



(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 I625521 B

(45)公告日：中華民國 107 (2018) 年 06 月 01 日

(21)申請案號：101151340

(22)申請日：中華民國 101 (2012) 年 12 月 28 日

(51)Int. Cl. : **G01N27/327 (2006.01)**

|          |            |    |            |
|----------|------------|----|------------|
| (30)優先權： | 2011/12/29 | 美國 | 61/581,087 |
|          | 2011/12/29 | 美國 | 61/581,089 |
|          | 2011/12/29 | 美國 | 61/581,099 |
|          | 2011/12/29 | 美國 | 61/581,100 |
|          | 2012/05/31 | 美國 | 61/654,013 |

(71)申請人：美商來富肯蘇格蘭有限公司(美國) LIFESCAN SCOTLAND LTD. (US)  
英國

(72)發明人：麥爾查 麥可 MALECHA, MICHAEL (GB)

(74)代理人：黃慶源；陳彥希

(56)參考文獻：

US 2007/0084734A1

US 2010/0206749A1

審查人員：陳勇志

申請專利範圍項數：86 項 圖式數：15 共 169 頁

## (54)名稱

基於含分析物試樣所感測之物理特性所界定的多重離散測量之電化學測試條的準確分析物測量  
ACCURATE ANALYTE MEASUREMENTS FOR ELECTROCHEMICAL TEST STRIP BASED ON  
MULTIPLE DISCRETE MEASUREMENTS DEFINED BY SENSED PHYSICAL CHARACTERISTIC  
(S) OF THE SAMPLE CONTAINING THE ANALYTE

## (57)摘要

藉由測定包含分析物之試樣的至少一物理特性以及根據物理特性與取樣時間之間的關係推導一特定取樣時間以提供較準確的分析物濃度之各種實施例以便該分析物濃度可在特定取樣時間點以較佳的準確度測定。

Various embodiments that allow for a more accurate analyte concentration by determining at least one physical characteristic of the sample containing the analyte and deriving a specific sampling time based on a relationship between the physical characteristic and sampling time so that the analyte concentration can be determined with greater accuracy with the specific sampling time point.

指定代表圖：

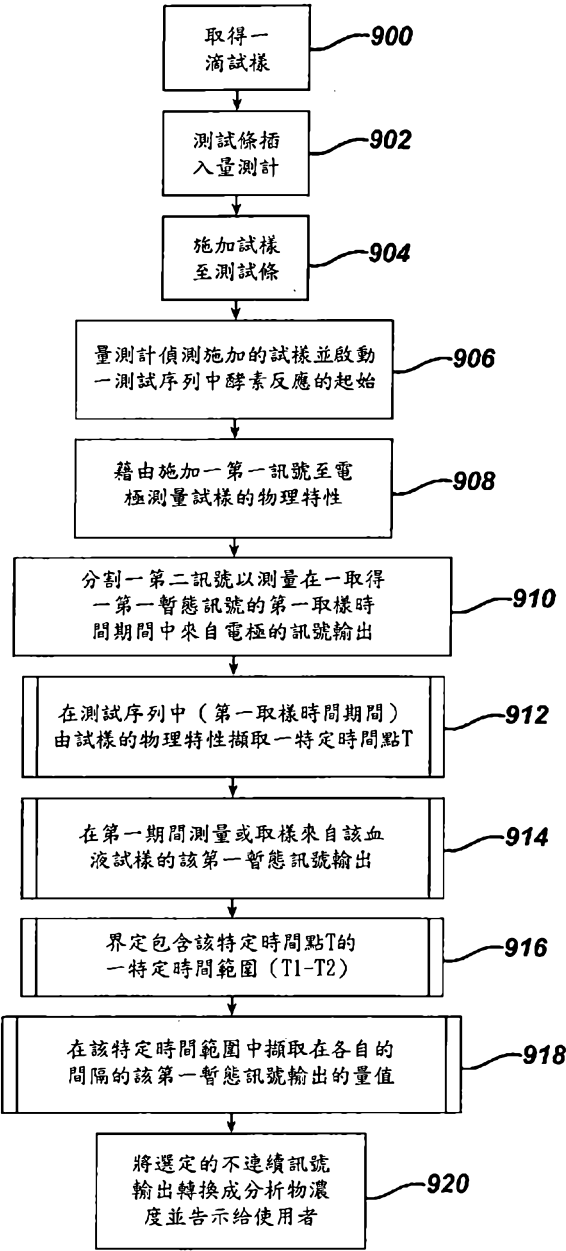


圖6A

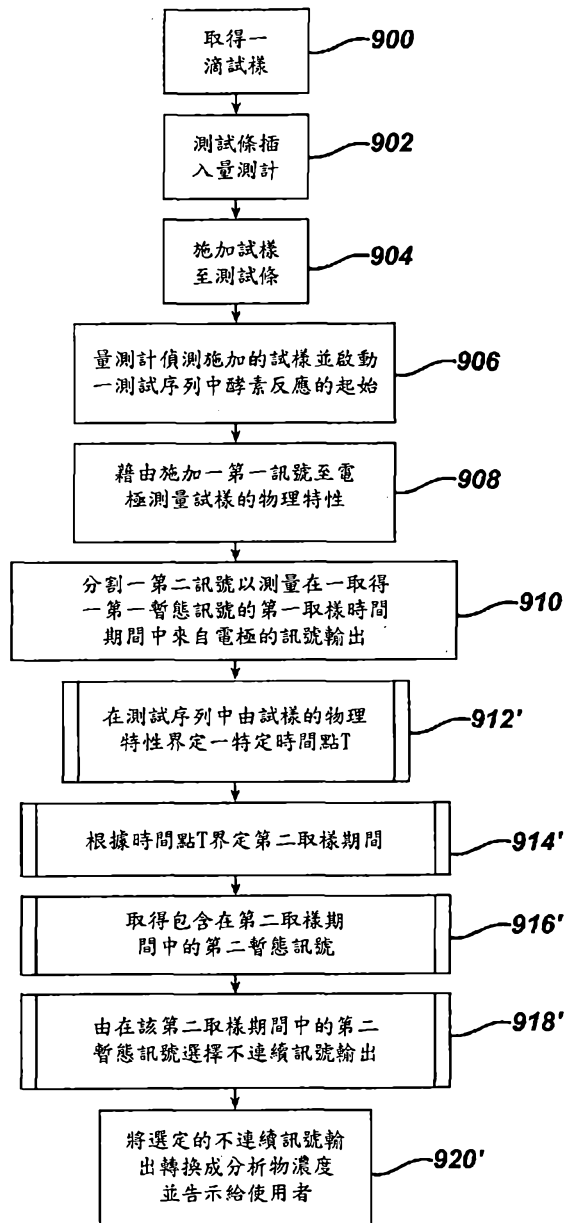


圖6B

# 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】

基於含分析物試樣所感測之物理特性所界定的多重離散測量之  
電化學測試條的準確分析物測量

ACCURATE ANALYTE MEASUREMENTS FOR  
ELECTROCHEMICAL TEST STRIP BASED ON MULTIPLE  
DISCRETE MEASUREMENTS DEFINED BY SENSED  
PHYSICAL CHARACTERISTIC(S) OF THE SAMPLE  
CONTAINING THE ANALYTE

## 【技術領域】

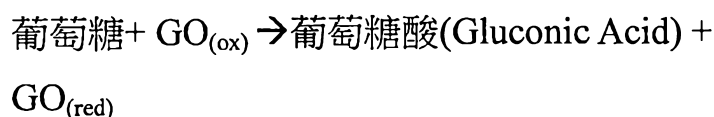
電化學葡萄糖生物感測器（如 LifeScan, Inc.公司提供之 OneTouch® Ultra®全血測試套組中所使用的生物感測器）係被設計用來測量一糖尿病病人之血液試樣中的葡萄糖濃度。。本申請案主張先前申請的美國專利臨時申請案案號 61/581,087（代理人案號第 DDI5220USPSP）、61/581,089（代理人案號第 DDI5220USPSP1 號）、61/581,099（代理人案號第 DDI5220USPSP2 號）、及 61/581,100（代理人案號第 DDI5221USPSP）的優先權的利益，所有都在 2011 年 12 月 29 日同一天申請，以及申請於 2012 年 5 月 31 日的美國專利臨時申請案案號 61/654,013（代理人案號第 DDI5228USPSP）之優先權利益，且所有先申請案併入本文件以供參考如同將其全文抄錄在此。

## 【先前技術】

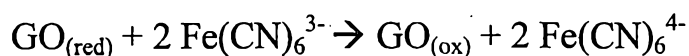
電化學葡萄糖生物感測器（如 LifeScan, Inc.公司提供之 OneTouch® Ultra®全血測試套組中所使用的生物感測器）係被設計用來測量一糖尿病病人之血液試樣中的葡萄糖濃度。該葡萄糖的測量可根據該葡萄糖氧化酶(GO)酵素對葡萄糖的選擇性氧化反應。該可發生於一葡萄糖生物感測器的反應係概述如下

列方程式 1 與 2。

方程式 1



方程式 2



如方程式 1 所示，葡萄糖係由氧化態的葡萄糖氧化酶( $\text{GO}_{(\text{ox})}$ )氧化為葡萄糖酸。需注意的是  $\text{GO}_{(\text{ox})}$  亦可稱為「氧化態酵素」。在方程式 1 中的反應時，該氧化態酵素  $\text{GO}_{(\text{ox})}$  係轉換成還原態，其係表示為  $\text{GO}_{(\text{red})}$ （即「還原態酵素」）。接著，如方程式 2 所示，該還原態酵素  $\text{GO}_{(\text{red})}$  係與  $\text{Fe}(\text{CN})_6^{3-}$ （稱為氧化媒介物或鐵氰化物(ferricyanide)任一）反應再氧化回  $\text{GO}_{(\text{ox})}$ 。於  $\text{GO}_{(\text{red})}$  再生成(re-generation)回其氧化態  $\text{GO}_{(\text{ox})}$  時， $\text{Fe}(\text{CN})_6^{3-}$  係還原成  $\text{Fe}(\text{CN})_6^{4-}$ （稱為還原媒介物或亞鐵氰化物(ferrocyanide)任一）。

當上述反應係以施加於兩個電極之間的一測試訊號傳導，可由在該電極表面的該還原媒介物的電化學再氧化反應產生一測試電流。因此，在理想環境下，由於上述化學反應中產生的亞鐵氰化物之含量與置於該電極之間的試樣中的葡萄糖之含量成正比，該產生的測試電流會與該試樣的葡萄糖含量成比例。一媒介物（如鐵氰化物）為一種接受來自酵素（如葡萄糖氧化酶）的電子然後將該電子給予一電極的化合物。隨著該試樣中的葡萄糖濃度增加，該生成的還原媒介物含量也會增加；因此，自該還原媒介物的再氧化反應產生的該測試電流與葡萄糖濃度有直接關係。特別是電子跨越該電子介面的轉移造成的測試電流流動（每莫耳葡萄糖氧化產生 2 莫耳電子）。導入葡萄糖產生的該測試電流可因而稱為一葡萄糖電流。

電化學生物感測器可能會被某些血液成分的存在不利地影響，其可能非預期地影響量測並導致偵測訊號不準確。此不準確可能導致葡萄糖讀值不準確，例如，讓該病患未能察覺潛在

危險的血糖值。如一實例，該血液血球容積比值（即紅血球佔血液含量中的百分比）會錯誤地影響所產生的分析物濃度測量。

血液中紅血球體積的變化會造成以可拋式電化學生物感測器測得的葡萄糖讀值的偏差。一般而言，高血球容積比可觀察到一負偏差（即計算的分析物濃度較低），而低血球容積比可觀察到一正偏差（即計算的分析物濃度較高）。舉例來說，當血球容積比高時，紅血球可能妨礙酵素及電化學媒介物的反應、因可溶解化學反應物的血漿體積較低而降低化學溶解速率以及延緩媒介物的擴散。這些因素會導致電化學過程時產生的電流較低使葡萄糖讀值低於預期。相反的，在低血球容積比時，可能影響電化學反應的紅血球少於預期，而造成測得的電流較高。此外，該血液試樣阻抗也同樣取決於血球容積比，其可影響電壓及/或電流測量。

已有許多用來降低或避免以血球容積比為基礎的血糖值偏差的方法。例如，生物感測器係已設計成加入篩孔以去除試樣中紅血球，或包含數種設計成增加紅血球的黏度且減低低血球容積比對濃度測定的影響之化合物或配方。其他包含配置為測定血紅素濃度以試圖校正血球容積比影響的溶解試劑與系統的測試條。再者，生物感測器係已配置成藉由以光照射該紅血球試樣後經交流訊號或光學差異的改變來測量該液體試樣的電反應以測量血球容積比，或根據試樣腔室填滿時間的功能來測量血球容積比。涉及血球容積比偵測的策略的一般技術係利用測得的血球容積比值來校正或更改測得的分析物濃度，該技術大致揭示且詳述於下列各個美國專利申請案公開號 2010/0283488、2010/0206749、2009/0236237、2010/0276303、2010/0206749、2009/0223834、2008/0083618、2004/0079652、2010/0283488、2010/0206749、2009/0194432、或美國專利第 7,972,861 及 7,258,769 號，所有列舉之申請案已併入此案以供參考。

**【發明內容】**

申請人提供容許改善葡萄糖測量的技術之不同實施例，利用取樣時間點與血球容積比之間的關係以推導或計算一特定取樣時間點，其可用以由電化學生物感測器計算一更準確的分析物濃度。此新技術不需依靠對分析物測量進行校正或調整，因而減少測試時間並同時提高準確度。

第一態樣中提供一種利用一生物感測器由一生理試樣測定一分析物濃度的方法。該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑。該方法可由以下步驟達成：放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；驅動一第二訊號至該試樣一與該測試序列重疊的第一取樣時間期間以取得自該試樣輸出之一第一暫態訊號，該第一暫態訊號在該第一取樣時間期間內與時間及量值兩者相關；根據該試樣的該物理特性在該第一取樣時間期間中的該測試序列過程中擷取一特定取樣時間；根據該特定取樣時間界定一第二取樣時間期間使該第二取樣時間期間重疊該第一取樣時間期間；依據該第二取樣時間期間參引自該第一暫態訊號取得一第二暫態訊號；依據該第二取樣時間期間分割該第二暫態訊號成不連續的間隔；在該第二取樣時間期間中在不連續的選定間隔推導該第二暫態訊號的各個量值；以及根據在該不連續的選定時間間隔的該第二暫態訊號的相對量值測定一分析物濃度。

第二態樣中提供一種利用一生物感測器由一生理試樣測定一分析物濃度的方法。該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑。該方法由以下步驟達成：放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；驅動一第二訊號至該試樣一與該測試序列重疊的第一取樣時間期間以取得自該試樣輸出之一第一暫態訊號，該第一暫態訊號在該第一取樣時間期間內與時間及量值兩者相關；根據該試樣

的該物理特性在該第一取樣時間期間中的該測試序列過程中擷取一特定取樣時間；在一第二取樣時間期間自該第一暫態訊號取得一第二暫態訊號；在該第二取樣時間期間中選定的間隔推導該第二暫態訊號的各個量值；以及根據在該選定的時間間隔的該第二暫態訊號的相對量值測定一分析物濃度。

第三態樣中提供一種利用一生物感測器由一生理試樣測定一分析物濃度的方法。該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑。該方法由以下步驟達成：放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間；測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間範圍；在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第一暫態訊號的複數個量值，以及根據來自該取得步驟之該第一暫態訊號的該量值測定該分析物濃度。

第四態樣中提供一種利用一生物感測器由一生理試樣測定一分析物濃度的方法。該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑。該方法由以下步驟達成：放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；在一第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間；測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；取得在大約該特定取樣時間以外的時間間隔輸出的該第一暫態訊號的複數個量值；以及根據自該取得步驟得到的該第一暫態訊號的該等複數個量值測定該分析物濃度。

第五態樣中提供一種利用一生物感測器由一生理試樣測定一分析物濃度的方法。該生物感測器具有至少兩電極及一設置

於該些電極之至少一電極上的試劑。該方法由以下步驟達成：  
 放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動每一複數個該生物感測器之分析物測試序列；對各複數個生物感測器施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；對各複數個生物感測器在一第一取樣時間期間中擷取一特定取樣時間；對各複數個生物感測器驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間；對各複數個生物感測器測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；對各複數個生物感測器在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間範圍；對各複數個生物感測器在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第一暫態訊號的複數個量值，以及對各該等複數個生物感測器根據來自該取得步驟之該第一暫態訊號的該量值測定該分析物濃度使得對各該等複數個生物感測器該測定步驟所測定的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%、42%及 55%各血球容積比的參考值小於±15%。

對於這些態樣，以下特徵亦可使用於各種組合。例如，該特定時間範圍可包含該特定取樣時間之前測得的第一暫態訊號的量值；該擷取該特定取樣時間的步驟可包含根據該試樣之該物理特性在該第一取樣時間期間計算一界定的特定取樣時間；該界定的特定取樣時間之計算步驟可包含利用以下方程式：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該生物感測器的輸出訊號，

H 代表該試樣之物理特性；

x1 係約 4.3e5，或等於 4.3e5，或等於 4.3e5 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%；

x2 係約(—)3.9，或等於-3.9，或等於-3.9 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%；以及

x3 係約 4.8，或等於 4.8，或等於 4.8 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%；

參照這些態樣，以下特徵亦可使用於與這些態樣的各種組合。例如，該界定該第二取樣時間期間的步驟可包含取得一該界定的特定取樣時間與一預定的時間點之間的差的絕對值以界定大約等於該特定取樣時間點的一起始時間（T1）及一終止時間（T2），且該第一取樣時間期間可包含自該放置該試樣的步驟起約 10 秒或以下；該取得的步驟另可包含界定一與該第一取樣時間期間重疊且包含該第一暫態訊號之一部份及其依據該第二取樣時間期間的時間的量值之第二取樣時間期間，其中該部份係為一第二暫態訊號；該取得該第二暫態訊號的步驟可包含自該第一暫態訊號擷取該第一暫態訊號的一部分，其係為一在該第二取樣時間期間的第二暫態訊號；在不連續的選定時間間隔該第二暫態訊號的各個量值之推導可包含在各選定時間間隔計算該第二暫態訊號的一量值；該分割可包含在約該起始時間的間隔一開始至約該終止時間的間隔二十二之序列中將該第二暫態訊號分割成至少 22 個間隔。

至於其他特徵，以下特徵亦可使用於與這些前述態樣組合。例如，該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1$  = 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1$  = 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值 +/-10%、5%或 1%；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2$  = 在間隔 13 的第二

暫態訊號之量值，或  $I_2$  =在間隔 13 的第二暫態訊號之量值  
+/-10%、5%或 1%；

$I_3 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3$  =在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3$  =在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  
+/-10%、5%或 1%；

$I_4 \approx$ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值， $I_4$  =在間隔 3 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4$  =在間隔 3 的第二暫態訊號之量值 +/-10%、5%或 1%；

$I_5 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值； $I_5$  =在間隔 22 的第二暫態訊號之量值，或  $I_5$  =在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  
+/-10%、5%或 1%；

$x_1 \approx 0.75$ ， $x_1 = 0.75$ ，或  $x_1 = 0.75 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_2 \approx 337.27$ ， $x_2 = 337.27$ ，或  $x_2 = 337.27 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_3 \approx (-) 16.81$ ， $x_3 = (-) 16.81$ ，或  $x_3 = (-) (16.81 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_4 \approx 1.41$ ， $x_4 = 1.41$ ，或  $x_4 = 1.41 \pm 10\%$ 、5%或 1%；以及

$x_5 \approx 2.67$ ， $x_5 = 2.67$ ，或  $x_5 = 2.67 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

或該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值， $I_1$  =在間隔 11 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1$  =在間隔 11 的第二暫態訊號之量值  
+/-10%、5%或 1%；

$I_2 \approx$ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值， $I_2$  =在間隔 7 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2$  =在間隔 7 的第二暫態訊號之量值 +/-10%、

5%或 1%；

$x_1 \approx 0.59$ ， $x_1 = 0.59$ ，或  $x_1 = 0.59 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_2 \approx 2.51$ ， $x_2 = 2.51$ ，或  $x_2 = 2.51 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_3 \approx (-)12.74$ ， $x_3 = (-)12.74$ ，或  $x_3 = (-)12.74 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_4 \approx (-)188.31$ ， $x_4 = (-)188.31$ ，或  $x_4 = (-)188.31 \pm 10\%$ 、5%或 1%；以及

$x_5 \approx 9.2$ ， $x_5 = 9.2$ ，或  $x_5 = 9.2 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

或該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_2 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_3 \approx$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_1 \approx 20.15$ ， $x_1 = 20.15$ ，或  $x_1 = 20.15 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_2 \approx 1.0446$ ， $x_2 = 1.0446$ ，或  $x_2 = 1.0446 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_3 \approx 0.95$ ， $x_3 = 0.95$ ，或  $x_3 = 0.95 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_4 \approx 1.39$ ， $x_4 = 1.39$ ，或  $x_4 = 1.39 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_5 \approx (-)0.71$ ， $x_5 = (-)0.71$ ，或  $x_5 = 0(-)0.71 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

以及

$x_6 \approx 0.11$ ， $x_6 = 0.11$ ，或  $x_6 = 0.11 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

或該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right| \left( x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right| \right) \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_2 \approx$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_3 \approx$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_4 \approx$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_5 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值， $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值，或  $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_1 \approx 0.70$ ， $x_1 = 0.70$ ，或  $x_1 = 0.70 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ，

$x_2 \approx 0.49$ ， $x_2 = 0.49$ ，或  $x_2 = 0.49 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ，

$x_3 \approx 28.59$ ， $x_3 = 28.59$ ，或  $x_3 = 28.59 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ，

$x_4 \approx 0.7$ ， $x_4 = 0.7$ ，或  $x_4 = 0.7 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ，及



$x_5 \approx 15.51$ ， $x_5 = 15.51$ ，或  $x_5 = 15.51 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

或該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_2 \approx$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_3 \approx$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_4 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_1 \approx (-)1.68$ ， $x_1 = (-)1.68$ ，或  $x_1 = (-)1.68 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_2 \approx 0.95$ ， $x_2 = 0.95$ ，或  $x_2 = 0.95 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_3 \approx (-)4.97$ ， $x_3 = (-)4.97$ ，或  $x_3 = (-)4.97 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_4 \approx 6.29$ ， $x_4 = 6.29$ ，或  $x_4 = 6.29 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_5 \approx 3.08$ ， $x_5 = 3.08$ ，或  $x_5 = 3.08 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_6 \approx (-)5.84$ ， $x_6 = (-)5.84$ ，或  $x_6 = (-)5.84 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_7 \approx (-)0.47$ ， $x_7 = (-)0.47$ ，或  $x_7 = (-)0.47 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_8 \approx 0.01$ ， $x_8 = 0.01$ ，或  $x_8 = 0.01 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

或該分析物濃度之測定可利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_1$  = 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1$  = 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$I_2$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_2$  = 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2$  = 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$I_3$  ≈ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值， $I_3$  = 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3$  = 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$I_4$  ≈ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值， $I_4$  = 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4$  = 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_1 \approx 1.18$ ， $x_1 = 1.18$ ，或  $x_1 = 1.18 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_2 \approx 0.97$ ， $x_2 = 0.97$ ，或  $x_2 = 0.97 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_3 \approx (-)11.32$ ， $x_3 = (-)11.32$ ，或  $x_3 = (-)11.32 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_4 \approx 38.76$ ， $x_4 = 38.76$ ，或  $x_4 = 38.76 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_5 \approx (-)39.32$ ， $x_5 = (-)39.32$ ，或  $x_5 = (-)39.32 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_6 \approx 0.0928$ ， $x_6 = 0.0928$ ，或  $x_6 = 0.0928 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_7 \approx (-)0.85$ ， $x_7 = (-)0.85$ ，或  $x_7 = (-)0.85 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_8 \approx 1.75$ ， $x_8 = 1.75$ ，或  $x_8 = 1.75 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

$x_9 \approx (-)9.38$ ， $x_9 = (-)9.38$ ，或  $x_9 = (-)9.38 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ ；

以及

$x_{10} \approx 0.25$ ， $x_{10} = 0.25$ ，或  $x_{10} = 0.25 \pm 10\%$ 、 $5\%$  或  $1\%$ 。

在這些特徵之任一種中，在各該等複數個不連續間隔該第二暫態訊號之量值可包含一在各間隔取樣的訊號之平均量值；該第一訊號的施加與該第二個訊號的驅動可為連續次序；該第一訊號的施加可與該第二個訊號的驅動重疊；該第一訊號之施加可包含導引一交流訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該交流訊號之輸出測定；該第一訊號之施加可包含導引一光訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該光訊號之輸出測定；該物理特性可包含血球容積比且該分析物可包含葡萄糖；該物理特性可包含該試樣的黏度、血球容積比、溫度或密度之至少一種；該導引可包含在各個不同頻率驅動第一與第二交流訊號，其中一第一頻率可包含一低於該第二頻率的頻率；該第一頻率可較第二頻率低至少一個數量級；該第一頻率可包含在約 10 kHz 至約 250 kHz，或約 10 kHz 至約 90 kHz 的範圍內的任一頻率；該取得可包含依據該第二取樣時間期間參引自該第一暫態訊號擷取一第二暫態訊號；該取得可包含由在該第二取樣時間期間之外的該第一暫態訊號移除訊號以使該第二暫態訊號留在該第二取樣時間期間內；該推導可包含在該第二取樣時間期間中的各不連續間隔儲存該第二暫態訊號的量值。

第五態樣中提供一分析物測量系統，其包含一生物感測器及一分析物量測計。該生物感測器包含一基板、複數個電極連接至各自的電極連接器。該分析物量測計包含一外殼、一生物感測器埠連接器配置成連接至該生物感測器的該各自的電極連接器。該量測計另包含一微處理器電連接於該生物感測器埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自複數個電極的電訊號。該微處理器係配置為：(a)施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，(b)施加一第二訊號至該等複數個電極，(c)測量一來自該等複數個電極的第一暫態輸出訊號；(d)擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；(e)於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及(f)由在該等複數個不連續時間間隔之選

定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

第六態樣中提供一分析物測量系統，其包含一測試條及一分析物量測計。該測試條包含一基板、複數個電極設置於該基板上並連接至各自的電極連接器。該分析物量測計包含一外殼、一測試條埠連接器配置成連接至該測試條的該各自的電極連接器。該量測計另包含一微處理器電連接於該測試條埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自複數個電極的電訊號。該微處理器電連接於該測試條埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自複數個電極的電訊號，該微處理器係配置為：(a)施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，(b)施加一第二訊號至該等複數個電極，(c)測量一來自該等複數個電極的第一暫態輸出訊號；(d)擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；(e)於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及(f)由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度以在該測試序列之起始約 10 秒內告示該分析物濃度。

第七態樣提供一種分析物量測計，其包含一外殼及一測試條埠連接器配置為連接至一測試條之各自的電極連接器。該量測計另包含一微處理器電連接於該測試條埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自該測試條的複數個電極的電訊號。該微處理器係配置為：(a)施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，(b)施加一第二訊號至該等複數個電極，(c)測量一來自該等複數個電極的第一暫態輸出訊號；(d)擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；(e)於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及(f)由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

在第五、第六及第七態樣之任一中，以下特徵亦可使用於與該前述態樣的組合。例如，該等複數個電極可包含至少兩個

電極以測量該物理特性以及至少其他兩個電極以測量該分析物濃度；該至少兩個電極與該至少其他兩個電極係可設置於該基板上所提供的相同腔室中；該至少兩個電極與該至少其他兩個電極係可設置於該基板上所提供的不同腔室中；該至少兩個電極可包含兩個電極以測量該物理特性及該分析物濃度；該等複數個電極可包含兩個電極以測量該物理特性及該分析物濃度；所有電極可設置於由該基板所界定的相同平面上。一試劑係可設置於靠近該至少兩其他電極上且沒有試劑設置於該至少兩電極上；該等複數個不連續時間間隔可包含至少 22 個不連續時間間隔，該特定取樣時間可利用以下方程式計算：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該生物感測器的輸出訊號，

H 代表該試樣之物理特性；

x<sub>1</sub> 表示約 4.3e5，或等於 4.3e5，或等於 4.3e5 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%；

x<sub>2</sub> 表示約(—)3.9 或等於-3.9，或等於-3.9 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%；以及

x<sub>3</sub> 表示約 4.8，或等於-3.9，或等於-3.9 +/-提供於此的該數值的 10%、5%或 1%。

如前所述，其他特徵亦可用於第五、第六及第七態樣。例如，該微處理器可利用以下方程式計算分析物濃度：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_2 \approx$ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_3 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_4 \approx$ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$I_5 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值； $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值，或  $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_1 \approx 0.75$ ， $x_1 = 0.75$ ，或  $x_1 = 0.75 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_2 \approx 337.27$ ， $x_2 = 337.27$ ，或  $x_2 = 337.27 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_3 \approx (-) 16.81$ ， $x_3 = (-) 16.81$ ，或  $x_3 = (-) 16.81 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

$x_4 \approx 1.41$ ， $x_4 = 1.41$ ，或  $x_4 = 1.41 \pm 10\%$ 、5%或 1%；以及

$x_5 \approx 2.67$ ， $x_5 = 2.67$ ，或  $x_5 = 2.67 \pm 10\%$ 、5%或 1%；

如另一實例，該微處理器亦可利用以下方程式計算分析物濃度：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值,  $I_1 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值, 或  $I_1 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$I_2 \approx$ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值,  $I_2 =$ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值, 或  $I_2 =$ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_1 \approx 0.59$ ,  $x_1 = 0.59$ , 或  $x_1 = 0.59 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_2 \approx 2.51$ ,  $x_2 = 2.51$ , 或  $x_2 = 2.51 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_3 \approx (-)12.74$ ,  $x_3 = (-)12.74$ , 或  $x_3 = (-)12.74 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_4 \approx (-)188.31$ ,  $x_4 = (-)188.31$ , 或  $x_4 = (-)188.31 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ; 以及

$x_5 \approx 9.2$ ,  $x_5 = 9.2$ , 或  $x_5 = 9.2 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

在一替代實例中, 該微處理器亦可利用以下方程式計算分析物濃度:

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其  $G$  代表分析物濃度;

$I_1 \approx$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值,  $I_1 =$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值, 或  $I_1 =$ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$I_2 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值,  $I_2 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值, 或  $I_2 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$I_3 \approx$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值,  $I_3 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值, 或  $I_3 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_1 \approx 20.15$ ,  $x_1 = 20.15$ , 或  $x_1 = 20.15 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ;

$x_2 \approx 1.0446$ ， $x_2 = 1.0446$ ，或  $x_2 = 1.0446 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_3 \approx 0.95$ ， $x_3 = 0.95$ ，或  $x_3 = 0.95 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_4 \approx 1.39$ ， $x_4 = 1.39$ ，或  $x_4 = 1.39 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_5 \approx (-)0.71$ ， $x_5 = (-)0.71$ ，或  $x_5 = (-)0.71 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；以

及

$x_6 \approx 0.11$ ， $x_6 = 0.11$ ，或  $x_6 = 0.11 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

另外，該微處理器可利用以下方程式計算分析物濃度：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right| \left( x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right| \right) \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度

$I_1 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_2 \approx$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_3 \approx$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_4 \approx$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_5 \approx$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值， $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值，或  $I_5 =$ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_1 \approx 0.70$ ， $x_1 = 0.70$ ，或  $x_1 = 0.70 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ，

$x_2 \approx 0.49$ ， $x_2 = 0.49$ ，或  $x_2 = 0.49 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ，  
 $x_3 \approx 28.59$ ， $x_3 = 28.59$ ，或  $x_3 = 28.59 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ，  
 $x_4 \approx 0.7$ ， $x_4 = 0.7$ ，或  $x_4 = 0.7 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ，及  
 $x_5 \approx 15.51$ ， $x_5 = 15.51$ ，或  $x_5 = 15.51 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

或該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_2 \approx$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_3 \approx$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$I_4 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_1 \approx (-)1.68$ ， $x_1 = (-)1.68$ ，或  $x_1 = (-)1.68 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_2 \approx 0.95$ ， $x_2 = 0.95$ ，或  $x_2 = 0.95 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_3 \approx (-)4.97$ ， $x_3 = (-)4.97$ ，或  $x_3 = (-)4.97 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_4 \approx 6.29$ ， $x_4 = 6.29$ ，或  $x_4 = 6.29 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_5 \approx 3.08$ ， $x_5 = 3.08$ ，或  $x_5 = 3.08 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_6 \approx (-)5.84$ ， $x_6 = (-)5.84$ ，或  $x_6 = (-)5.84 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$ ；

