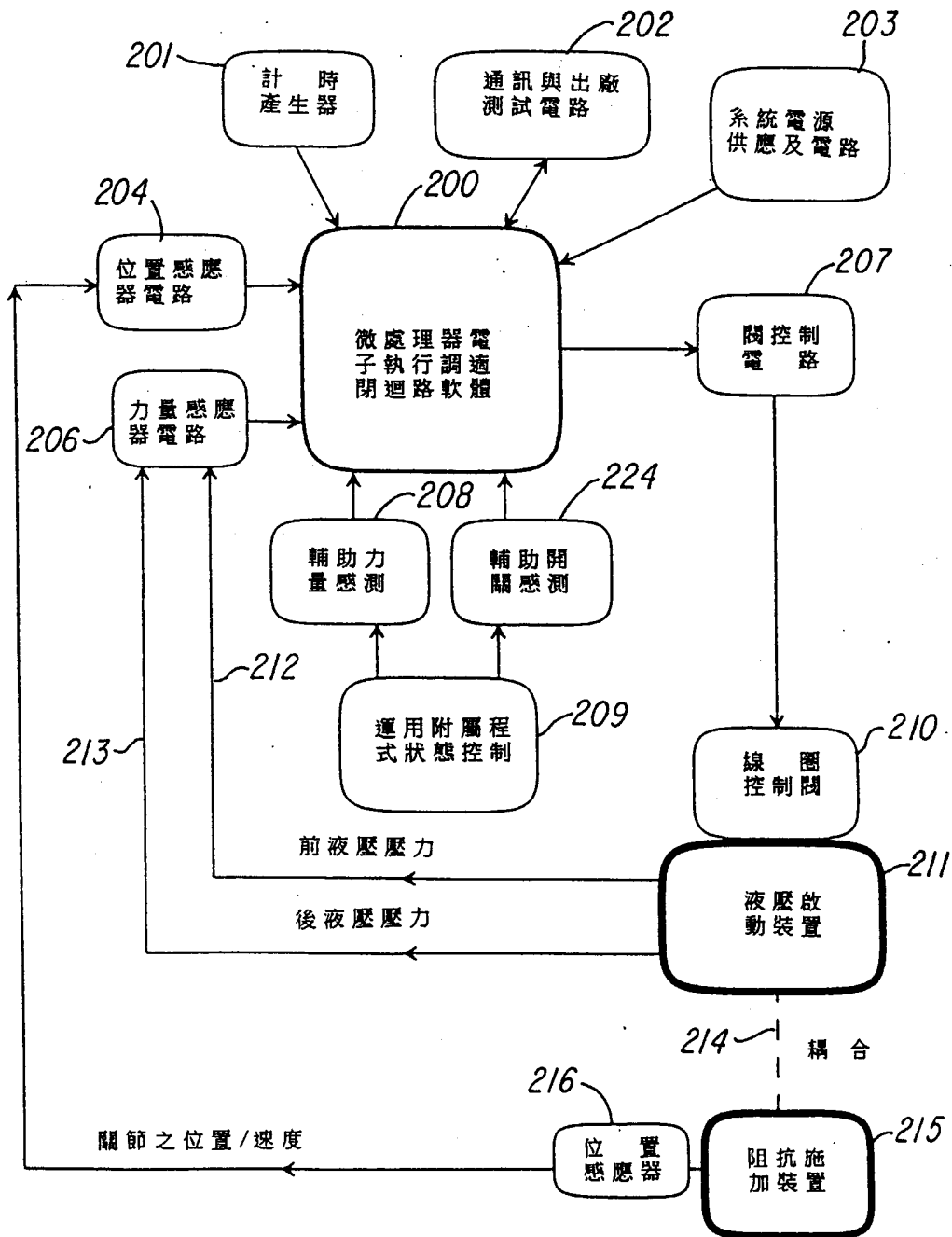


圖 16

