



(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 I592129 B

(45) 公告日：中華民國 106 (2017) 年 07 月 21 日

(21) 申請案號：103133461

(22) 申請日：中華民國 103 (2014) 年 09 月 26 日

(51) Int. Cl. : A61B1/04 (2006.01)

(30) 優先權：2014/07/25 美國 14/341,702

(71) 申請人：卡普索影像股份有限公司 (美國) CAPSO VISION, INC (US)
美國(72) 發明人：威爾遜 戈登 C WILSON, GORDON C. (US)；駱 稼夫 LUO, JIAFY (US)；王
康懷 WANG, KANG-HUAI (US)；李 崇大 LEE, CHUNG-TA (US)；白 詹姆斯
BLANC, JAMES (US)

(74) 代理人：洪武雄；陳昭誠

(56) 參考文獻：

TW	I285543	TW	M242178
US	2007/0290814A1		

審查人員：郭炎淋

申請專利範圍項數：23 項 圖式數：9 共 47 頁

(54) 名稱

膠囊內視鏡系統

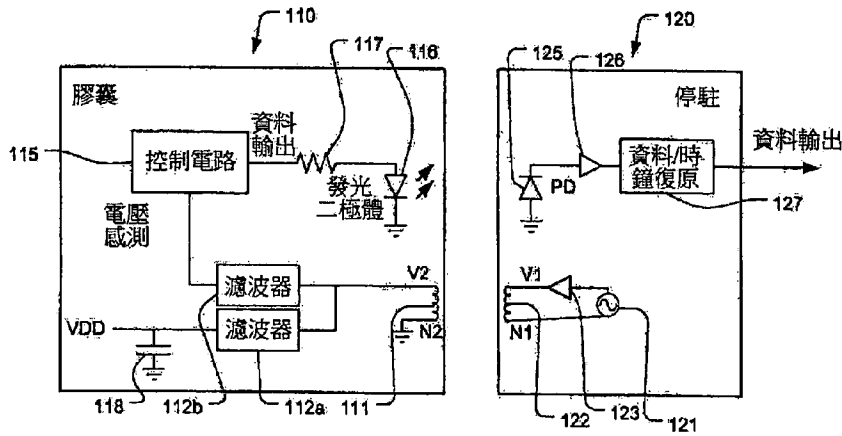
CAPSULE ENDOSCOPE SYSTEM

(57) 摘要

本發明揭露一種膠囊內視鏡系統，其用於從膠囊裝置接收資料且以無線方式提供感應式電力予該膠囊裝置，其中，該膠囊內視鏡系統含括有若該膠囊裝置以背向方向停駐時，則自動保護該膠囊裝置及停駐裝置免於損壞的技術特徵。在一實施例中，該停駐裝置係包括：電流感應電路，以偵測流過初級驅動電路或初級線圈的電流。錯誤方向的發生可從電流偵測。可使用偵測/控制電路，以提供為了免於該系統損壞所須的控制。在另一實施例中，包括電容器及初級線圈之諧振電路係用以在該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，提供所須保護。

A capsule endoscopic system is disclosed for receiving data from a capsule device and providing inductive power to the capsule device wirelessly, where the capsule endoscopic system incorporates a feature to automatically protect the capsule device and the docking device from damage if the capsule device is docked in a backward orientation. In one embodiment, the docking device comprises a current sense circuit to detect the current flowing through the primary coil or primary drive circuit. The occurrence of wrong orientation can be detected from the current. A detection/control circuit can be used to provide the needed control in order to prevent damage to the system. In another embodiment, a resonant circuit comprising a capacitor and the primary coil is used to provide the needed protection when the capsule device is docked with a wrong orientation.

指定代表圖：



第1圖

符號簡單說明：

- 110 . . . 膠囊相機
- 111 . . . 次級線圈
- 112a、112b . . . 濾波器
- 115 . . . 控制電路
- 116 . . . LED(發光二極體)
- 117 . . . 電阻
- 118 . . . 電池
- 120 . . . 停駐系統
- 121 . . . 訊號源
- 122 . . . 初級線圈
- 123、126 . . . 放大器
- 125 . . . 光電二極體(PD)
- 127 . . . 資料/時脈復原模組

發明摘要

※ 申請案號：103133461

※ 申請日：103. 9. 26.

※IPC 分類：A61B 1/04 (2006.01)

【發明名稱】(中文/英文)

膠囊內視鏡系統

CAPSULE ENDOSCOPE SYSTEM

【中文】

本發明揭露一種膠囊內視鏡系統，其用於從膠囊裝置接收資料且以無線方式提供感應式電力予該膠囊裝置，其中，該膠囊內視鏡系統含括有若該膠囊裝置以背向方向停駐時，則自動保護該膠囊裝置及停駐裝置免於損壞的技術特徵。在一實施例中，該停駐裝置係包括：電流感應電路，以偵測流過初級驅動電路或初級線圈的電流。錯誤方向的發生可從電流偵測。可使用偵測/控制電路，以提供為了免於該系統損壞所須的控制。在另一實施例中，包括電容器及初級線圈之諧振電路係用以在該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，提供所須保護。

【英文】

A capsule endoscopic system is disclosed for receiving data from a capsule device and providing inductive power to the capsule device wirelessly, where the capsule endoscopic system incorporates a feature to automatically protect the capsule device and the docking device from damage if the capsule device is docked in a backward orientation. In one embodiment, the docking device comprises a current sense circuit to detect the current flowing through the primary coil or primary drive circuit. The occurrence of wrong orientation can be detected from the current. A detection/control circuit can be used to provide the needed control in order to prevent damage to the system. In another embodiment, a resonant circuit comprising a capacitor and the primary coil is used to provide the needed protection when the capsule device is docked with a wrong orientation.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（ 1 ）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

110	膠囊相機
111	次級線圈
112a、112b	濾波器
115	控制電路
116	LED(發光二極體)
117	電阻
118	電池
120	停駐系統
121	訊號源
122	初級線圈
123、126	放大器
125	光電二極體(PD)
127	資料/時脈復原模組

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：

本案無化學式。

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)

膠囊內視鏡系統

CAPSULE ENDOSCOPE SYSTEM

相關申請案的交互參照

【0001】 本發明係為於 2013 年 5 月 2 日申請之 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號的 PCT 專利申請之部分連續案 (及主張該 PCT 專利申請案之優先權，而 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號則主張於 2012 年 5 月 19 日之美國臨時專利申請案第 61/649,238 號之優先權。該 PCT 專利申請案及美國臨時專利申請案係藉由參照該兩案之整體而含括於本發明中。

【技術領域】

【0002】 本發明係與從使用具有感應式電力驅動電路之停駐系統的膠囊裝置存取所記錄資料有關。本發明尤其與在該膠囊裝置位於停駐站中時，偵測該膠囊裝置方向相關。

【先前技術】

【0003】 用於映像(image)身體內腔或體內通道之裝置係本技術領域中具有通常知識者所熟知，且該裝置包含

內視鏡及自主的膠囊化相機。內視鏡為通過孔口或外科開口進入身體的可撓式或硬式管件，一般而言，內視鏡經由口腔進入食道或經由直腸進入結腸。影像係於遠端處使用鏡片形成並傳輸至體外之近端，而影像形成方式為透鏡中繼系統或同調光纖束。可選擇地，內視鏡可於遠端處電子式地記錄影像，舉例而言，使用 CCD(電荷耦合元件)或 CMOS(金氧半影像感測器)陣列，且以電子信號通過纜線傳輸影像資料至近端。由於經過錯綜複雜通道的困難性，內視鏡不能輕易達到多數小腸，且須要特殊技巧及預防措施，故達到以上整體功能所須要的花費將會增加。盲腸及上行結腸(ascending colon)亦要求顯著的努力及技巧，以與內視鏡達成連繫。滿足以上諸多這些問題的體內可選影像感測器為膠囊內視鏡。相機係與用以傳輸資料之無線電傳輸器一起罩覆於可吞咽膠囊中，該資料主要包括由數位相機記錄的影像，且資料傳輸至接收器基地台或收發機並傳輸至體外的資料記錄器。另一具有板上(on-board)資料儲存器之自主膠囊相機系統係揭露於 2006 年 9 月 19 日申請之美國專利申請案第 11/533,304 號中。

【0004】 針對以上體內裝置，大量影像資料係通過如胃腸(GI)道之人類身體中的內腔而收集遍歷。與其他資訊一道擷取之影像係儲存於膠囊相機內的板上歸檔記憶體中。歸檔記憶體可以各種非揮發性記憶體的形式起作用。在膠囊相機從肛門離開後，膠囊相機係受檢索以還原板上儲存之資料。在一般方法中，膠囊相機受檢索以還原板上

儲存之資料將須要包含打開膠囊並停駐膠囊之相當昂貴的資料存取系統。由於打開膠囊並使接觸針腳對準膠囊中之接觸墊的需要，不可避免一定程度的機械複雜度。因此，這些經常性工作係由特別訓練的人員執行。在申請於 2013 年 5 月 2 日之 PCT 專利申請案第 PCT/US13/39317 號中，揭露一種停駐系統，其可從膠囊裝置無線存取資料。該停駐系統亦在該揭露中稱作停駐站。另外，該停駐系統亦使用感應式驅動電路從外部提供電力予膠囊裝置。

【0005】 然而，於 2013 年 5 月 2 日之 PCT 專利申請案第 PCT/US13/39317 號中所揭露之布局係易於在該膠囊裝置位於該停駐系統內時，受到人為錯誤。該膠囊裝置的外罩一般係以對稱形狀製造。因此，該膠囊裝置可能以錯誤方向意外置於該停駐系統內，而這可能導致感應式電力驅動電路不正常作用或甚至導致對該膠囊裝置或停駐系統的損壞。所欲的是設計用於該停駐系統在該膠囊裝置以錯誤方向位於該停駐系統內的情況下防止該膠囊裝置或停駐系統之任何損害的保護設備。並且，所欲的是該設備能提供對於錯誤方向發生之對於使用者/技術人員作出警告的指示或警示。