$x_7 \approx (-)0.47$ ， $x_7 = (-)0.47$ ，或  $x_7 = (-)0.47 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_8 \approx 0.01$ ， $x_8 = 0.01$ ，或  $x_8 = 0.01 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

或該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1 \approx$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值， $I_1 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值，或  $I_1 =$ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_2 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值， $I_2 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值，或  $I_2 =$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_3 \approx$ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值， $I_3 =$ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值，或  $I_3 =$ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$I_4 \approx$ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值， $I_4 =$ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值，或  $I_4 =$ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值  $\pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_1 \approx 1.18$ ， $x_1 = 1.18$ ，或  $x_1 = 1.18 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_2 \approx 0.97$ ， $x_2 = 0.97$ ，或  $x_2 = 0.97 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_3 \approx (-)11.32$ ， $x_3 = (-)11.32$ ，或  $x_3 = (-)11.32 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_4 \approx 38.76$ ， $x_4 = 38.76$ ，或  $x_4 = 38.76 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_5 \approx (-)39.32$ ， $x_5 = (-)39.32$ ，或  $x_5 = (-)39.32 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_6 \approx 0.0928$ ， $x_6 = 0.0928$ ，或  $x_6 = 0.0928 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或 $1\%$ ；

$x_7 \approx (-)0.85$  ,  $x_7 = (-)0.85$  , 或  $x_7 = (-)0.85 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  
 $1\%$  ;

$x_8 \approx 1.75$  ,  $x_8 = 1.75$  , 或  $x_8 = 1.75 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$  ;

$x_9 \approx (-)9.38$  ,  $x_9 = (-)9.38$  , 或  $x_9 = (-)9.38 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  
 $1\%$  ; 以及

$x_{10} \approx 0.25$  ,  $x_{10} = 0.25$  , 或  $x_{10} = 0.25 \pm 10\%$ 、 $5\%$ 或  $1\%$  。

附加的特徵亦可使用於第五、第六及第七態樣。例如，在各該等複數個不連續間隔該第二暫態訊號之量值可包含一在各間隔取樣的訊號之平均量值；在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%血球容積比的參考值可小於 $\pm 15\%$ ；在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 42%血球容積比的參考值可小於 $\pm 15\%$ ；在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 55%血球容積比的參考值可小於 $\pm 15\%$ 。

對於熟悉此技藝者而言，在連同首先簡述的附圖參閱下文本揭示內容之例示性實施例的詳細說明之後，將會更加了解本發明的這些及其他實施例、特色及優點。

在上述任一態樣中，該液體/生理試樣可為血液。在上述任一態樣中，該分析物可為葡萄糖。在上述任一態樣中，該物理特性可包含該試樣的黏度、血球容積比或密度之至少一種，或該物理特性可為血球容積比，其中該血球容積比值可隨意地介於 30%與 55%之間。在上述任一態樣中，該第一及/或第二訊號可為一電訊號。特別是該交流訊號可為一交流電訊號。在上述任一態樣中，其中 H 表示或為該試樣之物理特性，其可為血球容積比的形式。在上述任一態樣中，該物理特性可由一測得的性質來測定，如阻抗或由該試樣的該輸入訊號與輸出訊號之間的相角差或偏移。

在本揭示內容之上述態樣中，該擷取、界定、取得、分割、推導、測定、計算及/或儲存（可能結合一方程式）的步驟可於一電子電路或一處理器執行。該步驟也可以作為一儲存於電腦

可讀媒體中的執行指令來執行，當電腦執行該指令時，該指令可執行任一上述提及的方法之步驟。

在另一揭示態樣中，每個該電腦可讀取媒體中含有執行指令，當電腦執行該指令時，該指令執行任一上述提及的方法之步驟。

在另一揭示態樣中，一裝置如測試儀或分析測試裝置，各個裝置或分析儀包含一電子回路或處理器，其裝配用來執行上述提及的任一種方法之步驟。

### 【圖式簡單說明】

於此併入並組成本說明書之部分的附圖，用以說明本揭示內容的目前較佳實施例，且結合上述概要說明及下文提供的詳細說明，即可解釋本揭示內容的特徵（其中相同數字表示相同元件），其中：

圖 1 說明一分析物測量系統。

圖 2A 以簡化示意圖形式說明該測量計 200 之組件。

圖 2B 以簡化示意圖形式說明該測量計 200 之組件的又一變化形式之組件。

圖 3A(1)說明圖式 1 之系統中的生物感測器 100，其中有兩個物理特性感測電極位於該測量電極的上游。

圖 3A(2)說明圖 3A(1)之該測試條的一變化形式，其中提供一屏蔽或接地電極靠近該測試腔室的入口；

圖 3A(3)說明圖 3A(2)之該測試條的一變化形式，其中一試劑區域往上游延伸至覆蓋至少一個物理特性感測電極；

圖 3A(4)說明圖 3A(1)、3A(2)及 3A(3)之測試條 100 的一變化形式，其中該測試條的某些組件一起合併組合為一單一元件。

圖 3A(5)說明該生物感測器之平面圖。

圖 3A(6)說明該生物感測器中該電極之一特寫平面圖。

圖 3B 說明圖 3A(1-6)之該生物感測器的一變化形式，其中一物理特性感測電極設置於靠近該入口，而其他物理特性感測

電極係位於該測試槽的末端，與該測量電極設置於該對物理特性感測電極之間。

圖 3C 及 3D 說明圖 3A(1-6)之變化形式，其中該物理特性感測電極係彼此鄰接設置於該測試腔室的末端，與該測量電極位於該物理特性感測電極的上游。

圖 3E 及 3F 說明一類似於圖 3A(1-6)之物理特性感測電極排列，其中該對物理特性感測電極係靠近該測試腔室的入口。

圖 3G 為根據本揭示內容之一實施例的分析生物感測器之簡化透視分解圖；

圖 3H 為圖 3G 之該分析生物感測器之簡化上視圖；

圖 3I 為圖 3H 之該分析生物感測器沿圖 3H 的 A-A 線之簡化剖面側視圖；

圖 3J 為圖 3H 之該分析生物感測器沿圖 3H 的 B-B 線之簡化剖面端視圖；以及

圖 3K 為根據本揭示內容之一實施例的分析測試條之簡化透視分解圖；

圖 3L 為圖 3K 之一分析生物感測器的該電絕緣基板與第一圖案化導電層的一部份之簡化上視圖；

圖 3M 為圖 3K 之該分析生物感測器的該第一圖案化間隔層之簡化上視圖；

圖 3N 為圖 3K 之該分析生物感測器的該第二圖案化間隔層之簡化上視圖；

圖 3O 為圖 3K 之該分析生物感測器沿圖 2A 的 A-A 線之簡化剖面側視圖；

圖 3P 為根據本揭示內容之另一實施例的分析測試條之簡化透視分解圖；

圖 3Q 為圖 3P 之該分析生物感測器的該電絕緣基板與第一圖案化導電層之簡化上視圖；

圖 3R 為圖 3P 之該分析生物感測器的第二圖案化間隔層的一部份與第二圖案化導電層之簡化上視圖；

圖 3S 為圖 3P 之該分析生物感測器的第三圖案化間隔層之簡化上視圖；

圖 3T 為圖 3P 之該分析生物感測器沿圖 3Q 的 B-B 線之簡化剖面側視圖。

圖 4A 說明一時間對施加至圖 1 之該生物感測器的電位之圖。

圖 4B 說明一時間對來自圖 1 之該生物感測器的輸出電流之圖。

圖 5 說明一施加至該測試腔室的波形與一如自該測試腔室所測得的波形以顯示該些波形之間的時間延遲。

圖 6A 說明一用以達成更準確的分析物測定的例示性方法的邏輯圖。

圖 6B 說明圖 6A 之邏輯流程的變化形式。

圖 7A 說明在測試序列期間分別對 30%、42%及 55%的血球容積比的各範圍內的高、中及低葡萄糖濃度取樣的輸出訊號暫態。

圖 7B 說明血球容積比與測得暫態訊號的量值的時間之間的關係。

圖 7C 說明一暫態訊號輸出，即一來自圖 7B 之暫態訊號的一「第一暫態訊號」。

圖 7D 說明圖 7C 中一暫態訊號輸出的一部分的擷取與用於測量此部份之量值的例示性時間間隔，在此稱為一「第二暫態訊號」。

圖 7E 說明圖 7B 之擷取的訊號並轉移至左邊使得各該第二暫態訊號的起始時間約為零。

圖 8A 說明以習知技術實施的測試測量的數據，其顯示對於較高與較低的血球容積比值下有相對較高的偏差並伴隨著偏差大幅變化。

圖 8B、8C、8D、8E、8F 及 8G 說明以本文例示性技術之變化形式實施的測試測量的數據使得該數據顯示對約 30%至約 55%血球容積比範圍的偏差小於 $\pm 15\%$ ，同時達到在極值下血球容積比相對較小的偏差變化。

圖 9 為根據本揭露內容之一實施例的手持測試計之簡化上視圖；

圖 10 為圖 9 的手持測試計的各種區塊之簡化區塊圖；

圖 11 為根據本揭露內容可於實施例中使用的一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊之簡化區塊圖；

圖 12 為可於本揭露內容之實施例中使用的一雙低通濾波器子區塊之簡化註解示意圖；

圖 13 為可於本揭露內容之實施例中使用的一轉阻抗放大器（TIA）子區塊之簡化註解示意圖；

圖 14 為描繪可於本揭露內容之實施例的一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊中使用的一雙低通濾波器子區塊、一校正負載子區塊、一分析測試條試樣槽介面子區塊、一轉阻抗放大器子區塊、一 XOR 相位位移測量子區塊及一 Quadratur DEMUX 相位位移測量子區塊之簡化註解示意圖；以及

圖 15 為描繪根據本發明之一實施例的採用手持測試計之一種方法中的階段之流程圖。

### 【實施方式】

應參考圖式來閱讀以下的詳細說明，其中不同圖形中的相同元件具有相同編號。圖式不一定按比例繪製，描繪選定的實施例且不打算限制本發明的範圍。此詳細說明是做為例示性方式而非以限制方式來說明本發明的原理。此說明能使熟悉此項技術者得以製造並使用本發明，且其敘述本發明之若干實施例、改變、變異、替代與使用，包括當前咸信為實行本發明之最佳模式者。

如本文所述，針對任何數值或範圍之「大約」或「近乎」的詞係指一適當的尺寸公差，其允許部件或部件之集合以在本文所述之意圖產生作用。更具體而言，「約」或「大約」可參照為所述數值 $\pm 10\%$ 的範圍，如約 90%可視為其數值範圍是 81~99%。如本文所述，差的「絕對值」指差的量值，即其值永遠為正。此外，如本文所述，「病患」、「宿主」、「使用者」及「對

象」的詞係指任何人類或動物對象，且並未打算將這些系統及方法限制於人類用途而已，即使將本發明用於人類病患中代表一較佳的實施例。如本文所述，「振盪訊號」包含電壓訊號或電流訊號，其分別改變電流的極性或交替方向或為多方向的。本文中的用語「電訊號」或「訊號」係包含直流訊號、交流訊號或任何電磁波頻譜訊號。本文中所使用的「處理器」、「微處理器」或「微控制器」一詞具有相同涵義且可互換使用。

圖 1 說明一測試計 200，其藉由本文說明及詳述的方法與技術所製造的生物感測器，用以測試一個體之血液的分析物（例如，葡萄糖）的量。測試計 200 可包含使用者輸入介面(206、210、214)，其可為一按鈕的型式，用於資料輸入、選單操作及指令執行。資料可包含代表分析物濃度的值，及/或與一個體之日常生活方式相關的資訊。與日常生活方式相關的資訊可包含一個體的食物攝取、藥物使用、健康檢查事項、整體健康狀態及運動程度。測試計 200 另可包含一可用以報告測得的葡萄糖的量且用以幫助生活方式相關資訊輸入的顯示器 204。

測試計 200 可包含一第一使用者介面輸入 206、一第二使用者介面輸入 210 及一第三使用者介面輸入 214。使用者介面輸入 206、210 及 214 幫助測試裝置中儲存的資料之輸入及分析，讓使用者能經由顯示器 204 所顯示的該使用者介面來操作。使用者介面輸入 206、210 及 214 包含一第一標記 208、一第二標記 212 及一第三標記 216，其幫助將使用者介面輸入連結至顯示器 204 上的符號。

測試計 200 可藉由將一生物感測器 100（或其變化形式 400、500 或 600）插至一測試條埠連接器 220、藉由按壓或短暫抵住第一使用者介面輸入 206 或藉由通過一資料埠 218 的資料流量之偵測來開啟。測試計 200 可藉由移除生物感測器 100（或其變化形式 400、500 或 600）、按壓或短暫抵住第一使用者介面輸入 206、操作並選擇一主選單螢幕中的量測計關閉選項、或不按壓任何按鈕持續一預定時間來關閉。顯示器 104 可選擇性地

包含一背光。

在一具體實施例中，舉例而言，測試計 200 係可配置成於第一測試條批次轉換成第二測試條批次時不接收一來自任何外部來源的校正輸入。因此，在一例示性實施例中，該測試計係配置成不接收一來自外部來源之校正輸入，外部來源如一使用者介面(如輸入 206、210、214)、一插入的測試條、一單獨的代碼鍵或一代碼條、資料埠 218。當所有測試條批次具有一實質上相同的校正特性時，此一校正輸入是不需要的。該校正輸入可為來自一特定的測試條批次的一組數值。例如，該校正輸入可包含用於一特定測試條批次的批次斜率及批次截距值。該校正輸入，如批次斜率及批次截距值可預設至下文所述的測試計中。

參照圖 2A，其顯示測試計 200 之一例示性內部配置。測試計 200 可包含一處理器 300，其在本文敘述或說明的一些實施例中係一 32 位元精簡指令集計算 (RISC) 微處理器。在本文敘述或說明之較佳實施例中，處理器 300 較佳選自德州達拉斯的德州儀器 (Texas Instruments) 所製造的超低功率微控制器 MSP 430 家族。該處理器可為透過 I/O 埠 314 雙向連接至記憶體 302，其在本文敘述或說明的一些實施例中係一可複寫程式化唯讀記憶體 (EEPROM)。資料埠 218、該使用者介面輸入 206、210 及 214 及顯示驅動器 320 亦透過 I/O 埠 214 連接至處理器 300。資料埠 218 可連接至該處理器 300，因而使資料能在記憶體 302 及一外部裝置 (如一個人電腦) 之間傳輸。使用者介面輸入 206、210 及 214 係直接連接至處理器 300。處理器 300 透過顯示驅動器 320 控制顯示器 204。記憶體 302 可在測試計 200 製造時預載校正資訊，如批次斜率及批次截距值。此預載的校正資訊可由處理器 300 存取或使用，根據經由測試條埠連接器 220 自該測試條接收適當的訊號 (如電流)，以便利用該訊號及校正資訊計算一相對應的分析物的量 (如血糖濃度)，而不需由任何外部來源接收到校正輸入。

在本文敘述或說明的實施例中，測試計 200 可包含一特定

應用積體電路 (ASIC) 304，以便提供用於已加入插入測試條埠連接器 220 之生物感測器 100 (或其變化形式 400、500 或 600) 的血液中葡萄糖量之測量的電子電路。類比電壓可藉由一類比介面 306 傳入或傳出 ASIC 304。來自類比介面 306 的類比訊號可利用類比/數位 (A/D) 轉換器 316 轉換成數位訊號。處理器 300 另包含一核心 308、一唯讀記憶體 (ROM) 310 (包含電腦代碼)、一隨機存取記憶體 (RAM) 312 及一時鐘 318。例如，在一實施例中，在一分析物測量後的期間內，該處理器 300 係配置 (或程式設計) 成關閉所有使用者介面的輸入，除了根據該顯示器元件顯示的分析物數值的單一輸入。在一替代的實施例中，該處理器 300 係配置 (或程式化控制) 以忽略除了根據該顯示器元件的分析物數值之顯示的單一輸入以外來自所有使用者介面輸入的任何輸入。該量測計 200 的詳述與說明係顯示並敘述於國際專利申請案公開號 WO2006070200，其係併入本文件以供參考如同將其全文抄錄在此。

圖 3A(1) 為測試條 100 之例示性分解透視圖，其可包含設置於基板 5 之上的七個層。該設置於基板 5 上的七個層可為一第一導電層 50 (亦可稱為電極層)、一絕緣層 16、兩重疊試劑層 22a 與 22b、一黏附層 60 (其包含黏附墊 24、26 及 28)、一親水層 70 及一形成該測試條 100 之一封蓋 94 的頂層 80。測試條 100 可由一系列步驟製造，其使用例如一絲網印刷製程，將該導電層 50、絕緣層 16、試劑層 22 及黏附層 60 依序設置於基板 5 之上。需注意該電極 10、12 及 14 係設置用於接觸該試劑層 22a 及 22b，而該物理特性感測電極 19a 及 20a 係隔開且不與該試劑層 22 接觸。親水層 70 及頂層 80 係可由捲筒材料設置並層疊至基板 5 之上，作為一整合疊層 (integrated laminate) 或個別的層。測試條 100 如圖 3A(1) 所示具有一遠端部分 3 及近端部分 4。

測試條 100 可包含一試樣接收腔室 92 可使一生理液體試樣 95 通過或放置於其中 (圖 3A(2))。本文所述之該生理液體試樣可為血液。試樣接收腔室 92 可包含一位於該測試條 100 之近端

的入口及側邊緣的出口，如圖 3A(1)所示。一液體試樣 95 可沿著軸 L-L 施加至該入口（圖 3A(2)）以填滿一試樣接收腔室 92，使分析物可由該試樣測量。與試劑層 22 相鄰的第一黏附墊 24 及第二黏附墊 26 的側邊緣，各自界定試樣接收腔室 92 的一個壁，如圖 3A(1)所示。試樣接收腔室 92 的一底部或「底板」可包括一部分的基板 5、導電層 50 及絕緣層 16，如圖 3A(1)所示。試樣接收腔室 92 的一頂部或「頂板」可包含遠端親水部分 32，如圖 3A(1)所示。關於測試條 100，如圖 3A(1)所示，基板 5 可用作一用於幫助支撐後續放置的層的基座。基板 5 可為一聚酯片的形式，如聚對苯二甲酸乙二酯（PET）材料（Mitsubishi 提供之 Hostaphan PET）。基板 5 可為一滾筒形式，表面上為 350 微米厚 370 毫米寬且約 60 公尺長。

一導電層係構成可用於葡萄糖之電化學測量的電極所需。第一導電層 50 可由絲網印刷至基板 5 上的碳墨製成。在一絲網印刷程序中，將碳墨裝載到一絲網上並接著使用刮刀轉印通過絲網。該印刷的碳墨可利用約 140°C 的熱風烘乾。該碳墨可包含 VAGH 樹脂、碳黑、石墨（KS15）及一或多種用於樹脂、碳及石墨混合物的溶劑。更特別地是，該碳墨可合併一碳黑：VAGH 樹脂約 2.90:1 之比例，及一石墨：碳黑約 2.62:1 之比例於碳墨中。

關於測試條 100，如圖 3A(1)所示，第一導電層 50 可包含一參考電極 10、一第一工作電極 12、一第二工作電極 14、第三及第四物理特性感測電極 19a 及 19b、一第一接觸墊 13、一第二接觸墊 15、一參考接觸墊 11、一第一工作電極軌 8、一第二工作電極軌 9、一參考電極軌 7 及一測試條偵測桿 17。該物理特性感測電極 19a 及 20b 係提供有各自的電極軌 19b 及 20b。該導電層可由碳墨所構成。第一接觸墊 13、第二接觸墊 15 及參考接觸墊 11 可被改造成電性連接到一測試計。第一工作電極軌 8 提供一由第一工作電極 12 至第一接觸墊 13 的連續導電通路。相似地，第二工作電極軌 9 提供一由第二工作電極 14 至第二接觸

墊 15 的連續導電通路。相似地，參考電極軌 7 提供一由參考電極 10 至參考接觸墊 11 的連續導電通路。將測試條偵測桿 17 電連接至參考接觸墊 11。將第三及第四電極軌 19b 及 20b 連接到各自的電極 19a 及 20a。一測試計可藉由測量參考接觸墊 11 與測試條偵測桿 17 之間的連續性偵測測試條 100 已正確插入，如圖 3A(1)所示。

在圖 3A(2)之實施例（其係圖 3A(1)之測試條的變化形式）中，提供一附加電極 10a 作為複數個電極 19a、20a、14、12 及 10 中任一的延伸。需注意的是，內建的屏蔽或接地電極 10a 係用以減少或消除任何使用者手指或身體與該性質測量電極 19a 和 20a 之間的電容耦合。該接地電極 10a 可讓任何電容導離該感測電極 19a 及 20a。為達此目的，該接地電極 10a 係可連接其他五個電極中的任一個。在較佳實施例中，該接地電極 10a 係連接至三個其上放置有試劑 22 的電極之一。在最佳具體實施例中，該接地電極 10a 係連接至電極 10。接地電極的優點在於，連接該接地電極至該參考電極(10)不會對該工作電極測量產生任何額外的電流（其可能來自該試樣中的背景干擾化合物）。進一步藉由連接至電極 10，此感信為有效地增加該相對電極 10 的大小，特別是在高訊號時會成為限制。在圖 3A(2)之實施例中，該試劑係配置成不與測量電極 19a 及 20a 接觸。或者，在圖 3A(3)之實施例中，該試劑 22 係配置成使該試劑 22 接觸感測電極 19a 及 20a 中至少一個。

如圖 3A(4)所示之測試條 100 的另一個版本，該頂層 38、親水膜層 34 及間隔 29 結合在一起以形成一整合組件用於安裝至該基板 5，且試劑層 22' 係設置為緊鄰絕緣層 16'。

圖 3A(5)中，由平面圖可看出，前兩個電極 19a 及 20a 係最接近於該血液接收通道 18 的入口。該電極的軌係配置以符合該測試條接收埠的五個各自的接觸表面。如圖 3A(6)所示，其係該測試條 100 的一試樣接收端的特寫，該第一電極 19a 係與該第二電極 20a 間隔一距離 L1。該第二電極 20a 係與電極 10 間隔一

距離 L2，距離 L2 可為 L1 的約 1 至約  $\frac{1}{2}$ 。該電極 19a 之厚度 h1 相較於該第二電極 20a 之厚度 h2 可為相同或不同大小。關於電極 10，該厚度 h3 可為厚度 h1 之約 6 至約 7 倍，而各自的厚度 h4 及 h5 可為 h1 或 h2 之約 2 至約 4 倍。在較佳實施例中，該距離 L1 可為約 1.2 毫米且該厚度 h1 可為約 0.2 毫米。

該生物感測器 100（圖 3A (1-6)）的變化形式係如圖 3B-3T 所示。簡言之，關於生物感測器 100 的變化形式（例示於圖 3B 至 3T），該些生物感測器包含一酵素試劑層設置於該工作電極上、一圖案化間隔層設置於該第一圖案化導電層上並配置以界定該分析生物感測器中的試樣腔室及一第二圖案化導電層設置於該第一圖案化導電層上。該第二圖案化導電層包含一第一相移測量電極及一第二相移測量電極。再者，該第一及第二相移測量電極係設置於該試樣腔室中並與該手持測試計一起配置以在該分析生物感測器使用期間測量經體液試樣導引入該試樣腔室的一電訊號的一相移。此相移測量電極在本文亦稱為體液相移測量電極。本文所述各種實施例的分析生物感測器係感信為有利在於，例如，該第一及第二相移測量電極係設置於該工作及參考電極之上，因此使得有利地低容量試樣腔室成為可能。與此相反的配置為，該第一及第二相移測量電極係設置於與該工作及參考電極有一共平面關係，因此需要較大的體液試樣體積與試樣腔室以使該體液試樣能覆蓋該第一及第二相移測量電極與該工作及參考電極。

在圖 3B 之實施例中，該分析物測量電極 10、12 及 14 大致上係配置為與圖 3A (1、2、3、4、5 或 6) 相同配置。然而，該感測血球容積比值的電極 19a 及 20a 係設置為間隔配置，其中一電極 19a 係緊鄰該測試腔室 92 的入口 92a，且另一電極 20a 係在該測試腔室 92 的另一端。至少一個該生物感測器上的電極係設置與試劑層 22 接觸。

在圖 3C、3D、3E 及 3F 中，該血球容積比感測電極 19a 及 20a 係設置成彼此鄰接且可放置於該測試腔室 92 的入口 92a 之

相反端 92b (圖 3C 與 3D) 或緊鄰該出口 92a (圖 3E 及圖 3F)。在所有該些實施例中，該物理特性感測電極係與該試劑層 22 間隔開，使得當含有葡萄糖的液體試樣 (例如血液或間質液) 存在時，該物理特性感測電極不會被該試劑的電化學反應所影響。

參照圖 3G 至 3J，以電化學為基礎的分析測試條 400 包括一電絕緣基板層 402、一設置於該電絕緣基板層上的第一圖案化導電層 404、一酵素試劑層 406 (為了清楚僅繪示於圖 3G)、一圖案化間隔層 408、一設置於第一圖案化導電層 404 上的第二圖案化導電層 410 及一電絕緣頂層 412。圖案化間隔層 408 係配置成使以電化學為基礎的分析生物感測器 400 亦包含一試樣腔室 414 形成於其中，利用圖案化間隔層 408 界定試樣腔室 414 的外壁。

第一圖案化導電層 404 包含三個電極，一相對電極 404a (亦稱為一參考電極)、一第一工作電極 404b 及一第二工作電極 404c (見圖 3G)。

第二圖案化導電層 410 包含一第一相移測量電極 411 及一第二相移測量電極 413。第二圖案化導電層 410 亦包含一第一相移探針接點 416 及一第二相移探針接點 418。

在使用以電化學為基礎的分析生物感測器 400 來測定體液試樣 (例如，一全血試樣中的血糖濃度) 中分析物的期間，藉由一相關的量測計 (未顯示) 利用電極 404a、404b 及 404c 來監測該以電化學為基礎的分析測試條的電化學反應。該電化學反應可為，例如，一電化學反應引起的目標電流。考慮到如該體液試樣的相移所測定之該體液試樣之物理特性 (例如，血球容積比)，可接著將此一電流的量值與調查中的該體液試樣中存在的分析物的量相關聯。在此使用期間，一體液試樣係被施加至以電化學為基礎的分析生物感測器 400，且因而於試樣腔室 414 中被接收。

電絕緣基板層 402 可為任何熟悉此領域技藝者習知的適當電絕緣基板，例如，一尼龍基板、聚碳酸酯基板、一聚亞醯胺基板、一聚氯乙烯基板、一聚乙烯基板、一聚丙烯基板、一乙

二醇聚酯 (PETG) 基板、一聚苯乙烯基板、一矽基板、陶瓷基板、玻璃基板或一聚酯基板 (例如, 一 7 毫米厚聚酯基板)。該電絕緣基板可具有任何適當的尺寸, 包含 (例如) 一約 5 mm 的寬度尺寸、一約 27 mm 的長度尺寸及一約 0.5 mm 的厚度尺寸。

第一圖案化導電層 404 可由任何適當的導電材料所構成, 例如, 金、鈮、碳、銀、鉑、氧化錫、銻、銮或其組合 (例如, 摻雜銮的氧化錫)。此外, 可採用任何適當技術或技術的組合以形成第一圖案化導電層 404, 包括 (例如) 濺鍍、蒸發、無電極電鍍、絲網印刷、接觸印刷、雷射剝蝕或凹版印刷。用於該圖案化導電層之典型但非限制的厚度係於 5 奈米至 400 奈米的範圍內。

正如已知的, 常規的以電化學為基礎的分析物生物感測器 (例如測試條) 採用一工作電極與一相關聯的相對/參考電極及酵素試劑層以促進與目標分析物的電化學反應, 且因而測定該分析物的存在及/或濃度。例如, 一用於血液試樣中葡萄糖濃度之測定的以電化學為基礎的分析物生物感測器可採用一包含該葡萄糖氧化酶及媒介物鐵氰化物 (其在該電化學反應期間係還原至該媒介物亞鐵氰化物) 的酵素試劑。該常規的分析物測試條和酵素試劑層已揭示於, 例如, 美國專利 5,708,247; 5,951,836; 6,241,862; 和 6,284,125; 上述各專利係於此併入本申請案作為參考。在此方面, 本文提供之各種實施例中所採用的該試劑層可包含任何適合的試樣可溶性酵素試劑, 該酵素試劑的選擇取決於該欲測定之分析物及該體液試樣。例如, 若欲測定一血液試樣中的葡萄糖, 酵素試劑層 406 可包含葡萄糖氧化酶或葡萄糖去氫酶以及其他功能操作上必要的成分。

一般而言, 酵素試劑層 406 包含至少一酵素及一媒介物。適合的媒介物實例包括: 釕 (ruthenium)、三氯化六銨合釕 (Hexaammine Ruthenium (III))、鐵氰化物、二茂鐵、二茂鐵衍生物、鐵聯吡啶基複合物及對苯二酮衍生物。合適酵素的實例包括葡萄糖氧化酶、使用吡咯並喹啉苯醌 (PQQ) 輔助因子的葡萄糖

脫氫酶(GDH)、使用菸鹼醯胺腺嘌呤二核苷酸(NAD)輔助因子的 GDH 及使用黃素腺鹼二核苷酸(FAD)輔助因子的 GDH。可在製造過程中使用任何適合的技術來施加酵素試劑層 406，例如絲網印刷法。

申請人指出酵素試劑層 406 亦可包含適合的緩衝劑（例如三(羥甲基)氨基甲烷鹽酸鹽(Tris HCl)、檸檬酸鹽(Citraconate)、檸檬酸鹽及磷酸鹽)、羥乙基纖維素[HEC]、羧甲基纖維素、乙基纖維素與褐藻酸鹽、酵素穩定劑及其他該領域習知的添加物。

關於用於體液試樣中的分析物濃度測定的電極和酵素試劑層之用途的進一步詳細內容，儘管沒有該相移測量電極、分析測試條及本文所述相關方法，係於美國專利第 6,733,655 號中，其在此完全併入本申請案作參考。

圖案化間隔層 408 可由任何適合的材料構成，包含例如一 95 微米厚的雙面感壓黏附層、一熱活化黏附層或一熱固性黏附塑膠層。圖案化間隔層 408 可具有諸如範圍從約 1 微米至約 500 微米的厚度，較佳的是介於約 10 微米與約 400 微米之間，更佳的是介於約 40 微米與約 200 微米之間。

第二圖案化導電層 410 可由任何適合的導電材料構成，包含例如銅、銀、鈮、金及導電性碳材料。第二圖案化導電層 410 係可，例如，設置於電絕緣頂層 412 的一較低面上（如圖 3G-3J 中所繪示）或嵌入電絕緣頂層 412 的該較低面中。第二圖案化導電層 410 可具有任何適合的厚度，包含例如一在 20 微米至 400 微米範圍內的厚度。

第二圖案化導電層 410 之第一相移測量電極 411 及第二相移測量電極 413 係於試樣腔室 414 中藉由一適合相移測量的間隙（圖 3J 的水平方向）隔開。此一間隙可為，例如，在 20 微米至 1,400 微米的範圍內，一般的間隙為 500 微米。此外，曝露於試樣腔室 414 中體液試樣的第一相移測量電極 111 及第二相移測量電極 113 的表面積一般約為 0.5 mm<sup>2</sup>，但可在，例如，從約 0.1 mm<sup>2</sup> 至約 2.0 mm<sup>2</sup> 的範圍內。

以電化學為基礎的分析生物感測器 400 可由例如第一圖案化導電層 404、酵素試劑層 406、圖案化間隔層 408、第二圖案化導電層 410 及電絕緣頂層 412 於電絕緣基板層 402 上依序排列構成而製造。任何本領域技藝人士習知之適合的技術可用於完成此依序排列構成，包含例如，絲網印刷、光蝕刻法、凹版印刷、化學氣相沉積、濺鍍、帶層合（tape lamination）技術及其組合。

根據本文提供的實施例之分析生物感測器係可配置成，例如，用於與如共同的專利申請案 13/250,525[暫時以代理人案號 DDI5209USNP 表示](其副本提供於附錄中且併入本申請案以供參考)中所述之手持測試計的分析測試條試樣槽介面可操作地電性連接（例如，透過第一及第二相移探針接點 416 及 418）並使用。