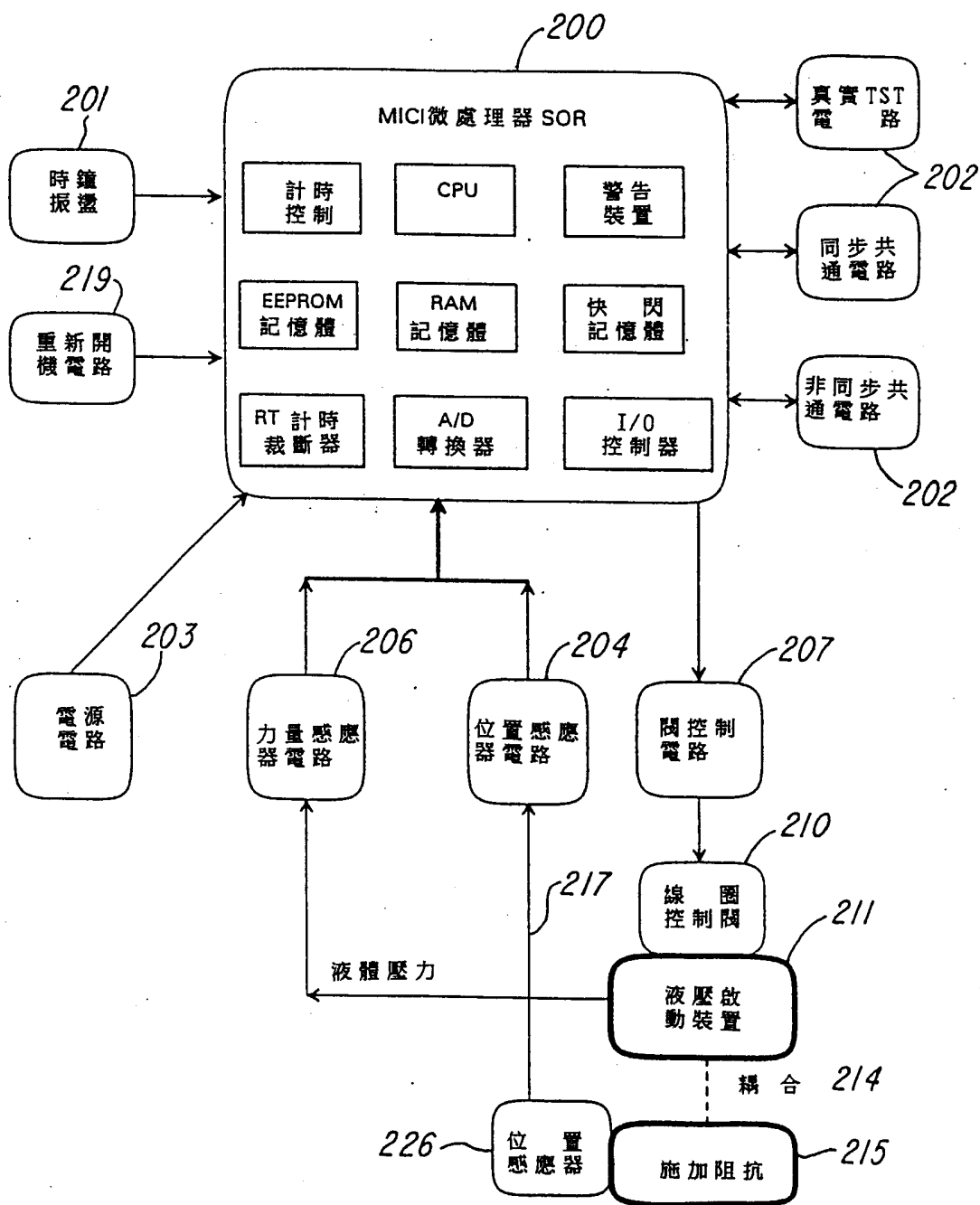


圖 17

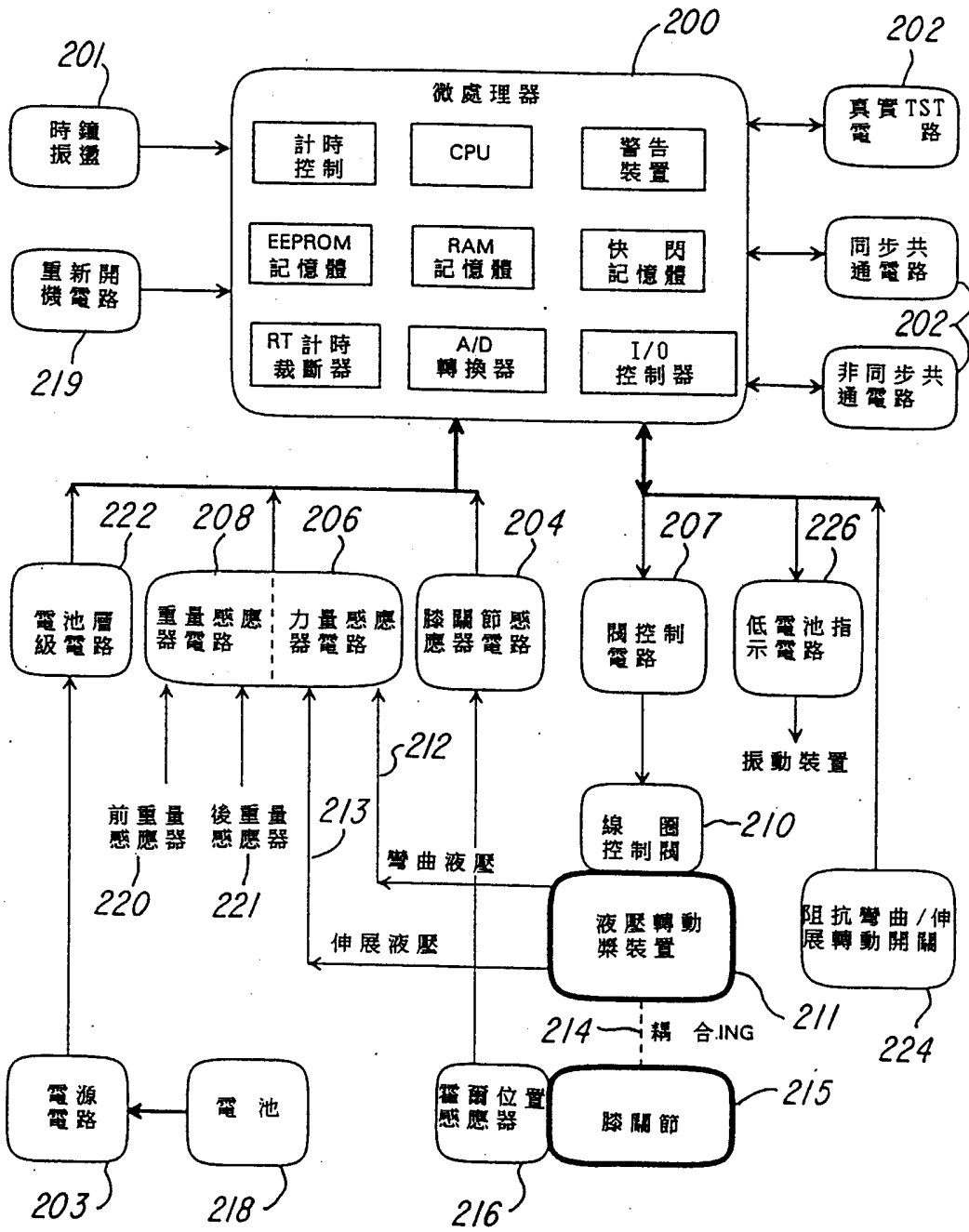