【發明內容】

【0006】 一種膠囊內視鏡系統係揭露以用於接收從膠囊裝置來的資料，並以無線方式提供感應式電力予該膠囊裝置。在一實施例中，該膠囊內視鏡系統係包括：膠囊裝置及停駐裝置。該膠囊裝置包括次級線圈、一或複數電

池及膠囊外罩，其中，該次級線圈及該一或複數電池係封裝於該膠囊外罩中。該停駐裝置包括：初級線圈、初級驅動電路及電流感應電路。該初級線圈產生交變磁場，其中，該磁場與該次級線圈耦合以於該膠囊裝置以正確方向停駐在該停駐裝置中且對應該次級線圈在該初級線圈內或接近該初級線圈的狀況時，無線供應電力予該膠囊裝置。該初級驅動電路與該初級線圈耦接，以提供 AC(交流電)信號予該初級線圈，用於產生交變磁場。該電流感應電路與該初級驅動電路或初級線圈耦接，以測量流過該初級驅動電路或初級線圈的初級電流。接著，錯誤信號係基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時的第一電流而產生。

【0007】 該停駐裝置可復包括與該電流感應電路耦接的偵測/控制電路，且該錯誤信號係基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，使用該偵測/控制電路的第一電流而產生。該偵測/控制電路可復配置成提供對於該初級驅動電路的第一控制，以在判斷到該錯誤信號時，防止或減小對於該膠囊裝置、停駐系統或其兩者的任何損壞。為了防止或減少該損壞，該第一控制可引起該初級驅動電路從該初級線圈或從電源供應的斷路，該電源供應提供電力予該初級線圈，或者，該第一控制引起跨該初級線圈之初級電壓或該交流電信號之工作週期的減少。該偵測/控制電路亦可配置成在判斷到該錯誤信號時，提供警告信號、判斷到該錯誤信號之指示、訊息或其組合。該偵測/控制電路可基於硬體進行以提供高度可靠性。

【0008】 該膠囊裝置可復包括：歸檔記憶體，儲存由該膠囊裝置所擷取之身體內腔內部的第一資料；及無線傳輸器，傳輸該第一資料；以及該停駐裝置復包括：無線接收器，接收從該膠囊裝置來的該第一資料；其中，該歸檔記憶體及無線傳輸裝置亦封裝於該膠囊外罩中。該無線傳輸器及無線接收器可個別對應於光傳輸器及光接收器的情況。該無線傳輸器可位於接近如該次級線圈所處之該膠囊裝置的相同端部。該膠囊裝置亦可復包括相機，以擷取身體內腔內部的影像，其中，該相機亦封閉於該膠囊外罩中。

【0009】 即使可使用偵測/控制電路，該停駐裝置亦可使用中央處理單元(CPU)或控制器，以產生基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時之第一電流的錯誤信號。該中央處理單元或控制器亦可配置成提供對於該初級驅動電路的第一控制，以在判斷到該錯誤信號時，防止或減小對於該膠囊裝置、停駐系統或其兩者的任何損壞。

【0010】 在本發明之另一實施例中，諧振電路包括電容器及初級線圈，用以當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，提供所須保護。該諧振電路具有對應之品質因數及諧振頻率。當該膠囊裝置以正確方向停駐時，該諧振電路具有高的品質因數。當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，該頻率對應曲線將變寬且該品質因數將會降低。該降低之品質因數係引起跨該初級線圈與該次級線圈之電壓減少。因此，將保護該膠囊裝置及停駐裝置免於起因於錯誤方向的

損壞。可選擇地，亦可在本發明中使用電壓感測電路，以偵測錯誤方向的發生。可使用偵測/控制電路以於偵測到錯誤方向時，產生錯誤信號，且提供必要控制信號，以保護該膠囊裝置、停駐裝置或其二者。在本發明的實施例中，於該膠囊裝置以正確方向停駐在該停駐裝置中時，該諧振電路之該品質因數大於或等於六。

【圖式簡單說明】

【0011】 第 1 圖說明依本發明之光學無線停駐系統的系統架構之範例；

【0012】 第 2A 及 2B 圖說明依本發明之示例性光學無線停駐系統，其中，該系統配置成縱向方式的幾何關係；

【0013】 第 3 圖說明依本發明之示例性光學無線停駐系統，其中，該系統配置成可選的另一縱向方式的幾何關係；

【0014】 第 4 圖說明依本發明之示例性光學無線停駐系統，其中，該系統配置成橫向方式的幾何關係；

【0015】 第 5 圖說明依本發明之示例性光學無線停駐系統的剖視圖，其中，該系統配置成縱向方式的幾何關係；

【0016】 第 6A 及 6B 圖提供各該第 6A 及 6B 圖中膠囊裝置位於停駐系統中之兩種不同狀況的簡略描述，其中，第 6A 圖說明該膠囊裝置以正確方向放置，且第 6B 圖說明該膠囊裝置以錯誤方向放置在該停駐系統中；

【0017】 第 7 圖說明依本發明之一實施例的具有設備以保護該膠囊及系統免於起因於錯誤方向之損壞之停駐系統的示例性示意圖；

【0018】 第 8A 至 8C 圖提供各該第 8A、8B 及 8C 圖中依本發明之另一實施例的使用諧振電路以保護該膠囊及系統免於起因於錯誤方向之損壞的停駐系統的示例性示意圖，其中，第 8A 圖說明基於諧振電路之初級驅動的範例，而第 8B 圖說明包含額外電壓感測電路之系統，且第 8C 圖說明復包含偵測/控制電路的系統；以及

【0019】 第 9 圖說明初級諧振電路對應正確方向及錯誤方向之頻率響應的範例。

【實施方式】

【0020】 將容易理解的是，如本文圖式中所一般描述及說明之本發明的組件可廣泛地佈置及設計成各種不同的組構。因此，本發明之系統及方法的實施例之以下更詳細的描述，如圖式中所表示的，並非旨在限定本發明之專利範圍的範疇，但僅表示本發明所選的實施例。參照本說明書通篇對於與實施例連結之“一實施例”、“實施例”或類似的語句意指特定特徵、結構或特性可包含於本發明之至少一實施例。因此，本說明書通篇之各處中所出現的片語“在一個實施例中”或“在實施例中”並非必須皆參考相同實施例。

【0021】 更進一步而言，所描述的特徵、結構或特性可在一或多個實施例中以任何適配的方式結合。然而，

所屬領域中具有通常知識者將確認的是，本發明可不具有一或多個特定細節或以其他方法、組件等而實施。在其他情況中，習知結構或操作並未詳細顯示或描述以避免混淆本發明的態樣。本發明之說明的實施例將藉由參照圖式而得到極佳瞭解，其中，圖式的類似構件係藉由通篇類似的符號而指定。下文的描述旨在範例及簡化的方式說明以如本文專利範圍之本發明一致的某些所選設備及方法的實施例。

【0022】 為了克服習知停駐系統的缺點，依據本發明之光學無線停駐系統已揭露於 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號，且 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號文件係由共同發明人申請於 2013 年 5 月 2 日。該無線停駐系統允許資料由膠囊裝置下載而不須開啟該裝置或精確對準該裝置。在膠囊相機從肛門離開後，該膠囊內部的電池或電池組有可能枯竭或接近枯竭。因此，依據 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號文件之該停駐系統從該膠囊裝置之外部提供電力給該膠囊。在一實施例中，磁感應已揭露為用於從外部提供電力給該膠囊的手段。更進一步而言，依據 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號文件之該停駐系統允許資料儲存於該膠囊裝置內部，且可以如光學或無線電手段而無線傳輸。

【0023】 依 PCT 專利案第 PCT/US13/39317 號文件之一實施例，停駐系統利用感應式電源及光傳輸。儘管無線電傳輸可亦使用於實行本發明。可考慮足以適合裝入膠囊之所須非常小體積的任何光源。光源應能支援快速資料傳

輸。儲存於膠囊相機中之資料的量可到達 500Mbytes(百萬位元組)之多，且資料大小將隨著高解析趨勢所須而持續成長。若支援 1Mbps(每秒百萬位元)傳輸速度，且若資料傳輸協定中之前導符元納入考慮，可花費約 100 分鐘讀取出 500Mbytes 的資料。因此，較佳的是選擇可支援更高資料傳輸率的光源。如一範例中，光源可為具有 10Mbps 之目標位元傳輸率的直接調變發光二極體(LED)或垂直腔表面發光雷射(VCSEL)。

【0024】 示例系統架構顯示於第 1 圖，其中 LED(發光二極體)116 係使用作為光源且光電二極體(PD)125 係使用作為接收器。控制電路 115 係顯示於膠囊的相機 110 內。控制電路 115 將會讀取歸檔記憶體(未顯示)中的資料且處理擷取之資料，從而使資料可藉由光源 116 而正確傳輸。從光源 116 發出的光將通過膠囊相機之穿透窗(未明確顯示)而前進。從光源 116 而來的光將藉由如停駐系統 120 處之光電二極體 125 的光接收裝置而接收。接收信號將藉由放大器 126 而適當放大。放大的信號接著藉由接收電路 127 而處理，在接收電路 127 中，資料及時脈(clock)將會復原(recovered)。復原的資料可儲存於如快閃驅動器或電腦硬碟驅動器之媒體上。可選擇地，復原的資料可提供給工作站或顯示站用以進一步處理或觀看。

【0025】 從控制電路 115 來的輸出緩衝(buffer)將會提供用於光源 116 之所需電源。舉例而言，可提供 5 毫安培之電流，其應該適配於驅動 LED 或垂直腔表面發光雷射

(VCSEL)二者。LED 之波長可在近紅外線(NIR)中，舉例而言，在 830 奈米。亦可使用其它 LED 之波長，以實施本發明。以 3 伏特的驅動電壓，正確的驅動電流係由串聯電阻 117 產生。如此可達到 10Mbps 或更多的位元率。

【0026】 接收器由光電二極體 125、轉換阻抗放大器(trans-impedance amplifier)126 及資料/時脈復原模組 127 組成。模組可使用限制放大器及 PLL(鎖相)電路而實行。然而，模組之功能可藉由將波形取樣並使用數位信號處理單元(DSP)以復原資料及時脈而數位化執行。通用非同步接收發送器(UART)之使用可消除時脈復原的需求。可使用介面協定以令所欲操作頻率落在約 10Mbps 的頻率範圍。也可使用其它標準數位資料介面。在第 1 圖中，光學鏈接係顯示為在膠囊裝置與停駐裝置之間的無線鏈接；無線頻率(RF)鏈接也可作為無線鏈接。

