



(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 I854031 B

(45)公告日：中華民國 113 (2024) 年 09 月 01 日

(21)申請案號：109131992

(22)申請日：中華民國 109 (2020) 年 09 月 17 日

(51)Int. Cl. : A61B5/00 (2006.01)

A61B5/145 (2006.01)

H01M10/44 (2006.01)

H02J7/00 (2006.01)

(30)優先權：2019/09/18 美國

62/901,976

(71)申請人：瑞士商安晟信醫療科技控股公司 (瑞士) ASCENSIA DIABETES CARE HOLDINGS AG (CH)

瑞士

(72)發明人：戈夫曼 伊戈爾 Y GOFMAN, IGOR Y. (US)

(74)代理人：李世章；彭國洋

(56)參考文獻：

TW 201900230A

CN 110177501A

CN 110177502A

審查人員：邱筱盈

申請專利範圍項數：10 項 圖式數：6 共 30 頁

(54)名稱

無線的連續血糖監測 (CGM) 發射器和減少無線的 CGM 發射器中的電池放電的方法

(57)摘要

一種電池供電的電子裝置(例如連續血糖監測(CGM)發射器)具有開關斷開電路，該開關斷開電路在裝置被存儲及/或處於「貨架模式」時減少電池放電。裝置具有兩個可從外部存取的啟動墊，每個啟動墊均配置成與位於裝置包裝中的同一電導體接觸，從而在裝置處於包裝中時使開關斷開電路將電池與裝置電子設備斷開連接。從包裝中取出裝置後，兩個啟動墊不再接觸電導體，從而導致開關斷開電路自動將電池連接到裝置電子設備。亦描述了減少電池供電的電子裝置中的電池放電的方法及其他態樣。

A battery-operated electronic device, such as, e.g., a continuous glucose monitoring (CGM) transmitter, has a switch disconnect circuit that reduces battery discharge while the device is stored and/or in “shelf mode.” The device has two externally-accessible activation pads each configured to contact a same electrical conductor positioned in packaging for the device that causes the switch disconnect circuit to disconnect the battery from device electronics while the device is in the packaging. Upon removal of the device from the packaging, the two activation pads no longer contact the electrical conductor, causing the switch disconnect circuit to automatically connect the battery to the device electronics. Methods of reducing battery discharge in a battery-operated electronic device and other aspects are also described.

指定代表圖：

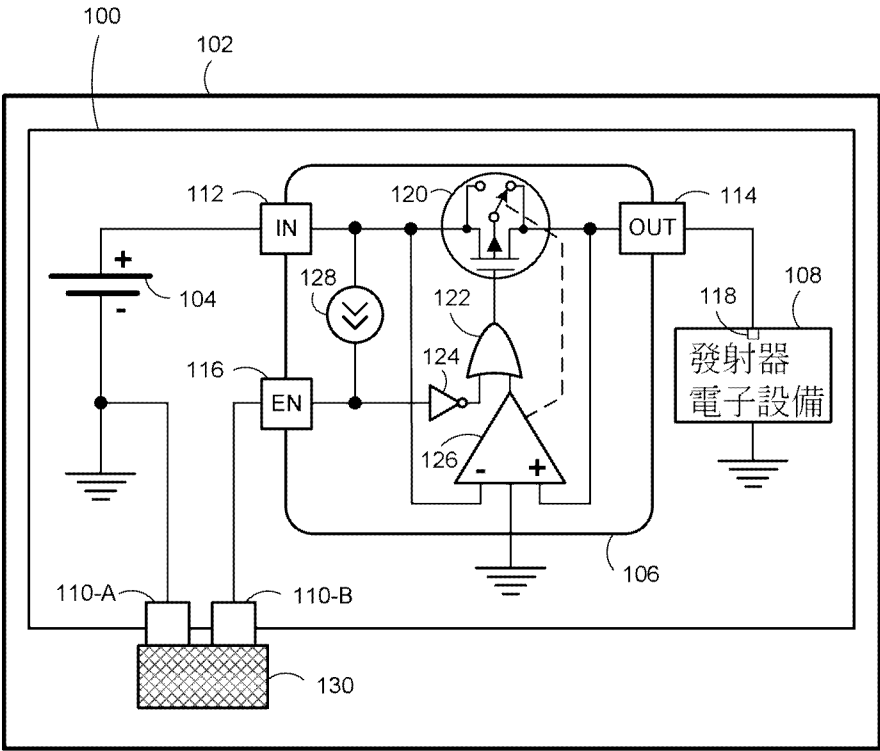


圖 1

- 符號簡單說明：
- 100:CGM 發射器
 - 102:CGM 包裝
 - 104:電池
 - 106:開關斷開電路
 - 108:發射器電子設備
 - 110-A:第一啟動墊
 - 110-B:第二啟動墊
 - 112:輸入接腳
 - 114:輸出接腳
 - 116:使能接腳
 - 118:電源輸入
 - 120:電晶體開關
 - 122:邏輯閘
 - 124:反相器
 - 126:差分放大器
 - 128:電流源
 - 130:電導體



公告本

I854031

【發明摘要】

【中文發明名稱】無線的連續血糖監測(CGM)發射器和減少無線的 CGM 發射器中的電池放電的方法

【英文發明名稱】 WIRELESS CONTINUOUS
GLUCOSE MONITORING (CGM) TRANSMITTER AND METHOD OF
REDUING BATTERY DISCHARGE IN WIRELESS CGM TRANSMITTER

【中文】

一種電池供電的電子裝置（例如連續血糖監測（CGM）發射器）具有開關斷開電路，該開關斷開電路在裝置被存儲及/或處於「貨架模式」時減少電池放電。裝置具有兩個可從外部存取的啟動墊，每個啟動墊均配置成與位於裝置包裝中的同一電導體接觸，從而在裝置處於包裝中時使開關斷開電路將電池與裝置電子設備斷開連接。從包裝中取出裝置後，兩個啟動墊不再接觸電導體，從而導致開關斷開電路自動將電池連接到裝置電子設備。亦描述了減少電池供電的電子裝置中的電池放電的方法及其他態樣。

【英文】

A battery-operated electronic device, such as, e.g., a continuous glucose monitoring (CGM) transmitter, has a switch disconnect circuit that reduces battery discharge while the device is stored and/or in “shelf mode.” The device has two externally-accessible activation pads each configured to contact a same electrical conductor positioned in packaging for the device that causes the switch disconnect circuit to disconnect the battery from device electronics while the device is in the packaging. Upon removal of the device from the packaging, the two activation pads no longer contact the electrical

conductor, causing the switch disconnect circuit to automatically connect the battery to the device electronics. Methods of reducing battery discharge in a battery-operated electronic device and other aspects are also described.