圖 18

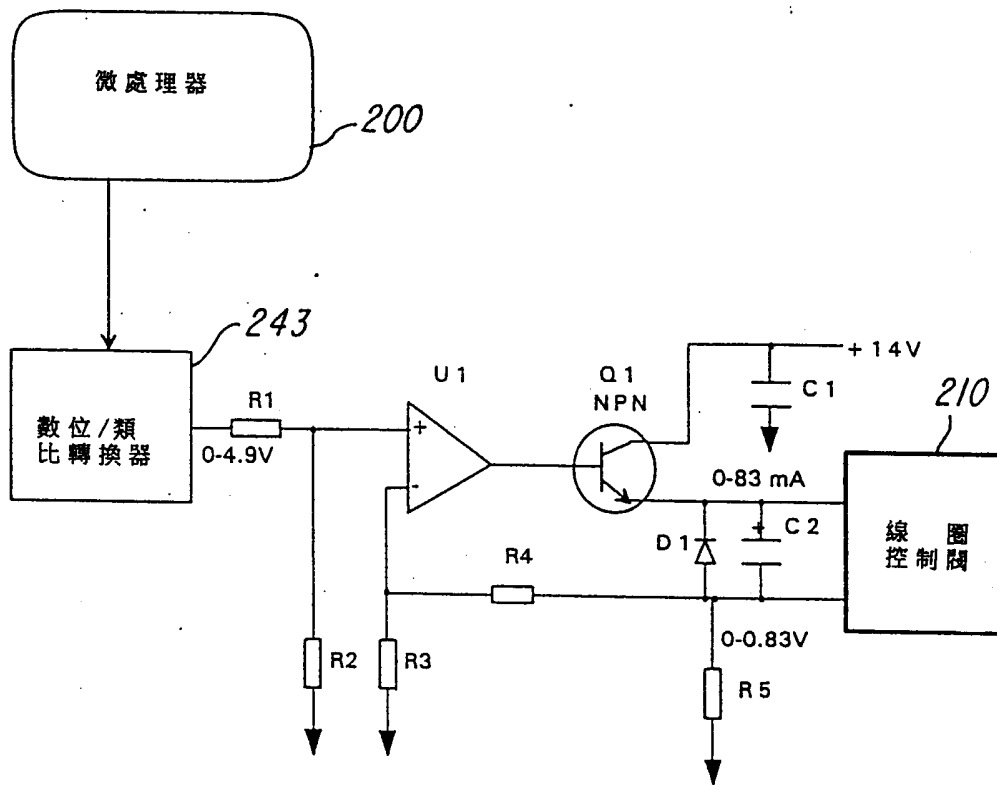