【0027】 感應式耦合依賴於在膠囊外部之初級線圈與膠囊內部之次級線圈之間的互感。初級線圈係由正弦電壓驅動，而次級訊號係受到整流以產生直流電壓。示範系統架構顯示於第 1 圖。系統包括膠囊相機 110 及停駐系統 120。感應式電源係通過耦合線圈 122 及線圈 111 而從停駐系統 120 至膠囊相機 110 供應。停駐系統側之線圈 122 係稱為初級側，且膠囊相機側上的線圈 111 係稱為次級側。於初級側處，訊號源 121 提供驅動訊號給初級線圈 122。即使顯示正弦驅動訊號，然亦可使用其它如方波或三角波的交流訊號。從訊號源 121 來的驅動訊號可藉由放大器 123

放大。可利用各種其它習知產生交流電流之手段以驅動初級線圈。跨初級線圈 122 之電壓係稱為初級電壓 V_1 ，而跨次級線圈 111 之電壓係稱為次級電壓 V_2 。所屬技術領域中具有通常知識者所習知的是，於次級側之受誘發的交流電壓可轉化成由膠囊相機內之電路所使用的直流電壓。濾波器也經常使用於將交流電源轉化成直流電源。二濾波器 112a 及濾波器 112b 係顯示於第 1 圖中以提供膠囊相機所要求的不同直流輸出。更進一步而言，可組構膠囊裝置中之電路以在膠囊裝置停駐在停駐裝置中時，對膠囊相機內的再充電電池充電。舉例而言，電池 118 可為再充電電池且可由從濾波器 112a 之輸出電壓充電。依據膠囊相機的設計，可要求更多或更少的電壓輸出。濾波器亦可整合於封裝件或模組內。濾波器之後可設置簡單的調節器，如齊納二極體電路或其它電壓控制電路。這樣提供更穩定的次級電壓。另外，濾波器可包括具有格賴納赫電路 (Greinacher)、Cockcroft-Walton 倍壓器或其它電路之電壓放大器 (multiplication)。該組件係為了適應膠囊相機內部之可用受限空間而選擇將容量極小化。電壓放大器允許將次級線圈小型並輕量化以使用，但不要求額外之二極體及電容器。

【0028】 次級電壓對初級電壓之比例為

$$\frac{V_2}{V_1} = \beta \frac{N_2}{N_1} \quad (1)$$

其 N_2 為次級線圈之匝數，而其 N_1 為初級線圈之匝數。

耦合係數為線圈通量的比例：

$$\beta = \frac{\phi_2}{\phi_1} \quad (2)$$

【0029】 通過線圈之通量係由藉由線圈周長定義之表面所通過的通量密度之積分而給定

$$\phi_i = \int_S B_i \cdot dS_i \quad (3)$$

【0030】 耦合係數 β 可藉由使次級線圈之面積擴大及設計用於使初級線圈及/或次級線圈之磁通量密集的磁極片而增加。對於頻率 f 之初級線圈的正弦調制，在初級線圈及次級線圈中的通量振幅係給定為

$$\phi_i = \frac{V_i}{\sqrt{2\pi f N_i}} \quad (4)$$

【0031】 如上文所述，次級線圈位於膠囊相機內。為了適當耦合從初級線圈至次級線圈的電磁場，二線圈必須正確地定位及校正。另一方面，為了從膠囊相機光學地讀取外部資料，光通道必須設置在光源與光偵測器之間。因此，一組構以提供光通道及耦合電磁場之示範系統係如第 2A 及 2B 圖之剖面圖所示，其中，第 2B 圖表示膠囊相機之仰視圖。該安排之形式稱作縱向場幾何。

【0032】 初級線圈 221 繞著膠囊 200 之膠囊外殼 210 而捲起。次級線圈 214 係在膠囊中之印刷電路板 212 底部的周圍上。初級線圈 221 及次級線圈 214 應該將中心對應同一平面上。雖然走線之實際螺距限制匝數的數目，次級線圈 214 亦可實施為如印刷電路板 212 之多層上的螺旋形

之印刷線路。可選地，線圈可以薄厚度絕緣導線所製成，薄厚度絕緣導線係以蟲膠定形並安裝在印刷電路板以作為通孔或表面安裝組件。

【0033】 光源 216(LED or VCSEL)位於面向下之電路板中心上。電池 211 係位於膠囊相機之另一端部處，從而使電池將不會阻擋從光源至光接收器的光通道 224。可使用鏡片 223 以將光聚焦在例如為光二極體的光接收器 225。用於光的光帶通濾波器(BPF)222 可安裝在光源 216 與光接收器 225 之間的光通道 224 中。包含初級線圈 221、光帶通濾波器 222、鏡片 223、光接收器 225 及關聯的印刷電路板 226 的組件係收容於停駐系統 220 中。安排係為對稱以使膠囊之旋轉方向(orientation)相對於感應式耦合或接收之光能量為不顯著。缺點為渦電流將在走線中及印刷電路板 212 自身上的電源平面感應。這些電流可導致發熱並亦感應進入膠囊電路之不欲的訊號，而不欲的訊號稱作「噪訊」。在最糟的情況下，電路走線形成圍繞印刷電路板的迴圈，而在走線之感應電壓為 V_2/N_2 。增加次級線圈的匝數將會減少此種噪訊，但增加由次級線圈所佔的容量。噪訊亦可由極小化膠囊之印刷電路板中的走線之迴圈面積而受限制。

【0034】 停駐系統之其它實施例亦已揭露於 PCT/US13/39317，以處理各種問題。舉例而言，可使用用於初級側上之初級線圈的鐵氧磁體核心，以減少如第 3 圖中磁通量到達電池的情況。在另一實施例中，藉由使場對於印

刷電路板及電池為水平，從而令初級線圈及次級線圈如第 4 圖所示地排列成橫向場的幾何而減少寄生渦電流之問題。次級線圈亦可圍繞鐵氧磁體而撓曲。第 5 圖說明另一排列方式，其停駐區域係用以接收膠囊裝置。膠囊裝置的一部份係由初級線圈所圍繞，以增加耦合於次級線圈的磁通量。更進一步而言，用於停駐系統的蓋體係如第 5 圖中所示而使用。

【0035】 第 3 圖說明另一初級線圈之排列，其中，用於初級側上之初級線圈的鐵氧磁體核心 320 可減少到達電池之磁通量。鐵氧磁體核心 320 於本揭露中亦稱作初級核心。初級核心可具有殼狀結構以封閉初級線圈。殼具有開口以允許膠囊裝置通過開口而停駐。初級核心可為亞鐵磁材料或為如鐵的鐵磁材料。鐵氧磁體具有低導電性及由低導電性所致之低渦電流損耗的優點。銀氧化物硬幣電池或鋰電池具有高能量密度及與膠囊良好密合之圓形封裝，但這些銀氧化物硬幣電池或鋰電池通常具有能導熱並致使電池具有爆炸可能性的鐵製外殼。核心亦將減少系統之場發射，場發射可能為電磁相容性(EMC)要求規範的問題。安裝在印刷電路板 328 上的光二極體 326 係位於支柱件 325 上方。初級線圈 322 係圍繞支柱件 325 而撓曲。訊號源 324 提供驅動訊號給初級線圈 322。本設計不具有鏡片，但使用具有遠低於 LED 之發散的輸出光束的 VCSEL 216。

【0036】 寄生渦電流可藉由如第 4 圖所示地將場水平地指向印刷電路板及電池而減少。初級線圈與次級線圈

之間的安排係稱為橫向場幾何。小線圈 414 圍繞設置於印刷電路板 412 上並調整成對應支柱件 426 的鐵氧磁體 416 而撓曲。具有外罩 410 之膠囊 400 必須指向支柱件 426。耦合係數 β 係因次級線圈 414 之小面積而相對於第 2A 圖之幾何而減少。另一方面，鐵氧磁體核心 416 將聚集次級核心 414 內之場線至某種程度。若複數支柱件之間間隙極小化且鐵氧磁體核心 416 的長度極大化，則效應極大化。然而，長度藉由膠囊中可用空間而受到限制。初級線圈 422 係圍繞初級核心 420 而撓曲且由驅動訊號 424 驅動。即使使用 C 形初級線圈，也可使用環狀結構或其他幾何形狀。

【0037】 膠囊可插置於系統外罩中的開口內。位於孔底部者為窗口，窗口處可放置 LED 波長的帶通濾波器。可使用鏡片以將 LED 之發射光聚焦於光二極體上。第 5 圖說明依據本發明之示範性光學無線停駐系統。針對停駐裝置側的組件可放置於停駐裝置外罩內。第 5 圖中之示範性停駐系統由基座部分 520 及支持部分或覆蓋部分 530 組成。支持/覆蓋部分 530 可受到拉開或從基座部分分離，以插置或移除膠囊 500。膠囊內之次級線圈 512 及初級線圈 522 係呈縱向配置。初級線圈之部分係圍繞初級鐵氧磁體 524(或初級核心)之中心柱 525 而撓曲。

【0038】 初級鐵氧磁體具有殼狀結構以在膠囊 500 中之光源 518 與光接收器 526 之間提供通道 527。柱體之中央的內孔作用為通道。光源 518 可安裝在膠囊外罩 510

內的電路板 519 上，膠囊外罩 510 內亦可有其它用於膠囊相機之電路安裝於電路板上。光接收器 526 可安裝在印刷電路板 528 上，用於停駐系統之其它電路可實施於印刷電路板。柱中之內孔係調整成在膠囊裝置之縱軸，以允許從光源 518 發射的光通過光通道以到達光接收器 526。膠囊裝置係顯示為部分進入殼體(即初級核心 524)之內表面，從而使電池保持在殼體外部，以減少電池上之磁通量的影響。凹部結構 529 係形成在停駐裝置之基座部分 520 的中心中，並使用作為針對膠囊裝置的容器。