【指定代表圖】第（ 1 ）圖。

【代表圖之符號簡單說明】

1 0 0 : C G M 發 射 器

1 0 2 : C G M 包 裝

1 0 4 : 電 池

1 0 6 : 開 關 斷 開 電 路

1 0 8 : 發 射 器 電 子 設 備

1 1 0 - A : 第 一 啟 動 墊

1 1 0 - B : 第 二 啟 動 墊

1 1 2 : 輸 入 接 腳

1 1 4 : 輸 出 接 腳

1 1 6 : 使 能 接 腳

1 1 8 : 電 源 輸 入

1 2 0 : 電 晶 體 開 關

1 2 2 : 邏 輯 閘

1 2 4 : 反 相 器

1 2 6 : 差 分 放 大 器

1 2 8 : 電 流 源

1 3 0 : 電 導 體

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】無線的連續血糖監測(CGM)發射器和減少無線的CGM發射器中的電池放電的方法

【英文發明名稱】WIRELESS CONTINUOUS
GLUCOSE MONITORING (CGM) TRANSMITTER AND METHOD OF
REDUING BATTERY DISCHARGE IN WIRELESS CGM TRANSMITTER

【技術領域】

【0001】 本申請案要求於2019年9月18日所申請的標題為「連續血糖監測(CGM)發射器的自動啟動(AUTOMATIC ACTIVATION OF CONTINUOUS GLUCOSE MONITORING (CGM) TRANSMITTER)」的美國臨時專利申請案號62 / 901,976的優先權和權益；出於所有目的在此藉由引用方式將其併入本文。

【0002】 本申請案涉及用於連續血糖監測系統的無線發射器。

【先前技術】

【0003】 體內及/或體外樣本中的連續分析物感測(如連續血糖監測(CGM))已經成為常規的感測操作，特別是在糖尿病護理中。藉由提供即時的血糖濃度，可更及時地應用治療/臨床作用，且可更好地控制血糖狀況。

【0004】 在CGM操作期間，通常皮下插入生物感測器，並在被組織和組織液包圍的環境中連續操作生物感測器。插入皮膚下的生物感測器提供信號至CGM感測器設備的無線CGM發射器，該信號係指示使用者的血糖水平。可能在

一整天內自動進行多次（例如，每隔幾分鐘或以其他間隔）這些測量。

【0005】 無線 C G M 發射器通常係黏附到使用者皮膚的外表面（如腹部上或上臂後側），而生物感測器是被插入通過皮膚以接觸組織液。

【0006】 無線 C G M 發射器通常是電池供電的裝置，該電池供電的裝置可在使用者開始使用之前，會先在商店或倉庫的貨架上被存儲及 / 或擱置一段時間（「貨架模式」）。儘管某些習知的 C G M 發射器可能係以低功率模式包裝，但在存儲或貨架模式期間仍可能發生大量電池放電。其他習知的 C G M 發射器可具有機電啟動開關，該機電啟動開關最初設置成使得電池與 C G M 電子設備斷開連接，以在存儲或貨架期間節省電池電量。然而，鑑於這種開關的尺寸和需要密封，這種開關不利地增加了 C G M 發射器的體積和成本。此外，此類習知的 C G M 發射器依靠使用者通過重置啟動開關來啟動發射器，以將電池連接到 C G M 電子設備。

【0007】 因此，需要改進的無線 C G M 發射器及減少處於存儲及 / 或貨架模式時的電池放電及啟動 C G M 發射器的方法。

【發明內容】

【0008】 根據第一態樣，一種減少無線的連續血糖監測（C G M）發射器中的電池放電的方法，其包括以下步驟：在包裝中接收 C G M 發射器（該包裝經配置成在其中接收並封裝 C G M 發射器）；回應於在包裝中接收 C G M 發射器，

將 C G M 發射器的電池與 C G M 發射器的發射器電子設備自動地電氣斷開；及回應於將 C G M 發射器從包裝中取出，將電池與發射器電子設備自動地電氣連接。

【0009】 根據第二態樣，無線的連續血糖監測（C G M）發射器包括第一啟動墊和第二啟動墊、發射器電子設備及具有正端子和負端子的電池，其中將負端子耦接到第一啟動墊。C G M 發射器亦包括具有輸入接腳、輸出接腳和使能接腳的開關斷開電路，其中將輸入接腳耦接到電池的正端子、將輸出接腳耦接到發射器電子設備的電源輸入，及將使能接腳耦接到第二啟動墊。開關斷開電路經配置為回應於第一啟動墊到第二啟動墊的電氣連接而使電池與發射器電子設備電氣斷開。

【0010】 根據第三態樣，一種減少無線的連續血糖監測（C G M）發射器中的電池放電的方法，其包括以下步驟：將開關斷開電路的輸入耦接至電池的正極，及將開關斷開電路的輸出耦接到 C G M 發射器的發射器電子設備的電源輸入。方法亦包括以下步驟：將第一啟動墊耦接至電池的負端子，及將第二啟動墊耦接至開關斷開電路的使能接腳。方法進一步包括以下步驟：將 C G M 發射器包裝在一包裝中（該包裝包括電導體），將該電導體定位成接觸第一和第二啟動墊兩者，從而使開關斷開電路將電池與發射器電子設備斷開。

【0011】 根據第四態樣，一種電池供電的電子裝置包括第一啟動墊和第二啟動墊、裝置電子設備及具有正端子和負

端子的電池，其中將負端子耦接至第一啟動墊。電池供電的電子裝置亦包括具有輸入接腳、輸出接腳和使能接腳的開關斷開電路，其中將輸入接腳耦接至電池的正極、將輸出接腳耦接至裝置電子設備的電源輸入，及將使能接腳耦接到第二啟動墊。開關斷開電路經配置為回應於第一啟動墊到第二啟動墊的電氣連接而將電池與裝置電子設備電氣斷開。

【0012】 通過以下對包括被認為是實施本發明的最佳模式的多個示例性實施例和實施方式的描述和說明，本申請案的其他態樣、特徵和優勢將顯而易見。本申請案也能有其他的和不同的實施例，且可在各個態樣對其幾個細節進行修改；所有這些實施例及細節都不脫離本發明的範疇。例如，本申請案的一些實施例可適用於提供給使用者之包括電池的其他電池供電的電子裝置。此種電池供電的電子裝置可包括各種遊戲、音樂、影片、通訊及/或電腦裝置，及/或上述組合。本申請案旨在包含落入所附請求項的範疇內的所有修改、等同物和替代物（參見下文）。

【圖式簡單說明】

【0013】 下文所描述的附圖僅用於說明目的，並不一定按比例繪製。因此，附圖和描述本質上應被認為是說明性的，而非限制性的。附圖無意以任何方式限制本發明的範疇。

【0014】 圖1示出了根據一個或多個實施例之在CGM發射器包裝中所接收的無線的連續血糖監測（CGM）發射器的示意圖。

【0015】 圖 2 A 示出了根據一個或多個實施例的 C G M 發射器的仰視圖。

【0016】 圖 2 B 示出了圖 2 A 的 C G M 發射器及根據一個或多個實施例的 C G M 發射器包裝(去除了側面板)的側視圖。

【0017】 圖 2 C 示出了根據一個或多個實施例之在圖 2 B 的 C G M 發射器包裝(移除了側面板)中所接收的 C G M 發射器的側視圖。

【0018】 圖 2 D 示出了根據一個或多個實施例之在圖 2 C 的 C G M 發射器包裝(移除了前面板)中所接收的 C G M 發射器的前視圖。

【0019】 圖 3 示出了根據一個或多個實施例的耦接到 C G M 感測器組件的 C G M 發射器的發射器電子設備的示意圖。

【0020】 圖 4 示出了根據一個或多個實施例的 C G M 感測器設備的簡化側視圖。

【0021】 圖 5 示出了根據一個或多個實施例之減少 C G M 發射器中的電池放電的方法的流程圖。

【0022】 圖 6 示出了根據一個或多個實施例之減少 C G M 發射器中的電池放電的另一種方法的流程圖。

【實施方式】

【0023】 包括一個或多個電池的電池供電的電子裝置可在使用前在商店或倉庫的貨架上放置數個月(可稱為「貨架模式」)。這些電子裝置(即使是最初設置為低功率模式的那些電子裝置)在處於貨架模式時也可能會遭受到大量的電池放電。在本文所述的一個或多個實施例中,可為(例

如) 無線的連續血糖監測 (CGM) 發射器的電池供電的電子裝置可包括開關斷開電路, 該開關斷開電路與經配置為將裝置接收和封裝在其中的包裝共同在一起顯著減少了裝置存儲及/或處於貨架模式時的電池放電。此外, 根據本文所描述的一個或多個實施例的電池供電的電子裝置可在一旦在從其包裝中取出該裝置時就自動啟動。