已確定一全血試樣之電抗與該試樣之物理特性（例如，血球容積比）之間存在有一關係。將一體液試樣（例如一全血試樣）電模型化成相對應的電容和電阻元件，表示當使一交流電（AC）訊號通過該體液試樣，該交流訊號之相移將取決於該交流訊號電壓之頻率與該試樣之物理特性（例如，血球容積比）兩者。因此，該體液試樣之物理特性（例如，血球容積比）可由，例如，驅動一已知頻率（或數個已知頻率）之交流訊號通過該體液試樣並偵測其相移而測量。本文所述各種實施例之分析生物感測器的相移測量電極，由於該第一及第二相移測量電極係直接接觸存在於該試樣腔室中的體液試樣，因此特別適用於此相移測量。

申請人指出本文所述，與一手持測試計使用於一體液試樣（例如，一全血試樣）的分析物（如葡萄糖）之測定的分析生物感測器（例如，一以電化學為基礎的分析測試條）的各種實施例可包含一電絕緣基板、一第一圖案化導電層設置於該電絕緣基板上並具有一工作電極及一參考電極。該分析生物感測器亦可包含一設置於該工作電極上的酵素試劑層、一第一圖案化

間隔層（設置於該第一圖案化導電層上並於該分析生物感測器中界定一第一試樣接收通道與一分析物測定試樣腔室）以及一設置於該第一圖案化間隔層上並界定至少一第二試樣接收通道的第二圖案化間隔層。此外，該分析生物感測器另包含一體液相移試樣腔室，其與該第二試樣接收通道流體相通。再者，該分析生物感測器的第一試樣接收通道及分析物測定試樣腔室係與該分析生物感測器的第二試樣接收通道及體液相移試樣腔室隔離。

申請人咸信本文所述各種實施例的分析生物感測器之益處在於，例如，該分析物測定試樣腔室與該體液相移試樣腔室之間的隔離（流體的與電的）會防止該體液試樣中分析物的測定與該體液的相移測量之間潛在的干擾。申請人指出某些優點係透過以下方式獲得：藉由可更薄的該第一及/或第二圖案化間隔層的部份將該第一試樣接收通道和分析物測定腔室與該第二試樣接收通道和體液相移試樣腔室隔開，而提供一分析生物感測器一小但機械穩定的橫截面。

參照圖 3K-3O，以電化學為基礎的分析生物感測器 500 包含一電絕緣基板 502、一設置於該電絕緣基板層上的第一圖案化導電層 504、一酵素試劑層 506（為了清楚僅繪示於圖 3K）、一第一圖案化間隔層 508、一第二圖案化間隔層 510 以及一頂蓋 511。在圖 3K 的實施例中，第一圖案化間隔層 508 及第二圖案化間隔層 510 係繪示為雙層結構。然而，本文提供的各種實施例中所採用的該第一及第二圖案化間隔層可為單一層或任何其它適當形成的層。

第一圖案化間隔層 508 係配置為用來使以電化學為基礎的分析生物感測器 500 亦包含一第一試樣接收通道 512 及一分析物測定試樣腔室 514。第一圖案化間隔層 508 係亦配置為用來界定一體液相移試樣腔室 516 及一分析物測定試樣腔室孔 518（為了清楚未繪示於圖 3K）。

第二圖案化間隔層 510 係配置為用來界定一第二試樣接收

通道 520 及一體液相移腔室孔 522 (為了清楚未繪示於圖 3K)。

第一圖案化導電層 504 包含一第一相移測量電極 524、一第二相移測量電極 526、兩工作電極 528a 及 528b 以及一參考電極 530。為了清楚起見，圖 3L 僅繪示第一相移測量電極 524 及第二相移測量電極 526，而未繪示第一圖案化導電層 504 之整體。

第一試樣接收通道 512 及分析物測定試樣腔室 514 係與第二試樣接收通道 520 及體液相移試樣腔室 516 隔離 (流體地及電地) (見圖 3O，特別是該第一及第二圖案化導電層係為了清楚而省略)。此外，在圖 3O 之實施例中，該體液相移試樣腔室係設置為與該分析物測定試樣腔室呈並排配置。

在使用以電化學為基礎的分析生物感測器 500 以測定體液試樣中的分析物 (例如，一全血試樣中的血糖濃度) 的期間，藉由一相關聯的量測計 (未顯示)，採用工作及參考電極以監測該以電化學為基礎的分析生物感測器的電化學反應。該電化學反應可為，例如，一電化學反應引起的目標電流。考慮到如該體液試樣的相移所測得的該體液試樣之血球容積比，可接著將此一電流的量值與調查中的該體液試樣中存在的分析物的量相關聯。在此使用期間，一體液試樣係被施加至以電化學為基礎的分析生物感測器 500，且因此於分析物測定試樣腔室 514 與體液相移試樣腔室 516 中被接收。

電絕緣基板 502 可為任何熟悉此領域技藝者習知的適當電絕緣基板，例如，一尼龍基板、聚碳酸酯基板、一聚亞醯胺基板、一聚氯乙烯基板、一聚乙烯基板、一聚丙烯基板、一乙二醇聚酯 (PETG) 基板、一聚苯乙烯基板、一矽基板、陶瓷基板、玻璃基板或一聚酯基板 (例如，一 7 毫米厚聚酯基板)。該電絕緣基板可具有任何適當的尺寸包含，例如，一約 5 mm 的寬度尺寸、一約 27 mm 的長度尺寸及一約 0.5 mm 的厚度尺寸。

第一圖案化導電層 504 可由任何適當的導電材料所構成，例如，金、鈮、碳、銀、鉑、氧化錫、銻、銲或其組合 (例如，摻雜銲的氧化錫)。此外，可採用任何適當技術或技術的組合以

形成第一圖案化導電層 504，包含，例如，濺鍍、蒸鍍、無電極電鍍、絲網印刷、接觸印刷、雷射剝蝕或凹版印刷。用於該圖案化導電層之典型但非限制的厚度係於 5 奈米至 500 奈米的範圍內。

申請人指出，常規的以電化學為基礎的分析物生物感測器採用一連同相對/參考電極及酵素試劑層的工作電極，以促進與目標分析物的電化學反應，且因此測定該分析物的存在及/或濃度。例如，一用於血液試樣中葡萄糖濃度之測定的以電化學為基礎的分析物生物感測器可採用一包含該葡萄糖氧化酶及媒介物鐵氰化物（其在該電化學反應期間係還原至該媒介物亞鐵氰化物）的酵素試劑。該常規的分析物測試條和酵素試劑層已揭示於，例如，美國專利 5,708,247、5,951,836、6,241,862、和 6,284,125；，上述每個專利已併入本申請案作參考。由此觀來，本案不同具體實施例採用的該試劑層可包含任何適合的試樣-可溶性酵素試劑，該酵素試劑的選擇可視該欲測定之分析物及該體液試樣而定。例如，若欲測定血液試樣中的葡萄糖，酵素試劑層 506 可包含葡萄糖氧化酶或葡萄糖去氫酶以及其他功能操作上必要的化合物。

一般而言，酵素試劑層 506 包含至少一酵素及一媒介物。適用媒介物的實例包括例如鐵氰化物、二茂鐵、二茂鐵衍生物、聯吡啶鐵的錯合物及苯醌衍生物。合適酵素的實例包括葡萄糖氧化酶、使用吡咯並喹啉苯醌(PQQ)輔助因子的葡萄糖脫氫酶(GDH)、使用菸鹼醯胺腺嘌呤二核苷酸(NAD)輔助因子的 GDH 及使用黃素腺鹼二核苷酸(FAD)輔助因子的 GDH。可在製造過程中使用任何適合的技術來施加酵素試劑層 506，例如絲網印刷法。

申請人指出酵素試劑層 506 亦可包含適合的緩衝劑（例如三(羥甲基)氨基甲烷鹽酸鹽(Tris HCl)、檸檬酸鹽(Citraconate)、檸檬酸鹽及磷酸鹽)、羥乙基纖維素[HEC]、羧甲基纖維素、乙基纖維素與褐藻酸鹽、酵素穩定劑及其他該領域習知的添加物。

關於用於體液試樣中的分析物濃度測定的電極和酵素試劑層之用途的進一步詳細內容，儘管沒有該相移測量電極、體液相移試樣腔室與第二試樣接收通道分析測試條及本文所述相關方法，係於美國專利第 6,733,655 號中，其在此完全併入本申請案作參考。

第一及第二圖案化間隔層 508 及 510 分別可由任何適合的材料構成，包含例如一 95 微米厚的雙面感壓黏附層、一熱活化黏附層或一熱固性黏附塑膠層。第一圖案化間隔層 508 可具有諸如位於從約 1 微米至約 500 微米之範圍內的厚度，較佳的係介於約 10 微米和約 400 微米之間，更佳的係介於約 40 微米和約 600 微米之間。

以電化學為基礎的分析生物感測器 500 可由，例如，第一圖案化導電層 504、酵素試劑層 506、第一圖案化間隔層 508 及第二圖案化間隔層 510 於電絕緣基板 502 上依序排列構成而製造。任何本領域技藝人士習知之適合的技術可用於完成此依序排列構成，包含例如，絲網印刷、光蝕刻法、凹版印刷、化學氣相沉積、濺鍍、帶層合（tape lamination）技術及其組合。

實施例中之分析生物感測器係可配置成，例如，與如共同的專利申請案 13/250,525[暫時以代理人案號 DDI5209USNP 表示]（其副本提供於附錄中且併入本申請案以供參考）中所述之手持測試計的分析生物感測器試樣槽介面可操作地電性連接並使用。

已確定一全血試樣之該電抗與該試樣之物理特性（例如，血球容積比）之間存在一關係。將一體液試樣（例如一全血試樣）電模型化成相對應的電容和電阻元件，表示當使一交流訊號（例如交流電（AC）訊號）通過該體液試樣，該交流訊號之相移將取決於該交流訊號電壓之頻率與該試樣之物理特性（例如，血球容積比、黏度、溫度）。因此，該體液試樣之物理特性（例如，血球容積比、黏度、溫度）可由，例如，驅動已知頻率之交流訊號通過該體液試樣並偵測其相移來測量。本文所述

各種實施例之分析測試條的相移測量電極，由於該第一及第二相移測量電極係直接接觸存在於該試樣腔室中的體液試樣，特別適用於此相移測量。

參照圖 3P-3T，以電化學為基礎的分析測試條 600 包含一電絕緣基板 602、一置於該電絕緣基板層上的第一圖案化導電層 604、一酵素試劑層 606（為了清楚僅繪示於圖 3P）、一第一圖案化間隔層 608、一第二圖案化導電層 609、一第二圖案化間隔層 610 及一頂蓋 611。在圖 3P 的實施例中，第一圖案化間隔層 608 及第二圖案化間隔層 610 係繪示為雙層結構。然而，本文提供的各種實施例中採用的該第一及第二圖案化間隔層可為單一層或任何其它適當形成的層。

第一圖案化間隔層 608 係配置成使以電化學為基礎的分析生物感測器 600 亦包含一第一試樣接收通道 612、一分析物測定試樣腔室 614 及一分析物測定試樣腔室孔 618（未繪示於圖 3P，但在圖 3R 中以虛線繪示）。分析物測定試樣腔室孔 618 係配置為用來協助體液試樣經由第一試樣接收通道 612 導入分析物測定試樣腔室 614。

第二圖案化間隔層 610 係配置為用來界定一第二試樣接收通道 620、一體液相移試樣腔室 616 及一體液相移腔室孔 622（未繪示於圖 3P，但在圖 3S 中以虛線繪示）。體液相移腔室孔 622 係配置為用來協助體液試樣經由第二試樣接收通道 620 導入體液相移試樣腔室 616。

第一圖案化導電層 604 兩個工作電極 628a 及 628b（繪示於圖 3P 及 3Q）及一個參考電極 630（亦繪示於圖 3P 及 3Q）。第二圖案化導電層 609 包含一第一相移測量電極 624 及一第二相移測量電極 626，且係設置於第一圖案化間隔層 608 之上，並嵌入第二圖案化間隔層 610 之雙層結構。

第一試樣接收通道 612 及分析物測定試樣腔室 614 係與第二試樣接收通道 620 及體液相移試樣腔室 616 流體隔離且電隔離（見圖 3T，特別是該第一及第二圖案化導電層係為了清楚而

未繪示)。

在該測試條之各種實施例中，有兩種是對放置在該測試條上之血液試樣的測量。其中一種測量的是該血液試樣中的葡萄糖，而另一種測量的是相同試樣中的物理特性（例如，血球容積比）。兩種測量（葡萄糖及血球容積比）可以依序、同時或期間重疊來執行。例如，可以先執行該葡萄糖測量，接著是該物理特性（例如，血球容積比）；可以先執行該物理特性（例如，血球容積比）測量，接著是該葡萄糖測量；兩種測量同時進行；或一測量的期間可與另一種測量的期間重疊。各種測量係根據圖 4A、4B 及 5 詳細討論如下。

圖 4A 係一用於測試條 100 及其如圖 3A-3T 所示的變化形式之測試訊號的例示性圖表。在一液體試樣施加至測試條 100（或其變化形式 400、500 或 600）之前，測試計 200 係於一液體偵測模式，其中一約 400 毫伏的第一測試訊號係被施加於第二工作電極與參考電極之間。一約 400 毫伏的第二測試訊號較佳為同時施加於第一工作電極（例如，測試條 100 的電極 12）與參考電極（例如，測試條 100 的電極 10）之間。或者，該第二測試訊號亦可同時施加使該第一測試訊號之施加的時間間隔與該第二測試電壓之施加的時間間隔重疊。該測試計可在起始時間為零的生理液體之偵測之前，在液體偵測時間間隔 TFD 期間為一液體偵測模式。在該液體偵測模式中，當一液體被施加至測試條 100（或其變化形式 400、500 或 600）使得該液體濕潤第二工作電極 14 及參考電極 10 時，測試計 200 進行測定。一旦測試計 200 因為，例如，在第二工作電極 14 測得的測試電流足夠增加而辨識該生理液體已施加，測試計 200 在時間零「0」指定一零秒標記並開始該測試時間間隔 T1。測試計 200 可在一合適的取樣速率取樣該電流暫態輸出，例如，每 1 毫秒至每 100 毫秒。在該測試時間間隔 T1 完成後，移除該測試訊號。為了簡化，圖 4A 僅顯示施加至測試條 100（或其變化形式 400、500 或 600）的該第一測試訊號。

然後，說明如何由在圖 4A 的該測試電壓施加至該測試條 100(或其變化形式 400、500 或 600)時測得的已知電流暫態(例如，該測得的電流反應(微安培)為一時間函數)測定分析物(例如，葡萄糖)濃度。

在圖 4A 中，該施加至測試條 100(或本文所述的變化形式)的第一及第二測試電壓一般約從+100 毫伏至約+600 毫伏。在一實施例中，其中該電極包含碳墨且該媒介物包含鐵氰化物，該測試訊號係約+400 毫伏。其他媒介物及電極材料組合將需要不同的測試電壓，如熟悉該領域之技藝人士所習知。該測試電壓的持續時間通常為一反應期間之後約 1 至約 5 秒，典型地為反應期間後約 3 秒。一般而言，測試序列時間 TS 係相對於時間 t0 所測量。當圖 4A 中該期間 TS 維持該電壓 401，會產生輸出訊號，如圖 4B 所示，與該第一工作電極 12 的電流暫態 702 開始在時間零產生，且該第二工作電極 14 的電流暫態 704 同樣也在時間零產生。需注意的是，當該訊號暫態 702 及 704 置於相同參考零點用於以物理術語解釋該過程，在該腔室朝向各該工作電極 12 及 14 沿軸 L-L 的液體流動造成該兩個訊號之間有一微小的時間差。然而該電流暫態係取樣並配置於該微控制器中以具有相同起始時間。在圖式 4B 中，該電流暫態於該電流慢慢降低直到時間零後大約 2.5 秒或 5 秒之一的時間建立一峰值鄰近峰值時間 Tp。在該點 706，大約在 5 秒時，各該工作電極 12 及 14 的輸出訊號可以一起測量並相加。或者，可將來自該工作電極 12 及 14 其中之一的訊號加倍。

參照圖 2B，該系統在複數個時間點或時間位置  $T_1$ 、 $T_2$ 、 $T_3$ 、... $T_N$  之任一者驅動一訊號以測量或取樣來自至少一該工作電極(12 及 14)的該輸出訊號  $I_E$ 。如圖 4B 中所見，該時間位置可為該測試序列  $T_S$  中任何的時間點或間隔。例如，在該輸出訊號測得的時間位置可為一在 1.5 秒的單一時間點  $T_{1.5}$  或一間隔 708(例如，間隔~10 毫秒或更多，取決於該系統的該取樣速率)重疊靠近 2.8 秒的該時間點  $T_{2.8}$ 。

由圖 3B-3T 中該特定測試條 100 及其變化形式的批次校正代碼偏移及批次斜率的知識可計算該分析物（例如，葡萄糖）濃度。

需注意的是，「截距」和「斜率」是藉由測量來自測試條之一批次的校正資料所得的該數值。一般自該批或批次隨機選擇大約 1500 測試條（或在某些情況下更多）。將提供者的生理液體（例如，血液試樣）加入各種分析物量，一般為六個不同的葡萄糖濃度。通常，來自 12 個不同的提供者的血液係加入六個量各個中。給定八個測試條來自相同提供者及量的血液，因此該批總共執行  $12 \times 6 \times 8 \approx 576$  次測試。利用標準實驗室分析器，如 Yellow Springs Instrument (YSI) 來測量得到這些對實際分析物量（例如，血糖濃度）的基準。繪製一測得的葡萄糖濃度對實際葡萄糖濃度（或對比 YSI 電流所測得的電流）的圖，且該圖符合一方程式  $y = mx + c$  最小平方以得到該批數或批次其餘測試條之批次斜率  $m$  及批次截距  $c$ 。

在此值得的注意的是，前面所述的各個組件、系統和步驟使申請人能提供本領域中迄今未有的分析物測量系統。特別是，此系統包含一具有一基板與複數個電極設置於該基板並連接至各自的電極連接器的測試條。該系統另包含一具有一外殼、一測試條埠連接器配置以連接該測試條中各自的電極連接器及一微處理器 300 的分析物量測計。該微處理器 300 係與該測試條埠連接器 220 電連接以施加電訊號或感測來自該等複數個電極的電訊號。

參照圖 2B，量測計 200 的較佳實施細節，其於各個圖 2A 與 2B 中相同數字有相同的說明。在圖 2B 中，一測試條埠連接器 220 係由五條線連接至該類比介面 306，該五條線包含一阻抗感測線 EIC 以接收來自物理特性感測電極的訊號、交流訊號線 AC 驅動訊號至該物理特性感測電極、參考電極之參考線 Ref 及來自各個工作電極 1 及工作電極 2 的電流感測線（即  $I_{we1}$  與  $I_{we2}$ ）。一測試條偵測線 221 亦可用於使該連接器 220 指示一測試

條的插入，該類比介面 306 提供四個輸入至該處理器 300：(1) 實際阻抗  $Z'$ ；(2) 虛擬阻抗  $Z''$ ；(3) 由該生物感測器之工作電極 1 取樣或測得的電流或  $I_{we1}$ ；(4) 由該生物感測器之工作電極 2 取樣或測得的電流或  $I_{we2}$ 。由該處理器 300 至該介面 306 的輸出以驅動一振盪訊號 AC（從約 25 kHz 至約 250 kHz 或更高的任何值）至該物理特性感測電極。一相差動  $P$ （以度表示）可由實際阻抗  $Z'$  及虛擬阻抗  $Z''$  測定，其中：

$$P = \tan^{-1}\{Z'' / Z'\} \quad \text{方程式 3.1}$$

及來自該介面 306 的線  $Z'$  及  $Z''$  的量值  $M$ （以歐姆表示，常寫作  $|Z|$ ）

$$M = \sqrt{(Z')^2 + (Z'')^2} \quad \text{方程式 3.2}$$

在此系統中，該微處理器係配置以：(a) 施加一第一訊號至該等複數個電極，使來自所推導的生理液體試樣之物理特性測定一特定取樣時間點，(b) 施加一第二訊號至該等複數個電極，及(c) 測量一在該界定的特定時間點來自複數個電極中之一者的輸出電流，使測定一分析物濃度。該「特定時間點」本文中亦可稱為一「指定的時間點」。關於此系統，該測試條或生物感測器的複數個電極包含至少兩個電極以測量該物理特性及至少其他兩個電極以測量該分析物濃度。舉例來說，該至少兩個電極及該至少其他兩個電極係設置於該基板上所提供的相同腔室中。另外，該至少兩個電極及至少其他兩個電極係設置於該基板上所提供的不同腔室中。一些實施例指出，所有電極係設置於該基板所界定的相同平面。尤其是在本文所述的一些實施例中，一試劑係設置於靠近該至少其他兩個電極且沒有試劑設置於該至少兩電極上在本系統中值得注意的一特色為能夠在生理試樣放置於生物感測器上約 10 秒內提供一準確的分析物測量，作為該測試序列的一部分。

圖 5 提供有關申請人用以測定該血液試樣的物理特性（例如，血球容積比）的技術的說明。在圖 5 中，該系統 200（圖 2）

在一第一頻率（例如，約 25 千赫至 250 kHz 或更高）施加一第一振盪輸入訊號 800 至一對電極。該系統亦設定以測量或偵測一來自第三及第四電極的第一振盪輸出訊號 802，特別是涉及在該第一輸入及輸出振盪訊號之間測量一第一時間差  $\Delta t_1$ 。在同時間或者在重疊時間期間，該系統亦可在一第二頻率（例如，約 100 千赫至約 1 兆赫或更高，且較佳為 250 千赫）施加一第二振盪輸入訊號（為了簡潔起見，未顯示）至一對電極，接著測量或偵測一來自第三及第四電極的第二振盪輸出訊號，其可涉及在該第一輸入及輸出振盪訊號之間測量一第二時間差  $\Delta t_2$ （未顯示）。從這些訊號中，該系統根據該第一及第二時間差  $\Delta t_1$  及  $\Delta t_2$  估計該血液試樣的一物理特性（例如，血球容積比）。之後，該系統能夠推導一葡萄糖濃度。該物理特性（例如，血球容積比）的估計可利用以下方程式完成

$$HCT_{EST} = \frac{(C_1 \Delta t_1 - C_2 \Delta t_2 - C_3)}{m_1} \quad \text{方程式 3.3}$$

其中

各個  $C_1$ 、 $C_2$  及  $C_3$  係該測試條之一操作常數，

$m_1$  表示一由回歸分析資料所得之參數。

此示例性技術的詳細內容可見於美國專利臨時申請案案號 61/530,795，申請於 2011 年 9 月 2 日，標題為「Hematocrit Corrected Glucose Measurements for Electrochemical Test Strip Using Time Differential of the Signals」，代理人案號 DDI-5214USPSP，其在此併入作為參考。

另一種測定物理特性（例如，血球容積比）的技術可為物理特性（例如，血球容積比）的兩次獨立測量。此可藉由測定以下取得：(a) 在第一頻率的該血液試樣的阻抗及 (b) 在實質上高於該第一頻率的第二頻率的該血液試樣的相位角。在此技術中，該血液試樣係模型化作為一具有未知電抗與未知阻抗的電路。在此模型中，一用於測量 (a) 的阻抗（如編以符號「 $|Z|$ 」）

可由該所施加的電壓、通過一已知阻抗器（例如，該固有測試條阻抗）的電壓以及通過該未知阻抗  $V_z$  的電壓所測定；且同樣地，對於測量(b)該相位角可由熟悉本領域之技藝人士從該輸入及輸出訊號之間的一時間差測定。這些技術的詳細內容係顯示及敘述於美國專利臨時申請案案號 61/530,808，申請於 2011 年 9 月 2 日（代理人案號 DDI5215PSP），其在此併入本文中以供參考。亦可使用其他適合用於測定該生理液體試樣的該物理特性（例如，血球容積比、黏度或密度）的技術，例如美國專利號 4,919,770 或「Electric Cell-Substrate Impedance Sensing (ECIS) as a Noninvasive Means to Monitor the Kinetics of Cell Spreading to Artificial Surfaces」作者為 Joachim Wegener、Charles R. Keese 及 Ivar Giaever，且出版於 *Experimental Cell Research* 259, 158-166 (2000) doi:10.1006/excr.2000.4919，在 <http://www.idealibrary.com> 可線上取得；「Utilization of AC Impedance Measurements for Electrochemical Glucose Sensing Using Glucose Oxidase to Improve Detection Selectivity」由 Takuya Kohma、Hidefumi Hasegawa、Daisuke Oyamatsu 及 Susumu Kuwabata 發表於 *Bull. Chem. Soc. Jpn.* Vol. 80, No. 1, 158-165 (2007)，所有文件皆併入做參考。

另一測定該物理特性（例如，血球容積比、密度或溫度）的技術可藉由了解該相位差（例如，相位角）及該試樣之阻抗的量值取得。在一實例中，提供下述關係用於該試樣之物理特性或阻抗特性（「IC」）的估計：

$$IC = M^2 * y_1 + M * y_2 + y_3 + P^2 * y_4 + P * y_5 \quad \text{方程式 3.4}$$

其中： M（來自方程式 3.2）表示一測得的阻抗（單位為歐姆）之量值  $|Z|$ ；

P（來自方程式 3.1）表示一於該輸入及輸出訊號之間的相位差（單位為度）

$y_1$  係約  $-3.2e-08$  及 ± 此處提供數值之 10%、5% 或 1%；

$y_2$  係約  $4.1\text{e-}03$  及 $\pm$ 此處提供數值之 10%、5%或 1%；  
 $y_3$  係約  $-2.5\text{e+}01$  及 $\pm$ 此處提供數值之 10%、5%或 1%；  
 $y_4$  係約  $1.5\text{e-}01$  及 $\pm$ 此處提供數值之 100%、5%或 1%；以及  
 $y_5$  係約 5.0 及 $\pm$ 此處提供數值之 10%、5%或 1%。

此處應注意，當該輸入的 AC 訊號的頻率高（例如，大於 75 kHz），則與阻抗  $M$  的量值相關的參數  $y_1$  及  $y_2$  可為此處所給例示性數值的 $\pm 200\%$ ，使各該參數可包含零或甚至一負值。另一方面，當該 AC 訊號的頻率低（例如，小於 75 kHz），則與該相位角  $P$  相關的參數  $y_4$  及  $y_5$  可為此處所給例示性數值的 $\pm 200\%$ ，使各該參數可包含零或甚至一負值。此處應注意， $H$  的量值，如本文所述，係大致等於  $IC$  的量值。在一例示性實施方式中，該詞  $H$  或  $HCT$  係等於  $IC$ ，如本申請案所用之詞  $H$  或  $HCT$ 。

在另一替代的實施方式中提供方程式 3.5。方程式 3.5 為二次曲線關係的確切的推導，不需使用如方程式 3.4 中的相位角。

$$IC = \frac{-y_2 + \sqrt{y_2^2 - (4y_3(y_1 - M))}}{2y_1} \quad \text{方程式 3.5}$$

其中：

$IC$  為阻抗特性[%]；

$M$  為阻抗的量值[歐姆]；

$y_1$  係約  $1.2292\text{e}1$  及 $\pm$ 此處提供的數值之 10%、5%或 1%；

$y_2$  係約  $-4.3431\text{e}2$  及 $\pm$ 此處提供的數值之 10%、5%或 1%；

$y_3$  係約  $3.5260\text{e}4$  及 $\pm$ 此處提供的數值之 10%、5%或 1%。

藉由此處提供的各種組件、系統及見解，申請人達成至少一種由一生理試樣（其可為例如，血液）測定一分析物濃度的方法（及該方法的變化形式）。簡而言之，申請人的技術涉及於至少一種生理液體試樣的物理特性（例如，血球容積比或黏度）

取得資訊或資料，於一測試序列取樣時間期間推導一特定取樣時間，驅動一預定的訊號至該試樣，測量或取樣一自該測試序列取樣時間期間的該期間的試樣輸出的第一暫態訊號；界定一特定時間範圍，其包含該在該測試序列取樣時間期間的該特定取樣時間，在該特定時間範圍內的各個不連續間隔擷取該第一暫態訊號的量值，以及根據包含在該特定時間範圍內的第一暫態訊號之擷取的量值測定該分析物濃度。

參照圖 6A，該方法涉及在步驟 904 放置一生理試樣於一生物感測器（例如，以如圖 3A(1-6)-3T 所示的測試條 100 的形式，且較佳為圖 3A(1-6)，其已插入一量測計（步驟 902）。一旦該量測計 200 開啟，一電壓係施加至該測試條 100（或其變化形式 400、500 或 600）且當該試樣放置於該測試腔室上，由於該測試腔室中該分析物與該試劑的酵素反應，該施加的電壓物理性地將該試樣中的分析物轉換成一不同形式。當該試樣流至該測試槽的毛細管通道，取得至少一種該試樣之物理特性（步驟 908）。特別是，該取得或測量該物理特性的步驟（步驟 908）可包含施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性，而啟動一酵素反應的步驟 906（例如，藉由施加電訊號至該試樣及試劑）可涉及驅動一第二訊號至該試樣一段可配合該測試序列的期間（「第一取樣時間期間」）。在步驟 910 中驅動一第二訊號至該試樣（經由電極）容許來自該試樣的輸出訊號的測量（經由該電極）持續一時間期間，其可與該第一取樣時間期間相同。此處該輸出訊號亦可為特徵在於一第一暫態訊號（例如，圖 7A 中的暫態曲線 1002、1004 及 1006，其與時間及量值相關）係依據量值（例如，微安培）及時間（例如，毫秒）參引。在步驟 912 中，一特定取樣時間 T 的擷取或測定係根據該試樣的物理特性之值執行。如何由該物理特性擷取特定取樣時間 T 之討論將提供於本申請案以下內容。參照圖 6A，在步驟 914 中，該第一暫態訊號輸出係於一測試序列取樣時間期間從約 0 秒至約 10 秒測量或取樣（且如圖 7A 所示，其中該第一暫態訊號係與時間與

量值兩者相關，給出一量值（例如，電流）對時間的圖）。在步驟 916 中，一包含該第一取樣時間期間上的特定取樣時間之特定時間範圍（從 T1 至 T2）係界定以為一第二取樣時間期間。在步驟 918 中，於該特定時間範圍內（或第二取樣時間期間）得到的第一暫態訊號的量值（例如，1002a）係藉由該系統處理器測量或取樣。雖然所有量值皆在步驟 918 中測量，只有發生在該第二取樣時間期間（或特定時間範圍）內的不同間隔的選定的量值係由該處理器利用以將該些量值轉換成步驟 920 中的分析物濃度值。

擷取該第一暫態訊號的量值以提供該第二暫態訊號的過程可參考圖 7C 及 7D 理解。在圖 7C 中，該第一暫態訊號 1002a 係依據量值（單位為微安培，從約 20 至約 180 微安培）與時間（從約 0 至約 7 秒的第一取樣時間期間）說明。為了擷取該第一暫態訊號 1002a 之選定的量值，該系統首先需界定該特定時間範圍 T1-T2，此處其特徵為「第二取樣時間期間」。此係可藉由測定該特定取樣時間 T 完成。

一旦測定特定取樣時間 T，此特定範圍的起始時間 T1 可由取得特定取樣時間 T（單位為秒）及一預定的時間 A（單位亦為秒）的差測定。該終止時間 T2 係設為約等於特定取樣時間 T。一旦界定範圍 T1-T2，該系統移除所有此特定時間範圍以外的暫態訊號，其係見於圖 7D。為了能進行處理，該剩餘的暫態訊號（現界定為一第二暫態訊號 1002a'）可分割為數個間隔（其係較佳相等間隔，但可為不相等間隔），且該第二暫態 1002a' 的各個間隔標示為圖 7D 中的數字「1」至「22」。該系統可測定使各間隔的量值的值盡可能接近。然而，為便於處理，較佳為利用各間隔內該取樣的量值的平均作為代表特定間隔的量值。應注意的是，該第二暫態訊號 1002a' 可偏移以減低計算該選擇的量值的混亂，使該起始時間 T1 設定以在零秒起始，如圖 7E 所示，伴隨其他由圖 7A 的第一暫態訊號所擷取的暫態訊號。