【0039】 在膠囊裝置從肛門退出後，膠囊裝置可仍具有一定的殘存電池電力，殘存電池電力可適當避免膠囊電路重置。為了確保正確的資料提取作業，應用了在外部磁場之控制下的內部電源關閉開關。因此，磁鐵 532 係納入支持/覆蓋部分 530 中。當支持/覆蓋處於接近位置時，內部開關將處於磁力之影響下，以導致電池從膠囊電路切斷連接。

【0040】 一般而言，次級線圈係如第 2 圖所示地於縱向方向 230 而位於接近膠囊裝置之一端部。其他端部可具有含有如電池或電池組之塊體導電材料的組件，電池或電池組具有導電鐵殼。當膠囊正確停駐於停駐系統中時，正確地參照圖式，如第 6A 圖所顯示，膠囊裝置將能從停駐系統感應地接收電力。第 6A 圖說明膠囊裝置 610 停駐於停駐系統中的剖視圖，停駐系統中僅顯示停駐系統之初級線圈 620。次級線圈 630 係於縱向方向 660 而位於朝向膠

囊裝置之一端部。接近次級線圈 630 之膠囊裝置的端部係設計作本揭露的「第一端部」。當膠囊裝置停駐在正確方向時，次級線圈 630 與初級線圈 620 之間的電磁場係接近地耦合。膠囊裝置亦包括具有如電池之導電塊體材料 650 的組件。具有導電塊體材料 650 的組件通常在縱向方向 660 而位於朝向膠囊裝置之其它端部，以將由從初級線圈/次級線圈而來之電磁場的影響極小化。具有導電塊體材料 650 的組件亦在本揭露中縮寫為導電組件。如先前所述，儲存於膠囊裝置內部之擷取影像資料及/或其它感應資料可使用無線電頻率(RF)鏈接或光學鏈接而無線下載。

【0041】 既然膠囊裝置總是具有對稱設計，操作者可能不慎將膠囊放置成背向停駐系統。在此情況下，正確地參照圖式，如第 6B 圖所示，當如第 6B 圖所示之膠囊中的次級線圈 630 係位於初級線圈之外時，導電組件 650 係處於初級線圈內或位於接近初級線圈處。以此錯誤方向，膠囊不能得到電力且導電組件將感應性受熱並有造成災害的可能。電池及電池組若達到足夠高的溫度(如攝氏 100 度)，或溫度可到達導致塑膠熔解及有火災的可能，則電池或電池組可能爆炸。甚至若未達到災害溫度，膠囊可由外部熱源損害，從而甚至在膠囊方向校正後使病患資料無法下載。更有甚者，當膠囊反向，操作者將知道下載未進行(膠囊將不會得到電力)。然而，他/她可能不會得到合理的任何指示。因此，本發明揭露用於偵測膠囊背向放置於停駐系統內之情況的系統及方法。更進一步而言，藉由偵測錯

誤之膠囊的方向，本發明可自動致能保護程序，如減少驅動功率、寄送控制訊號給停駐系統的中央處理單元或寄送訊息給可接著將膠囊以正確方向重新插置的操作者。亦可應用這些保護程序的組合。除了膠囊，金屬物件可能掉落於停駐系統容器內，故該方法亦保護金屬物件過熱。

【0042】 膠囊方向可使用如光學、近接感應式感測器或相機之各種感測器而感測。然而，對於感測器而言，在初級線圈內或鄰近初級線圈處只有很小或無的空間，且在高磁場之區域中感測器本身能夠導熱。感測器具有可設置在膠囊上方並在鐵氧磁體核心之外(例如蓋體中)的可能。舉例而言，感應式感測器可感測到電池出現在膠囊上半部或不在。然而，此感測器無法偵測金屬物件掉落容器內的表現。任何這樣的光學或感應式感測器亦增加對於系統之成本及複雜度。

【0043】 依據本發明之較佳的感測方法係偵測由初級線圈中或鄰近初級線圈之導電材料的存在所引起之初級線圈驅動器的狀態改變或多種改變。當初級線圈中或鄰近初級線圈之導電材料的存在發生時，在導電材料中耗散的電力係比通常由感應之次級電壓所於膠囊電子組件中耗散的電力更多。因此，供應給初級線圈之電流將在錯誤條件下較正常條件更高。給予初級驅動器之電流可如第 7 圖之示範電路中所示地感測，其中，電流感測電路 730 係耦接在電力供應 740 與驅動器 720 之間，以確定流入初級線圈 710 之驅動器的電流 i_1 。在第 7 圖中，驅動器 720 係用以

藉由提供如方波、正弦波訊號或三角波之交流電流(AC)而驅動初級線圈 710。流入驅動器之電流提供流入初級線圈之交流電流 i_2 之大小的指示。另外也可感測驅動器內的電流或進入初級線圈的電流。

【0044】 進入驅動器內之電流通常為 DC(直流電流)。感測驅動器內之電流的一手段為設置小電流感測電阻(如 2 歐姆)於從電源供應器至驅動器的路徑中。額外電路測量跨電阻的電壓。若跨電阻的電壓大於參考電壓，指出錯誤膠囊方向之錯誤訊號係使用偵測/控制模組 750 而判斷提示，偵測/控制模組 750 包括如比較器的偵測電路。可選擇地，可使用感應式感測器以感測電流。若輸入處至初級側之電流係針對膠囊方向偵測而使用，AC 電流可由感應式感測器或其它用於偵測及測量 AC 電流的標準手段而偵測。電流感測電路為本技術領域所熟知。因此，不在此贅述電流感測電路之細節。

【0045】 為了防止或減少可能由錯誤膠囊方向所導致的潛在損壞，可產生控制信號並使用以控制驅動器 720。舉例而言，控制信號可觸發驅動電壓的減少。從驅動器來的控制信號可開啟開關、從電源或從初級斷絕連接驅動器、可關閉驅動器或可改變驅動器之狀態以使初級電壓降低。控制信號亦可減少驅動之工作週期以使初級電壓在高(即為額定值)與低(即為零)電壓之間變化，從而減少傳導到導電材料的電力。所有這些方法可在基於偵測/控制電路之硬體中進行，以使這些方法不依賴軟體或韌體的控制。

此基於硬體的解決方案將提供高度可靠性。

【0046】 錯誤信號可亦藉由使用 CPU(中央處理單元) 760 偵測，以提供如第 7 圖所示的彈性或可程式性。可替換地，CPU 可利用由偵測/控制電路 750 產生的錯誤信號以提供對驅動器 720 的控制。CPU 可亦提供指示/警告/訊息。可使用指示/警告以視覺警示操作者或用以引起音頻警告。CPU 可為基於停駐系統 CPU。在此情況下，使用停駐系統 CPU 以提供須要的控制功能、訊息或指示等。可亦使用獨立的 CPU 而非使用分享的 CPU，以提供須要的控制功能、訊息或指示。當 CPU 如第 7 圖所示，可亦使用獨立控制器、微控制器或數位信號處理單元，以提供對驅動器須要的控制信號。CPU 可亦關閉驅動器。另外，CPU 可亦產生錯誤訊息以送給操作者或產生錯誤信號以警示操作者。訊息可包含顯示在附接於停駐系統之電腦上(例如經由通用串列匯流排(USB))的文件，且訊息可包含顯示在停駐系統本身上的訊息。另外，所須偵測/控制功能可亦使用基於硬體控制電路及 CPU 之組合而進行，較佳的是使用停駐系統 CPU 以提供所須控制/警告/指示而非使用分離之 CPU，以減少成本。因此，基於硬體之偵測/控制電路可提供高度可靠性，且 CPU 可提供彈性或可程式性。

【0047】 在另一實施例中，初級驅動器包括諧振電路。第 8A 圖說明基於諧振電路之初級驅動器的範例，諧振電路之電容器 820 與初級線圈 810 之電感形成諧振電路 815。諧振電路具有對應的諧振頻率及品質因數 Q (quality

factor Q)。信號源 825 係與諧振電路及電力供應 740 耦接，以提供具有所選頻率的所須驅動信號。所選頻率通常位於或接近諧振頻率。標準諧振頻率可在 50kHz 至 1000kHz 的範圍內。例如，可選 225kHz。

【0048】 第 9 圖中，初級電壓係顯示成具有常數驅動電壓之驅動頻率的方程式。曲線 910 對應正確停駐之膠囊裝置所回應的頻率。初級電壓藉由設定驅動頻率為 f_{dA} 而設定為 $V1=VA$ 的值。若導電材料位於初級線圈內或近於初級線圈(例如在感應式磁場中)，初級諧振之品質因數 Q 將會減少。此狀況將導致諧振在頻率方面的加寬(如曲線 920 所說明)及尖峰初級電壓的減少。信號源可以保持 VA 為目的而選擇驅動頻率 f_r ，但初級電壓不可超過諧振時的值 VB 。由於感應式電流，初級諧振電路的負載越大，驅動器的 Q 值越低，且電壓 VB 越低。此下降的初級電壓 VB 將提供對停駐裝置、膠囊裝置或其兩者所須要的保護。針對諧振電路的品質因數 Q 一般為高(即 10 或更大)。只要原來的 Q 為足夠高，那麼由導電組件中之感應熱的功率散失係為諧振電路總損失的顯著部分，而 Q 的減少將足以充足降低初級電壓，以使感應熱受限於安全等級。

【0049】 品質因數 Q 係藉由初級線圈及初級驅動電路中電阻損失的極小化而極大化。在膠囊位在正確方向之下， Q 標準上大於 10 係足以確保電壓的下降以避免加熱危害。然而，依系統設計細節，例如為額定驅動電壓、熱容量、膠囊裝置或可能落入停駐系統容器內之外界異物的熱

電阻，低的 Q (例如 2)可能足夠，或可能要求高的 Q (例如 20)。作為範例， Q 可能在膠囊位於正確方向時為 20，且 Q 可能在膠囊位於不正確方向時為 12。當 Q 在膠囊位於不正確方向時，初級電壓將由約略 2 的因數而壓降。

【0050】 即使如第 8 圖中說明之示例諧振電路對應串聯的電容器及電感器，電容器及電感器(例如初級線圈)亦可並聯。其它諧振電路組構有可能利用與電容器來源結合之初級感應線圈，及有可能利用感應線圈之其它來源。初級可能為以預定之諧振頻率振盪的振盪電路的一部分，在某種程度上，為初級感應線圈。