【0024】 下文將結合無線的CGM發射器和圖1至圖6來描述根據一個或多個實施例之所發明的電池供電電子裝置的這些和其他特徵。

【0025】 一些習知的電池供電的CGM發射器最初是在低功率模式下經設置和經包裝。然而, 這些CGM發射器可能仍會消耗電池電量。例如, CGM發送器的微控制器在典型的低功率模式下仍可能消耗1-2 μA 。在12個月的存儲或貨架模式後, 電池可能會損失約9-18 mA h 。這表示有足夠的電池電量可操作CGM發射器近兩週。製造商通常係藉由提供具有足夠功率之更大、更昂貴的電池以補償長時間的存儲及/或貨架模式來解決此電池放電問題。

【0026】 可在無需在電池和發射器電子設備之間建立內部連接情況下 (而是具有兩個外部可存取的導電墊, 一者連接到電池而另一者連接到發射器電子設備的電源輸入), 來製造其他習知的電池供電的CGM發射器。一旦CGM感測器組件上的電氣連接器連接到可經定位在使用者皮膚上的CGM感測器組件時, CGM感測器組件上的電氣連接器就可接觸兩個導電墊, 從而將電池電氣連接到發射器電子

設備。然而，這種類型的電氣連接的缺點是對於可穿戴式裝置而言不夠可靠，該可穿戴式裝置會受到使用者運動所引起的振動的影響。若兩個導電墊之間的電氣連接斷開（即，兩個導電墊中的一者或兩者失去與CGM感測器組件電氣連接器的接觸），則即使是幾毫秒，CGM發射器會失去資料且可能需要在一旦恢復電力後就要額外重新校準。

【0027】 圖1示出了根據一個或多個實施例的無線的CGM發射器100和經配置為在其中接收CGM發射器100的CGM包裝102。CGM發射器100有利地減少了在其經包裝在CGM包裝102中時在存儲及/或貨架模式期間的電池放電，及一旦從CGM包裝102中取出CGM發射器100，CGM發射器100就會自動啟動。有利地，一旦從CGM包裝102中取出CGM發射器100，CGM發射器100就不需要藉由外部裝置、連接器或組件的任何電氣連接且不需要使用者為讓其電池供電所採取的任何其他操作。

【0028】 CGM發射器100可提供藍牙、WiFi、RF或其他合適的無線通訊。CGM發射器100可包括至少一個電池104、開關斷開電路106、發射器電子設備108、第一啟動墊110-A和第二啟動墊110-B。電池104可具有正（「+」）端子和負（「-」）端子。電池104的負（「-」）端子可經耦接到第一啟動墊110-A。開關斷開電路106可具有輸入接腳112、輸出接腳114和使能接腳116，其中輸入接腳112可經耦接至電池104的正（「+」）端子、輸出接腳

114可經耦接至發射器電子設備108的電源輸入118，及使能接腳116可經耦接到第二啟動墊110-B。

【0029】 開關斷開電路106亦可包括電晶體開關120、邏輯閘122、反相器124、差分放大器126（作為比較器）和電流源128。電晶體開關120可在輸入接腳112和輸出接腳114之間串聯耦接（即，在導通時電流流過電晶體開關120時在輸入接腳112和輸出接腳114之間的方向）。邏輯閘122可具有第一輸入、第二輸入及輸出，其中輸出可經耦接到電晶體開關120的控制輸入，以控制電晶體開關120的開/關操作。在一些實施例中，電晶體開關120可包括MOSFET，且更具體來說，電晶體開關120可以是P通道MOSFET，其中其汲極經耦接到輸入接腳112、其源極經耦接到輸出接腳114，及其閘極經耦接到邏輯閘122的輸出。在包括P通道MOSFET的實施例中，邏輯閘122可包括OR閘。替代地，可使用其他類型的電晶體開關和邏輯閘。反相器124可經耦接在使能接腳116和邏輯閘122的第一輸入之間。差分放大器126可具有經耦接到輸入接腳112的反相輸入、經耦接到輸出接腳114的非反相輸入及經耦接到邏輯閘122的第二輸入的輸出。電流源128可耦接在輸入接腳112和使能接腳116之間。在一些實施例中，開關斷開電路106可包括奈米功率理想二極體，如加州聖荷西市的Maxim Integrated公司的MAX40203理想二極體。。

【0030】 開關斷開電路106可如下操作：在第二啟動墊110-B電浮動（即，第二啟動墊110-B未電氣連接到第一

啟動墊 110-A、接地或電壓)的情況下，使能接腳 116 也是電浮動的。在一些實施例中可回應於此而提供約 14-16 nA 的電流的電流源 128 致動開關斷開電路 106。也就是說，反相器 124 向邏輯 (OR) 閘 122 輸出邏輯 LOW 信號。邏輯 (OR) 閘 122 亦從差分放大器 126 的輸出接收邏輯 LOW 信號，使邏輯 (OR) 閘 122 向電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 輸出邏輯 LOW 信號。在電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 的控制輸入(閘)處接收的邏輯 LOW 信號使電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 導通，從而在輸入接腳 112 和輸出接腳 114 之間建立電流路徑。這將電池 104 連接到發射器電子設備 108 的電源輸入 118。在此致動模式下，跨接電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 的電壓降在一些實施例中可小於 20 mV。

【0031】 一旦第二啟動墊 110-B 電氣連接到 (例如) 接地 (即，負 (「-」) 電池端子) 的第一啟動墊 110-A，使能接腳 116 亦就接地，這禁用了開關斷開電路 106。也就是說，反相器 124 向邏輯 (OR) 閘 122 輸出邏輯 HIGH 信號，邏輯 (OR) 閘 122 繼續從差分放大器 126 的輸出接收邏輯 LOW 信號。邏輯 (OR) 閘 122 藉由輸出邏輯 HIGH 信號到電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 的控制輸入 (閘) 來回應，這使電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 截止。電晶體 (P 通道 MOSFET) 開關 120 因此斷開 (即，輸入接腳 112 和輸出接腳 114 之間不存在電流路徑)，這使電池 104 與發射器電子設備 108 的電源輸入 118 斷開連接。

【0032】 在此禁用模式下，靜態電流在一些實施例中可為大約 130 nA 。在（例如）CGM發射器100的12個月存儲及/或貨架模式期間，電池104在此禁用模式下可能僅放電約 1.1 mAh （即， $130\text{ nA} \times 24\text{ 小時} \times 365\text{ 天}$ ）。與LiMn電池的典型自放電速率相比，此經減少的電池放電速率較佳。

【0033】 為了在CGM發射器100處於存儲及/或貨架模式時實施禁用模式，可（例如，藉由CGM發射器製造商或包裝提供商）提供CGM包裝102；CGM包裝102經配置為接收並封裝CGM發射器100在其中。CGM包裝102包括電導體130；電導體130經定位成使得一旦CGM發射器100經接收及經封裝在CGM包裝102內（如圖1所示），第一啟動墊110-A和第二啟動墊110-B（其中的每一者皆為在CGM發射器100的外表面上可外部存取的啟動墊）就皆與電導體130電接觸。經由電導體130的接地使能接腳116來將第一啟動墊110-A電氣連接至第二啟動墊110-B，這如上所述地禁用了開關斷開電路106。電導體130可以是（例如）金屬板或導電碳化橡膠，且可用任何常規方式（例如，經由黏合劑或緊固件，或裝配在經接收在CGM包裝102中的模製插入件內等）將電導體130定位在CGM包裝102的內部及附接至CGM包裝102及/或安裝在CGM包裝102內。其他導電材料可用於電導體130。