圖 19

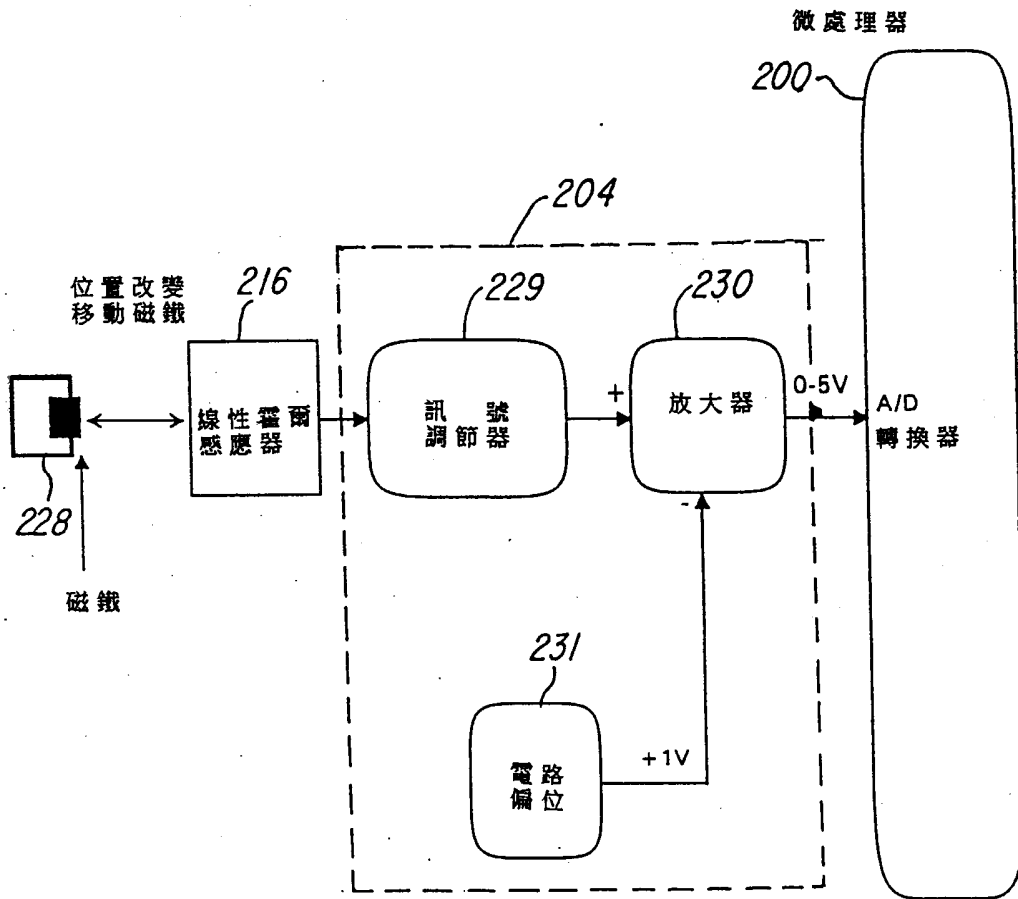




圖 20