目前已提供申請人的技術的概述，現在將給出一些圖 6A 或

圖 6B 中的步驟中所使用特定技術的詳細說明。特別是，施加該第一訊號的步驟涉及導引一由適當的電源(例如，該量測計 200)所提供的交流訊號至該試樣，使該試樣之物理特性由該交流訊號的輸出測定。偵測的該物理特性可為黏度、血球容積比或密度中的一種或多種。此可包含在各自不同的頻率驅動第一及第二交流訊號，其中一第一頻率係低於該第二頻率。該第一頻率較佳為至少低於該第二頻率一個數量級。在一實例中，第一頻率可為在約 10 kHz 至約 100 kHz 的範圍內的任何頻率，且該第二頻率可為從約 250 kHz 至約 1 MHz 或更高。如本文所述，該詞「交流訊號」可具有該極性交替的訊號的一些部份，或所有交流電流訊號，或一具有一直流偏移的交流電流，甚或一結合一直流訊號的多方向訊號。

一旦該試樣的物理特性已由一適合的技術測定或取得，該物理特性可用於界定一在該測試序列中的特定取樣時間 T，該測試腔室的輸出訊號用於進一步精細測得的暫態輸出訊號以提供該試樣中的該分析物濃度的輸出。具體而言，申請人已發現該物理特性(例如，血球容積比)與該分析物濃度之間的一關係，如圖 7A 所示，其血球容積比係與該分析物濃度相關(以單位為微安培的電流量值顯示)。此關係已進一步探討使該發明人能夠推導一在該試樣的特定取樣時間與該試樣的物理特性(例如，血球容積比)之間的直接關係，如圖 7B 中線 708 所示。因此，藉由從上述方程式 4 中了解該試樣的物理特性(例如，血球容積比)，可利用圖 7B 中的關係 708 使該特定取樣時間係指定以容納物理特性(例如，血球容積比)的不同值，從而達到更準確的葡萄糖濃度測量。

在圖 7A 中，可看出隨著該分析物濃度(與該電流輸出成比例)增加，該高葡萄糖濃度的波峰(標示為 1002a、1004a 及 1006a)與該中葡萄糖濃度(標示為 1002b、1004b 及 1006b)相較係往右移。同樣地，該中葡萄糖濃度的波峰與低葡萄糖濃度(標示為 1002c、1004c 及 1006c)相較係進一步至圖 7A 的右方。此處

亦可看出，該低葡萄糖濃度（1002c、1004c 及 1006c）係較中葡萄糖濃度（1002b、1004b 及 1006b）更早達到穩態（steady-state）。對於高葡萄糖濃度（1002a、1004a 及 1006a）與中葡萄糖濃度相較係重複相同趨勢。

在圖 7A 的資料中，該發明人能夠在該感測的物理特性與該取樣時間之間推導一第二度關係，如圖 7B 中線 708 所示。在圖 7B 中，對於這些血球容積比範圍（來自圖 7A）中，一曲線 708 係符合在約 30%、42%及約 55%的血球容積比的值與葡萄糖的值。該申請人發現該符合的曲線可為以下方程式：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3 \quad \text{方程式 4}$$

其（為了方便），

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的大約時間點，

在該時間點取樣該測試條的輸出訊號，

$H$  表示該試樣的物理特性（例如，以血球容積比的形式）

$x_1$  係約  $4.3e5$ ；

$x_2$  係約  $-3.9$ ；以及

$x_3$  係約  $4.8$ 。

雖然該方法可指示僅有一取樣時間點，該方法可包含取樣更多時間點的需求，例如在多個不連續時間點取樣該電流輸出，或連續地（例如，在指定的取樣時間如每 10 毫秒至 100 毫秒或不斷持續一段期間）自該測試序列之起始直到該起始後至少約 10 秒或更短，且該結果被儲存用於接近該測試序列終止時的處理。申請人指出該適當的取樣時間係由該測試序列之起始測量，但可利用任何適當的資料以決定何時取樣該輸出電流。就實務上來說，該系統可被程式化以在整個測試序列期間中在適當地時間取樣間隔取樣該輸出電流，例如每 100 毫秒或甚至低於約每 1 毫秒一次取樣。在此變化形式中，該特定取樣時間為一用於進一步測定該第一取樣時間期間的一特定時間範圍的

值。

取代由方程式 4 在該測試序列中自約 0 至約 7 秒計算該特定取樣時間，一參照表 1 例示性在此表示的查表亦可用來取代方程式 4 或除方程式 4 之外以指定一適當的取樣時間點。在表 1 中，該物理特性的值係藉由該系統的處理器使用以查找在取樣或測量該生物感測器的訊號輸出以測定該分析物濃度的合適的時間。例如，一旦該物理特性已測定，此例為 33%血球容積比，該生物感測器 100 的訊號輸出用於測定該分析物濃度的時間可由表 1 中蒐集，其顯示特定取樣時間係約該測試序列之起始後的 5.32 秒。

**表 1**

| 物理特性（例如血球容積比%） | 特定時間 T（秒） |
|----------------|-----------|
| 30             | 5.56      |
| 31             | 5.46      |
| 32             | 5.38      |
| 33             | 5.32      |
| 34             | 5.26      |
| 35             | 5.2       |
| 36             | 5.16      |
| 37             | 5.12      |
| 38             | 5.08      |
| 39             | 5.06      |
| 40             | 5.02      |
| 41             | 5         |
| 42             | 5         |
| 43             | 4.98      |
| 44             | 4.96      |
| 45             | 4.96      |
| 46             | 4.94      |
| 47             | 4.92      |
| 48             | 4.92      |
| 49             | 4.9       |
| 50             | 4.9       |
| 51             | 4.9       |
| 52             | 4.88      |
| 53             | 4.88      |
| 54             | 4.88      |

| 物理特性（例如血球容積比％） | 特定時間 T（秒） |
|----------------|-----------|
| 55             | 4.86      |

應注意的是，施加該第一訊號及驅動該第二訊號的步驟是依序進行，其順序為該第一訊號接著該第二訊號或是兩個訊號依序重疊；或者，先該第二個訊號接著該第一訊號或是兩個訊號依序重疊。或者，施加該第一訊號及驅動該第二訊號可同時發生。

值得注意的是，在該較佳的實施例中，對該葡萄糖濃度的電流輸出的測量係早於該物理特性（例如，血球容積比）之估計執行。或者，該物理特性（如：血球容積比）量可於葡萄糖濃度測量前估計、測量或取得。

參照圖 6B，討論圖 6A 之方法的精細化。步驟 900-910 係與參照圖 6A 所討論的相同，因此為了簡潔不再重複。在步驟 912’中，該第一取樣時間期間中的特定取樣時間 T 係根據該試樣的物理特性界定。一第二取樣期間時間係根據步驟 914’中該特定取樣時間 T 所界定。一第二暫態訊號（圖 7D 中 1002a’）係藉由刪除該第一暫態訊號 1002a 的量值而取得（圖 7C），其係於圖 7D 中該特定時間範圍 T1-T2 之外。利用此過程，一第二暫態訊號（圖 7D 中 1002a’）係由該第一暫態訊號（圖 7C 中 1002a）取得。如圖 7D 所示，該特定時間範圍 T1 至 T2 包含特定取樣時間 T。特別是，T1 係約等於特定取樣時間 T 與一預定的時間 A 之間的差，且 T2 係約等於特定取樣時間 T。在另一實施例中，T1 係約等於特定取樣時間 T 與 A 之差的絕對值，且 T2 係約等於 T。在一較佳實施例中，A 大約為 4.2 秒。參照圖 6A 或 6B 中的步驟 920，分析物濃度可於步驟 920 中，根據大量已知分析物濃度，在申請人所推導的各種數學演算法中，藉由該第二暫態訊號的（例如，1002a’）的特定選定的量值之施加來測定，如實際測量，相較於實驗室參考的分析物濃度，其係於本文中稱為參考或基準值，用於測定已知分析物濃度的準確度。特別是，一第一演算法可利用該第二暫態之五個不同的量值以得到該分

析物濃度(G)。該第二暫態訊號的量值一般單位為 nA，因此該截距一般單位為 nA，且該斜率一般單位為 nA/(mg/dL)，得到分析物濃度單位為 mg/dL。該第一分析物濃度演算法係表示為方程式 5：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4|I_5| - x_5|I_1|}{|I_2| + x_4|I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

方程式 5

其中：

$I_1$  = 在間隔 17 的訊號之量值（大約自 T1 起 3.3 秒）；

$I_2$  = 在間隔 13 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 2.5 秒）；

$I_3$  = 在間隔 5 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 0.9 秒）；

$I_4$  = 在間隔 3 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 0.5 秒）；

$I_5$  = 在間隔 22 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 4.3 秒）；

$x_1=0.7503$ ， $x_2=337.27$ ， $x_3=(-)16.811$ ， $x_4=1.4128$ ， $x_5=2.6707$ ，

其中，如上所指，該第二暫態訊號的量值可引用為 nA， $x_2$  可引用為 nA，且  $x_3$  可引用為 nA/(mg/dL)。

在該演算法的第二變化形式中，只有該擷取的第二暫態訊號的兩個量值可用於測定該分析物濃度(G)，於此例中為葡萄糖。該第二演算法係表示為方程式 6：

$$G = \frac{x_1(|I_1|) \left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

方程式 6

其中：

$I_1$  = 在間隔 11 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 2.1 秒）；

$I_2$  = 在間隔 7 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 1.3 秒）；

$x_1=0.5865$ ， $x_2=2.5099$ ， $x_3=(-)12.738$ ， $x_4=(-)188.31$ ， $x_5=9.1996$ ，其中，如上所指，該第二暫態訊號的量值可引用為 nA， $x_4$  可引用為 nA，且  $x_5$  可引用為 nA/(mg/dL)。

在該演算法的第三變化形式中，只有該第二暫態訊號的三個量值可用於測定該分析物濃度(G)，於此例中為葡萄糖。該第三演算法係表示為方程式 7：

$$G = \frac{x_1 \ln\left(x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|}\right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

方程式 7

其中：

$I_1$  =在間隔 20 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 3.9 秒）；

$I_2$  =在間隔 22 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 4.3 秒）；

$I_3$  =在間隔 19 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 3.7 秒）；

$x_1=20.154$ ， $x_2=1.0446$ ， $x_3=0.9546$ ， $x_4=1.3894$ ， $x_5=(-)0.7141$ ，

$x_6=0.1163$ ，

其中，如上所指，該第二暫態訊號的量值可引用為 nA， $x_5$  可引用為 nA，且  $x_6$  可引用為 nA/(mg/dL)。

在該演算法的第四變化形式中，只有該第二暫態訊號的五個量值可用於測定該分析物濃度(G)，於此例中為葡萄糖。該第四演算法係表示為方程式 8：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{(x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right|)} \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

方程式 8

其中：

$I_1$  =在間隔 5 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 0.9 秒）；

$I_2$  =在間隔 1 的訊號之量值 (大約自起始時間 T1 起 0.1 秒);

$I_3$  =在間隔 2 的訊號之量值 (大約自起始時間 T1 起 0.3 秒);

$I_4$  =在間隔 10 的訊號之量值 (大約自起始時間 T1 起 1.9 秒);

$I_5$  =在間隔 22 的訊號之量值 (大約自起始時間 T1 起 4.3 秒);

$x_1=0.7060, x_2=0.4864, x_3=28.5946, x_4=0.6979, x_5=15.5099,$

其中, 如上所指, 該第二暫態訊號的量值可引用為 nA,

$x_5$  可引用為 nA, 且  $x_4$  可引用為 nA/(mg/dL)。

在該演算法的第五變化形式中, 該第二暫態訊號的四個量值可用於測定該分析物濃度(G), 於此例中為葡萄糖。該第五演算法係表示為方程式 9:

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

方程式 9

其中:

$I_1$  =在間隔 19 的訊號之量值(大約自起始時間 T1 起 3.7 秒);

$I_2$  =在間隔 16 的訊號之量值(大約自起始時間 T1 起 3.1 秒);

$I_3$  =在間隔 11 的訊號之量值(大約自起始時間 T1 起 2.1 秒);

$I_4$  =在間隔 5 的訊號之量值(大約自起始時間 T1 起 0.9 秒);

$x_1=(-)1.6842, x_2=0.9527, x_3=(-)4.9724, x_4=6.2936, x_5=3.0770,$

$x_6=(-)5.8427,$

$x_7=(-)0.4714, x_8=0.0079,$

其中, 如上所指, 該第二暫態訊號的量值可引用為 nA,  $x_7$  可引用為 nA, 且  $x_8$  可引用為 nA/(mg/dL)。

在該演算法的第六變化形式中, 該第二暫態訊號的四個量

值可用於測定該分析物濃度(G)，於此例中為葡萄糖。該第六演算法係表示為方程式 10：

$$G = \frac{\left(\left|\frac{I_1}{I_2}\right|^{x_1} \times \frac{x_2|I_3|^3 + x_3|I_3|^2 + x_4|I_3| + x_5}{x_6|I_4|^2 + x_7|I_4| + x_8}\right) - x_9}{x_{10}}$$

方程式 10

其中：

$I_1$  = 在間隔 16 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 3.1 秒）；

$I_2$  = 在間隔 5 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 0.9 秒）；

$I_3$  = 在間隔 12 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 2.3 秒）；

$I_4$  = 在間隔 14 的訊號之量值（大約自起始時間 T1 起 2.7 秒）；

$x_1=1.1842$ ， $x_2=0.9740$ ， $x_3=(-)11.316$ ， $x_4=38.763$ ， $x_5=(-)39.319$ ，  
 $x_6=0.0928$ ，

$x_7=(-)0.8503$ ， $x_8=1.7545$ ， $x_9=(-)9.3804$ ， $x_{10}=0.2465$ ，

其中，如上所指，該第二暫態訊號的量值可引用為 nA， $x_9$  可引用為 nA，且  $x_{10}$  可引用為 nA/(mg/dL)。

需注意的是，方程式 5-10 中測得的各該電流輸出（例如， $I_1$ 、 $I_2$ 、 $I_3$ 、 $I_4$ 、 $I_5$ ）可為一來自一生物感測器中的一工作電極的電流輸出，該生物感測器具有一工作電極或大於一個工作電極，一來自具有複數個工作電極的生物感測器中的複數個工作電極的電流輸出的總和。在例示性實施例中，在該指定的取樣時間點的各該電流輸出（例如， $I_1$ 、 $I_2$ 、 $I_3$ 、 $I_4$ 、 $I_5$ ）係來自例示性生物感測器 100 之工作電極 12 及 14 的電流輸出的總數或總和。例如，在方程式 10 中，若在第十六間隔（在~3.1 秒）的第一工作電極的電流輸出為 120 奈安培，且在相同間隔（~3.1 秒）的第二工作電極的電流輸出為 150 奈安培，該  $I_1$  之量值為兩個值的總和，因此為 270 奈安培。同樣地，該  $I_2$  的電流輸出為在第五間隔（~0.9 秒）來自第一工作電極 12 的電流輸出與在第五間隔來自第二工作電極 14 的電流輸出的總和。方程式 10 其餘

的電流係以相同方式取得。

除了各取樣時間來自各工作電極所總和的總電流之外，在各取樣時間來自各工作電極的電流的平均可用於本文所述的方程式 5-10，且理所當然可對操作的係數作適當的改良（如熟悉本領域的技藝人士所習知）以說明在各取樣時間測得的電流相較於一實施例其在各取樣時間點測得的電流一起相加較低。或者，在該方程式 5-10 所需的各取樣時間測得的電流的平均值可乘以兩倍，且不需如先前實例中推導該操作的係數而使用。

因此，本文所提供的教示的益處為，與迄今習知的技術相比，分析物測試測量準確度增加，該習知的技術對 30%、42% 及 55% 的血球容積比提供一較高的偏差或誤差 $\pm 20\%$ ，如圖 8A 中該些習知的測試條所示。具體而言，提供一方法其提供一批次的測試條，一般在約 845 個試樣的批次中（且在一些例子中至多為每批次 1 百萬個試樣（或測試條）），導引一含有一參考的分析物濃度的參考試樣至該批次的每個測試條以啟動一測試序列。該方法包含以介於該兩個電極之間的試劑反應該分析物以造成該分析物的物理轉變，測定該參考試樣的物理特性，選擇特定多個通常不受該物理特性影響的取樣時間點及根據該多個特定取樣時間點測定一分析物濃度，使該批次的測試條之至少 95% 的分析物濃度的值在約 30% 至約 55% 的血球容積比（例如，約 42% 血球容積比）的範圍中在參考分析物濃度的 $\pm 15\%$ ，如圖 8B、8C、8D、8E、8F 及 8G 所示。

在各圖 8A-8G 中，以一批次的測試條（此例中約 845 個測試條試樣）進行實驗以定量由本文所述的方法的葡萄糖測量的改善。該改善的定量可藉由在不同血球容積比值的該「偏差」顯示。該偏差（其係該葡萄糖測量中該相對誤差的估計）係對以本文所述的方法測定的各個葡萄糖濃度計算。以方程式測定每個葡萄糖的濃度之誤差：

$$Bias_{abs} \approx G_{計算} - G_{參考} \quad (\text{對 } G_{參考} \text{ 低於 } 100 \text{ mg/dL 葡萄糖}) \text{ 且}$$

$$\text{偏差}_{\%} = \frac{G_{\text{計算}} - G_{\text{參考}}}{G_{\text{參考}}} \quad (\text{對 } G_{\text{參考}} \text{ 大於或等於 } 100 \text{ mg/dL 葡萄糖})$$

其中  $Bias_{abs}$  係絕對偏差

$Bias_{\%}$  為百分比偏差，

$G_{\text{計算}}$  為利用本文方法測定的葡萄糖濃度，及

$G_{\text{參考}}$  為參考葡萄糖濃度。

在圖 8A 中，當結果係繪製成該已知測試條的誤差或偏差，在低血球容積比（30%）該葡萄糖濃度顯示對於葡萄糖濃度在 100 mg/dL 或更高的濃度有大於 20% 的實質偏差。在其他血球容積比範圍（55%），該偏差對於 100 mg/dL 或更高的葡萄糖濃度也實質較高。

在明顯的對比中，當應用本發明的技術時，可於圖 8B、8C、8D、8E、8F 及 8G 中看出，不論葡萄糖濃度是否為 100 mg/dL 或更高，在血球容積比的極值（30% 或 55%）葡萄糖濃度係在 +15% 及 -15% 的偏差中。

以該葡萄糖數據的質心對血球容積比作圖可看出，該資料的質心界定一延伸至在 30%、42% 及 55% 血球容積比的葡萄糖濃度的質心之線 1100。線 1100 顯示一負斜率因而指出在低血球容積比（30%）至高血球容積比（55%）的結果之偏差變異。令人驚訝的是，關於本文提供的實施例，可看出在這些圖 8B、8C、8D、8E、8F 及 8G 中，該葡萄糖濃度資料的質心一般在零偏差為平的，無論該血球容積比參數為 30%、42% 或 55%。具體而言，參照圖 8B，其使用方程式 5 作為發明人的第一個新技術的一部分，連接低、中及高血球容積比的葡萄糖數據的質心的線 1102 係實質水平或平的。參照圖 8C 其使用方程式 6 作為發明人的第二個新技術的一部分，連接三個血球容積比參數的數據的質心的線 1104 不如線 1102 平。然而，當與圖 8A 中該習知技術的線 1100 比較，線 1104 的斜率幾乎不顯著。參照圖 8D，其使用方程式 7 作為發明人的第三個新技術的一部分以測定該葡萄糖濃度，連接該數據的質心的線 1106 也不如圖 8B 之線 1102 平。

然而，線 1106 的斜率（圖 8D）與該習知技術的線 1100（圖 8A）比較時幾乎不顯著。參照圖 8E，其使用方程式 8 作為發明人的第四個新技術的一部分以測定該葡萄糖濃度，連接該數據的質心的線 1108 實質上為平的，指出血球容積比的極值之間的偏差變異係實質不顯著。參照圖 8F 及 8G，其使用方程式 9 及 10 作為發明人的第五及第六個新技術的一部分，連接該葡萄糖濃度數據（各為圖 8F 及 8G）的質心的線（1110 或 1112）對各該些圖亦實質上為平的。

申請人指出，上述的方程式其導致葡萄糖結果 G1-G6（分別於圖 8B - 8G 中）的產生係利用測試條 100（大致如圖 3A(1)、3A(5)及 3A(6)中所示）所產生。若測試條係與不同大小的各種電極（包含工作電極）使用，該分割參數（例如，方程式 10 中的  $x_{10}$ ）需藉由測量各測試條之大小特定的電流輸出並進行用於該分割參數的調整之電流輸出的回歸分析來調整。

申請人進一步指出，當所有六個方程式皆相當於在返回一準確的葡萄糖濃度的結果，其各具長處及短處。該些方程式的組合可用於涵蓋在不同範圍內的最佳性能。例如，方程式 10 可用於低葡萄糖濃度而方程式 5 適用高葡萄糖濃度。或者，部份或全部的方程式可在各種排列下一起使用以使葡萄糖的值變化大的葡萄糖濃度的衍生取決於該操作參數。

雖然於本文所描述的技術已針對葡萄糖的測定，該技術亦可應用於其他分析物（熟悉該領域之技藝人士作適當的修改），其係由該液體試樣之物理特性所影響，其中該分析物係放置於該液體試樣中。例如，血液試樣的物理特性（例如，血球容積比、黏度、溫度或密度）可解釋血液試樣中酮或膽固醇的測定。亦可利用其他生物感測器的配置。舉例來說，於以下美國專利所揭示及描述的該生物感測器可與本文所述之各種實施例一起利用：美國專利第 6179979、6193873、6284125、6413410、6475372、6716577、6749887、6863801、6890421、7045046、7291256、7498132，以上全部其全文皆併入本文中作為參考。

如已知，該物理特性的偵測不需要藉由交流訊號來完成，但可利用其他技術來完成。舉例來說，可利用一適當的感測器（如美國專利公開號 20100005865 或 EP1804048 B1）以測定黏度或其他物理特性。或者，可測定該黏度且根據習知的血球容積比及黏度之間的關係用以推導出血球容積比，如 Oguz K. Baskurt, M.D., Ph.D.,<sup>1</sup> 發表的「Blood Rheology and Hemodynamics」及 Herbert J. Meiselman, Sc.D., *Seminars in Thrombosis and Hemostasis*, volume 29, number 5, 2003。

如先前所述，該微控制器或一相等的微控制器（及允許該微控制器在預期的環境中以其預期的目的運作的相關元件，像是如圖 2B 中的處理器 300）可利用電腦編碼或軟體指令以實施本文中所描述的方法及技術。申請人指明圖 2B 中的該例示性微控制器 300（與用於該處理器 300 之功能性操作的適當元件）係以韌體嵌入或以圖 6A 或 6B 中邏輯圖代表的電腦軟體裝載，並與相關的連接器 220 與界面 306 及其相等物，係用於以下步驟之裝置：(a)根據放置於該測試條的複數個電極上的試樣之感測的物理特性或估計的物理特性測定一指定的取樣時間，該指定的取樣時間係參引自根據該測試條之上的試樣之放置的一測試序列的一起始之至少一時間點或間隔；(b)施加一第二訊號至該等複數個電極以測量由於該第二訊號至該等複數個電極的施加來自該等複數個電極的一第一暫態輸出訊號；(c)擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；(d)於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及(e)由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

該用以計算的裝置可包含一微處理器程式化控制以利用方程式 5-10 之任一項與其各自的參數來計算該分析物濃度，如先前所述。

再者，本發明已根據特定的變化及說明的圖示描述，在本技術領域之通常知識者將了解本發明不限定於該變化或圖示描

述。此外，雖然先前描述的方法與步驟指出某種情況發生在於一定的順序中，其意指一定的步驟不需要在描述的順序中被執行，然而只要以任何順序的步驟允許實施例以它們預期的目的進行運作。因此，本專利意圖涵蓋落在揭示內容之精神內或與申請專利範圍中出現之等效變化例。

### 實施例

以下實施例可能會或可能不會被主張：

1. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；

施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

驅動一第二訊號至該試樣一與該測試序列重疊的第一取樣時間期間以取得自該試樣輸出之一第一暫態訊號，該第一暫態訊號在該第一取樣時間期間內與時間及量值兩者相關；

根據該試樣的該物理特性在該測試序列在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；

根據該特定取樣時間界定一第二取樣時間期間使該第二取樣時間期間重疊該第一取樣時間期間；

依據該第二取樣時間期間參引自該第一暫態訊號取得一第二暫態訊號；

依據該第二取樣時間期間分割該第二暫態訊號成不連續的間隔；

在該第二取樣時間期間中在不連續的選定間隔推導該第二暫態訊號的各個量值；以及

根據在該不連續的選定時間間隔的該第二暫態訊號的相對量值測定一分析物濃度。

2. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；

施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

驅動一第二訊號至該試樣一與該測試序列重疊的第一取樣時間期間以取得自該試樣輸出之一第一暫態訊號，該第一暫態訊號在該第一取樣時間期間內與時間及量值兩者相關；

根據該試樣的該物理特性在該測試序列在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；

在一第二取樣時間期間自該第一暫態訊號取得一第二暫態訊號；

在該第二取樣時間期間中選定的間隔推導該第二暫態訊號的各個量值；以及

根據在該選定的時間間隔的該第二暫態訊號的相對量值測定一分析物濃度。

3. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；

施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；

驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間，測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；

在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間範圍；

在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第一暫態訊號的複數個量值，以及

根據自該取得步驟得到的該第一暫態訊號的該量值測定該分析物濃度。

4. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，該生物感測器具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試序列；

施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；

驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間，測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；

取得在大約該特定取樣時間以外的時間間隔輸出的該第一暫態訊號的複數個量值；以及

根據自該取得步驟得到的該第一暫態訊號的該等複數個量值測定該分析物濃度。

5. 一種利用一具有至少兩電極及一設置於該些電極之至少一電極上的試劑的生物感測器自生理試樣顯示分析物濃度之準確度的方法，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動複數個該生物感測器中每一個之分析物測試序列；

對各該等複數個生物感測器施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

對各該等複數個生物感測器在一第一取樣時間期間中擷取一特定取樣時間；

對各複數個生物感測器驅動一第二訊號至該試樣該第一取樣時間期間；

對各該等複數個生物感測器測量或取樣自該試樣輸出的第一暫態訊號該第一取樣時間期間的期間；

對各該等複數個生物感測器在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間範圍；

對各該等複數個生物感測器在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第一暫態訊號的複數個量值；以及

對各該等複數個生物感測器根據來自該取得步驟之該第一暫態訊號的該量值測定該分析物濃度使得對該等複數個生物感測器該測定步驟所測定的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%、42%及 55%各血球容積比的參考值小於±15%。

6. 如實施例 3 或實施例 5 所述之方法，其中該特定時間範圍包含在該特定取樣時間前測得的第一暫態訊號之量值。

7. 如實施例 1、2、3、4 或 5 之一所述之方法，其中該擷取該特定取樣時間的步驟包含根據該試樣之該物理特性在該第一取樣時間期間計算一界定的特定取樣時間。

8. 如實施例 7 所述之方法，其中該界定的特定取樣時間之計算步驟包含利用以下方程式：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該生物感測器的輸出訊號，

$H$  代表該試樣之物理特性；

$x_1$  係約 4.3e5；

$x_2$  係約(—)3.9；以及

$x_3$  係約 4.8。

9. 如實施例 1 所述之方法，其中該界定該第二取樣時間期間的步驟包含取得一該界定的特定取樣時間與一預定的時間點之間的差的絕對值以界定大約等於該特定取樣時間點的一起始時間（T1）及一終止時間（T2），且

該第一取樣時間期間包含自該放置該試樣的步驟起約 10 秒或更短。

10. 如實施例 2 所述之方法，其中該取得的步驟另包含界定一與該第一取樣時間期間重疊且包含該第一暫態訊號之一部份及其依據該第二取樣時間期間的時間的量值之第二取樣時間，其中該部份係為一第二暫態訊號。

11. 如實施例 9 所述之方法，其中該取得該第二暫態訊號的步驟包含自該第一暫態訊號擷取該第一暫態訊號的一部分，其係為一在該第二取樣時間期間的第二暫態訊號。

12. 如實施例 11 所述之方法，其中在不連續的選定時間間隔該第二暫態訊號的各個量值之推導包含在各選定時間間隔計算該第二暫態訊號的一量值。

13. 如實施例 12 所述之方法，其中該分割包含在約該起始時間的間隔一開始至約該終止時間的間隔二十二之序列中將該第二暫態訊號分割成至少 22 個間隔。

14. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$$x_2 \approx 337.27 ;$$

$$x_3 \approx (-)16.81 ;$$

$$x_4 \approx 1.41 ; \text{ 以及}$$

$$x_5 \approx 2.67 \circ$$

15. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ~在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ~在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$$x_1 \approx 0.59 ;$$

$$x_2 \approx 2.51 ;$$

$$x_3 \approx (-)12.74 ;$$

$$x_4 \approx (-) 188.31 ; \text{ 以及}$$

$$x_5 \approx 9.2 \circ$$

16. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1 \ln\left(x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|}\right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

17. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right| \left( x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right| \right) \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.70；

$x_2$  ≈ 0.49；

$x_3$  ≈ 28.59；

$x_4$  ≈ 0.7；以及

$x_5$  ≈ 15.51。

18. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ (—)1.68；

$x_2$  ≈ 0.95；

$x_3$  ≈ (—)4.97；

$x_4$  ≈ 6.29；

$x_5$  ≈ 3.08；

$x_6$  ≈ (—)5.84；

$x_7$  ≈ (—)0.47；以及

$x_8$  ≈ 0.01。

19. 如實施例 13 所述之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3 \approx$ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4 \approx$ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$x_1 \approx 1.18$ ；

$x_2 \approx 0.97$ ；

$x_3 \approx (-)11.32$ ；

$x_4 \approx 38.76$ ；

$x_5 \approx (-)39.32$ ；

$x_6 \approx 0.0928$ ；

$x_7 \approx (-)0.85$ ；

$x_8 \approx 1.75$ ；

$x_9 \approx (-)9.38$ ；以及

$x_{10} \approx 0.25$ 。

20. 如實施例 14-19 之任一項所述之方法，其中在各該等複數個不連續間隔該第二暫態訊號之量值包含在各不連續間隔測得的量值的一平均量值。

21. 如實施例 1、實施例 2、實施例 3、實施例 4 或實施例 5 所述之方法，其中該第一訊號之施加及該第二訊號之驅動係依照順序。

22. 如實施例 1、實施例 2、實施例 3、實施例 4 或實施例 5 所述之方法，其中該第一訊號之施加係與該第二訊號之驅動重疊。

23. 如實施例 1、實施例 2、實施例 3、實施例 4 或實施例 5 所述之方法，其中該第一訊號之施加包含導引一交流訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該交流訊號之輸出測定。

24. 如實施例 1、實施例 2、實施例 3、實施例 4 或實施例 5 所述之方法，其中該第一訊號之施加包含導引一光訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該光訊號之輸出測定。

25. 如實施例 24 所述之方法，其中該物理特性包含血球容積比且該分析物包含葡萄糖。

26. 如實施例 1、實施例 2、實施例 3、實施例 4 或實施例 5 所述之方法，其中該物理特性包含該試樣的黏度、血球容積比、溫度或密度之至少一種。

27. 如實施例 23 所述之方法，其中該導引包含在一第一頻率包含一頻率低於該第二頻率的各自不同的頻率驅動第一及第二交流訊號。

28. 如實施例 27 所述之方法，其中該第一頻率係低於該第二頻率至少一個數量級。

29. 如實施例 28 所述之方法，其中該第一頻率包含在約 10 kHz 至約 250 kHz 的範圍中的任一頻率。

30. 如實施例 2 所述之方法，其中該取得包含依據該第二取樣時間期間參引自該第一暫態訊號擷取一第二暫態訊號。

31. 如實施例 1 或實施例 2 所述之方法，其中該取得包含由在該第二取樣時間期間之外的該第一暫態訊號移除訊號以將該第二暫態訊號留於該第二取樣時間期間。

32. 如實施例 30 或 31 之一所述之方法其中該推導包含對該第二取樣時間期間中的各不連續間隔儲存該第二暫態訊號的量值。

33. 一種分析物量測系統，其包含：

一測試條，包括：

一基板；

複數個電極放置於基板上且連接至個別之電極連接器；以及

一分析儀，其包括：

一外殼；

一測試條埠連接器，其連接至該測試條的該個別電極連接器；以及

一微處理器，在一測試順序期間，其與該測試條埠連接器電連接以施予電子訊號或檢測自複數個電極的電子訊號，

該微處理器係配置為：

施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，

施加一第二訊號至該等複數個電極，

測量一來自該等複數個電極的第一暫態輸出訊號；

擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；

於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及

由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

34. 一種分析物量測系統，其包含：

一測試條，包括：

一基板；

複數個電極放置於基板上且連接至個別之電極連接器；以

及

一分析儀，其包括：

一外殼；

一測試條埠連接器，其連接至該測試條的該個別電極連接器；以及

一微處理器，在一測試順序期間，其與該測試條埠連接器電連接以施予電子訊號或檢測自複數個電極的電子訊號，

該微處理器係配置為：

施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，

施加一第二訊號至該等複數個電極，

測量一來自該等複數個電極的第一暫態輸出訊號；

擷取一來自該第一輸出訊號的第二暫態輸出訊號；

於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；以及

由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度以在該測試序列之起始約 10 秒內告示該分析物濃度。