【0034】 圖2A至圖2D示出了CGM發射器200；CGM發射器200可與CGM發射器100相同或大體上相同，CGM發射

器 200 根據一個或多個實施例可具有在 CGM 發射器 200 的底表面 211 上外部可存取的第一啟動墊 210-A 和第二啟動墊 210-B。第一啟動墊 210-A 和第二啟動墊 210-B 可在 CGM 發射器 200 內耦接，以在一個或多個電池與 CGM 發送器 200 的發送器電子裝置連接和斷開連接方面，如上文針對 CGM 發射器 100 的第一啟動墊 110-A 和第二啟動墊 110-B 所述地操作。

【0035】 圖 2B 至圖 2D 示出了 CGM 包裝 202，其可與 CGM 包裝 102 相同或基本上相同，且可經配置為根據一個或多個實施例將 CGM 發射器 200 接收並封裝在其中。

【0036】 如圖 2B 至圖 2D 所示，CGM 包裝 202 可以是習知紙板結構之大致上正方形或矩形的包裝或盒狀結構，其具有前面板 232、後面板 234、頂面板 236、底面板 238 和兩個側面板 240-A 和 240-B。CGM 包裝 202 進一步可包括附接到 CGM 包裝 202 的內部及 / 或定位在或位於 CGM 包裝 202 的內部的電導體 230，使得電導體 230 在一旦發射器 200 被接收到 CGM 包裝 202 中時就電接觸第一啟動墊 210-A 和第二啟動墊 210-B 兩者。電導體 230 可以是例如金屬板、導電碳化橡膠條或任何其他合適的電導體。可用任何合適的方式（例如，經由黏合劑或緊固件）來將電導體 230 附接到 CGM 包裝 202 的內表面（例如，底板 238 的內表面）或內部結構。CGM 包裝 202 可進一步包括支撐表面 242，支撐表面 242 經配置為在其上接收 CGM 發射器 200 的一部分。支撐表面 242 可具有與 CGM 包裝 202 的面

板相同的紙板構造，或替代地，支撐表面242例如可為模製的及/或經配置成在CGM發射器200之前就接收在CGM包裝202中的底部插入件。其他類型或構造的支撐表面242是可能的。CGM包裝202可經配置和構造成（例如）具有一個或多個支撐表面242及/或引導結構，使得可僅在一旦CGM發射器200被完全接收在CGM包裝202中就導致第一啟動墊210-A和第二啟動墊210-B兩者皆電接觸電導體230的方向上，將CGM發射器200引導至和接收在CGM包裝202中。在其他實施例中，CGM包裝202可具有只要CGM發射器200經配置成接收並封裝在其中使得第一啟動墊210-A和第二啟動墊210-B各自電接觸位於CGM包裝202內部的電導體之其他合適的形狀、構造和材料。

【0037】 圖3示出了根據一個或多個實施例的CGM發射器300的發射器電子設備308，其可以可移除地耦接到CGM感測器組件344。替代地，在一些實施例中，CGM發射器300和CGM感測器組件344可以是單個整合單元。CGM發射器300可與CGM發射器100及/或CGM發射器200相同或基本上相同，且發射器電子設備308可與發射器電子設備108相同或基本上相同。CGM感測器組件344包括感測器電子設備，且CGM感測器組件344可經配置為藉由將經插入至患者體中的感測器組件（未在圖3中示出；見圖4）來連續獲得血糖讀數。CGM發射器300可包括接觸墊346-A、接觸墊346-B和接觸墊346-C，每者均配置為與

C G M 感測器組件 3 4 4 電接觸並從中接收血糖讀數，並將這些讀數傳輸到發射器電子設備 3 0 8。

【0038】發射器電子設備 3 0 8 可包括電源（V C C）輸入 3 1 8、微控制器 3 4 8、天線 3 5 0、序列匯流排 3 5 2 和類比前端（A F E）電路 3 5 4，且可提供藍牙、W i F i、R F 或其他合適的無線通訊。發射器電子設備 3 0 8 可經由電源觸點 3 5 6 向 C G M 感測器組件 3 4 4 提供功率。類比前端電路 3 5 4 可處理血糖讀數（例如，提供類比至數位信號轉換），且經由序列匯流排 3 5 2 將轉換後的信號傳輸至微控制器 3 4 8。可將微控制器 3 4 8 程式化成進一步處理經轉換後的信號以確定血糖濃度，且經由天線 3 5 0 將所確定的血糖濃度發送到 C G M 發射器 3 0 0 的範圍內的管理單元或合適的電腦。

【0039】圖 4 示出了根據一個或多個實施例的 C G M 感測器設備 4 0 1。C G M 感測器設備 4 0 1 包括無線的 C G M 發射器 4 0 0，其可與 C G M 發射器 1 0 0、C G M 發射器 2 0 0 及 / 或 C G M 發射器 3 0 0 相同或基本上相同。C G M 感測器設備 4 0 1 亦可包括體上（o n - b o d y）C G M 感測器組件 4 4 4、感測器組件 4 5 8 及感測器盒 4 6 0。可用任何常規方式將 C G M 發射器 4 0 0 耦接至體上 C G M 感測器組件 4 4 4，且可從 C G M 發射器 4 0 0 的一個或多個電池向體上 C G M 感測器組件 4 4 4 提供電力。可從一個 C G M 感測器組件拆下 C G M 發射器 1 0 0、C G M 發射器 2 0 0、C G M 發射器 3 0 0 及 / 或 C G M 發射器 4 0 0 中之每一者，且 C G M 發射器 1 0 0、C G M 發射器 2 0 0、C G M 發射器 3 0 0 及 / 或 C G M 發射器 4 0 0 中之每一者可與其他

C G M 感測器組件一起重複使用。C G M 感測器組件 4 4 4 可與 C G M 感測器組件 3 4 4 相同或基本上相同。感測器盒 4 6 0 可經配置成在其中接收 C G M 感測器組件 4 4 4 和 C G M 發射器 4 0 0 並使 C G M 感測器組件 4 4 4 和 C G M 發射器 4 0 0 在其中就位，且感測器盒 4 6 0 可用任何習知方式來安裝到/連接到使用者的身體 4 6 2（例如，軀幹）。通過已知手段（如藉由使用插入裝置）可將感測器組件 4 5 8（例如可為套管或針）插入到使用者的身體 4 6 2 中。感測器組件 4 5 8 可與 C G M 感測器組件 4 4 4 對接，以允許基本上連續地感測使用者血液中的血糖水平。C G M 發射器 4 0 0 可將感測器讀數和從 C G M 感測器組件 4 4 4 接收到的其他資料傳送到 C G M 發射器 4 0 0 的範圍內的 C G M 管理單元或其他合適的電腦裝置（均未示出）。

【0040】 圖 5 示出了根據一個或多個實施例的減少無線連續血糖監測（C G M）發射器中的電池放電的方法 5 0 0。方法 5 0 0 可與（例如）C G M 發射器 1 0 0 和 C G M 包裝 1 0 2 及/或 C G M 發射器 2 0 0 和 C G M 包裝 2 0 2 一起使用。在處理框 5 0 2 處，方法 5 0 0 可包括以下步驟：在經配置為在其中接收和封裝 C G M 的包裝中接收 C G M 發射器。例如，如圖 2 B 至圖 2 D 中所示，C G M 發射器 2 0 0 可接收在 C G M 包裝 2 0 2 中；C G M 包裝 2 0 2 經配置成在其中接收並封裝 C G M 發射器 2 0 0。

【0041】 在處理框 5 0 4 中，方法 5 0 0 可包括以下步驟：回應於包裝中接收到 C G M 發射器，自動地將 C G M 發射器的

電池與CGM發射器的發射器電子設備電氣斷開。例如，如圖1所示且如上所述，在第一啟動墊110-A和第二啟動墊110-B都接觸電導體130的情況下，開關斷開電路106將電池104與發射器電子設備108電氣斷開。