【0051】 在第 8A 圖之初級諧振電路於膠囊裝置以錯誤方向停駐時提供所須保護以防止可能損壞的情形下，系統能提供錯誤方向之指示或提供額外保護亦為所欲的。另外，在某些情況下，第 8A 圖中之電路組構可不導致品質因數 Q 降至足夠低的程度。因此，諧振電路本身可能在膠囊裝置以錯誤方向停駐的情況下無法提供足夠的保護。因此，額外偵測/控制電路 850 係如第 8B 圖之範例所顯示地受到含括，其中，初級電壓係由與初級線圈耦接之電壓感測電路 840 感應。電壓感應電路亦可與在諧振電路之前(例如電容器 820 左側)的信號源輸出耦接。電壓感應電路可包括至少部分轉換 AC 電壓為 DC 電壓的整流器。可使用偵測/控制電路 850 以偵測電壓改變並產生對其它電路之控制信號以提供所須保護。舉例而言，控制信號可由偵測到所偵測電壓之壓降大於閾值時產生。在此狀況發生時，發出錯

誤信號。控制信號可相應關閉信號源 825 或開啟開關(第 8B 圖中未顯示)以使初級線圈 810 從諧振電路 815 斷路。再者，為了高的系統可靠性，電壓感測電路 840 及偵測/控制電路 850 使用基於硬體的實行方式，而該基於硬體的實行方式不須軟體或韌體。電壓感測電路 840 可為信號源 825 的一部分。舉例而言，信號源可在某種程度上調整頻率以校正信號源之輸出電壓為常數值，且在操作頻率中的偏移可由偵測/控制電路 850 所偵測。

【0052】 在另一實施例中，如第 8C 圖所示地使用驅動電路 830 以驅動諧振電路。可配置驅動電路 830 以提供彈性的驅動信號給諧振電路 815。舉例而言，可配置驅動電路 830 以選擇驅動頻率 f_0 ，或在由偵測/控制電路 850 指示偵測到錯誤方向的情況下提供具有降低電壓之驅動信號。另外，電壓感測器之輸出亦可使用作為針對驅動器的回饋信號，以在正常操作期間控制初級電壓於所欲值中。既然膠囊裝置中之次級電壓係對初級電壓成比例，因此亦可使用感應的電壓以驅動控制信號，從而作為穩定膠囊裝置中電壓的手段而校正初級電壓。舉例而言，藉由調整驅動頻率或改變驅動電壓，可達到以上功能。電壓感測電路 840 可為驅動器 830 的一部分。舉例而言，驅動器可在某種程度上調整頻率，以校正驅動器之輸出為一常數，且在操作頻率中的偏移可由偵測/控制電路 850 所偵測。

【0053】 亦可針對外部異物偵測或針對感應具有錯誤方向之膠囊而在含括如第 8B 及 8C 圖所示之諧振電路的

系統中使用電流感應電路。可使用電流感應以替換電壓感應或作為電壓感應的額外部分。當諧振電路 Q 之改變是小的且 V_B 不小於 V_A (例如 f_d 對 f_r 的改變保護初級電壓不壓降)，電流感應可較電壓感應更有效。若特指具有大的金屬部分之外部異物意外進入停駐裝置並變成位於初級線圈內或近於初級線圈，則特指具有大的金屬部分之外部異物可引起停駐裝置損壞。電流感應將能偵測當膠囊裝置以正確方向停駐時所將引發之從正常電流所改變的電流。可配置電流感應以感應通過初級線圈 810 或諧振電路 815 的電流。當使用驅動電路 830 時，可配置電流感應電路以感應進入驅動電路 830 的電流。可使用偵測/控制電路以產生錯誤信號及/或基於感測到之電流的控制信號。

【0054】 以上描述係表示以使所屬技術領域中具有通常知識者能如特定應用及其要求之上下文中所提供地實行本發明。對於所述實施例之各種修飾將對所屬技術領域中具有通常知識者而言為清楚明白，且本文定義之一般原則可應用於其他實施例。因此，本發明並非意圖限制為所示及所述的特定實施例，而是賦與與本文所揭露之原則及新特徵一致的最廣泛範疇。在上文的詳細描述中，各種詳細說明係為了提供本發明通透了解而說明。然而，所屬技術領域中具有通常知識者應了解的是本發明可據以實施。

【0055】 本發明可以其他特定形式實施而不悖離本發明之精神或必要特徵。所述範例將在所有方面僅認為是說明性且非侷限性，因此，本發明之範疇係由所附申請專

利範圍所指定而非上文所描述。落入申請專利範圍之等效手段及範圍的所有改變係包括於本申請專利範圍的範疇內。

【符號說明】

【0056】

110	膠囊相機
111	次級線圈
112a、112b	濾波器
115	控制電路
116	LED(發光二極體)
117	電阻
118、211	電池
120、220	停駐系統
121	訊號源
122	初級線圈
123、126	放大器
125	光電二極體(PD)
127	資料/時脈復原模組
200、400、500	膠囊
210	膠囊外殼
212、226、328、412、528	印刷電路板
214、512、630	次級線圈
216、518	光源
221、322、422、522、620、710、810	初級線圈

222	光帶通濾波器 (BPF)
223	鏡片
224	光通道
225、526	光接收器
320	鐵氧磁體核心
324	訊號源
325	支柱件
326	光二極體
410、510	膠囊外殼
414	小線圈
416	鐵氧磁體
420	初級核心
424	驅動訊號
426	支柱件
519	電路板
520	基座部分
524	初級鐵氧磁體
525	中心柱
527	通道
529	凹部結構
530	覆蓋部分
532	磁鐵
610	膠囊裝置
650	導電塊體材料

660	縱向方向
720	驅動器
730	電流感測電路
740	電力供應
750	偵測/控制模組
760	CPU(中央處理單元)
815	諧振電路
820	電容器
825	信號源
830	驅動電路
840	電壓感測電路
850	偵測/控制電路
910、920	曲線

申請專利範圍

1. 一種膠囊內視鏡系統，係包括：

膠囊裝置，其中，該膠囊裝置包括：

次級線圈；

一或複數電池；及

膠囊外罩，具有細長形狀且在該膠囊裝置之縱向方向具有第一端部及第二端部，其中，該次級線圈及該一或複數電池係封裝於該膠囊外罩中，且該次級線圈係位於接近該第一端部，而該一或複數電池係位於接近該第二端部；以及

停駐裝置，係用於接收從該膠囊裝置來的膠囊資料，並提供感應式電力予該膠囊裝置，其中，該停駐裝置包括：

初級線圈，產生交變磁場，其中，該交變磁場與該次級線圈耦合以於該膠囊裝置以正確方向停駐在該停駐裝置中且對應該次級線圈在該初級線圈內或接近該初級線圈時，無線供應電力予該膠囊裝置；

初級驅動電路，與該初級線圈耦接，以提供 AC(交流電)信號予該初級線圈，用於產生該交變磁場；及

電流感應電路，與該初級驅動電路或該初級線圈耦接，以測量流過該初級驅動電路或初級線圈的初級電流；

且其中，錯誤信號係基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐且對應該一或複數電池在該初級線圈內或接近該初級線圈時的該初級電流而產生。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括與該電流感應電路耦接的偵測/控制電路，且該錯誤信號係基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，使用該偵測/控制電路的該初級電流而產生。
3. 如申請專利範圍第 2 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該偵測/控制電路係配置成提供對於該初級驅動電路的第一控制，以在判斷到該錯誤信號時，防止或減小對於該膠囊裝置、停駐系統或其兩者的損壞。
4. 如申請專利範圍第 3 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該第一控制引起該初級驅動電路從該初級線圈或從電源供應的斷路，該電源供應提供電力予該初級線圈，或者，該第一控制引起該初級驅動電路以減少跨該初級線圈之初級電壓或該交流電信號之工作週期。
5. 如申請專利範圍第 3 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該第一控制係基於僅使用該偵測/控制電路之該初級電流而產生，且其中，該偵測/控制電路係基於硬體進行而不須使用任何軟體或韌體。
6. 如申請專利範圍第 2 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該偵測/控制電路係配置成在判斷到該錯誤信號時，提供警告信號、判斷到該錯誤信號之指示、訊息或其組合。

7. 如申請專利範圍第 2 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該錯誤信號係基於僅使用該偵測/控制電路之該初級電流而產生，且其中，該偵測/控制電路係基於硬體進行而不須使用任何軟體或韌體。
8. 如申請專利範圍第 2 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該膠囊裝置復包括：
 - 歸檔記憶體，儲存由該膠囊裝置所擷取之身體內腔內部的膠囊資料；及
 - 無線傳輸器，傳輸該膠囊資料；以及該停駐裝置復包括：
 - 無線接收器，接收從該膠囊裝置來的該膠囊資料；其中，該歸檔記憶體及無線傳輸裝置亦封裝於該膠囊外罩中。
9. 如申請專利範圍第 8 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該無線傳輸器及該無線接收器係個別對應於光傳輸器及光接收器。
10. 如申請專利範圍第 8 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該無線傳輸器係位於接近如該次級線圈所處之該膠囊裝置的相同端部。
11. 如申請專利範圍第 1 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括中央處理單元(CPU)或控制器，且其中，該錯誤信號係基於當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，使用該中央處理單元或該控制器之該初級電流而產生。

12. 如申請專利範圍第 11 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該中央處理單元或該控制器係配置成提供對於該初級驅動電路的第一控制，以在判斷到該錯誤信號時，防止或減小對於該膠囊裝置、停駐系統或其兩者的任何損壞。
13. 如申請專利範圍第 1 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該膠囊裝置復包括相機，以擷取身體內腔內部的影像，其中，該相機亦封閉於該膠囊外罩中。
14. 一種膠囊內視鏡系統，係包括：
 - 膠囊裝置，其中，該膠囊裝置包括：
 - 次級線圈；
 - 一或複數電池；及
 - 膠囊外罩，其中，該次級線圈及該一或複數電池係封裝於該膠囊外罩中，且該次級線圈及該一或複數電池係位於接近該膠囊裝置之縱向方向的該膠囊外罩之相反端部；以及
 - 停駐裝置，係用於接收從該膠囊裝置來的第一資料，並提供感應式電力予該膠囊裝置，其中，該停駐裝置包括：
 - 初級線圈，係產生初級磁場；
 - 電容器，係耦接該初級線圈以形成具有諧振頻率及品質因數的諧振電路，且其中，該初級磁場與該次級線圈耦合，以於該膠囊裝置以正確方向停駐在該停駐裝置中且對應該次級線圈在該初