35. 如實施例 33 或實施例 34 所述之系統，其中該等複數個電極包含至少兩個電極以量測該物理特性及至少其他兩個電極以量測該分析物濃度。

36. 如實施例 35 所述之系統，其中該至少兩個電極及至少其他兩個電極設置於該基板上的相同的腔室中。

37. 如實施例 35 所述之系統，其中該至少兩電極及該至少其他兩個電極係設置於該基板上所提供的不同腔室中。

38. 如實施例 37 所述之系統，其中該不同腔室係彼此相鄰設置於該基板的一邊上。

39. 如實施例 35 所述之系統，其中該至少兩電極及該至少其他兩個電極係設置於一接收一流體試樣的共同腔室中。

40. 如實施例 33 或實施例 34 所述之系統，其中該等複數個電極包含兩個電極以量測該物理特性及該分析物濃度。

41. 如實施例 33 至 40 之一所述的系統，其中所有該電極被設置於該基板所限定的相同平面上。

42. 如實施例 35 至 39 之一所述的系統，其中一試劑係設置於靠近該至少其他兩個電極上且沒有試劑設置於該至少兩電極上。

43. 如實施例 33 或實施例 34 所述之系統，其中該特定取樣時間係利用以下方程式計算：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該測試條的輸出訊號，

$H$  代表該試樣之物理特性；

$x_1$  表示約 4.3e5；

$x_2$  表示約(—)3.9；以及

$x_3$ 表示約 4.8。

44. 如實施例 33、34 或 41 之任一項所述之系統，其中該等複數個不連續時間間隔包含至少 22 個不連續時間間隔。

45. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$x_2$  ≈ 337.27；

$x_3$  ≈ (—)16.81；

$x_4$  ≈ 1.41；以及

$x_5$  ≈ 2.67。

46. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 (|I_1|) \left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

47. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

48. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right|} \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.70，

$x_2$  ≈ 0.49，

$x_3$  ≈ 28.59，

$x_4$  ≈ 0.7，及

$x_5$  ≈ 15.51。

49. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_4 \approx$  在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$x_1 \approx (-)1.68$ ；

$x_2 \approx 0.95$ ；

$x_3 \approx (-)4.97$ ；

$x_4 \approx 6.29$ ；

$x_5 \approx 3.08$ ；

$x_6 \approx (-)5.84$ ；

$x_7 \approx (-)0.47$ ；以及

$x_8 \approx 0.01$ 。

50. 如實施例 44 所述之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 係葡萄糖濃度；

$I_1 \approx$  在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2 \approx$  在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3 \approx$  在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4 \approx$  在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$x_1 \approx 1.18$ ；

$x_2 \approx 0.97$ ；

$x_3 \approx (-)11.32$ ；

$x_4 \approx 38.76$ ；

$x_5 \approx (-)39.32$ ；

$x_6 \approx 0.0928$ ；

$x_7 \approx (-)0.85$ ；

$x_8 \approx 1.75$ ；

$x_9 \approx (-)9.38$ ；以及

$x_{10} \approx 0.25$ 。

51. 如實施例 33 至 50 之任一項所述之系統，其中在各該等複數個不連續時間間隔該第二暫態訊號之量值包含一在各間隔取樣的訊號之平均量值。

52. 如實施例 43 至 50 之任一項所述之系統，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。

53. 如實施例 43 至 50 之任一項所述之系統，其中在該微處理器所計算的該等複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 42%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。

54. 如實施例 43 至 50 之任一項所述之系統，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 55%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。

55. 如實施例 2 所述之方法，另包含依據該第二取樣時間期間將該第二暫態訊號分割成不連續間隔的步驟。

56. 如實施例 3 所述之方法，另包含該依據該特定時間範圍將該第一暫態訊號分割成不連續間隔的步驟。

57. 如實施例 5 所述之方法，另包含依據該特定時間範圍將該第一暫態訊號分割成不連續間隔。

58. 如實施例 1 至 57 任一項所述之方法或系統，其中 H 代表之該物理特性大致相等於由下式所得之阻抗特性：

$$IC = M^2 * y_1 + M * y_2 + y_3 + P^2 * y_4 + P * y_5$$

其中：

IC 代表阻抗特性；

M 代表一測得阻抗的大小值  $|Z|$ ，單位為歐姆；

P 表一在輸入及輸出訊號之間的相位差(以角度為單位)；

$y_1$  係約  $-3.2e-08$ ；

$y_2$ 係約  $4.1\text{e-}03$  ;  
 $y_3$ 係約  $-2.5\text{e+}01$  ;  
 $y_4$ 係約  $1.5\text{e-}01$  ; 以及  
 $y_5$ 係約  $5.0$  。

59. 如實施例 1 至 57 任一項所述之方法或系統，其中 H 代表之該物理特性大致相等於由下式所得之阻抗特性：

$$IC = \frac{-y_2 + \sqrt{y_2^2 - (4y_3(y_1 - M))}}{2y_1}$$

其中：

其中 IC 代表阻抗特性 (%)；

M 代表阻抗值大小 (歐姆)；

$y_1$  約為  $1.2292\text{e}1$

$y_2$  約為  $-4.3431\text{e}2$

$y_3$  約為  $3.5260\text{e}4$ .

## 【符號說明】

|            |               |
|------------|---------------|
| 3…遠端部分     | 36…頂層         |
| 4…近端部分     | 38…頂層         |
| 5…基板       | 50…導電層        |
| 7…參考電極軌    | 60…黏附層        |
| 8…第一工作電極軌  | 70…親水層        |
| 9…第二工作電極軌  | 80…頂層         |
| 10…參考電極    | 92…試樣接收腔室     |
| 11…參考接觸墊   | 92a…入口        |
| 12…第一工作電極  | 94…封蓋         |
| 13…第一接觸墊   | 95…生理液體試樣     |
| 14…第二工作電極  | 100…測試條       |
| 15…第二接觸墊   | 200…測試計       |
| 16…絕緣層     | 204…顯示器       |
| 17…測試條偵測桿  | 206…第一使用者介面輸入 |
| 18…血液接收通道  | 208…第一標記      |
| 19a…電極     | 210…第二使用者介面輸入 |
| 19b…電極/電極軌 | 212…第二標記      |
| 20a…電極     | 214…第三使用者介面輸入 |
| 20b…電極/電極軌 | 216…第三標記      |
| 22…試劑層     | 218…資料埠       |
| 22a…試劑層    | 220…測試條埠連接器   |
| 22b…試劑層    | 300…處理器       |
| 24…第一黏附墊   | 302…記憶體       |
| 26…第二黏附墊   | 304…特定應用積體電路  |
| 28…黏附墊     | (ASIC)        |
| 29…間隔      |               |
| 32…遠端親水部分  |               |
| 34…親水膜層    |               |

- 306…類比介面
- 308…核心
- 310…唯讀記憶體 (ROM)
- 312…隨機存取記憶體 (RAM)
- 314…I/O 埠
- 316…類比/數位 (A/D) 轉換器
- 318…時鐘
- 320…顯示驅動器
- 400…以電化學為基礎的分析生物感測器
- 402…電絕緣基板層
- 404…第一圖案化導電層
- 406…第一圖案化導電層
- 408…圖案化間隔層
- 410…第二圖案化導電層
- 411…第一相移測量電極
- 412…電絕緣頂層
- 413…第二相移測量電極
- 414…試樣腔室
- 416…第一相移探針接點
- 418…第二相移探針接點
- 500…以電化學為基礎的分析生物感測器
- 502…電絕緣基板
- 504…第一圖案化導電層
- 506…酵素試劑層
- 508…第一圖案化間隔層
- 510…第二圖案化間隔層
- 511…頂蓋
- 512…第一試樣接收通道
- 514…分析物測定試樣腔室
- 516…體液相移試樣腔室
- 518…分析物測定試樣腔室孔
- 520…第二試樣接收通道
- 522…體液相移腔室孔
- 524…第一相移測量電極
- 526…第二相移測量電極
- 528a…工作電極
- 528b…工作電極
- 530…參考電極
- 600…以電化學為基礎的分析測試條
- 602…電絕緣基板
- 604…第一圖案化導電層
- 606…酵素試劑層
- 608…第一圖案化間隔層
- 609…第二圖案化導電層
- 610…第二圖案化間隔層
- 611…頂蓋
- 612…第一試樣接收通道
- 614…分析物測定試樣腔室
- 616…體液相移試樣腔室
- 618…分析物測定試樣腔室孔
- 620…第二試樣接收通道

|                         |          |
|-------------------------|----------|
| 622...體液相移腔室孔           | TS...測試條 |
| 624...第一相移測量電極          |          |
| 626...第二相移測量電極          |          |
| 628a...工作電極             |          |
| 628b...工作電極             |          |
| 630...參考電極              |          |
| 100...手持測試計             |          |
| 102...顯示器               |          |
| 104...使用者介面按鈕           |          |
| 106...測試條連接埠            |          |
| 108...USB 介面            |          |
| 110...外殼                |          |
| 112...微處理器區塊            |          |
| 114...血球容積比量測區<br>塊     |          |
| 116...顯示器控制區塊           |          |
| 118...記憶體區塊             |          |
| 120...訊號產生子區塊           |          |
| 122...低通濾波器子區塊          |          |
| 124...分析測試條試樣槽<br>介面子區塊 |          |
| 126...可選的校正負載區<br>塊     |          |
| 128...轉阻抗放大器子區<br>塊     |          |
| 130...相位偵測器子區塊          |          |
| 200...方法                |          |
| 210...步驟                |          |
| 220...步驟                |          |
| 230...步驟                |          |

## DDI5228 附錄

以下附錄原呈現於美國專利申請案案號 13/250,525 (代理人案號 DDI5209USNP 號) 及 PCT/GB2012/052421 (代理人案號第 DDI5209WOPCT 號) 且併入為以下各先申請的美國專利臨時申請案的一部分：61/581,087 (代理人案號第 DDI5220USPSP 號)、61/581,089 (代理人案號第 DDI5220USPSP1 號)、61/581,099 (代理人案號第 DDI5220USPSP2 號)、及 61/581,100 (代理人案號第 DDI5221USPSP 號)，及 61/654,013 (代理人案號第 DDI5228USPSP 號)，構成本揭露內容的一部份且併入前述以供參考：

一般而言，以下的揭露內容是關於醫療裝置，特別是關於測試計與相關方法。

在醫療領域中，測定（如偵測及/或濃度量測）一液態試樣中的一分析物極為重要。例如測定一體液試樣如：尿液、血液、血漿或組織間液中含有的葡萄糖、酮體、膽固醇、脂蛋白、三酸甘油酯、乙醯胺基酚及/或 HbA1c 濃度是被需要的。這些測定可利用手持測試計與分析測試條（例如，基於電化學的分析測試條）達成。

本揭露內容的新穎特徵為以下列出的特性。對本揭露內容之特徵與優點的較佳了解將藉由參照下列提出說明實施例的詳細敘述與附隨圖式而獲得，在說明實施例中係利用本發明的原理，且在附隨圖式中，相同數字表示相同元件，其中：

圖 9 為根據本揭露內容之一實施例的手持測試計之簡化上視圖；

圖 10 為圖 9 的手持測試計的各種區塊之簡化區塊圖；

圖 11 為根據本揭露內容可於實施例中使用的一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊之簡化區塊圖；

圖 12 為可於本揭露內容之實施例中使用的一雙低通濾波器子區塊之簡化註解示意圖；

圖 13 為可於本揭露內容之實施例中使用的一轉阻抗放大器 (TIA) 子區塊之簡化註解示意圖；

圖 14 為描繪可於本揭露內容之實施例的一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊中使用的一雙低通濾波器子區塊、一校正負載子區塊、一分析測試條試樣槽介面子區塊、一轉阻抗放大器子區塊、一 XOR 相位位移測量子區塊及一 Quadratur DEMUX 相位位移測量子區塊之簡化註解示意圖；以及

圖 15 為描繪根據本發明之一實施例的採用手持測試計之一種方法中的階段之流程圖。

應參考圖式來閱讀以下的詳細說明，其中不同圖形中的相同元件具有相同編號。該圖式未必為等比例繪示例示性實施例，其僅用於解釋之目的而非意欲限制本揭露內容的範圍。詳細敘述是經由實例而非經由限制來說明本揭露內容的原理。此敘述將清楚地使熟悉此技術者能夠實現並使用本揭露內容，並敘述本揭露內容的若干實施例、改編、變體、替代物與使用，包括當前感信為實行本揭露內容之最佳模式者。

如本文所述，針對任何數值或範圍之「大約」或「近乎」的詞係指一適當的尺寸公差，其允許部件或部件之集合以在本文所述之意圖產生作用。

一般而言，根據本揭露內容之實施例，與分析測試條一起用於體液試樣（例如，全血試樣）中分析物（如葡萄糖）的測定的手持測試計包含一外殼、一設置於該外殼中的微控制器區塊及一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊（亦稱為一以相位位移為基礎的血球容積比電路）。在這些手持測試計中，該以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊包含一訊號產生子區塊、一低通濾波器子區塊、一分析測試條試樣槽介面子區塊、一轉阻抗放大器子區塊及一相位偵測器子區塊。此外，該以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊及該微控制器區塊係配置以測量一插入該手持測試計的一分析測試條之一試樣槽中的一

體液試樣之該相位位移，且該微控制器區塊係亦配置為根據該測得的相位位移計算該體液試樣之該血球容積比。

根據本揭露內容之實施例的手持測試計之益處在於，其藉由測量全血試樣之血球容積比，接著在分析物測定時使用該測得的血球容積比而提供全血試樣中分析物測定（如葡萄糖測定）改善的準確度。

熟悉此技藝人士一旦得知本揭露內容後，他或她將會理解到可輕易修改成根據本發明之手持測試計的手持測試計之一實例為可從 LifeScan Inc. (Milpitas, California) 購得之 OneTouch® Ultra® 2 血糖儀。亦可修改之手持測試計的額外實例可見於美國專利申請案公開號 2007/0084734（於 2007 年 4 月 19 日公開）及 2007/0087397（於 2007 年 4 月 19 日公開）及國際公開號 WO2010/049669（於 2010 年 5 月 6 日公開），其每一者的全部內容以引用方式併於此。

圖 9 為根據本揭露內容之一實施例的手持測試計 100 的簡化上視圖。圖 10 為手持測試計 100 的各種區塊之簡化區塊圖。圖 11 為手持測試計 100 之一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊之簡化結合區塊圖。圖 12 為手持測試計 100 之雙低通濾波器子區塊之簡化註解示意圖。圖 13 為手持測試計 100 之轉阻抗放大器子區塊之簡化註解示意圖。圖 14 為手持測試計 100 之一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊的部分之簡化註解示意區塊圖。

參照圖 9 至 14，手持測試計 100 包含一顯示器 102、複數個使用者介面按鈕 104、一測試條埠連接器 106、一 USB 介面 108 及一外殼 110（參見圖 9）。特別是參照圖 10，手持測試計 100 亦包含一微控制器區塊 112、一以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊 114、一顯示器控制區塊 116、一記憶體區塊 118 及其他電子組件（未顯示），用於施加一測試電壓至分析測試條（圖 9 之標示 TS），且還有用於測量電化學反應（例如，複數測

試電流值)及根據電化學反應測定一分析物。為了簡化目前的說明,該圖並未描繪所有這種電子電路。

顯示器 102 可例如為經組態成顯示螢幕影像之液晶顯示器或雙穩態顯示器。螢幕影像的一個實例可包括葡萄糖濃度、日期與時間、錯誤訊息、及指示終端使用者如何施行測試之使用者介面。

測試條埠連接器 106 係配置成操作性接介一分析測試條 TS,如一以電化學為基礎之分析測試條配置用於全血試樣中葡萄糖之測定。因此,該分析測試條係配置成操作性插入測試條埠連接器 106,並經由例如適合的電接點操作性接介以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊 114。

USB 介面 108 可為熟悉此技藝人士已知的任何適合之介面。USB 介面 108 本質上為被動組件,其係配置成供電並提供一資料線至手持測試計 100。

一旦分析測試條與手持測試計 100 相連接時,或在這之前,將體液試樣(例如,全血試樣)引入該分析測試條的試樣腔室中。分析測試條可包括酵素試劑,其選擇性並定量地轉變分析物成為另一預定的化學形式。例如,分析測試條可包括具有鐵氰化鉀和葡萄糖氧化酶之酵素試劑,使得葡萄糖可以物理轉變成氧化的形式。

手持測試計 100 之記憶體區塊 118 包括一合適的演算法、且能與微處理器區塊 112 一起被配置為依據該分析測試條之電化學反應以及該被導入試樣之血球容積比來測定一分析物。例如,在測定分析物血糖時,該血球容積比可被用來抵消血球容積比對於以電化學方式測定之血糖濃度的影響。

微控制器區塊 112 被置於外殼 110 中並可包括該領域中熟諳此技藝者習知之任何合適的微控制器及/或微處理器。一這樣合適的微控制器為一可從美國德州達拉斯的德州儀器公司購得之零件編號 MSP430F5138 的微控制器。此微控制器可產生一頻率範圍 25 至 250 kHz 之方形波以及一相同頻率範圍的 90 度相位位

移波，因而作為一進一步如下所述之訊號產生 s-區塊。MSP430F5138 也具有數位轉類比（A/D）處理能力，適用於測量本揭露內容之實施例中使用的以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊所產生的電壓。

特別是參照圖 11，以相位位移為基礎的血球容積比測量區塊 114 包含一訊號產生子區塊 120、一低通濾波器子區塊 122、一分析測試條試樣槽介面子區塊 124、一可選的校正負載區塊 126（位於圖 11 中虛線內）、一轉阻抗放大器子區塊 128 以及一相位偵測器子區塊 130。

如下所進一步敘述，根據相位位移之血球容積比量測區塊 114 以及微控制器區塊 112 被配置為藉由如量測一或多個驅動通過該體液試樣之高頻電子訊號的該相位位移之方式，來量測一插入於該手持測試計的分析測試條之試樣槽中的一體液試樣之該相位位移。此外，微控制器區塊 112 被配置為根據該測得之相位位移來計算該體液之血球容積比。微控制器區塊 112 可藉由例如使用一類比/數位轉換器來測量接收自一相位偵測器子區塊之電壓，轉換該電壓成一相位位移，然後使用一合適之演算法或查表來轉換該相位位移成一血球容積比值，以計算該血球容積比。當被告知本揭露內容時，該領域中熟諳此技藝者將瞭解到該演算法及/或查表將被配置為考量到各種因素，像是測試條幾何形狀（包括電極區域以及試樣室容量）以及訊號頻率。

已確定一全血試樣之該電抗與該試樣之血球容積比之間存在有一關係。一體液試樣（即一全血試樣）作為相對應的電容與電阻元件的電學模型化指出，當使一交流電（AC）訊號通過該體液試樣，該交流電訊號之相位位移將取決於該交流訊號電壓之頻率與該試樣之血球容積比兩者。再者，模型指出當該訊號之頻率在約 10 kHz 至 25 kHz 範圍時，該血球容積比對於該相位位移具有一相對較弱的影響，而在約 250 kHz 至 500 KHz 範圍時，對該相位位移有最強的影響。因此一體液試樣之該血球容積比可以以例如驅動已知頻率之交流電訊號通過該體液試樣

並偵測該些訊號之相位位移的方式來量測。例如當一頻率在 250 kHz 至 500 KHz 範圍中的一訊號之該相位位移可做為該主要量測時，一頻率在 10 kHz 至 25 kHz 範圍中的一訊號之相位位移在如此一血球容積比量測中可被用做一參考讀值。

特別是參照圖 11 至圖 14，訊號產生子區塊 120 可為任何合適的訊號產生區塊，且被配置為產生一具期望頻率之方型波（0 V 至  $V_{ref}$ ）。若需要，該訊號產生子區塊可被整合進微控制器區塊 112。

訊號產生子區塊 120 產生之訊號被傳達至一雙低通濾波器子區塊 122，其係被配置為轉換該方形波訊號成一預定頻率之正弦波訊號。圖 12 中之該雙 LPF 被配置為提供具第一個頻率（例如範圍在 10 kHz 至 25 kHz 的頻率）之訊號以及具第二個頻率（例如範圍在 250 kHz 至 500 kHz 的頻率）之訊號兩者至該分析測試條試樣槽界面子區塊以及一分析測試條之試樣室（也被稱為該 HCT 量測槽）。該第一個以及第二個頻率的選擇可以使用圖 12 中的 IC7 開關來完成。圖 12 中的該雙 LPF 包括使用兩個合適的操作放大器（IC4 以及 IC5），例如可從美國德州達拉斯的德州儀器公司（Texas Instruments, Dallas, Texas, USA）購得之操作放大器，其為高速、電壓回饋、CMOS 操作放大器，零件編號為 OPA354。

參照圖 12，F-DRV 代表低頻率或高頻率（例如 25 kHz 或 250 kHz）之一輸入方型波且係被連接至 IC4 以及 IC5 兩者。訊號 Fi-HIGH/LOW（來自該微控制器）透過開關 IC7 來選擇雙低通濾波器子區塊 122 之該輸出。圖 12 之 C5 被配置來阻斷來自該 HCT 量測槽的該雙低通濾波器子區塊 122 之操作電壓。

雖然圖 12 中描繪一特定的雙 LPF，雙低通濾波器子區塊 122 可為該領域中熟諳此技藝者習知之任何合適的雙低通濾波器子區塊，例如任何合適的多回饋低通濾波器或一 Sallen 與 Key 低通濾波器。

低通濾波器子區塊 122 產生之該正弦波被傳達至分析測試條試樣槽界面子區塊 124，其於該處被驅動以穿越該分析測試條之試樣槽（也被稱為一 HCT 量測槽）。分析測試條試樣槽界面子區塊 124 可為任何合適的試樣槽界面區塊，包括例如一被配置為透過該分析測試條置放於該試樣槽中的第一電極以及第二電極來操作上連接該分析測試條之該試樣槽之界面區塊。在如此的配置中，可透過該第一電極將該訊號驅動進該試樣槽（來自該低通濾波器子區塊），以及透過該第二電極自該試樣槽接收該訊號（藉由該轉阻抗放大器子區塊），如圖 14 中所描繪。

驅動該訊號穿越該試樣槽所產生之電流被轉阻抗放大器子區塊 128 接收，且被轉換為一電壓訊號以傳達至相位偵測器子區塊 130。

轉阻抗放大器子區塊 128 可為該領域中熟諳此技藝者習知之任何合適的轉阻抗子區塊。圖 13 為一該轉阻抗放大器子區塊（依據兩種 OPA354 操作放大器 IC3 以及 IC9）的簡化註解區塊示意圖。TIA 子區塊 128 之第一階段是以例如 400 mV 來操作，其限制該 AC 振幅至 $\pm 400$  mV。TIA 子區塊 128 之第二階段是以  $V_{ref}/2$  來操作，其配置為允許該微控制器 A/D 輸入之該全跨距（full span）訊號輸出的產生。TIA 子區塊 128 之 C9 係作為一阻斷元件，其只容許一 AC 正弦波訊號通過。

相位偵測器子區塊 130 可為任何合適的相位偵測器子區塊，其產生一能被微控制器區塊 112 使用一擷取功能來回讀之數位頻率，或一能被微控制器區塊 112 使用一類比/數位轉換器來回讀之類比電壓。圖 14 描繪一示意圖，其包括兩個該相位偵測器子區塊，亦即一 XOR 相位偵測器（在圖 14 之上半部且包含 IC22 以及 IC23）以及一 Quadratur DEMUX 相位偵測器（在圖 14 之下半部且包含 IC12 以及 IC13）。

圖 14 也描繪一校正負載子區塊 126，其包括一開關（IC16）以及一虛擬負載 R7 以及 C6。校正負載子區塊 126 被配置為用於一相位偏移（針對由電阻器 R7 產生之已知的零度相位位移）

之動態量測，以提供一相位偏移供校正使用。C6 被配置為強制一預定的些微相位位移來用以，例如：補償由至試樣槽的追蹤訊號中的寄生電容所造成之相位延遲，或補償在電子電路（LPF 以及 TIA）中之相位延遲。

圖 14 之該 Quadratur DEMUX 相位偵測器電路包括兩部分，一部分為對該輸入的 AC 訊號之電阻部分，以及一部分為對該輸入的 AC 訊號之反應部分。使用該兩部分能同時量測該 AC 訊號之電阻與反應部分兩者，且量測範圍涵蓋 0 度至 360 度。圖 14 之該 Quadratur DEMUX 電路產生兩個分離之輸出電壓。這些輸出電壓的其中之一代表該「同相量測」且與該 AC 訊號之「電阻」部分成正比，另一輸出電壓代表該「正交量測」且與該訊號之「反應」部分成正比。該相位位移係由下式計算：

$$\Phi = \tan^{-1}(V_{\text{QUAD-PHASE}} / V_{\text{IN-PHASE}})$$

該 Quadratur DEMUX 相位偵測器電路亦可用來測量該試樣槽中一體液試樣之電阻抗。假定在沒有限制的狀況下，該電阻抗可與該相位位移一起被用來（或單獨被用來）測定該體液試樣的血球容積比。一被強制穿過該試樣槽之訊號的振幅可用該 Quadratur DEMUX 電路之兩個電壓輸出來計算，如下式：

$$\text{振幅} = \text{SQR}((V_{\text{QUAD-PHASE}})^2 + (V_{\text{IN-PHASE}})^2)$$

此振幅可接著與一為校正負載區塊 126 之該已知電阻所量測之振幅比較，以測定該電阻抗。

該 XOR 相位偵測器部分有一從 0 度至 180 度的量測範圍，或另一從負 90 度至正 90 度的量測範圍，取決於該「來自  $\mu\text{C}$  之方形波輸入」是否與該正弦波同相或是設定為一 90 度相位位移。不論該工作週期如何改變，該 XOR 相位偵測器製造一總是兩倍於該輸入頻率之輸出頻率。若兩輸入完全同相，則該輸出

為 LOW，若兩輸入為 180 度位移則該輸出總是為 HIGH。藉由結合該輸出訊號（例如經由一簡單 RC 元件），可產生直接成正比於兩輸入之間相位位移的一電壓。

一旦被告知本揭露內容，該領域中熟諳此技藝者將瞭解到本揭露內容之實施例中使用的相位偵測器子區塊可為任何合適的形式，且包括例如使用上昇邊緣捕獲技術、雙邊緣捕獲技術、XOR 技術以及同步解調技術之形式。

由於低通濾波器子區塊 122、轉阻抗放大器子區塊 128 以及相位偵測器子區塊 130 可引進一剩餘的相位位移至根據相位位移之血球容積比量測區塊 114，校正負載區塊 126 可被選擇性地包含於該根據相位位移之血球容積比量測區塊。校正負載區塊 126 被配置為在性質上基本具有電阻（如一 33 k-歐姆之負載），且因此不會在激發電壓與產生的電流之間誘導出相位位移。校正負載區塊 126 被配置為在整個電路切換以給予一「零」之校正讀值。一旦校正後，該手持測試計可測量一體液試樣之相位位移，減去該「零」讀值以計算一經修正的相位位移，並接著根據該修正的相位位移來計算該體液試樣之血球容積比。

圖 15 為一流程圖，描繪使用一手持測試計以及分析測試條（例如依據電化學之分析測試條）之方法 200 中的各階段。方法 200 在步驟 210 包括導入一全血試樣至該分析測試條之一試樣槽。

在步驟 220，該試樣槽中之該全血試樣之一相位位移係使用一根據相位位移之量測區塊及一手持測試計之微控制器區塊來量測。方法 200 進一步包括根據使用該微控制器區塊（參照圖 15 中之步驟 230）所量測之相位位移來計算該全血試樣之血球容積比。

一旦獲悉本揭露內容，熟悉此技藝者將了解根據本揭露內容之實施例的方法，包含方法 200，可被輕易修改以併入此處所述之根據本揭露內容之實施例之手持測試計的任何技術、優點

與特性。例如，若有需要，該引入的體液試樣中之一分析物使用該分析測試條、手持測試計並計算血球容積比。

## 發明摘要

申請案號：101 151340

申請日：101.12.28

※IPC 分類：G01N 27/327 (2006.01)

107年2月07日修正頁(本)

## 【發明名稱】

基於含分析物試樣所感測之物理特性所界定的多重離散測量之  
電化學測試條的準確分析物測量

ACCURATE ANALYTE MEASUREMENTS FOR  
ELECTROCHEMICAL TEST STRIP BASED ON MULTIPLE  
DISCRETE MEASUREMENTS DEFINED BY SENSED  
PHYSICAL CHARACTERISTIC(S) OF THE SAMPLE  
CONTAINING THE ANALYTE

## 【中文】

藉由測定包含分析物之試樣的至少一物理特性以及根據物理特性與取樣時間之間的關係推導一特定取樣時間以提供較準確的分析物濃度之各種實施例以便該分析物濃度可在特定取樣時間點以較佳的準確度測定。

## 【英文】

Various embodiments that allow for a more accurate analyte concentration by determining at least one physical characteristic of the sample containing the analyte and deriving a specific sampling time based on a relationship between the physical characteristic and sampling time so that the analyte concentration can be determined with greater accuracy with the specific sampling time point.