【0042】 在處理框506處，方法500可包括以下步驟：回應於從包裝中取出CGM發射器而自動地將電池電氣連接到發射器電子設備。例如，亦如上文結合圖1所描述地，在第二啟動墊110-B電浮動（例如，未經由電導體130電氣連接至第一啟動墊110-A）的情況下，開關斷開電路106將電池104電氣連接至發射器電子設備108的電源輸入118。

【0043】 圖6示出了根據一個或多個實施例的減少無線連續血糖監測（CGM）發射器中的電池放電的方法600。方法600可與（例如）CGM發射器100和CGM包裝102及/或CGM發射器200和CGM包裝202一起使用。在處理框602處，方法600可包括以下步驟：將開關斷開電路的輸入耦接到電池的正端子，並將開關斷開電路的輸出耦接到CGM發射器的發射器電子設備的電源輸入。例如，參考圖1，電池可以是電池104、開關斷開電路可以是開關斷開電路106，且發射器電子設備可以是發射器電子設備108。

【0044】 在處理框604處，方法600可包括以下步驟：將第一啟動墊耦接到電池的負端子。再次參考圖1，例如，第一啟動墊可以是第一啟動墊110-A，其可耦接到電池104的負（「-」）端子。

【0045】 在處理框 606 處，可將第二啟動墊耦接到開關斷開電路的使能接腳。例如，第二啟動墊 110-B 可耦接到圖 1 的開關斷開電路 106 的使能接腳 116。

【0046】 在處理框 608 處，方法 600 可包括以下步驟：將 CGM 發射器包裝在包括電導體的包裝中，該電導體經定位成與第一啟動墊和第二啟動墊兩者接觸，從而使開關斷開電路將電池與發射器電子設備斷開。例如，如圖 1 所示，CGM 發射器 100 可經包裝在 CGM 包裝 102 中；CGM 包裝 102 包括經定位成接觸第一啟動墊 110-A 和第二啟動墊 110-B 兩者的電導體 130，這導致開關斷開電路 106 將電池 104 與發射器電子設備 108 斷開連接。

【0047】 在一些實施例中，方法 600 進一步可包括以下步驟：從包裝中取出 CGM 發射器以自動啟動 CGM 發射器。從 CGM 發射器包裝中取出 CGM 發射器會導致開關斷開電路將電池連接到發射器電子設備，以回應包裝中的電導體不再將第一啟動墊和第二啟動墊電氣連接在一起。如上文結合圖 1 所描述地，在第二啟動墊 110-B 電浮動（即，未電氣連接到第一啟動墊 110-A、接地或電壓）的情況下，電晶體開關 120 導通，從而在輸入接腳 112 和輸出接腳 114 之間形成將電池 104 連接到發射器電子設備 108 的電源輸入 118 的電流路徑。

【0048】 在一些實施例中，方法 600 可進一步包括以下步驟：提供包裝，該包裝經配置為在其中接收和封裝 CGM 發射器。例如，如圖 2B 至圖 2D 所示，可提供 CGM 包裝 202；

C G M 包 裝 2 0 2 經 配 置 為 在 其 中 接 收 和 封 裝 C G M 發 射 器 2 0 0 。

【0049】 前文敘述揭露了本申請案的示例實施例。落入本申請案範疇內的上述設備和方法的修改對於所屬技術領域中具有通常知識者而言應是顯而易見的。因此，儘管已結合示例實施例揭露了本申請案，但應當理解的是，其他實施例可落入由所附申請專利範圍限定的本申請案的範疇內。

【符號說明】

1 0 0 : C G M 發 射 器

1 0 2 : C G M 包 裝

1 0 4 : 電 池

1 0 6 : 開 關 斷 開 電 路

1 0 8 : 發 射 器 電 子 設 備

1 1 0 - A : 第 一 啟 動 墊

1 1 0 - B : 第 二 啟 動 墊

1 1 2 : 輸 入 接 腳

1 1 4 : 輸 出 接 腳

1 1 6 : 使 能 接 腳

1 1 8 : 電 源 輸 入

1 2 0 : 電 晶 體 開 關

1 2 2 : 邏 輯 閘

1 2 4 : 反 相 器

1 2 6 : 差 分 放 大 器

1 2 8 : 電 流 源

1 3 0 : 電 導 體

2 0 0 : C G M 發 射 器

2 0 2 : C G M 包 裝

2 1 0 - A : 第 一 啟 動 墊

2 1 0 - B : 第 二 啟 動 墊

2 1 1 : 底 表 面

2 3 0 : 電 導 體

2 3 2 : 前 面 板

2 3 4 : 後 面 板

2 3 6 : 頂 面 板

2 3 8 : 底 面 板

2 4 0 - A : 側 面 板

2 4 0 - B : 側 面 板

2 4 2 : 支 撐 表 面

3 0 0 : C G M 發 射 器

3 0 8 : 發 射 器 電 子 設 備

3 1 8 : 電 源 輸 入

3 4 4 : C G M 感 測 器 組 件

3 4 6 - A : 接 觸 墊

3 4 6 - B : 接 觸 墊

3 4 6 - C : 接 觸 墊

3 4 8 : 微 控 制 器

3 5 0 : 天 線

3 5 2 : 序 列 匯 流 排

3 5 4 : 類 比 前 端 (A F E) 電 路

4 0 0 : C G M 發 射 器

4 0 1 : C G M 感 測 器 設 備

4 4 4 : C G M 感 測 器 組 件

4 5 8 : 感 測 器 組 件

4 6 0 : 感 測 器 盒

4 6 2 : 身 體

5 0 0 : 方 法

5 0 2 : 處 理 框

5 0 4 : 處 理 框

5 0 6 : 處 理 框

6 0 0 : 方 法

6 0 2 : 處 理 框

6 0 4 : 處 理 框

6 0 6 : 處 理 框

6 0 8 : 處 理 框

【生物材料寄存】

國 內 寄 存 資 訊 (請 依 寄 存 機 構 、 日 期 、 號 碼 順 序 註 記)

無

國 外 寄 存 資 訊 (請 依 寄 存 國 家 、 機 構 、 日 期 、 號 碼 順 序 註 記)

無

【發明申請專利範圍】

【請求項1】 一種無線的連續血糖監測（CGM）發射器，包括：

發射器電子設備；

一電池，其具有一正端子和一負端子，該負端子經耦接至一第一導電墊；及

一開關斷開電路，其具有一輸入接腳、一輸出接腳和一使能接腳，其中該輸入接腳經耦接至該電池的該正端子、該輸出接腳經耦接至該發射器電子設備的一電源輸入，及該使能接腳經耦接至一第二導電墊；

其中該開關斷開電路經配置成回應於將該CGM發射器包裝在包括一電導體的一包裝中，該電導體係經定位成與該第一導電墊和該第二導電墊皆接觸從而使該開關斷開電路將該電池與該發射器電子設備斷開，而將該電池與該發射器電子設備電氣斷開。

【請求項2】 如請求項1所述的CGM發射器，其中一旦從該包裝中取出該CGM發射器，該第一導電墊和該第二導電墊就不與該電導體接觸，使得該開關斷開電路將該電池電氣連接到該發射器電子設備。