級線圈內或接近該初級線圈時，無線供應電力予該膠囊裝置；

其中，該諧振電路之減少的品質因數係由當該膠囊裝置以錯誤方向停駐在該停駐裝置中停駐且對應該一或複數電池在該初級線圈內或接近該初級線圈時的該膠囊裝置所引起；且其中，該減少之品質因數係引起跨該初級線圈之初級電壓減少，以在該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，保護該膠囊裝置、停駐裝置或其二者。

15. 如申請專利範圍第 14 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，於該膠囊裝置以正確方向停駐在該停駐裝置中時，該諧振電路之該品質因數大於或等於六。
16. 如申請專利範圍第 14 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括電壓感測電路，係耦接該初級線圈或諧振電路，以個別測量於該初級線圈或該諧振電路處的第二電壓，且其中，基於該第二電壓所得到之控制信號係使用以在該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，提供進一步保護予該膠囊裝置、停駐裝置或其二者。
17. 如申請專利範圍第 16 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括與該諧振電路耦接的初級驅動電路，其中，該控制信號引起該初級驅動電路從該初級線圈或從電源供應的斷路，該電源供應提供電力予該初級驅動電路。
18. 如申請專利範圍第 16 項所述之膠囊內視鏡系統，其

中，該停駐裝置復包括與該諧振電路耦接的初級驅動電路，其中，該控制信號引起該初級驅動電路提供具有減少電壓的第一驅動信號予該諧振電路，或提供具有從該諧振頻率遠離之驅動頻率的第二驅動信號。

19. 一種膠囊內視鏡系統，係包括：

膠囊裝置，其中，該膠囊裝置包括：

次級線圈；

一或複數電池；及

膠囊外罩，其中，該次級線圈及該一或複數電池係封裝於該膠囊外罩中，且該次級線圈及該一或複數電池係位於接近該膠囊裝置之縱向方向的該膠囊外罩之相反端部；以及

停駐裝置，係用於接收從該膠囊裝置來的第一資料，並提供感應式電力予該膠囊裝置，其中，該停駐裝置包括：

初級線圈，係產生初級磁場；

電容器，係耦接該初級線圈以形成具有諧振頻率及品質因數的諧振電路；及

電壓感測電路，係耦接該初級線圈或該諧振電路以個別於該初級線圈或該諧振電路處測量第二電壓；

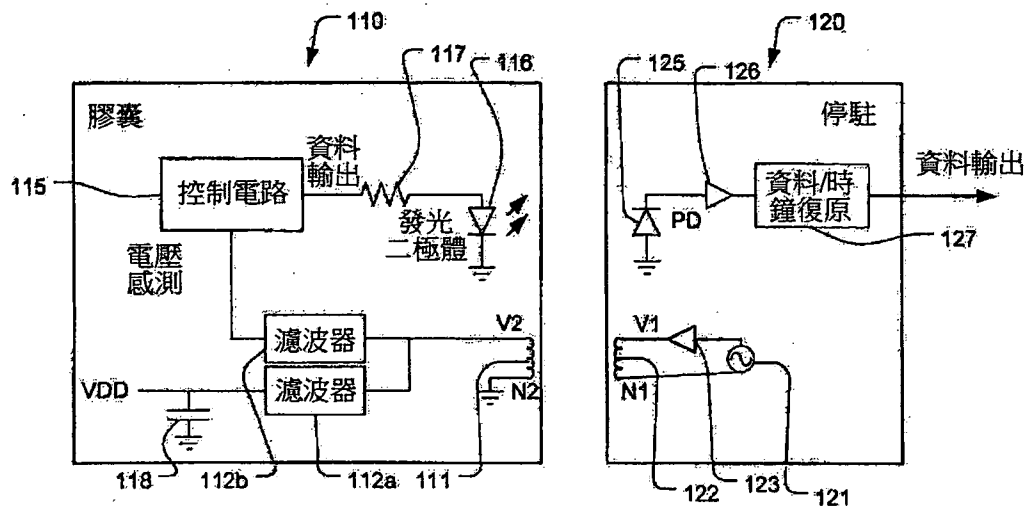
其中，該初級磁場與該次級線圈耦合以於該膠囊裝置，以正確方向停駐在該停駐裝置中且對應該次級線圈在該初級線圈內或接近該初級線圈時，無線供應電

力予該膠囊裝置；且其中，該諧振電路之減少的品質因數係由當該膠囊裝置以錯誤方向停駐且對應該一或複數電池在該初級線圈內或接近該初級線圈時的該膠囊裝置所引起；又其中，錯誤信號係基於在該膠囊裝置以錯誤方向停駐時的該第二電壓而產生。

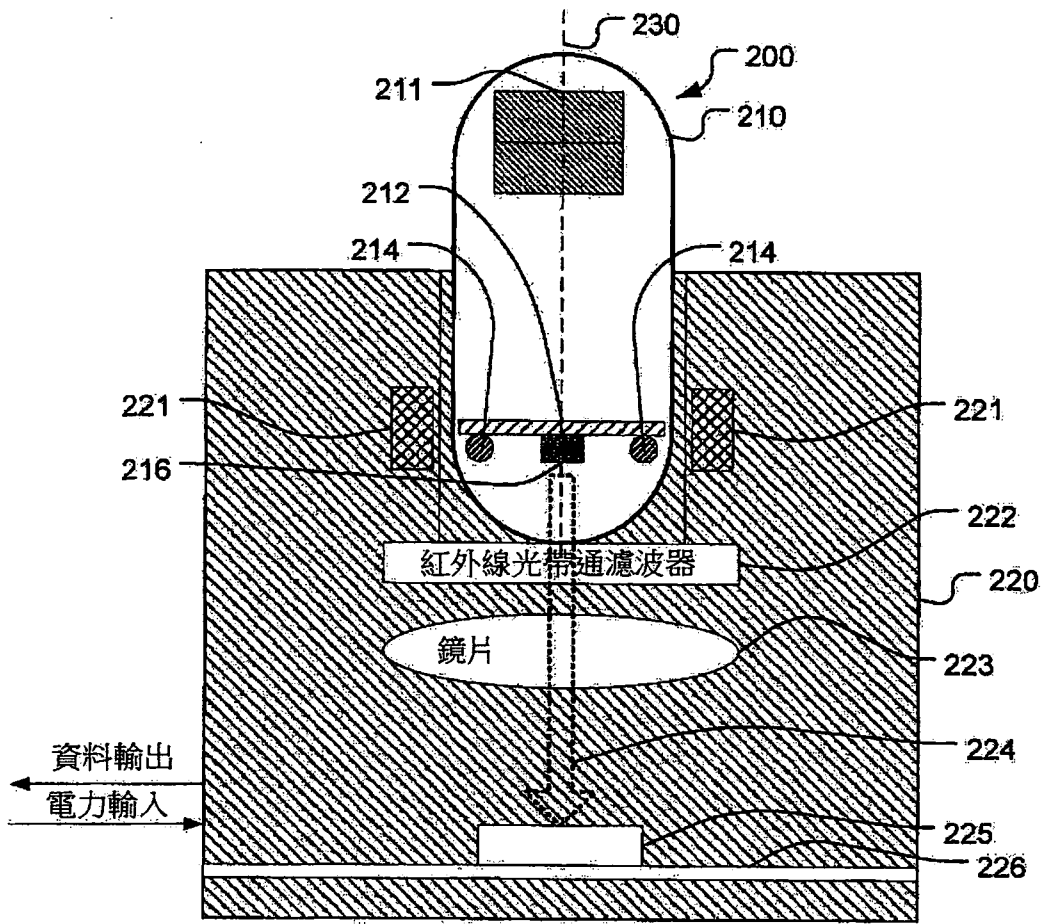
20. 如申請專利範圍第 19 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括與該電壓感測電路耦接的偵測/控制電路，以當該膠囊裝置以錯誤方向停駐時，產生該錯誤信號。
21. 如申請專利範圍第 20 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括與該諧振電路及該偵測/控制電路耦接的初級驅動電路，其中，該諧振電路配置成在判斷到該錯誤信號時，提供控制信號，且其中，當判斷到該錯誤信號時，該控制信號引起該初級驅動電路從該初級線圈或從電源供應的斷路，該電源供應提供電力予該初級線圈。
22. 如申請專利範圍第 20 項所述之膠囊內視鏡系統，其中，該停駐裝置復包括與該諧振電路及該偵測/控制電路耦接的初級驅動電路，其中，該偵測/控制電路配置成在判斷到該錯誤信號時，提供控制信號，且其中，該控制信號引起該初級驅動電路提供具有減少電壓的第一驅動信號予該諧振電路，或提供具有從該諧振頻率遠離之驅動頻率的第二驅動信號。
23. 如申請專利範圍第 20 項所述之膠囊內視鏡系統，其