## 申請專利範圍

1. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，  
該生物感測器具有至少兩電極及設置於該些電極之至少一  
電極上的一試劑，該方法包含：  
放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試  
序列；  
施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；  
驅動一第二訊號至該試樣與該測試序列重疊的一第一取樣時間  
期間以取得自該試樣輸出之一第一暫態訊號，該第一暫態  
訊號在該第一取樣時間期間內與時間及量值兩者相關；  
根據該試樣的該物理特性在該測試序列在該第一取樣時間期間  
擷取一特定取樣時間；  
在一第二取樣時間期間自該第一暫態訊號取得一第二暫態訊  
號；  
在該第二取樣時間期間中選定的時間間隔推導該第二暫態訊號  
的各個量值；以及  
根據在該選定的時間間隔的該第二暫態訊號的各個量值測定一  
分析物濃度，其中該第二取樣時間期間包含在該特定取樣  
時間前測得的第二暫態訊號之量值。
2. 如申請專利範圍第 1 項之方法，進一步包含  
根據該特定取樣時間界定該第二取樣時間期間使該第二取樣時  
間期間重疊該第一取樣時間期間；以及  
依據該第二取樣時間期間分割該第二暫態訊號成不連續的時間  
間隔，且  
其中該第二暫態訊號係依據該第二取樣時間期間參引。
3. 如申請專利範圍第 2 項之方法，其中該界定該第二取樣時  
間期間的步驟包含取得該界定的一特定取樣時間與一預定  
的時間點之間的差的絕對值以界定等於該特定取樣時間點

的一起始時間 (T1) 及一終止時間 (T2)，且該第一取樣時間期間包含自該放置該試樣的步驟起約 10 秒或更短。

4. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該取得的步驟另包含界定一第二取樣時間期間，該第二取樣時間期間與該第一取樣時間期間重疊且包含該第一暫態訊號之一部份及其相對於該第二取樣時間期間的時間的量值，其中該部份係被指定為一第二暫態訊號。
5. 如申請專利範圍第 3 項之方法，其中該取得該第二暫態訊號的步驟包含自該第一暫態訊號擷取該第一暫態訊號的一部分，其係為在該第二取樣時間期間的一第二暫態訊號。
6. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中在不連續的選定時間間隔該第二暫態訊號的各個量值之推導包含在各選定時間間隔計算該第二暫態訊號的一量值。
7. 如申請專利範圍第 5 項之方法，其中該分割包含在約該起始時間的間隔一開始至約該終止時間的間隔二十二之序列中將該第二暫態訊號分割成至少 22 個間隔。
8. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$x_2$  ≈ 337.27；

$x_3$  ≈ (—)16.81；

$x_4$  ≈ 1.41；以及

$x_5$  ≈ 2.67。

9. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

10. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

11. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right|} \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；  
 $x_1$  ≈ 0.70；  
 $x_2$  ≈ 0.49；  
 $x_3$  ≈ 28.59；  
 $x_4$  ≈ 0.7；以及  
 $x_5$  ≈ 15.51。

12. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_4$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；  
 $x_1$  ≈ (—)1.68；  
 $x_2$  ≈ 0.95；  
 $x_3$  ≈ (—)4.97；  
 $x_4$  ≈ 6.29；  
 $x_5$  ≈ 3.08；

$$x_6 \approx (-)5.84 ;$$

$$x_7 \approx (-)0.47 ; \text{ 以及}$$

$$x_8 \approx 0.01 \circ$$

13. 如申請專利範圍第 7 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$$x_1 \approx 1.18 ;$$

$$x_2 \approx 0.97 ;$$

$$x_3 \approx (-)11.32 ;$$

$$x_4 \approx 38.76 ;$$

$$x_5 \approx (-)39.32 ;$$

$$x_6 \approx 0.0928 ;$$

$$x_7 \approx (-)0.85 ;$$

$$x_8 \approx 1.75 ;$$

$$x_9 \approx (-)9.38 ; \text{ 以及}$$

$$x_{10} \approx 0.25 \circ$$

14. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該取得包含依據該第二取樣時間期間參引自該第一暫態訊號擷取一第二暫態訊號。
15. 如申請專利範圍第 1 項之方法，其中該取得包含由在該第二取樣時間期間之外的該第一暫態訊號移除訊號以將該第二暫態訊號留於該第二取樣時間期間。
16. 如申請專利範圍第 1、2 及 3 至 13 項之任一項之方法，其中在各該等複數個不連續間隔該第二暫態訊號之量值包含在各不連續間隔測得的量值的一平均量值。
17. 如申請專利範圍第 3 項之方法，另包含依據該起始時間(T1)及該終止時間(T2)之時間範圍將該第一暫態訊號分割成不連續間隔。
18. 如申請專利範圍第 17 項之方法，其中該分割包含在約該起始時間的間隔一開始至約該終止時間的間隔二十二之序列中將該第一暫態訊號分割成至少 22 個間隔。
19. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_i$  在間隔 17 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第一暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第一暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第一暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$x_2$  ≈ 337.27；

$x_3$  ≈ (—)16.81；

$x_4$  ≈ 1.41；以及

$x_5$  ≈ 2.67。

20. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

21. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第一暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

22. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{(x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right|)} \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第一暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第一暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第一暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.70；

$x_2$  ≈ 0.49；

$x_3$  ≈ 28.59；

$x_4$  ≈ 0.7；以及

$x_5$  ≈ 15.51。

23. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第一暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第一暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 5 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ (—)1.68；

$x_2$  ≈ 0.95；

$x_3$  ≈ (—)4.97；

$x_4$  ≈ 6.29；

$x_5$  ≈ 3.08；

$x_6$  ≈ (—)5.84；

$x_7$  ≈ (—)0.47；以及

$x_8$  ≈ 0.01。

24. 如申請專利範圍第 18 項之方法，其中該分析物濃度的測定係利用以下方程式取得：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第一暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 5 的第一暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 12 的第一暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 14 的第一暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 1.18；

$x_2$  ≈ 0.97；

$x_3$  ≈ (—)11.32；

$x_4$  ≈ 38.76；

$x_5$  ≈ (—)39.32；

$x_6$  ≈ 0.0928；

$x_7$  ≈ (—)0.85；

$x_8$  ≈ 1.75；

$x_9$  ≈ (—)9.38；以及

$x_{10}$  ≈ 0.25。

25. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該第一訊號之施加及該第二訊號之驅動係依照順序。

26. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該第一訊號之施加係與該第二訊號之驅動重疊。

27. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該第一訊號之施加包含導引一交流訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該交流訊號之輸出測定。
28. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該第一訊號之施加包含導引一光訊號至該試樣使該試樣之一物理特性係由該光訊號之輸出測定。
29. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該物理特性包含該試樣的黏度、血球容積比、溫度或密度之至少一種。
30. 如申請專利範圍第 24 項之方法，其中該物理特性包含血球容積比且該分析物包含葡萄糖。
31. 如申請專利範圍第 27 項之方法，其中該導引包含在一第一頻率包含一頻率低於該第二頻率的各自不同的頻率驅動第一及第二交流訊號。
32. 如申請專利範圍第 31 項之方法，其中該第一頻率係低於該第二頻率至少一個數量級。
33. 如申請專利範圍第 32 項之方法，其中該第一頻率包含在約 10 kHz 至約 250 kHz 的範圍中的任一頻率。
34. 如申請專利範圍第 14 項或第 15 項之方法，其中該推導包含對該第二取樣時間期間中的各不連續間隔儲存該第二暫態訊號的量值。

35. 一種利用生物感測器自生理試樣測定分析物濃度的方法，  
該生物感測器具有至少兩電極及設置於該些電極之至少一  
電極上的一試劑，該方法包含：

放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動一分析物測試  
序列；

施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；

在該第一取樣時間期間擷取一特定取樣時間；

驅動一第二訊號至該試樣於該第一取樣時間期間，

測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號於該第一取樣時間  
期間的期間；

在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間  
範圍，及在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第  
一暫態訊號的複數個量值；或

取得在該特定取樣時間以外的時間間隔輸出的該第一暫態訊號  
的複數個量值；以及

根據自該取得步驟得到的該第一暫態訊號的該量值測定該分析  
物濃度，其中該特定時間範圍包含在該特定取樣時間前測  
得的第一暫態訊號之量值。

36. 如申請專利範圍第 35 項之方法，包含：

在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間  
範圍，及在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第  
一暫態訊號的複數個量值。

37. 如申請專利範圍第 35 項之方法，包含：

取得在該特定取樣時間以外的時間間隔輸出的該第一暫態  
訊號的複數個量值。

38. 如申請專利範圍第 36 項之方法，另包含該依據該特定時間  
範圍將該第一暫態訊號分割成不連續間隔的步驟。

39. 如申請專利範圍第 3、4、17-24 及 38 項之任一項之方法，其中在各該等複數個不連續間隔該第一暫態訊號之量值包含在各不連續間隔測得的量值的一平均量值。
40. 一種利用具有至少兩電極及設置於該些電極之至少一電極上的一試劑的一生物感測器自生理試樣顯示分析物濃度之準確度的方法，該方法包含：
- 放置一生理試樣於該至少兩電極之任一上以啟動複數個該生物感測器中每一個之分析物測試序列；
- 對各該等複數個生物感測器施加一第一訊號至該試樣以推導該試樣之一物理特性；
- 對各該等複數個生物感測器在一第一取樣時間期間中擷取一特定取樣時間；
- 對各該等複數個生物感測器驅動一第二訊號於該試樣該第一取樣時間期間；
- 對各該等複數個生物感測器測量或取樣自該試樣輸出的一第一暫態訊號於該第一取樣時間期間的期間；
- 對各該等複數個生物感測器在該第一取樣時間期間界定包含該特定取樣時間的一特定時間範圍；
- 對各該等複數個生物感測器在該特定時間範圍內的各個不連續間隔取得該第一暫態訊號的複數個量值；以及
- 對各該等複數個生物感測器根據來自該取得步驟之該第一暫態訊號的該量值測定該分析物濃度使得對該等複數個生物感測器該測定步驟所測定的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%、42% 及 55% 各血球容積比的參考值小於  $\pm 15\%$ 。
41. 如申請專利範圍第 40 項申請專利範圍之方法，其中該擷取該特定取樣時間的步驟包含根據該試樣之該物理特性在該第一取樣時間期間計算一界定的特定取樣時間。

42. 如申請專利範圍第 41 項之方法，其中該界定的特定取樣時間之計算步驟包含利用以下方程式：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該生物感測器的輸出訊號，

$H$  代表該試樣之物理特性；

$x_1$  係約 4.3e5；

$x_2$  係約(—)3.9；以及

$x_3$  係約 4.8。

43. 一種分析物測量系統，包含：

一測試條包含：

一基板；

複數個電極設置於該基板上並連接至各自的電極連接器；以及

一分析物量測計包含：

一外殼；

一測試條埠連接器配置為連接至該測試條之該各自的電極連接器；以及

一微處理器電連接於該測試條埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自複數個電極的電訊號，

該微處理器係配置為：

施加一第一訊號至該等複數個電極以推導該試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，

施加一第二訊號至該等複數個電極，

測量來自該等複數個電極的一第一暫態輸出訊號；

擷取來自該第一輸出訊號的一第二暫態輸出訊號；

於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；  
以及  
由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

44. 如申請專利範圍第 43 項之系統，其中該微處理器係另配置以在該測試序列之起始約 10 秒內告示該分析物濃度。
45. 如申請專利範圍第 43 項或第 44 項之系統，其中該等複數個電極包含至少兩電極以測量該物理特性以及至少其他兩個電極以測量該分析物濃度。
46. 如申請專利範圍第 45 項之系統，其中該至少兩電極及該至少其他兩個電極係設置於該基板上所提供的相同腔室中。
47. 如申請專利範圍第 45 項之系統，其中該至少兩電極及該至少其他兩個電極係設置於該基板上所提供的不同腔室中。
48. 如申請專利範圍第 47 項之系統，其中該不同腔室係彼此相鄰設置於該基板的一邊上。
49. 如申請專利範圍第 45 項之系統，其中該至少兩電極及該至少其他兩個電極係設置於接收一流體試樣的一共同腔室中。
50. 如申請專利範圍第 43 項或第 44 項之系統，其中該等複數個電極包含兩電極以測量該物理特性及該分析物濃度。
51. 如申請專利範圍第 50 項之系統，其中所有的電極係設置於由該基板所界定的相同平面上。

52. 如申請專利範圍第 49 項之系統，其中一試劑係設置於靠近該至少其他兩個電極且沒有試劑設置於該至少兩電極上。

53. 如申請專利範圍第 52 項之系統，其中該特定取樣時間係利用以下方程式計算：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該測試條的輸出訊號，

$H$  表示該試樣之物理特性；

$x_1$  表示約 4.3e5；

$x_2$  表示約(—)3.9；以及

$x_3$  表示約 4.8。

54. 如申請專利範圍第 53 項之系統，其中該等複數個不連續時間間隔包含至少 22 個不連續時間間隔。

55. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

$G$  代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；  
 $I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；  
 $x_1$  ≈ 0.75；  
 $x_2$  ≈ 337.27；  
 $x_3$  ≈ (—)16.81；  
 $x_4$  ≈ 1.41；以及  
 $x_5$  ≈ 2.67。

56. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

57. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

58. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right|} \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.70，

$x_2$  ≈ 0.49，

$x_3$  ≈ 28.59，

$x_4$  ≈ 0.7，及

$x_5$  ≈ 15.51。

59. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ (—)1.68；

$x_2$  ≈ 0.95；

$x_3$  ≈ (—)4.97；

$x_4$  ≈ 6.29；

$x_5$  ≈ 3.08；

$x_6$  ≈ (—)5.84；

$x_7$  ≈ (—)0.47；以及

$x_8$  ≈ 0.01。

60. 如申請專利範圍第 54 項之系統，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 1.18；

$x_2$  ≈ 0.97；

$x_3$  ≈ (—) 11.32；

$x_4$  ≈ 38.76；

$x_5$  ≈ (—) 39.32；

$x_6$  ≈ 0.0928；

$x_7$  ≈ (—) 0.85；

$x_8$  ≈ 1.75；

$x_9$  ≈ (—) 9.38；以及

$x_{10}$  ≈ 0.25。

61. 如申請專利範圍第 60 項之系統，其中在各該等複數個不連續時間間隔該第二暫態訊號之量值包含一在各間隔取樣的訊號之平均量值。

62. 如申請專利範圍第 60 項之系統，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
63. 如申請專利範圍第 60 項之系統，其中在該微處理器所計算的該等複數個分析物濃度之間的誤差較於在 42%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
64. 如申請專利範圍第 60 項之系統，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差較於在 55%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
65. 一種分析物量測計，包含：
- 一外殼；
  - 一測試條埠連接器配置為連接至一測試條之各自的電極連接器；以及
  - 一微處理器電連接於該測試條埠連接器以在一測試序列中施加電訊號或感測來自連接至該測試條之該各自的電極連接器的該測試條之複數個電極的電訊號，
- 該微處理器係配置為：
- 施加一第一訊號至該等複數個電極以推導放置於該等複數個電極上的一試樣之一物理特性以提供一特定取樣時間，
  - 施加一第二訊號至該等複數個電極，
  - 測量來自該等複數個電極的一第一暫態輸出訊號；
  - 擷取來自該第一輸出訊號的一第二暫態輸出訊號；
  - 於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；
  - 以及
  - 由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

66. 如申請專利範圍第 65 項之量測計，其中該微處理器係另配置以在該測試序列之起始約 10 秒內告示該分析物濃度。
67. 如申請專利範圍第 66 項之量測計，其中該特定取樣時間係利用以下方程式計算：

$$\text{特定取樣時間} = x_1 H^{x_2} + x_3$$

其中

「特定取樣時間」係為自該測試序列開始的時間點，在該時間點取樣該測試條的輸出訊號，

$H$  表示該試樣之物理特性；

$x_1$  表示約 4.3e5；

$x_2$  表示約(—)3.9；以及

$x_3$  表示約 4.8。

68. 如申請專利範圍第 67 項之量測計，其中該等複數個不連續時間間隔包含至少 22 個不連續時間間隔。
69. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

$G$  代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$x_2$  ≈ 337.27；

$x_3$  ≈ (—)16.81；

$x_4$  ≈ 1.41；以及

$x_5$  ≈ 2.67。

70. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1(|I_1|)\left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

$G$  代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

71. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4} - x_5}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$x_6$  ≈ 0.11。

72. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right| \left( x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right| \right) \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.70，

$x_2$  ≈ 0.49，

$x_3$  ≈ 28.59，

$x_4$  ≈ 0.7，及

$x_5$  ≈ 15.51。

73. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

$G$  代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ (—)1.68；

$x_2$  ≈ 0.95；

$x_3$  ≈ (—)4.97；

$x_4$  ≈ 6.29；

$x_5$  ≈ 3.08；

$x_6$  ≈ (—)5.84；

$x_7$  ≈ (—)0.47；以及

$x_8$  ≈ 0.01。

74. 如申請專利範圍第 68 項之量測計，其中該微處理器利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 1.18；

$x_2$  ≈ 0.97；

$x_3$  ≈ (—) 11.32；

$x_4$  ≈ 38.76；

$x_5$  ≈ (—) 39.32；

$x_6$  ≈ 0.0928；

$x_7$  ≈ (—) 0.85；

$x_8$  ≈ 1.75；

$x_9$  ≈ (—) 9.38；以及

$x_{10}$  ≈ 0.25。

75. 如申請專利範圍第 65 至 74 項之任一項之量測計，其中該在各該等複數個不連續時間間隔該第二暫態訊號之量值包含一在各間隔取樣的訊號之平均量值。

76. 如申請專利範圍第 69 至 74 項之任一項之量測計，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 30%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
77. 如申請專利範圍第 69 至 74 項之任一項之量測計，其中在該微處理器所計算的該等複數個分析物濃度之間的誤差較於在 42%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
78. 如申請專利範圍第 69 至 74 項之任一項之量測計，其中在該微處理器所計算的複數個分析物濃度之間的誤差相較於在 55%血球容積比的參考值小於 $\pm 15\%$ 。
79. 一種分析物量測計，包含：
- 一外殼；
  - 一測試條埠連接器配置為在一測試條耦接至該測試條埠連接器時連接至該測試條之各自的電極連接器；以及
- 裝置用以：
- 根據放置於該測試條的複數個電極上的試樣之感測的物理特性或估計的物理特性測定一指定的取樣時間，該指定的取樣時間係參引自根據該測試條之上的試樣之放置的一測試序列的一起始之至少一時間點或間隔；
  - 施加一第二訊號至該等複數個電極以測量由於該第二訊號至該等複數個電極的施加來自該等複數個電極的一第一暫態輸出訊號；
  - 擷取來自該第一輸出訊號的一第二暫態輸出訊號；
  - 於複數個不連續時間間隔測定該第二暫態輸出訊號的一量值；
  - 以及
  - 由在該等複數個不連續時間間隔之選定的間隔之該第二暫態輸出訊號之量值計算分析物濃度。

80. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left(\frac{|I_3|}{|I_4|}\right)^{x_1} \times \left(\frac{|I_2| + x_4 |I_5| - x_5 |I_1|}{|I_2| + x_4 |I_5|} |I_5|\right) - x_2}{x_3}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 17 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 13 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 3 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.75；

$x_2$  ≈ 337.27；

$x_3$  ≈ (—)16.81；

$x_4$  ≈ 1.41；以及

$x_5$  ≈ 2.67。

81. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 (|I_1|) \left(x_2 - \frac{x_3}{|I_2|}\right) - x_4}{x_5}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 7 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 0.59；

$x_2$  ≈ 2.51；

$x_3$  ≈ (—)12.74；

$x_4$  ≈ (—) 188.31；以及

$x_5$  ≈ 9.2。

82. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_1 \ln \left( x_2 \frac{|I_1|}{|I_2|} \right)^{x_3} |I_3|^{x_4 - x_5}}{x_6}$$

其中

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 20 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ 20.15；

$x_2$  ≈ 1.0446；

$x_3$  ≈ 0.95；

$x_4$  ≈ 1.39；

$x_5$  ≈ (—)0.71；以及

$$x_6 \approx 0.11。$$

83. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{x_3 \left| \frac{I_1}{I_2} \right| \left( x_1 - x_2 \left| \frac{I_3}{I_4} \right| \right) \times |I_5| - x_5}{x_4}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 1 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 2 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 10 的第二暫態訊號之量值；

$I_5$  ≈ 在間隔 22 的第二暫態訊號之量值；

$x_1 \approx 0.70$ ，

$x_2 \approx 0.49$ ，

$x_3 \approx 28.59$ ，

$x_4 \approx 0.7$ ，及

$x_5 \approx 15.51$ 。

84. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^2 + x_3 |I_3| + x_4}{x_5 |I_4| + x_6} \right) - x_7}{x_8}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 19 的第二暫態訊號之量值；

$I_2$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_3$  ≈ 在間隔 11 的第二暫態訊號之量值；

$I_4$  ≈ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$x_1$  ≈ (—)1.68；

$x_2$  ≈ 0.95；

$x_3$  ≈ (—)4.97；

$x_4$  ≈ 6.29；

$x_5$  ≈ 3.08；

$x_6$  ≈ (—)5.84；

$x_7$  ≈ (—)0.47；以及

$x_8$  ≈ 0.01。

85. 如申請專利範圍第 79 項之量測計，其中該用以計算的裝置包含一微處理器配置以利用以下方程式計算該分析物濃度：

$$G = \frac{\left( \left| \frac{I_1}{I_2} \right|^{x_1} \times \frac{x_2 |I_3|^3 + x_3 |I_3|^2 + x_4 |I_3| + x_5}{x_6 |I_4|^2 + x_7 |I_4| + x_8} \right) - x_9}{x_{10}}$$

其中：

G 代表分析物濃度；

$I_1$  ≈ 在間隔 16 的第二暫態訊號之量值；

$I_2 \approx$ 在間隔 5 的第二暫態訊號之量值；

$I_3 \approx$ 在間隔 12 的第二暫態訊號之量值；

$I_4 \approx$ 在間隔 14 的第二暫態訊號之量值；

$x_1 \approx 1.18$ ；

$x_2 \approx 0.97$ ；

$x_3 \approx (-)11.32$ ；

$x_4 \approx 38.76$ ；

$x_5 \approx (-)39.32$ ；

$x_6 \approx 0.0928$ ；

$x_7 \approx (-)0.85$ ；

$x_8 \approx 1.75$ ；

$x_9 \approx (-)9.38$ ；以及

$x_{10} \approx 0.25$ 。

86. 如申請專利範圍第 80 至 85 項之任一項之量測計，其中該在各該等複數個不連續時間間隔該第二暫態訊號之量值包含在各間隔取樣的訊號之一平均量值。

圖式

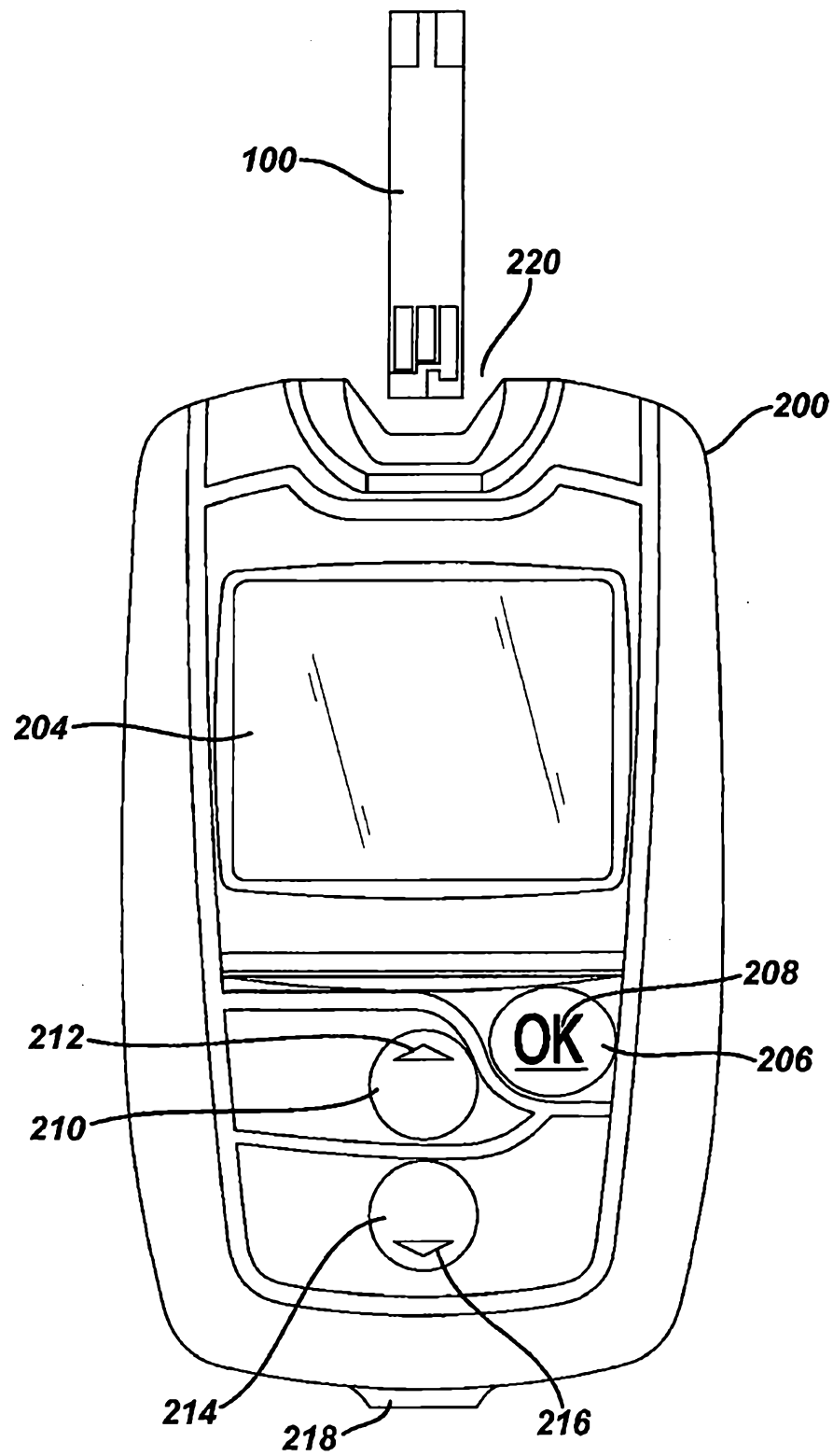


圖1

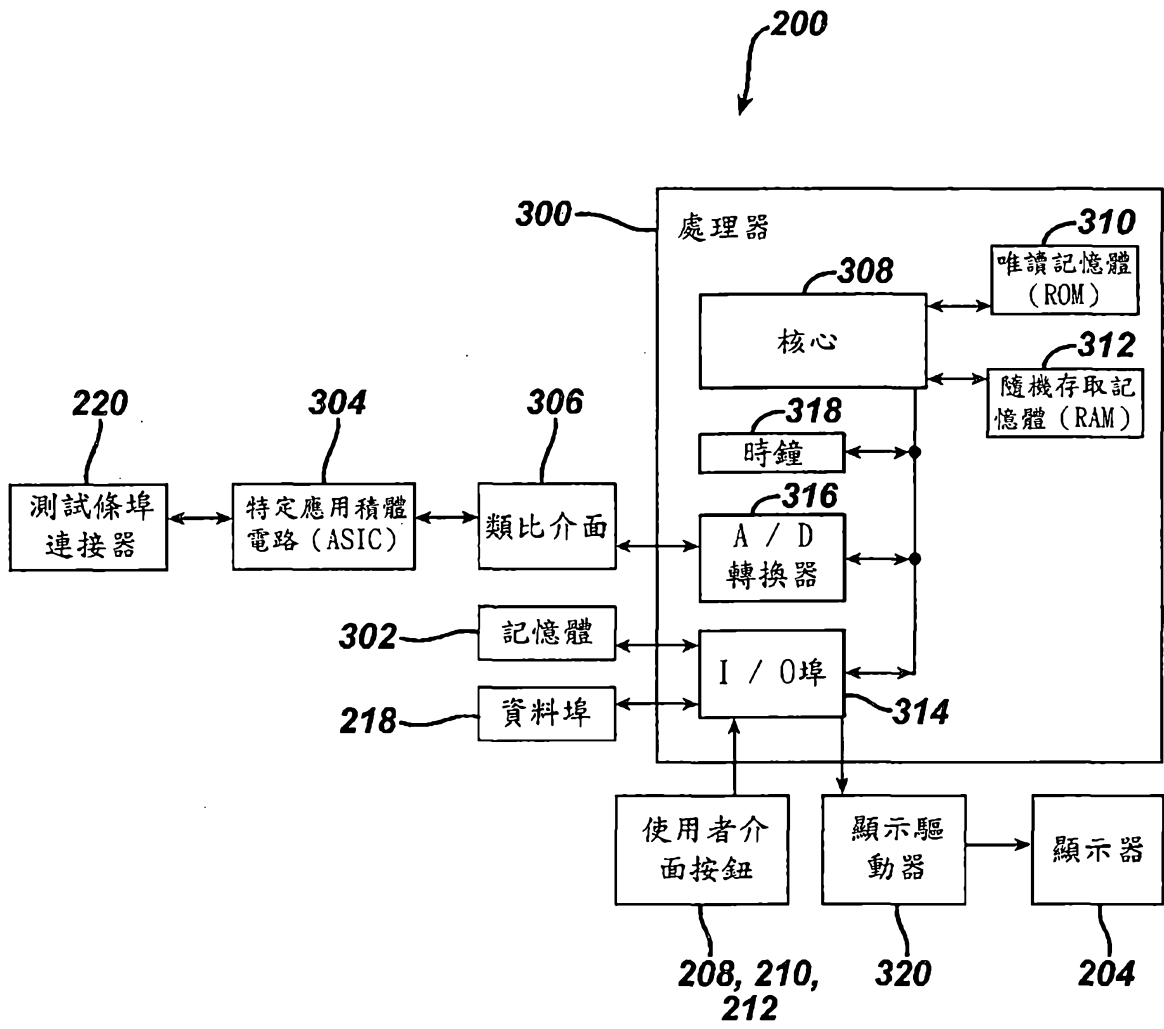


圖2A

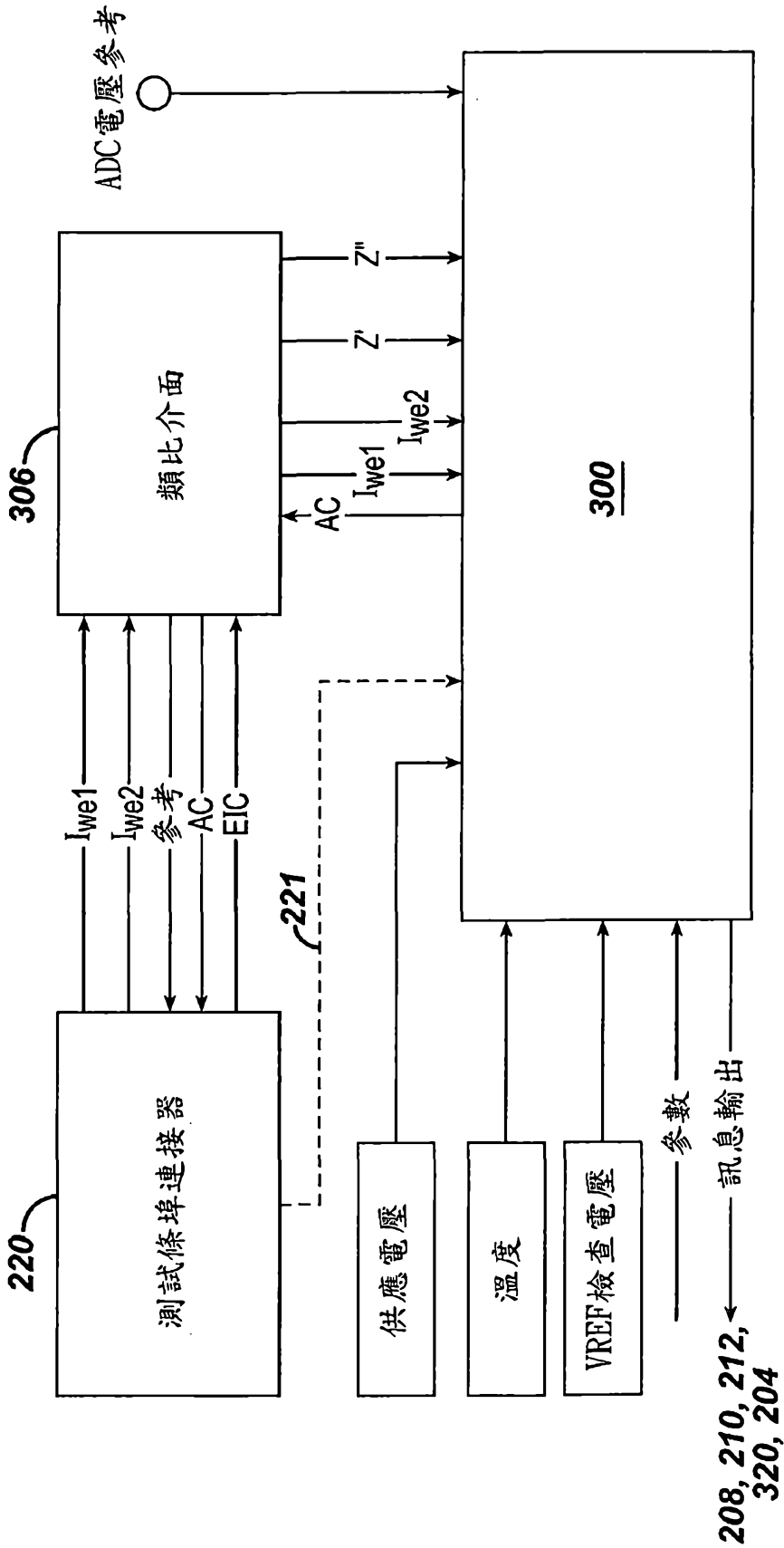


圖 2B

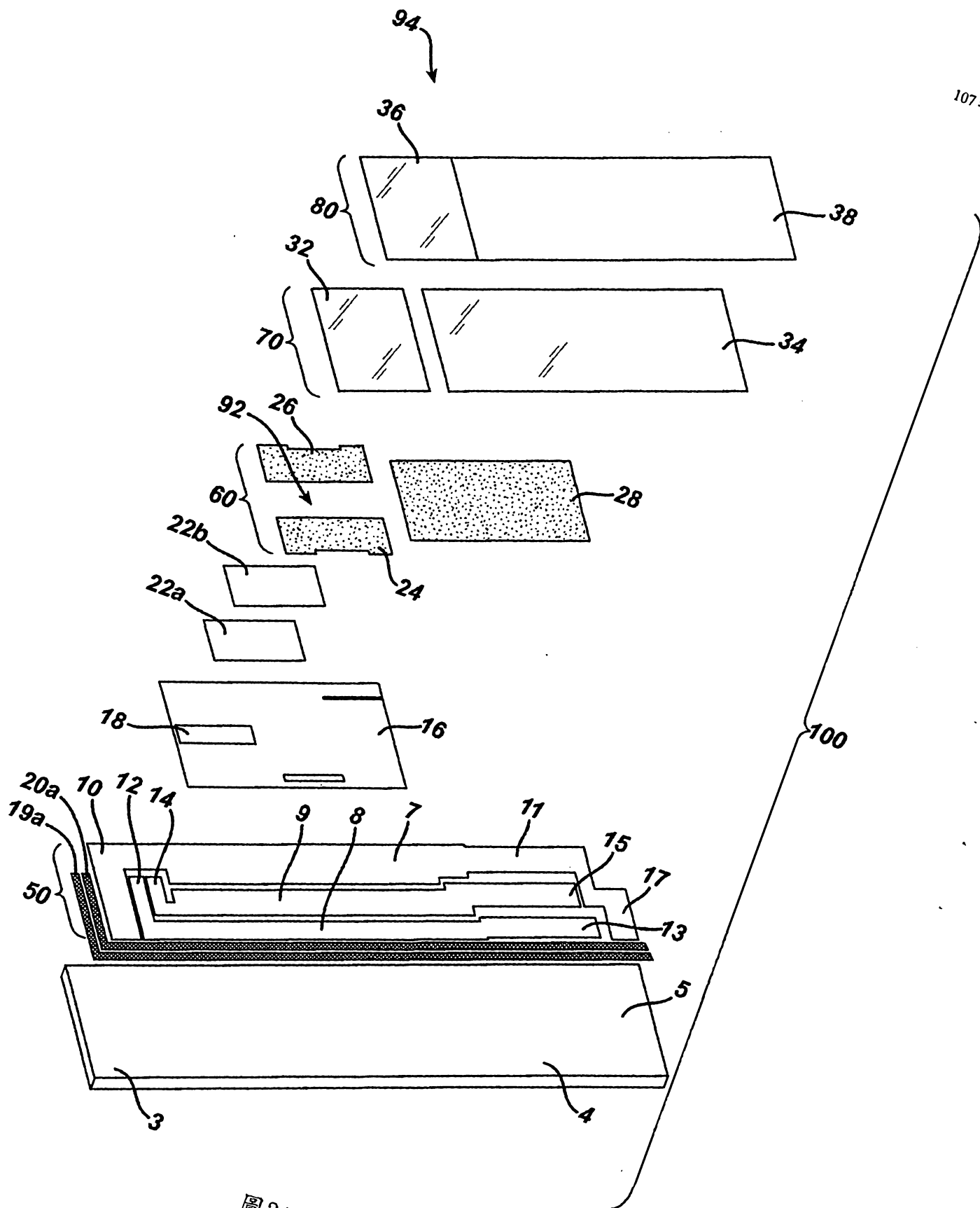


圖 3A(1)