【請求項3】 如請求項1所述的CGM發射器，其中該電導體包括一金屬板或導電碳化橡膠。

【請求項4】 如請求項1所述的CGM發射器，進一步包括經耦接到該發射器電子設備的一CGM感測器組件，該CGM感測器組件包括感測器電子設備，該感測器電

子設備經配置為經由一感測器組件來連續測量一體液中的血糖的一濃度。

【請求項5】 如請求項4所述的CGM發射器，其中該CGM發射器可移除地耦接到該CGM感測器組件。

【請求項6】 如請求項1所述的CGM發射器，其中該發射器電子設備包括：

一微控制器；

一天線，該天線經耦接到該微控制器；

一類比前端電路，該類比前端電路經配置為耦接至用於感測一體液中的一分析物的一感測器組件；及

一序列匯流排，該序列匯流排將該類比前端電路耦接到該微控制器。

【請求項7】 如請求項1所述的CGM發射器，其中該開關斷開電路包括：

一電晶體開關，該電晶體開關在該輸入接腳和該輸出接腳之間串聯耦接；

一邏輯閘，該邏輯閘具有第一輸入和第二輸入及一輸出，該輸出經耦接到該電晶體開關以控制該電晶體開關的操作；

一反相器，該反相器經耦接在該使能接腳與該邏輯閘的該第一輸入之間；

一差分放大器，該差分放大器具有經耦接到該輸入接腳的一反相輸入、經耦接到該輸出接腳的一非反相輸入，及經耦接到該邏輯閘的該第二輸入的一輸出；及

一電流源，該電流源經耦接在該輸入接腳和該使能接腳之間。

【請求項8】 如請求項7所述的CGM發射器，其中該電晶體開關包括一MOSFET，及該邏輯閘包括一OR閘。

【請求項9】 一種減少一無線的連續血糖監測（CGM）發射器中的電池放電的方法，該方法包括以下步驟：

將一開關斷開電路的一輸入耦接到一電池的一正端子，及將該開關斷開電路的一輸出耦接到該CGM發射器的發射器電子設備的一電源輸入；

將一第一導電墊耦接到該電池的一負端子；

將一第二導電墊耦接到該開關斷開電路的一使能接腳；
及

將該CGM發射器包裝在包括一電導體的一包裝中，該電導體經定位成與該第一導電墊和該第二導電墊皆接觸，從而使該開關斷開電路將該電池與該發射器電子設備斷開。

【請求項10】 如請求項9所述的方法，進一步包括以下步驟：從該包裝中取出該CGM發射器，其中該開關斷開電路回應於該電導體不接觸該第一導電墊和該第二導電墊兩者而將該電池連接至該發射器電子設備。