中，該錯誤信號係基於僅使用該偵測/控制電路之該第二電壓而產生，其中，該偵測/控制電路使用基於硬體的實施而不須使用任何軟體或韌體。

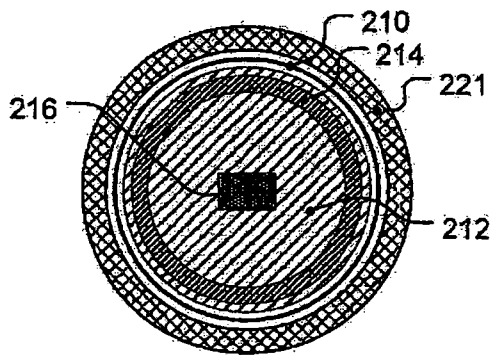
圖式



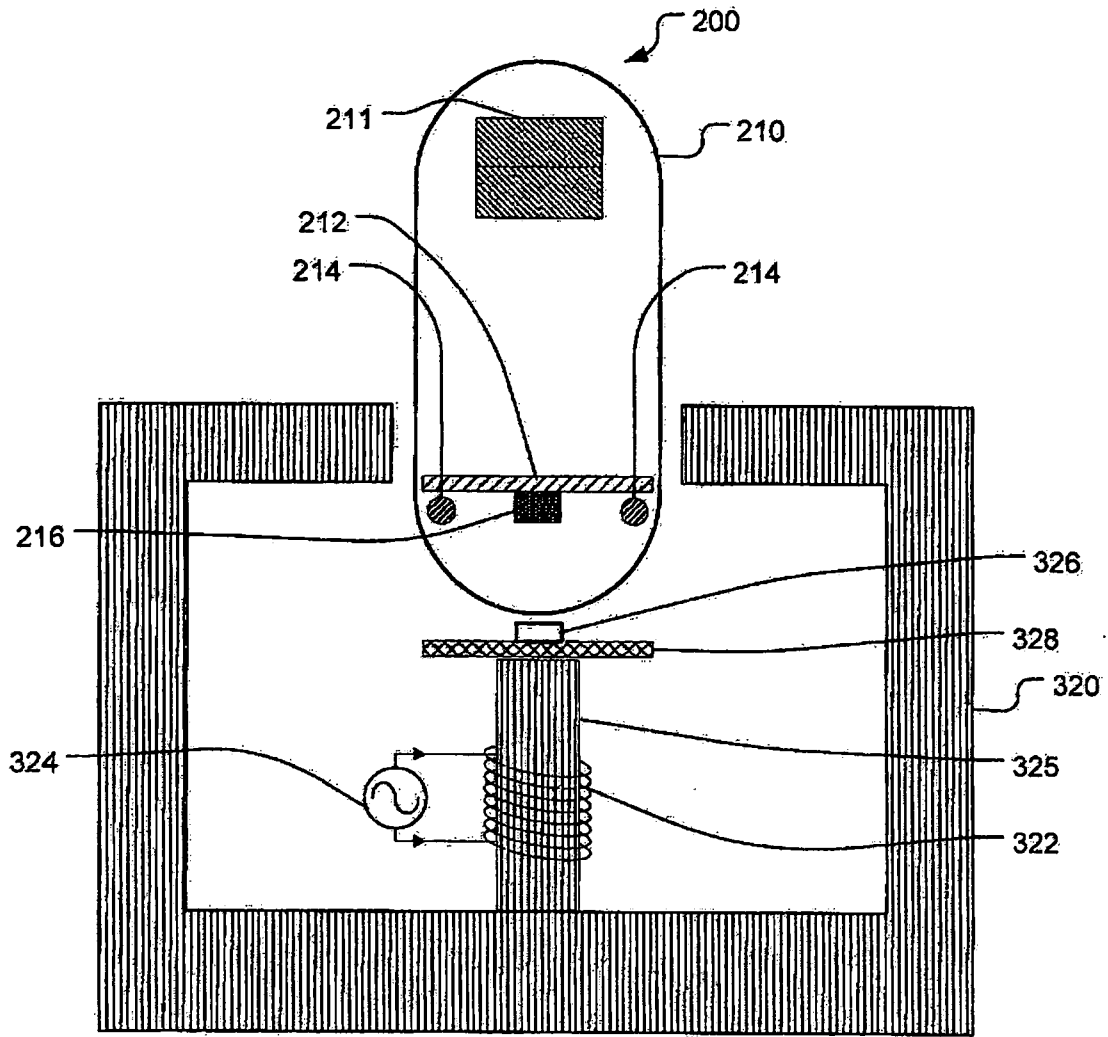
第1圖



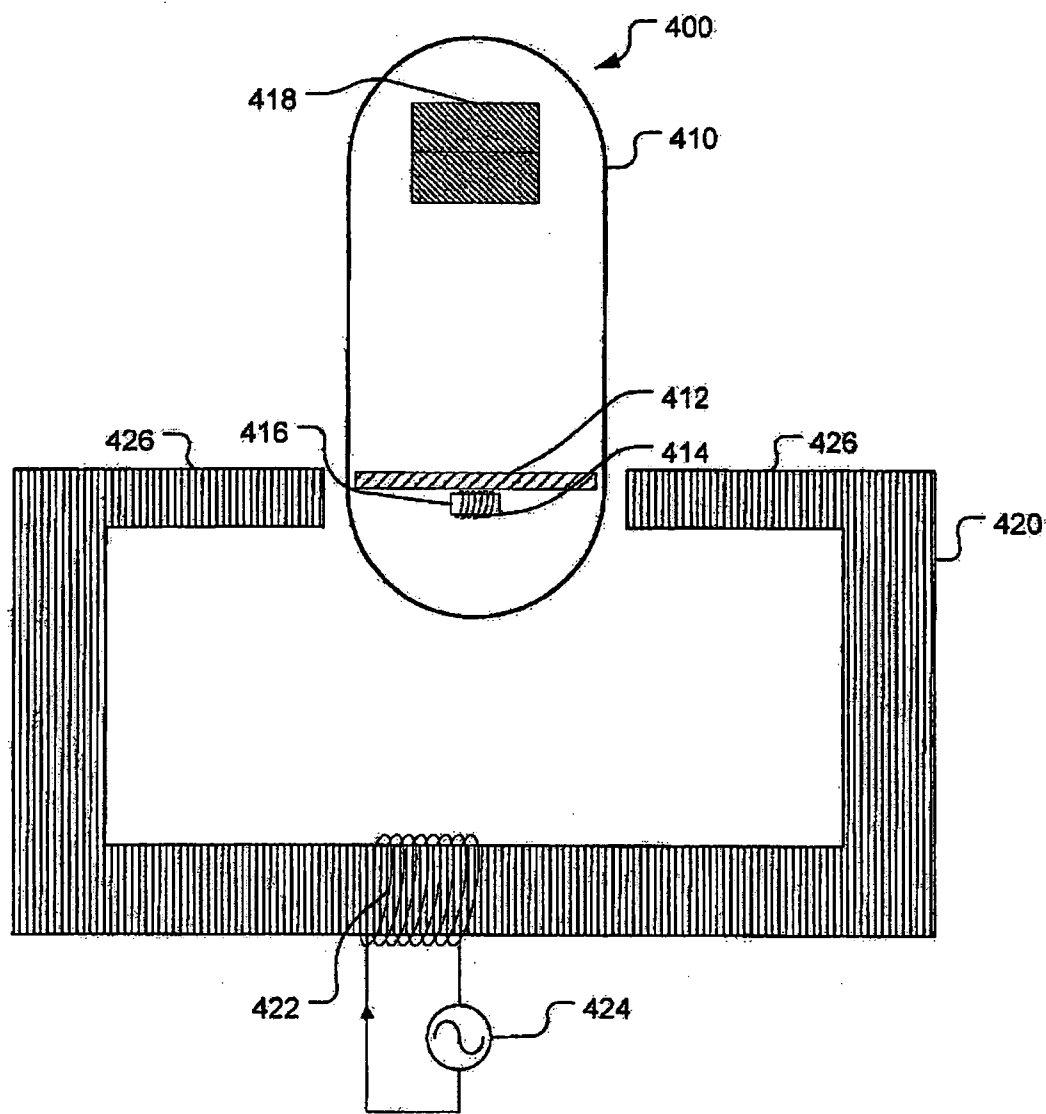
第2A圖



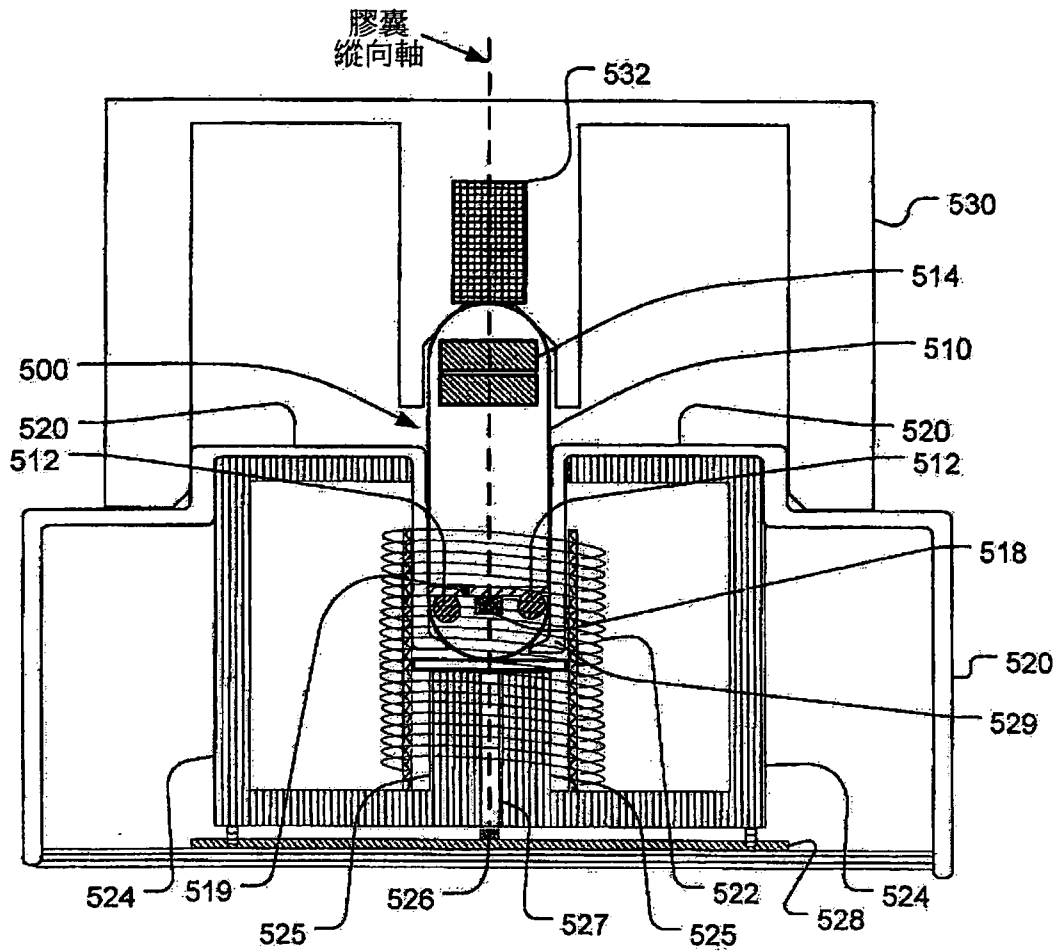
第2B圖



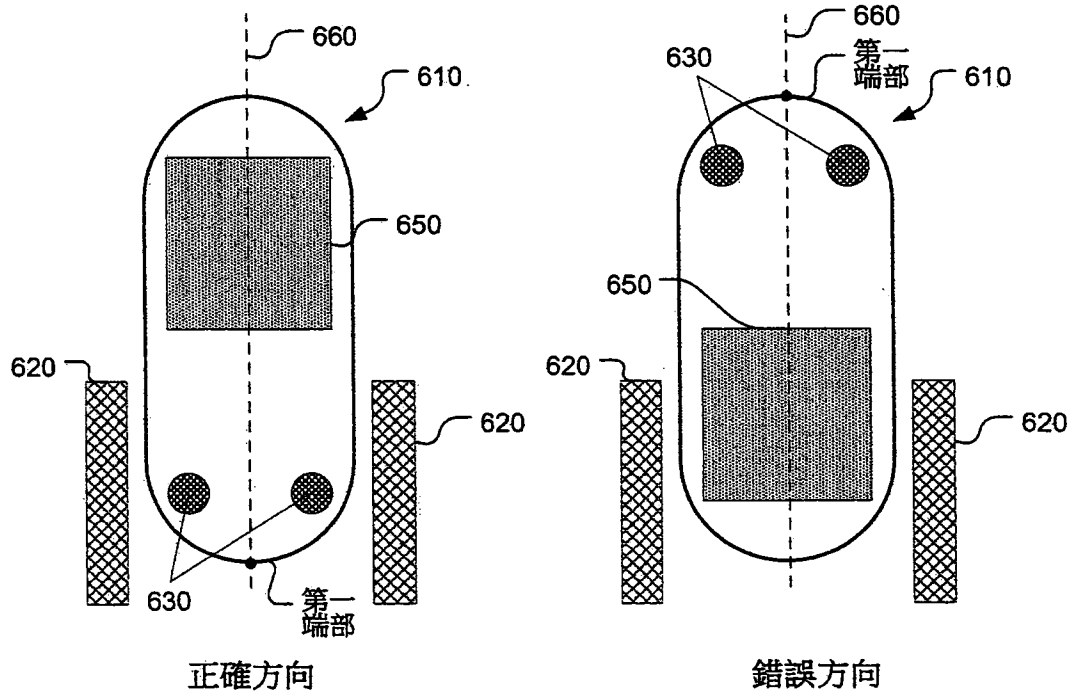