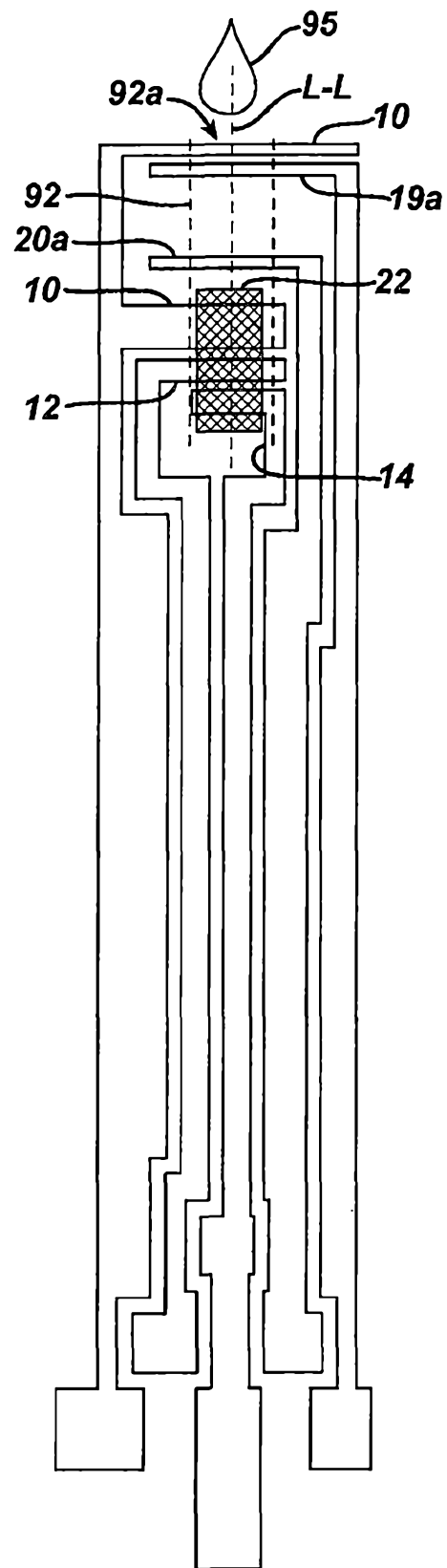


圖3A(2)

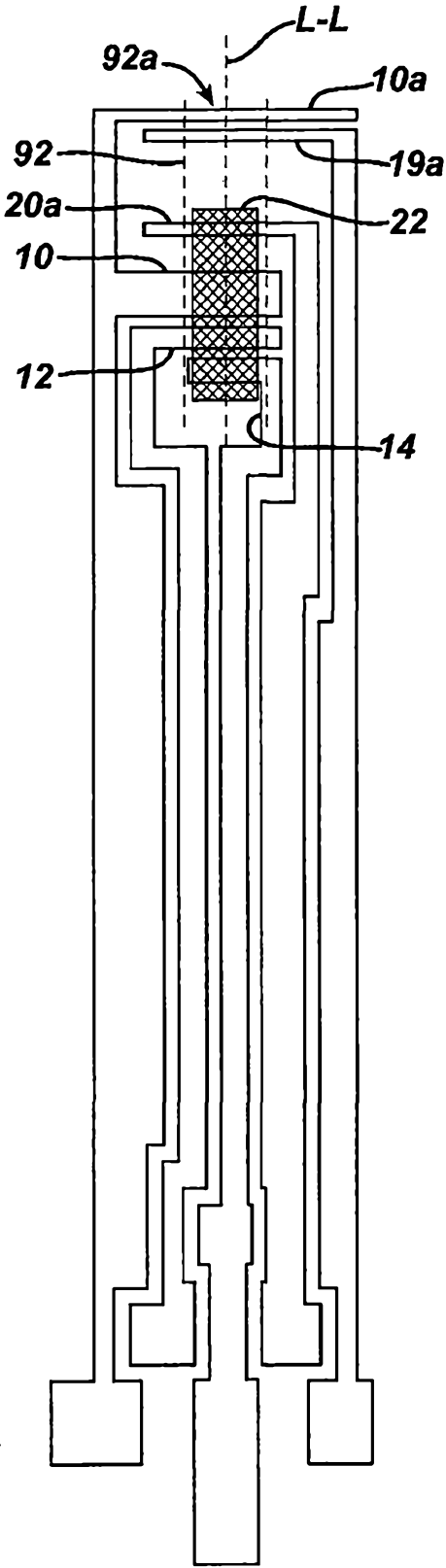


圖3A(3)

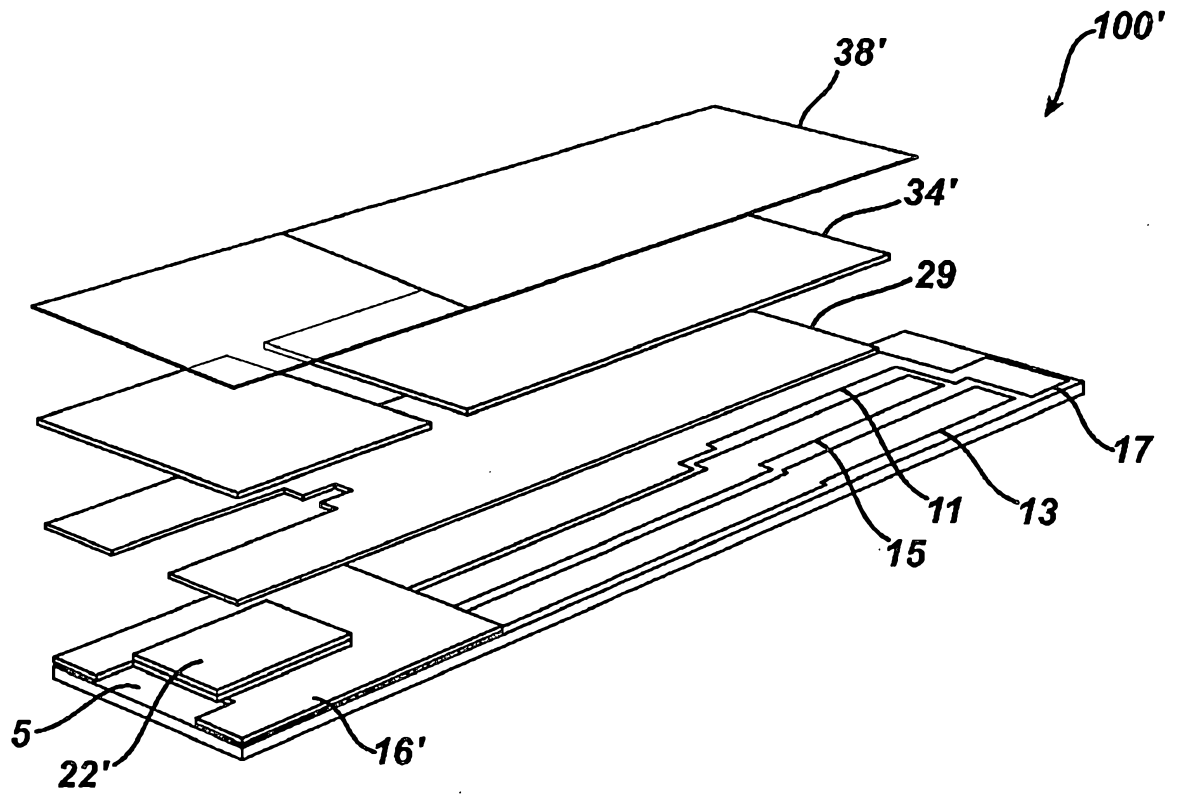


圖3A(4)

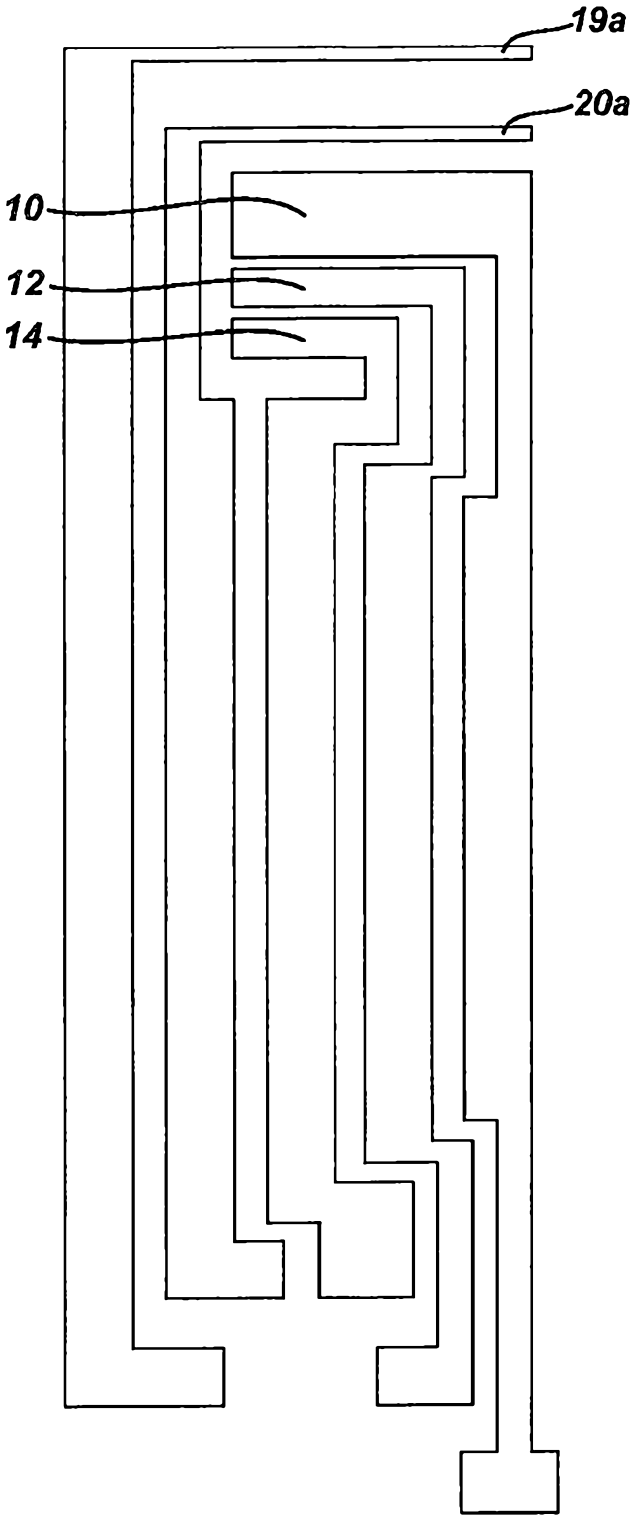


圖 3A (5)

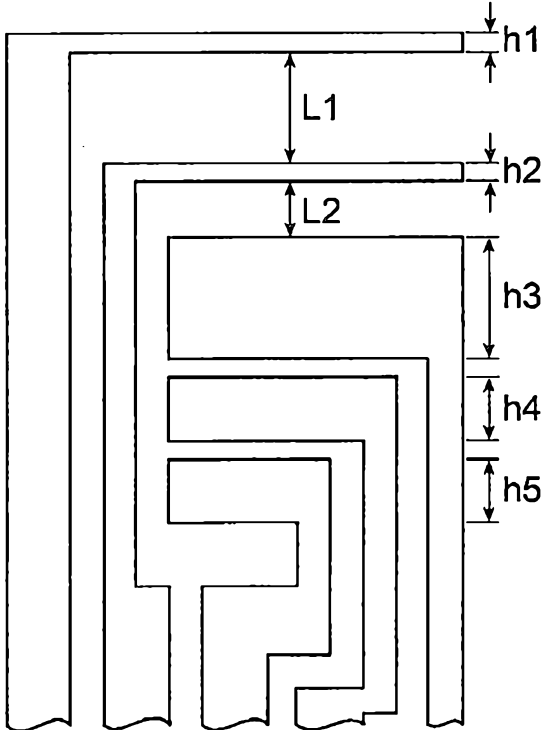


圖 3A (6)