【發明圖式】

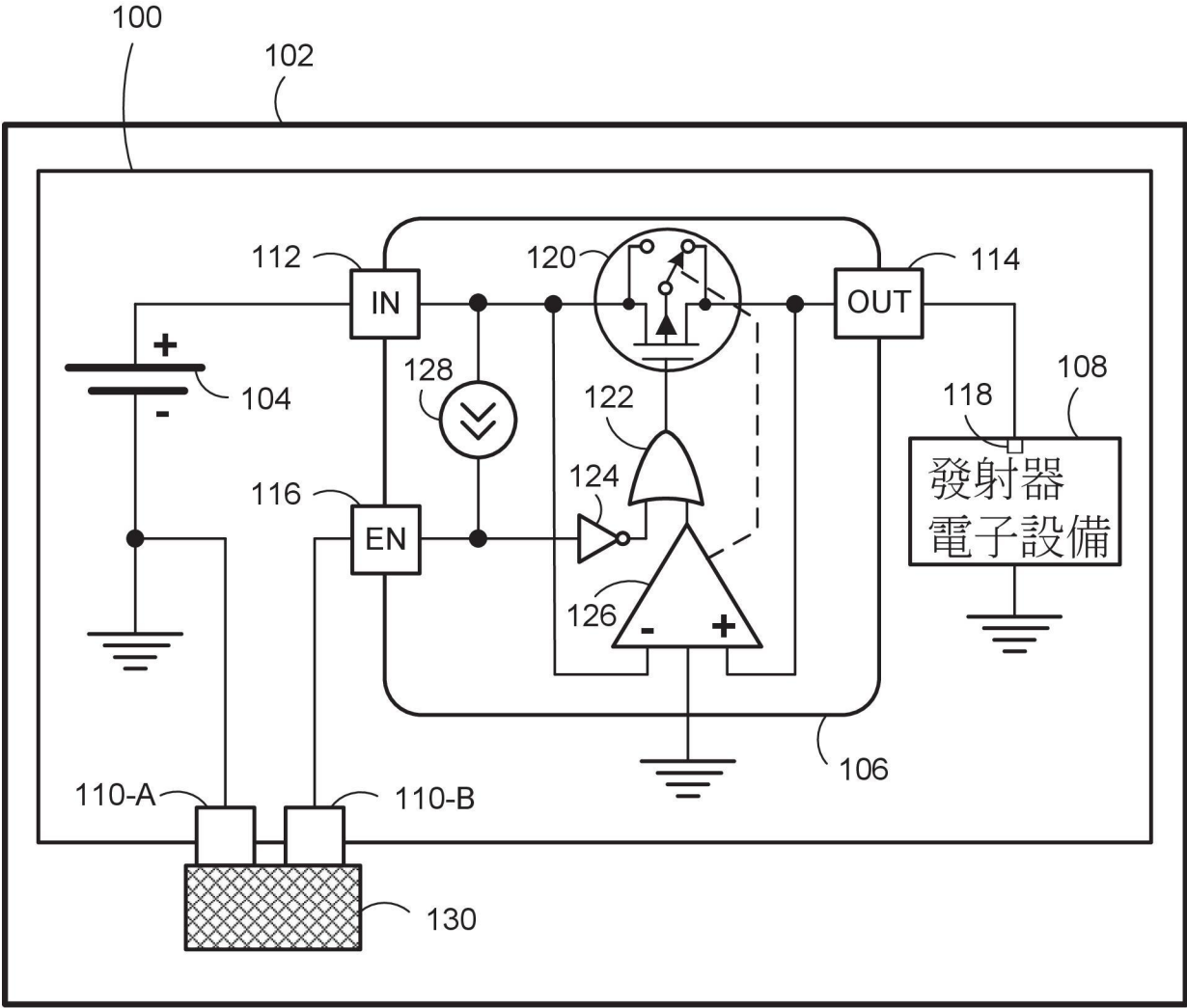


圖 1



圖 2A

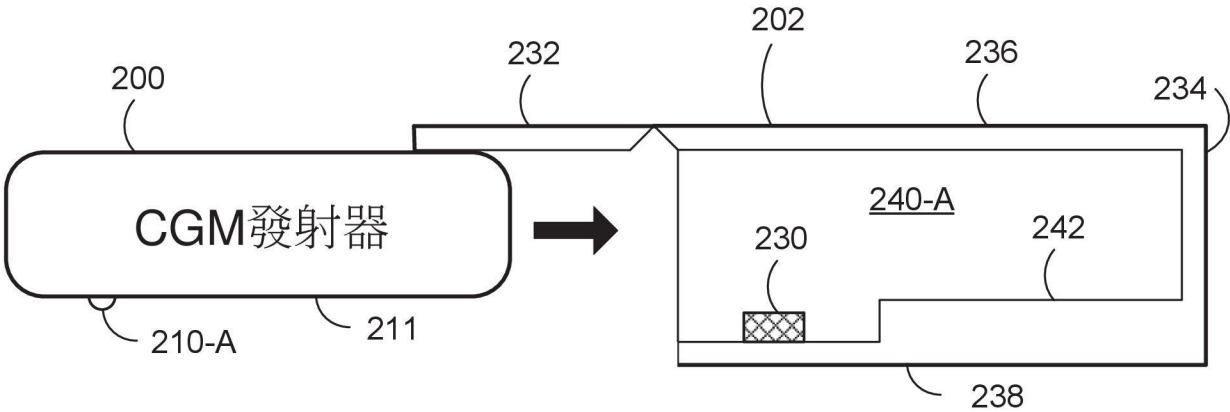


圖 2B

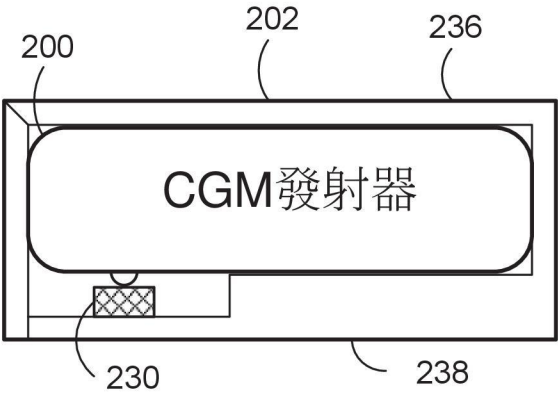


圖 2C

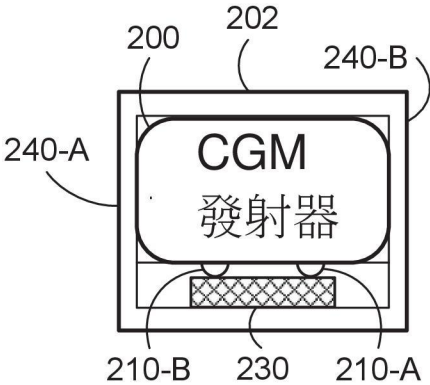