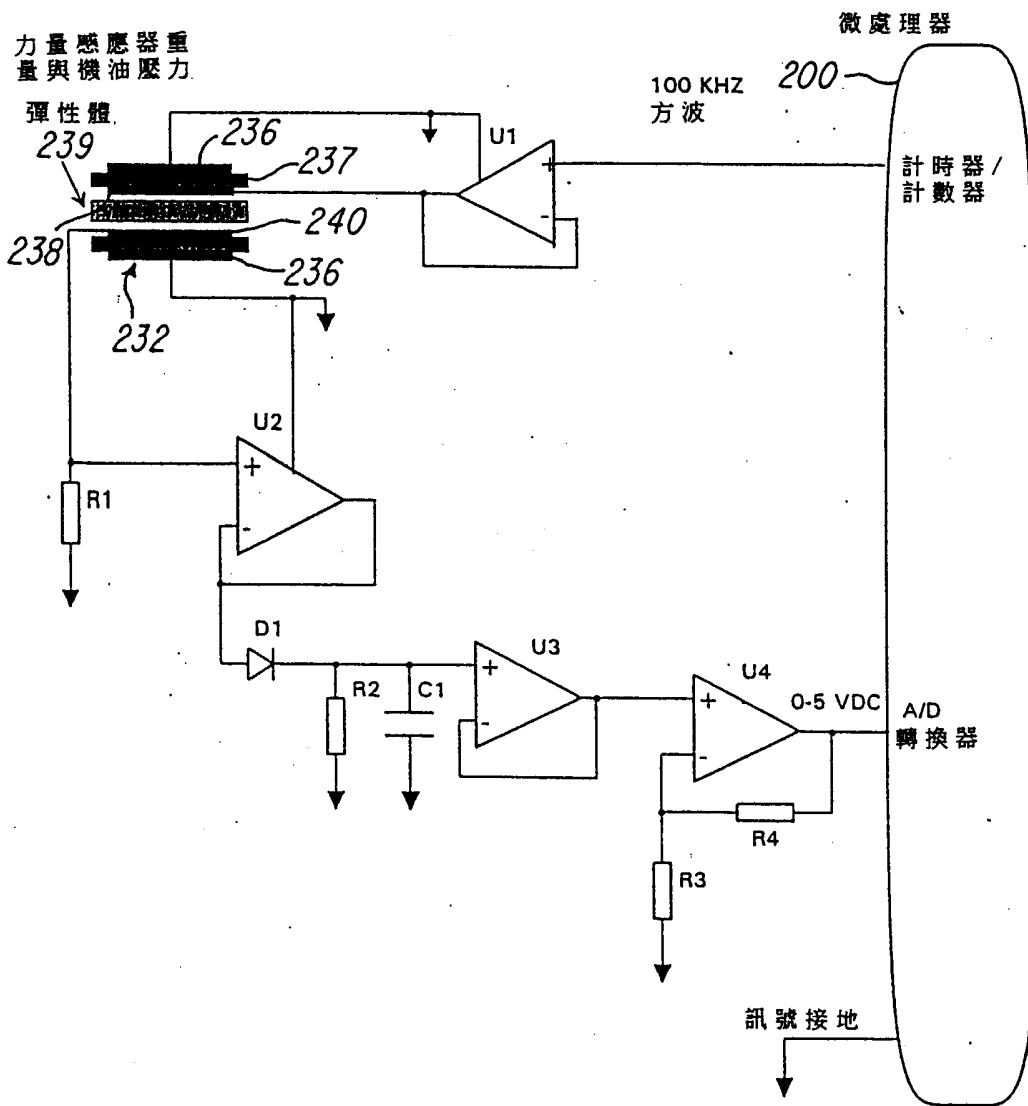


圖 21