第3圖



第4圖

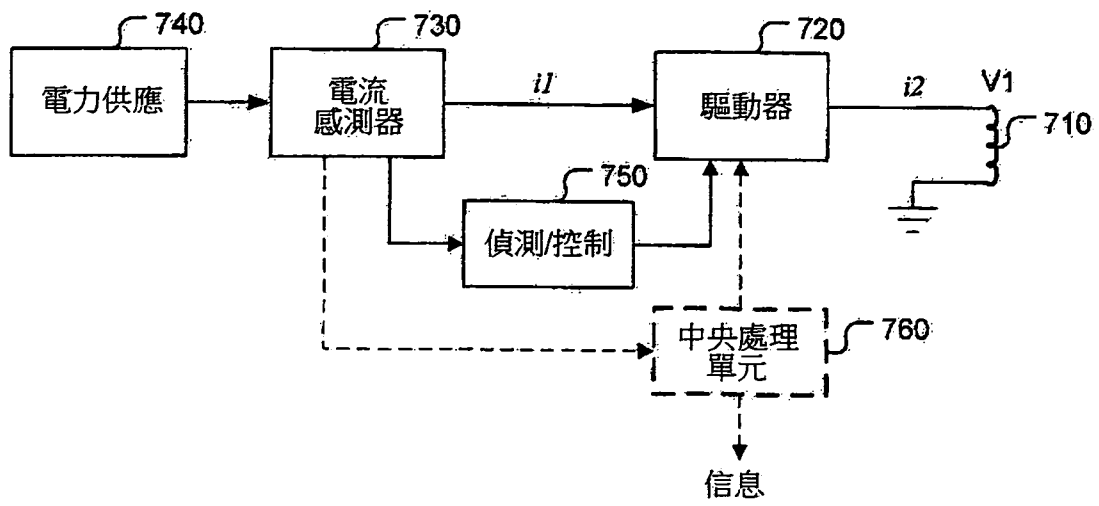


第5圖

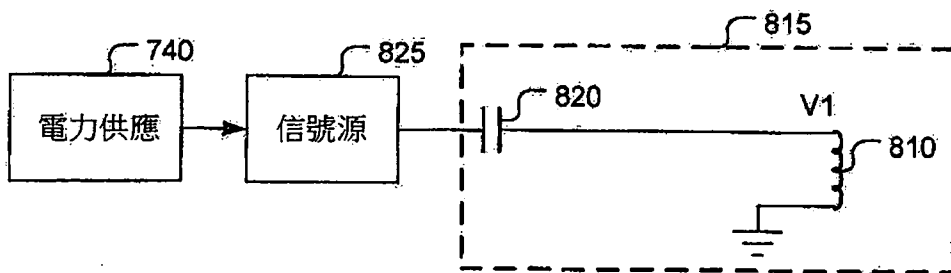


第6A圖

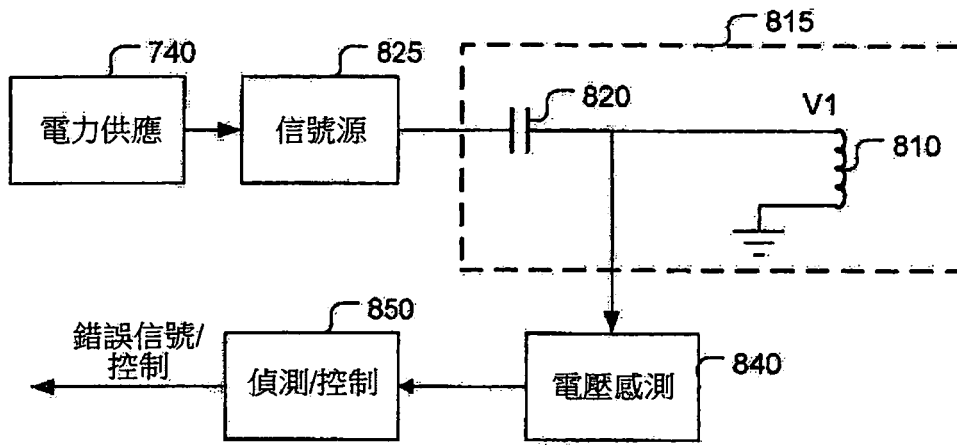
第6B圖



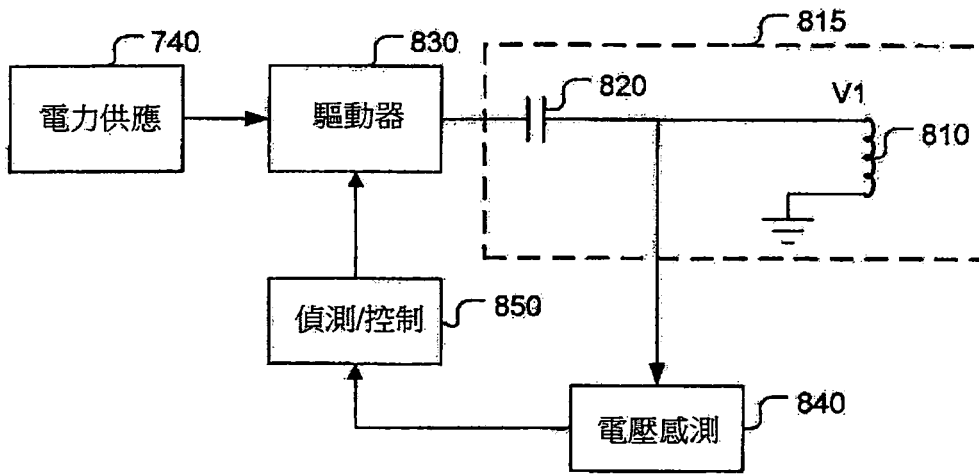
第7圖



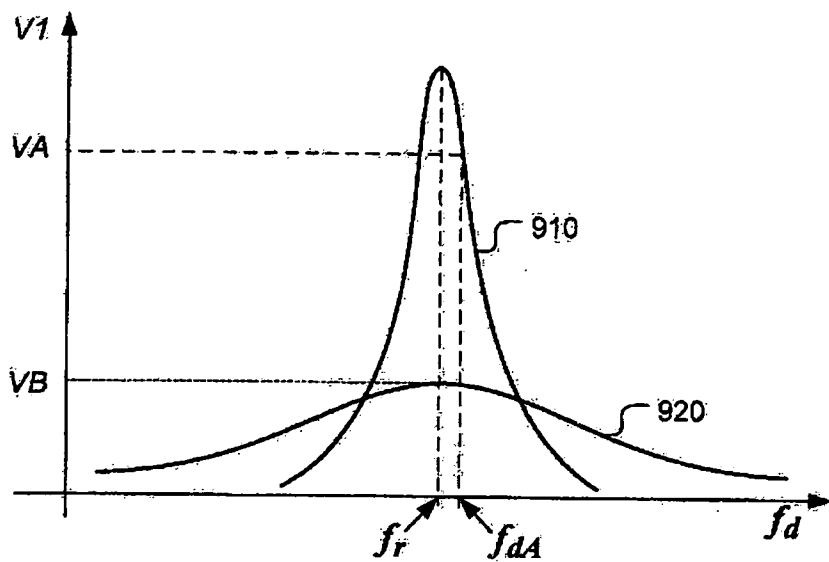
第8A圖



第8B圖



第8C圖



第9圖