圖 2D

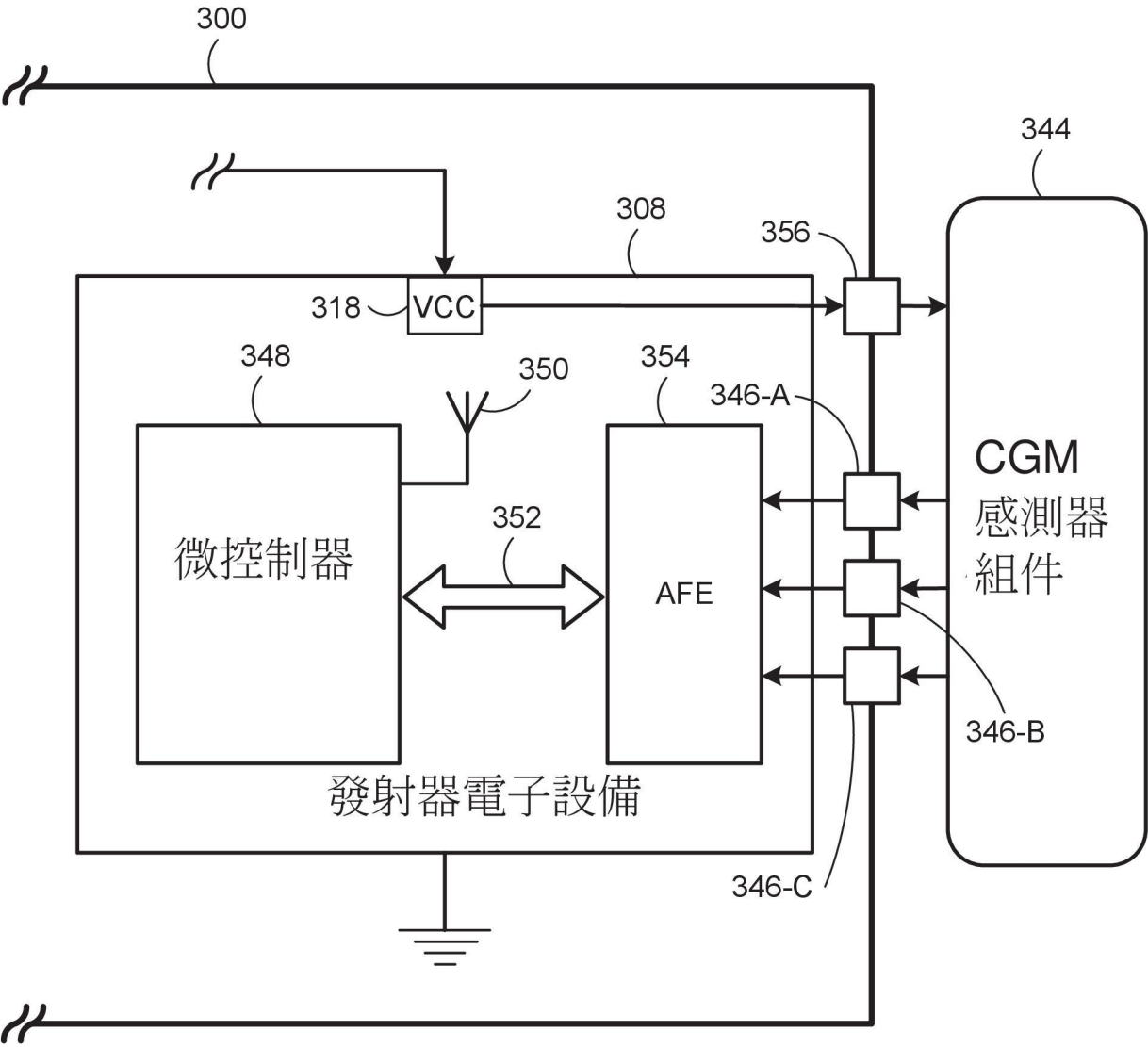


圖 3

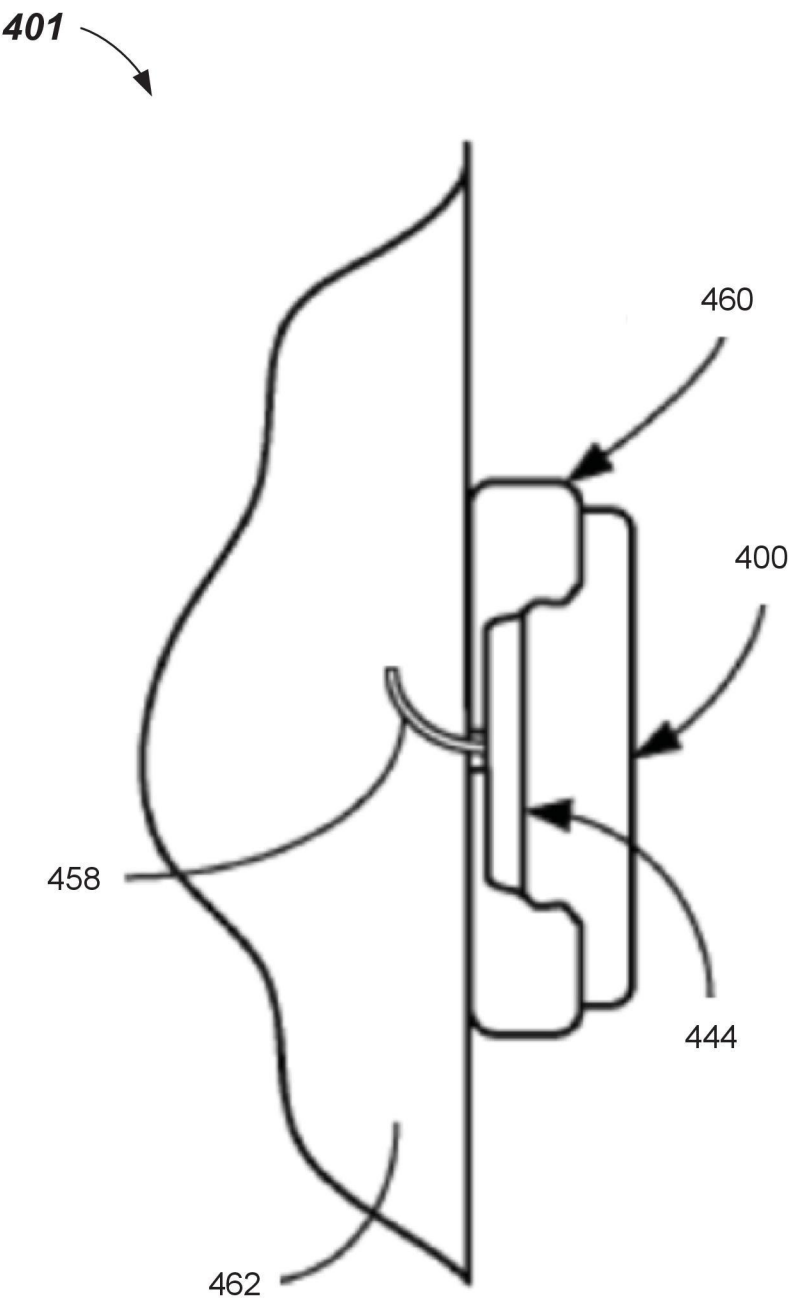


圖 4

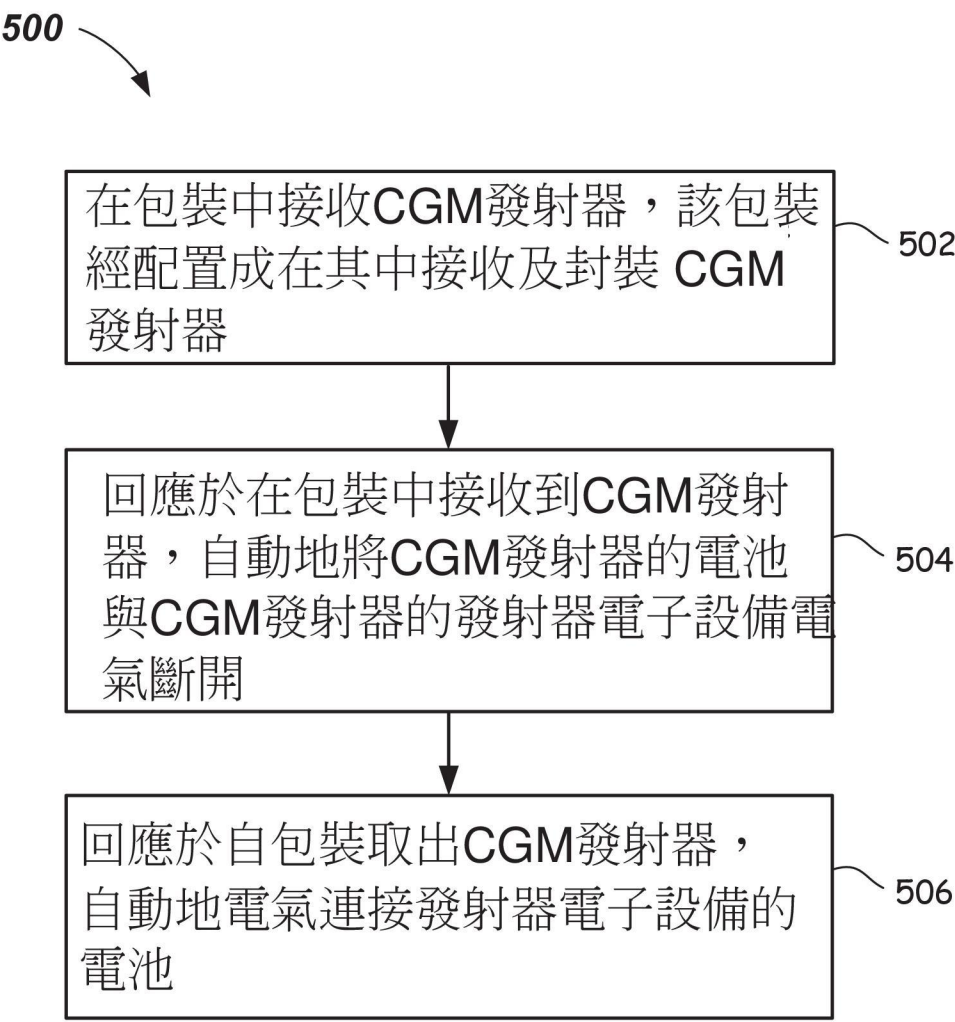


圖 5

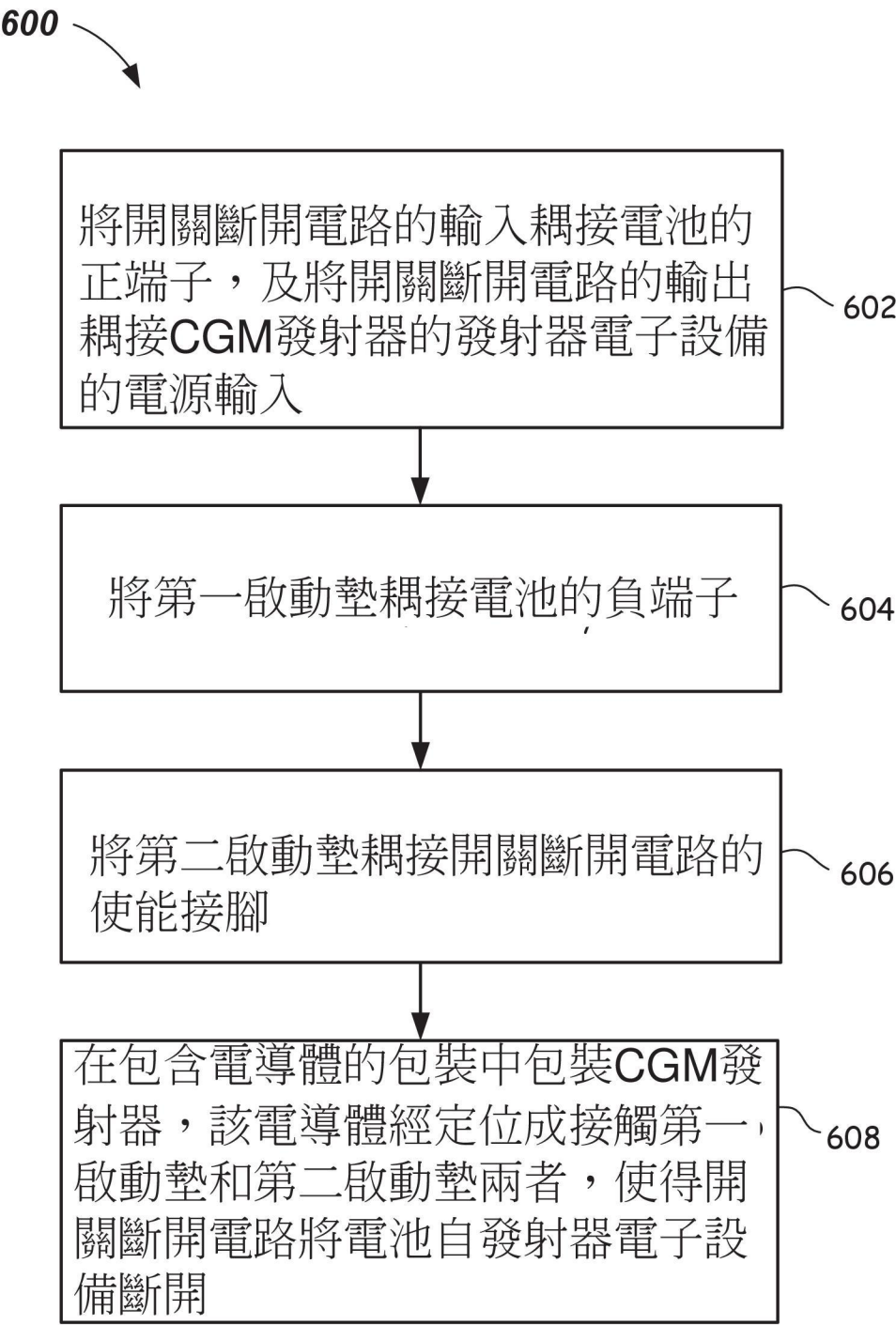


圖 6