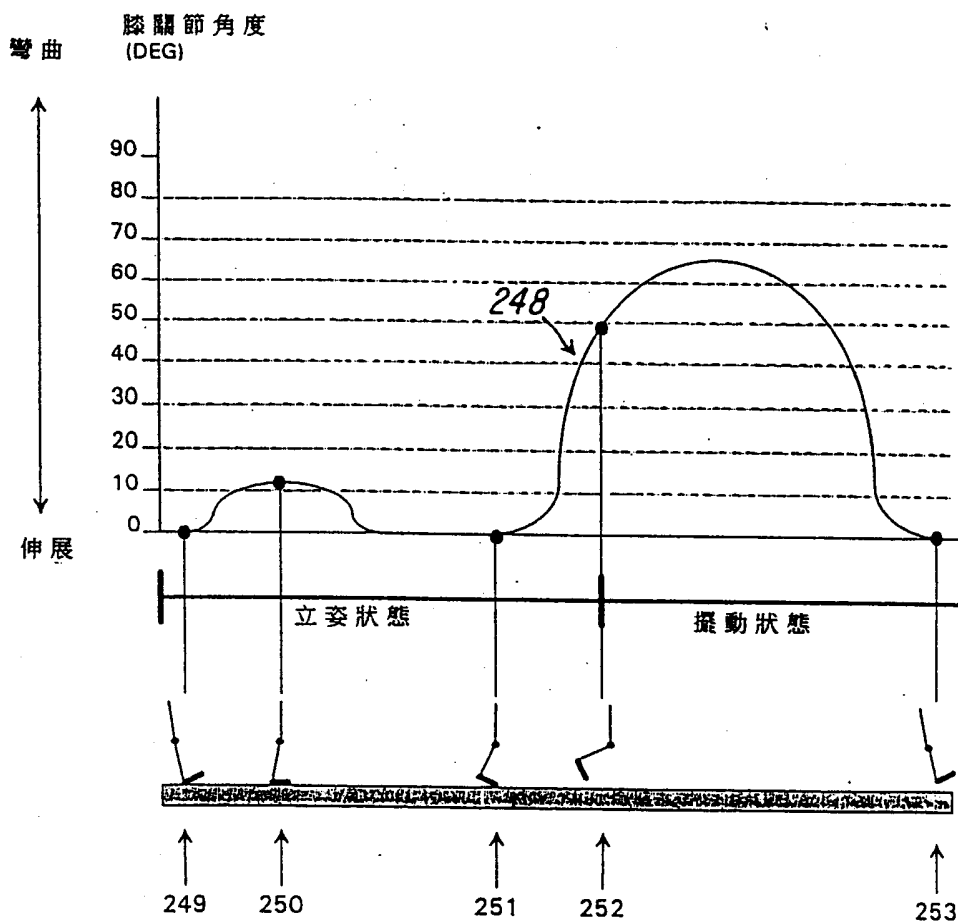


圖 22

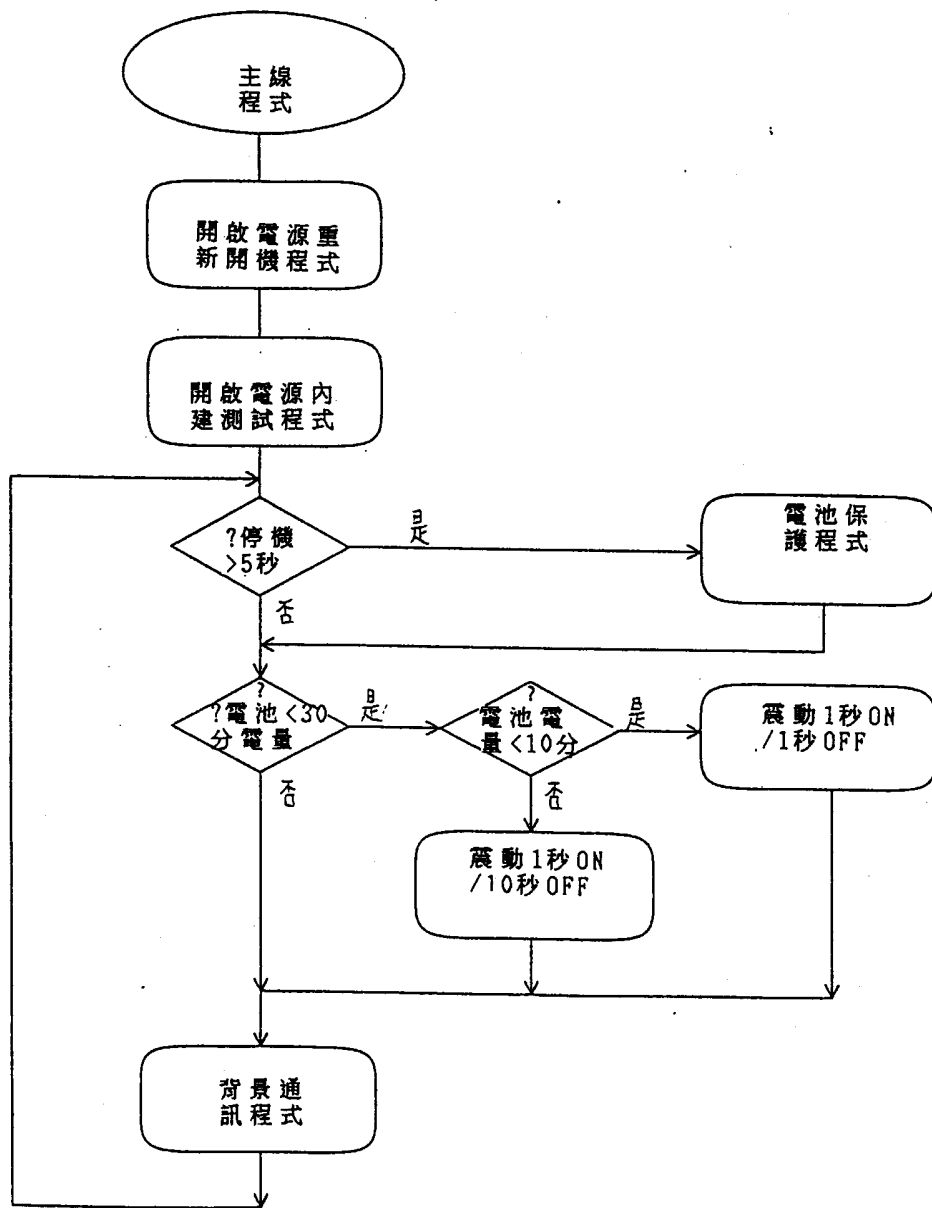


圖 23

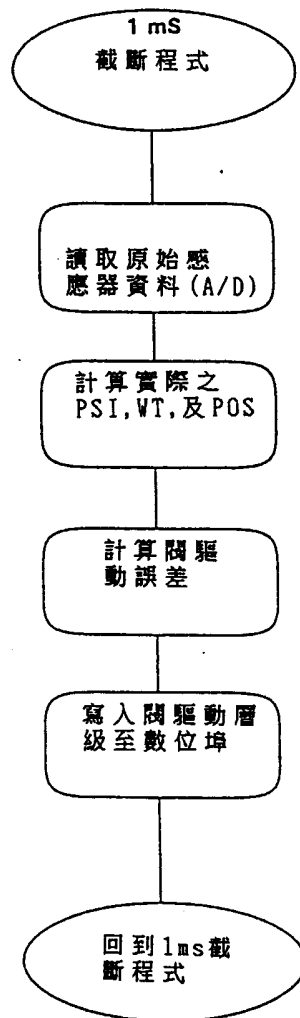


圖 24A

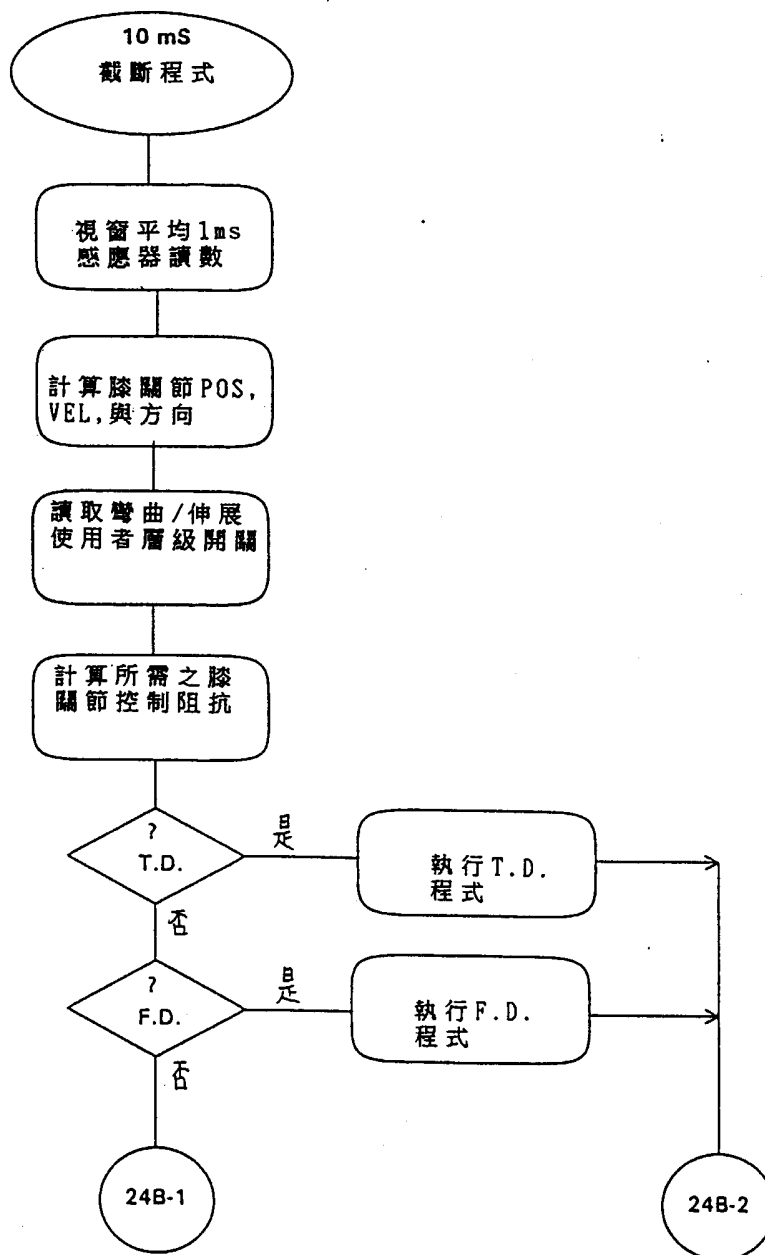


圖 24B