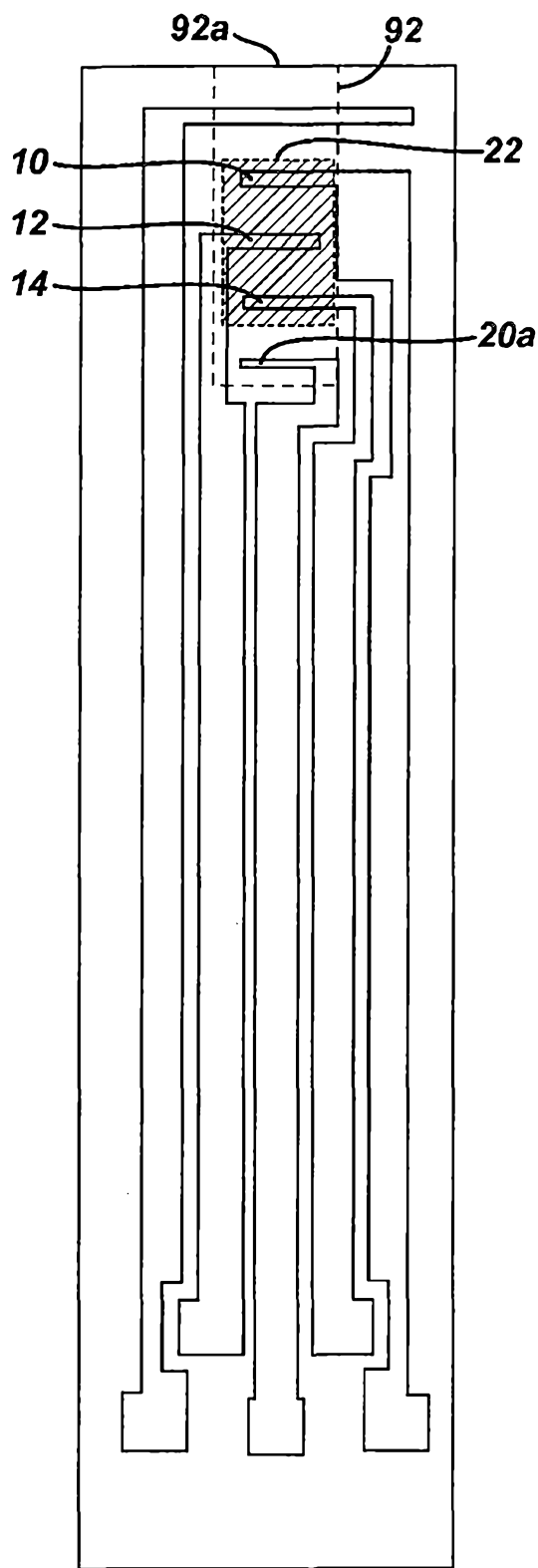


圖 3B

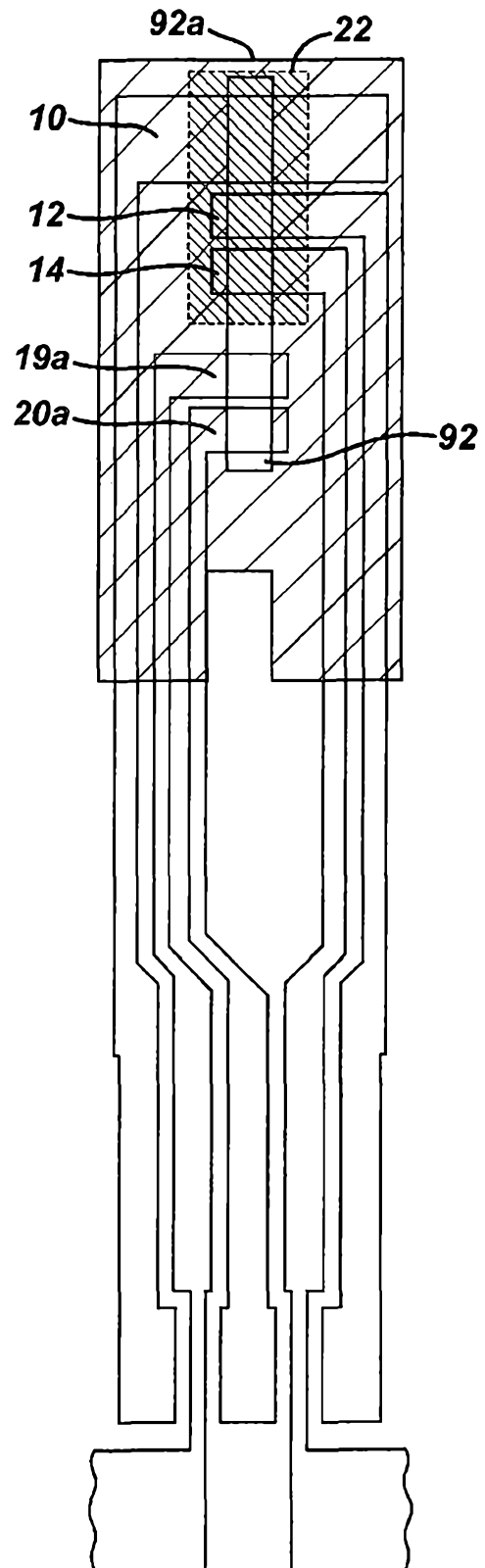


圖 3C

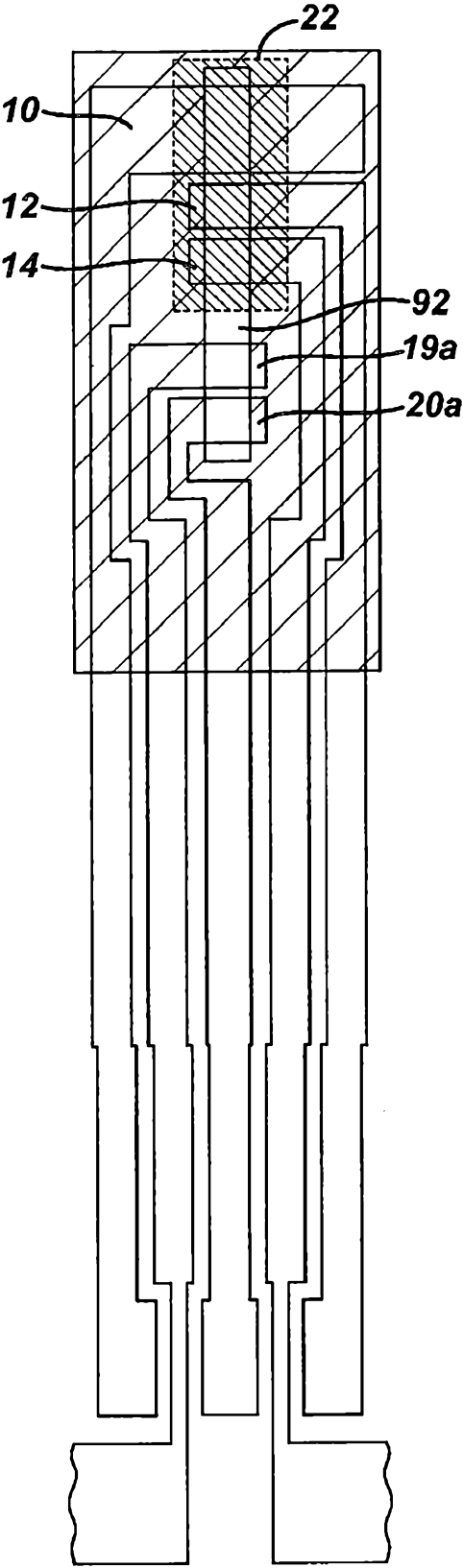


圖3D

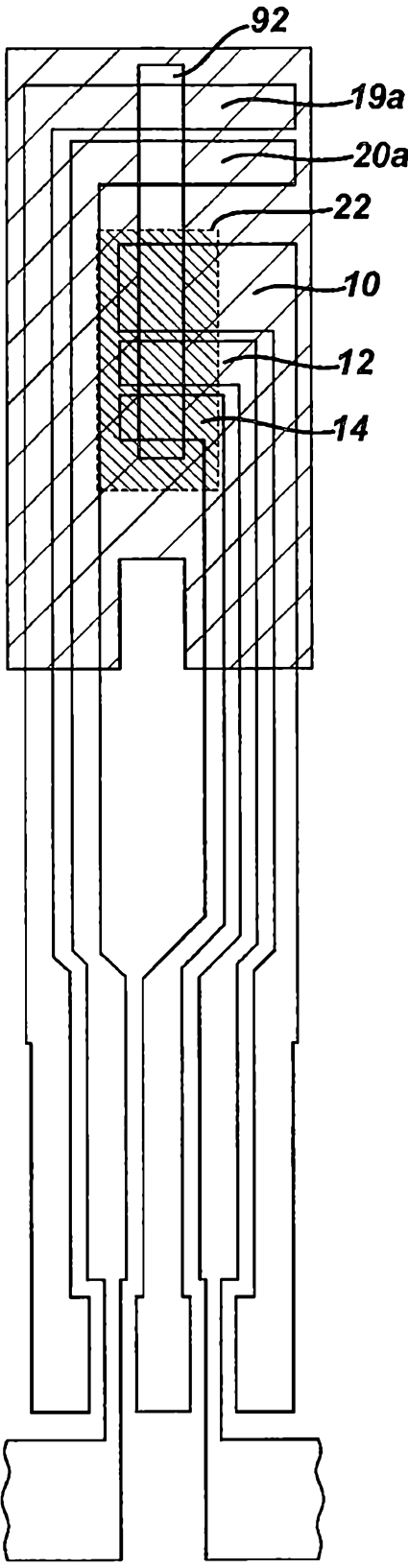


圖3E

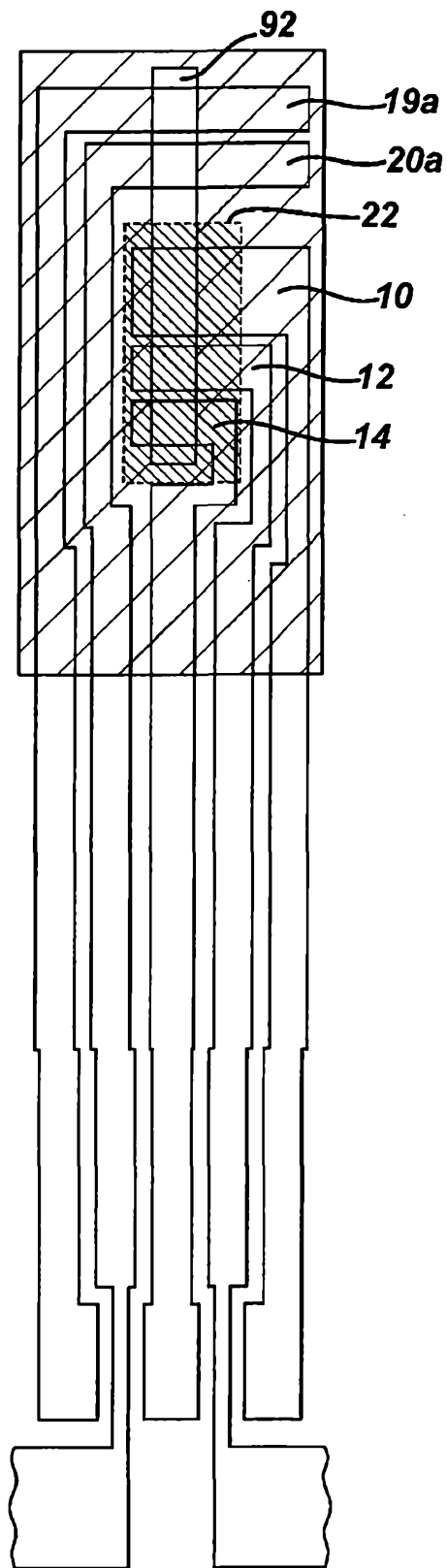


圖 3F

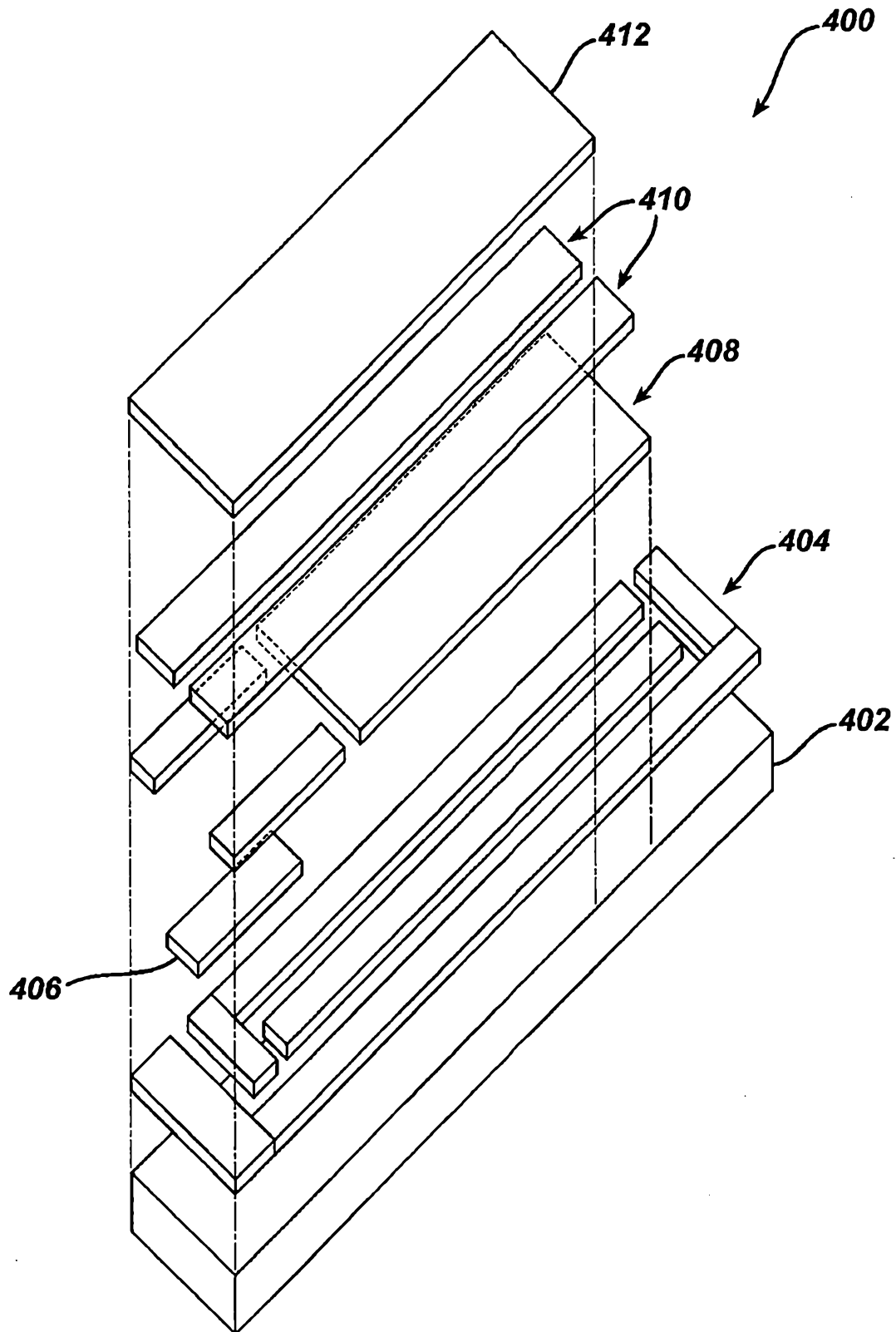


圖 3G

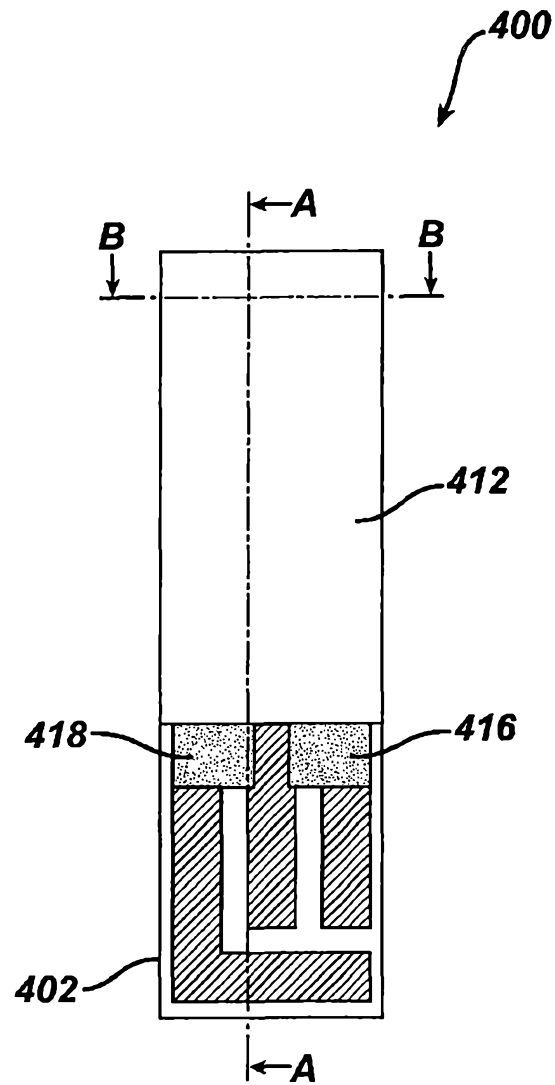


圖 3H

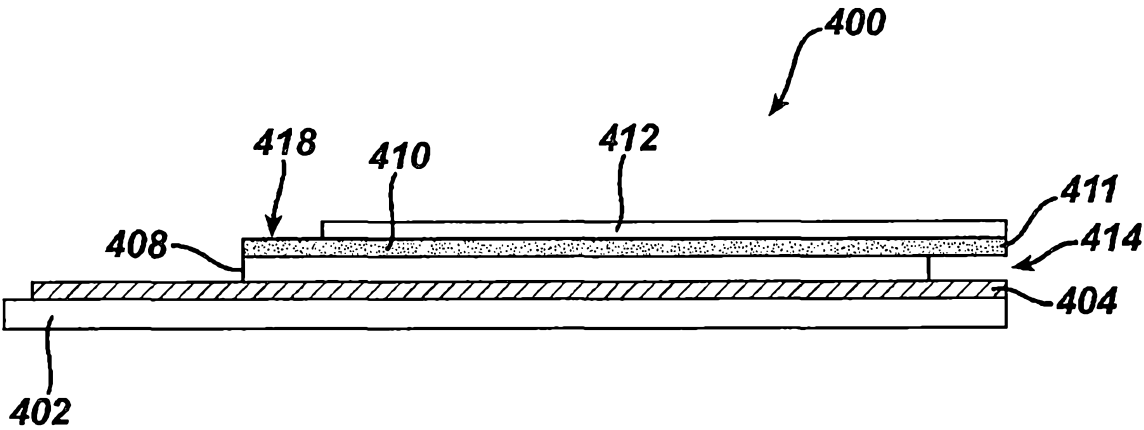


圖3I

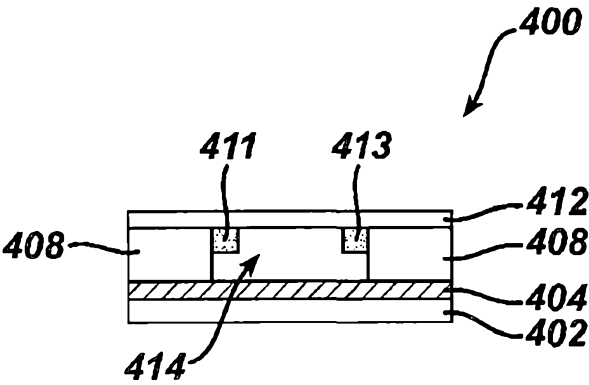


圖3J

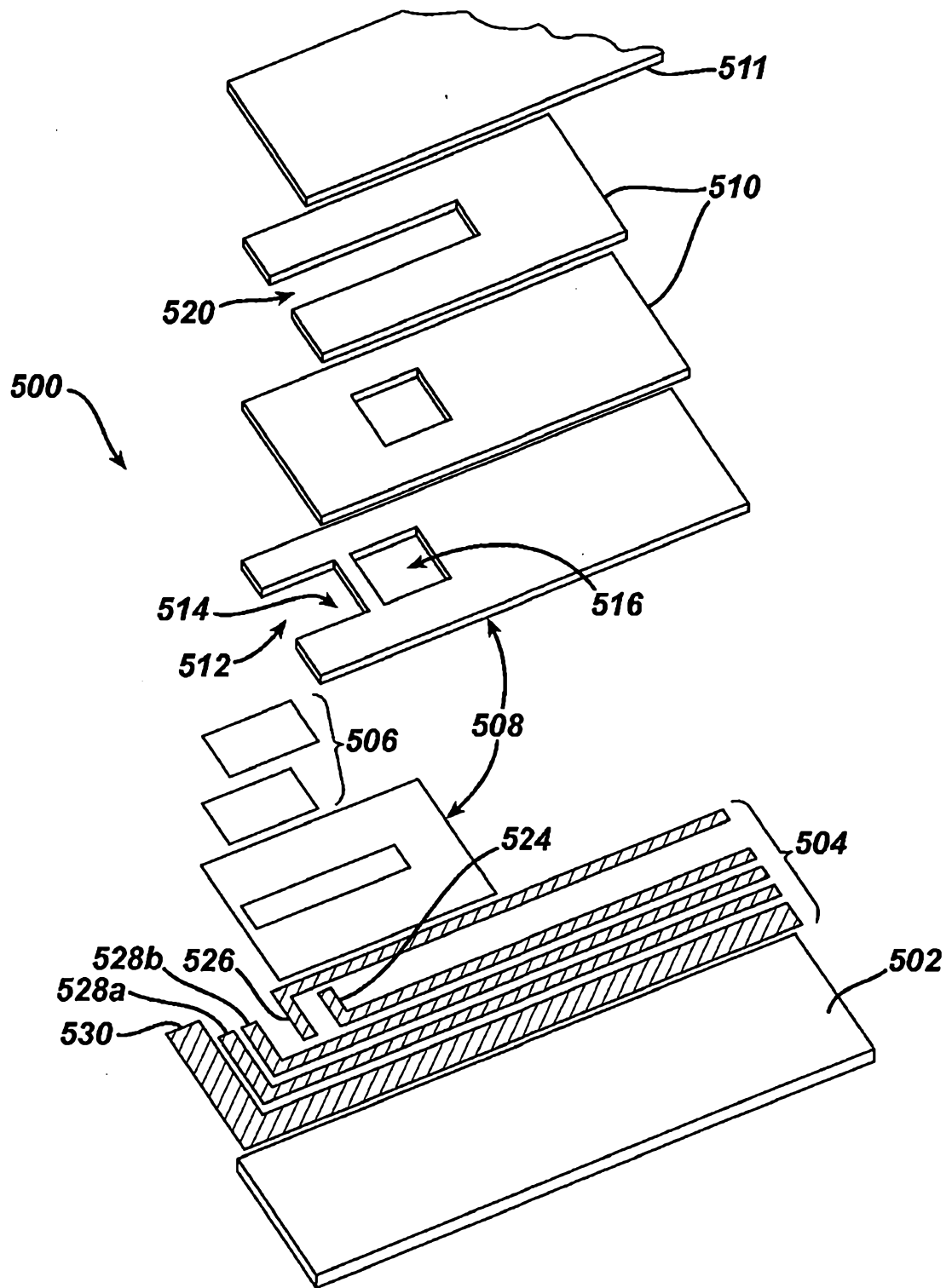


圖3K

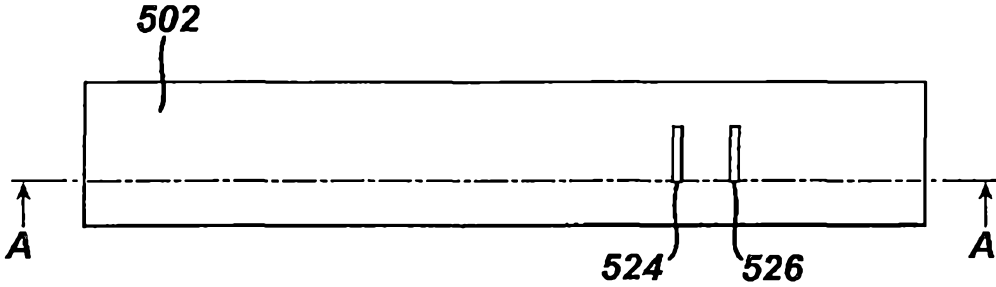


圖 3L

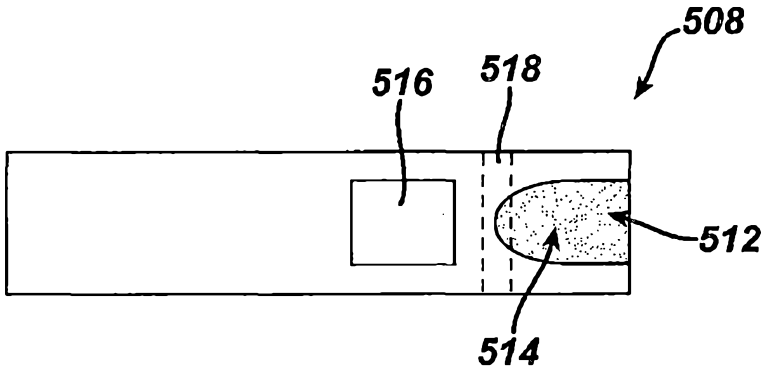


圖 3M

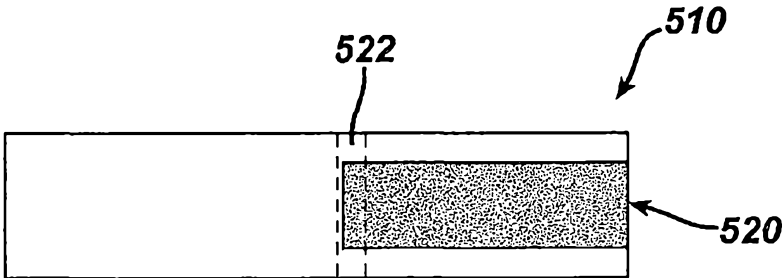


圖 3N

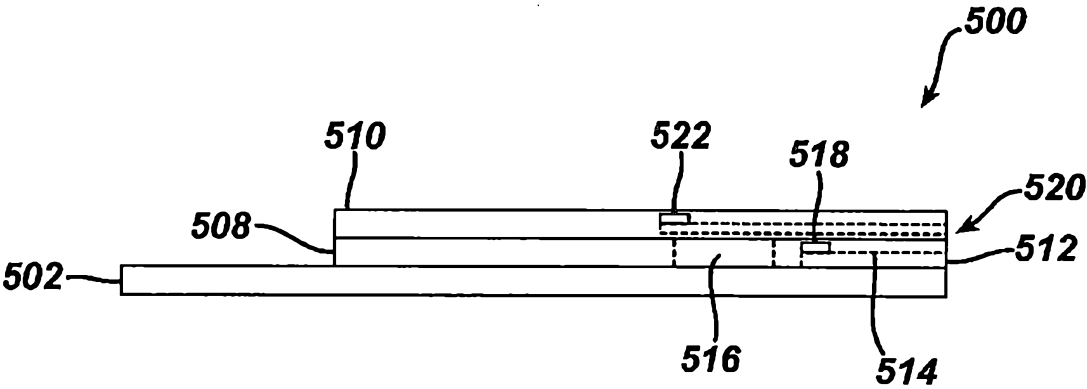


圖 30

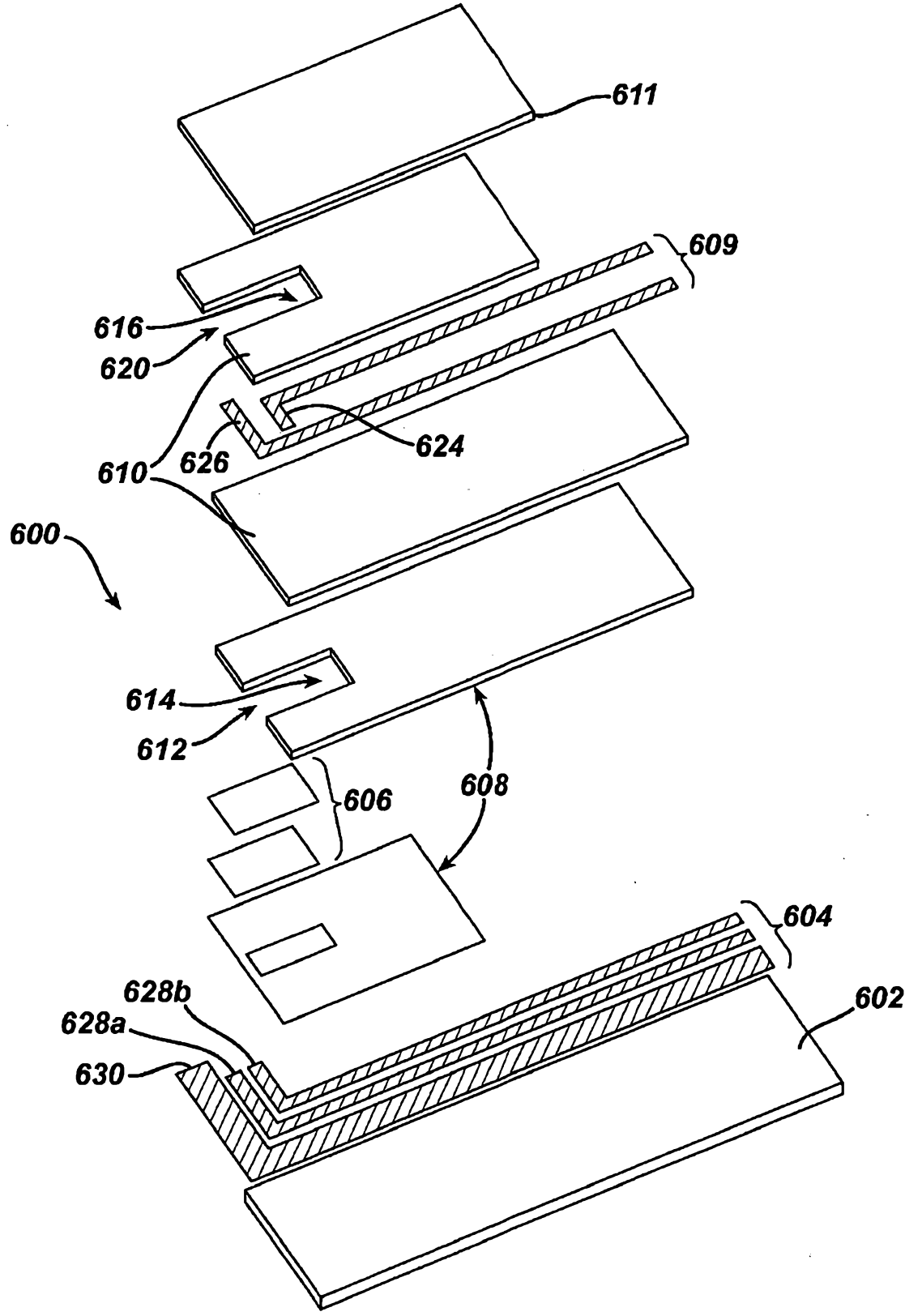


圖3P

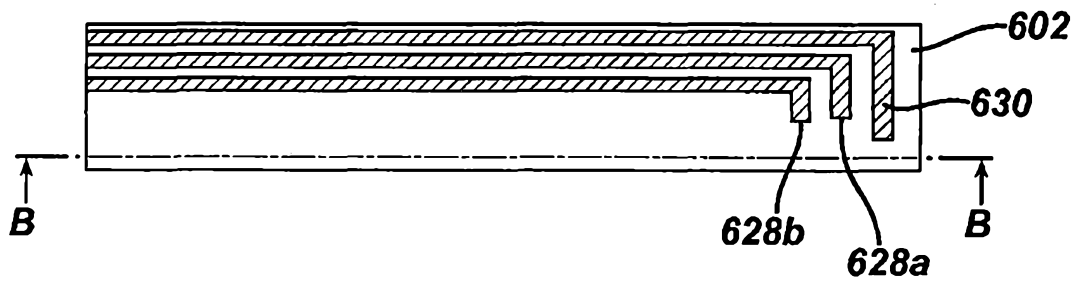


圖3Q

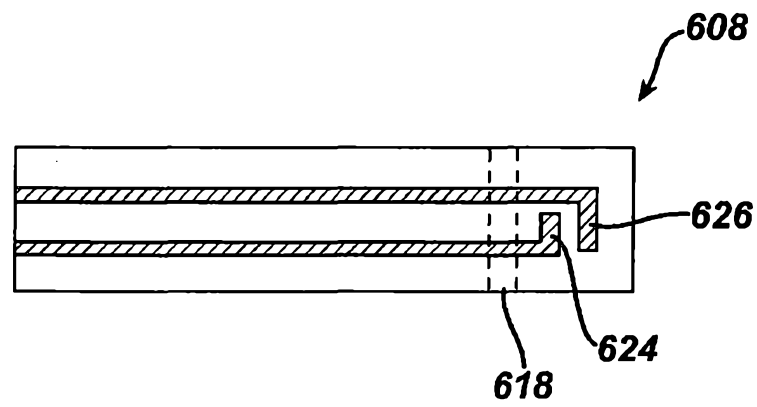


圖3R

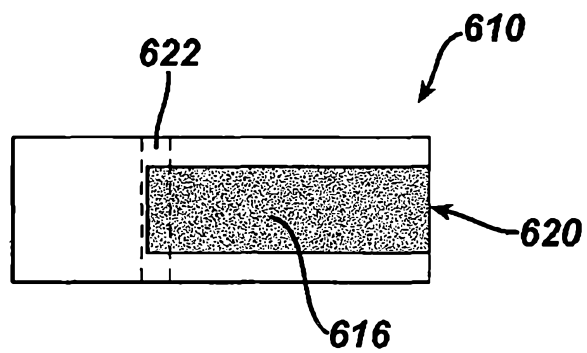


圖3S

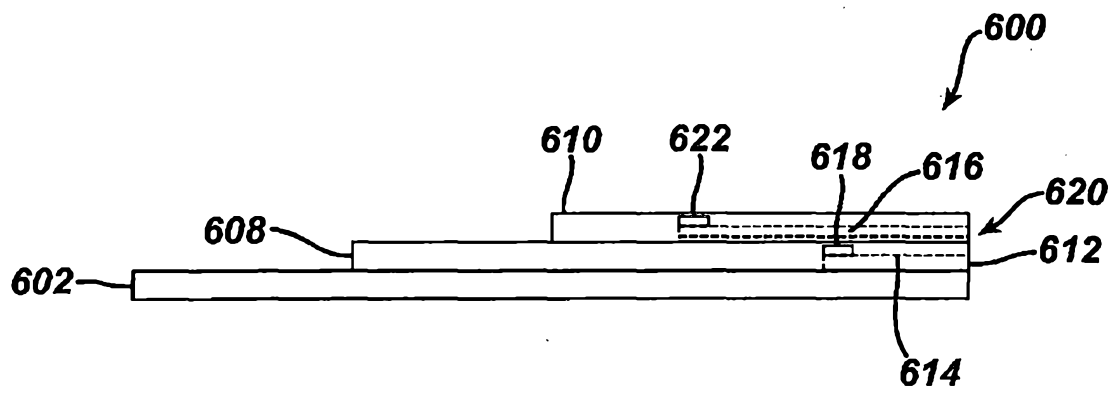


圖3T

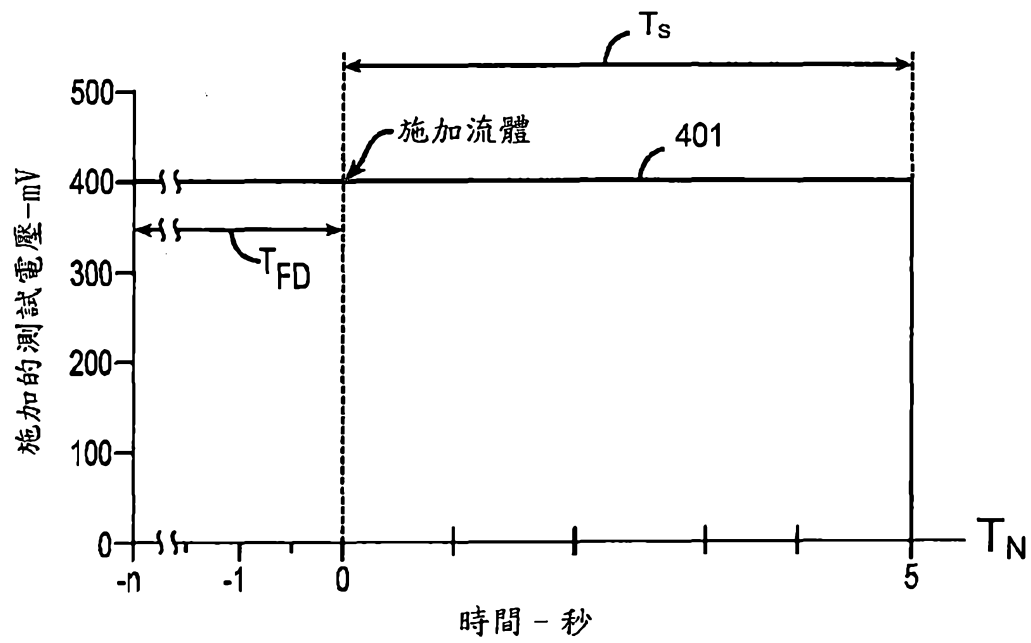


圖4A

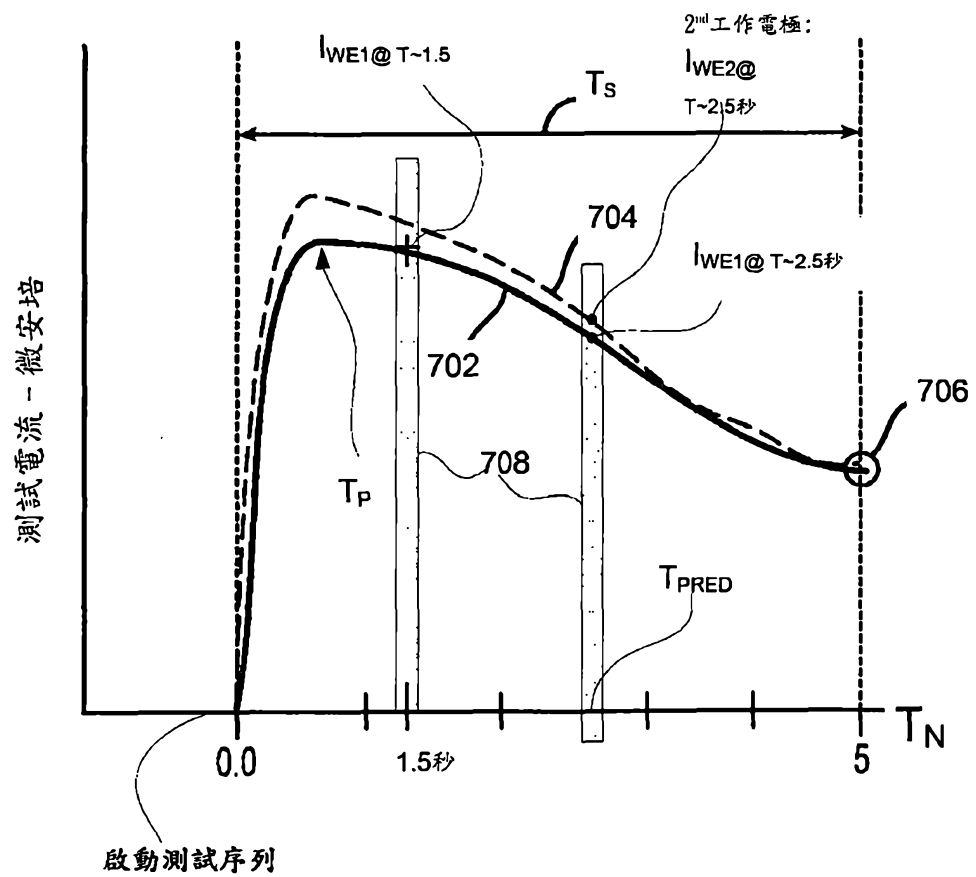


圖4B

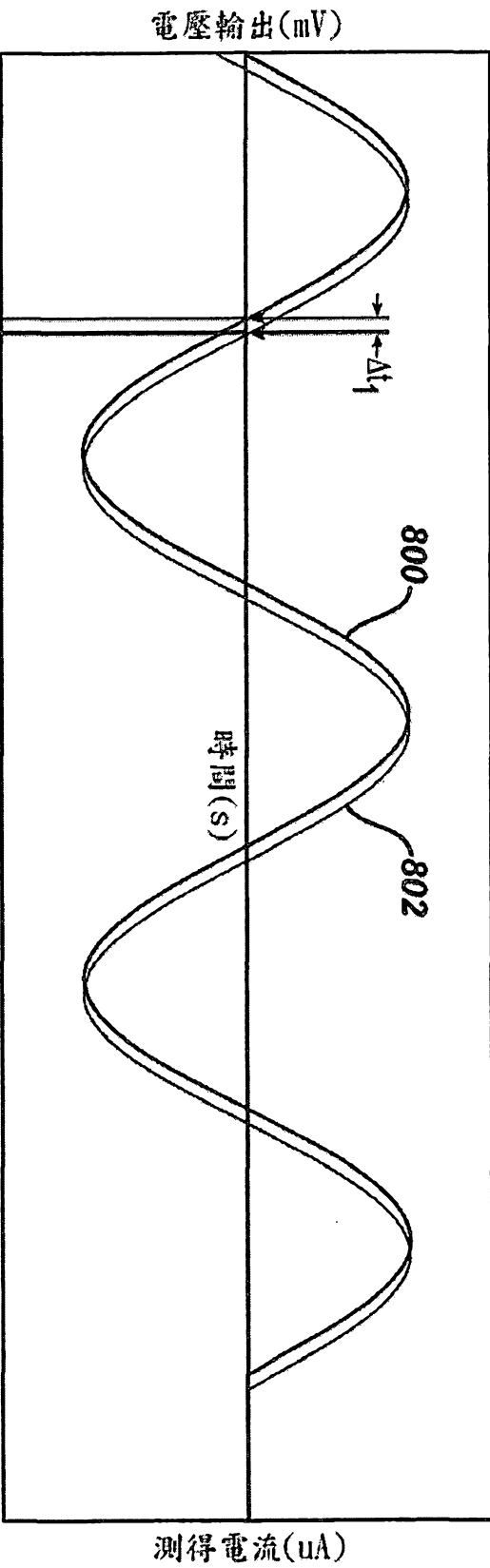


圖 5

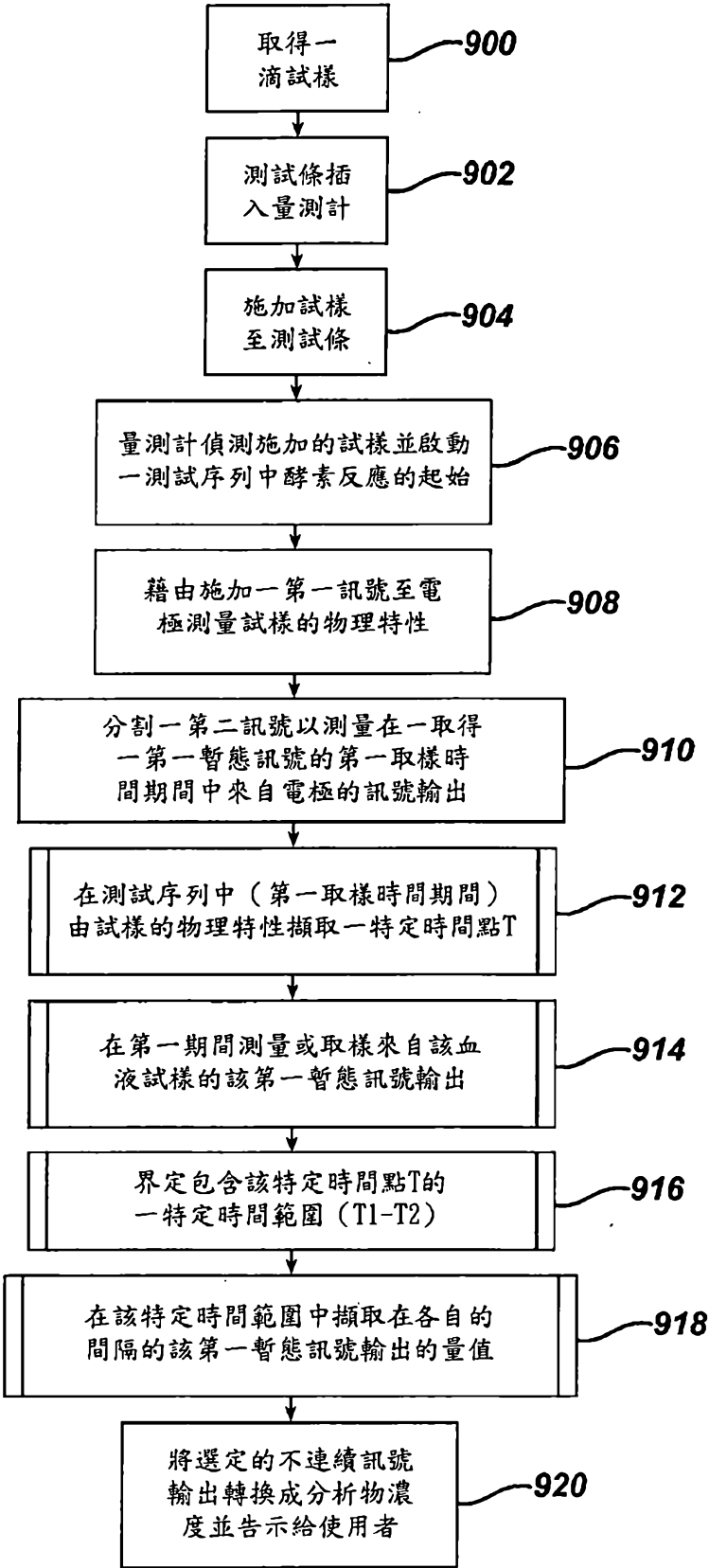


圖6A

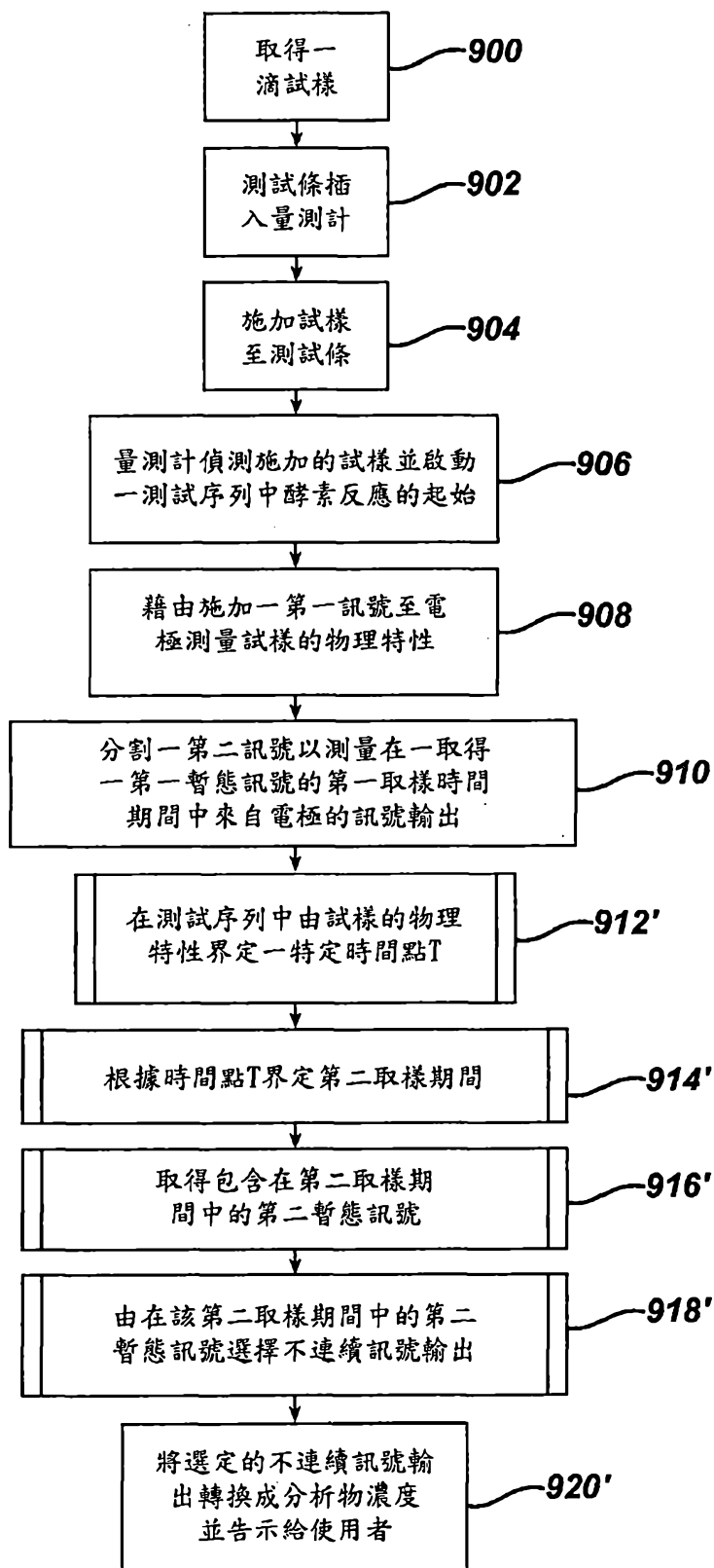


圖6B

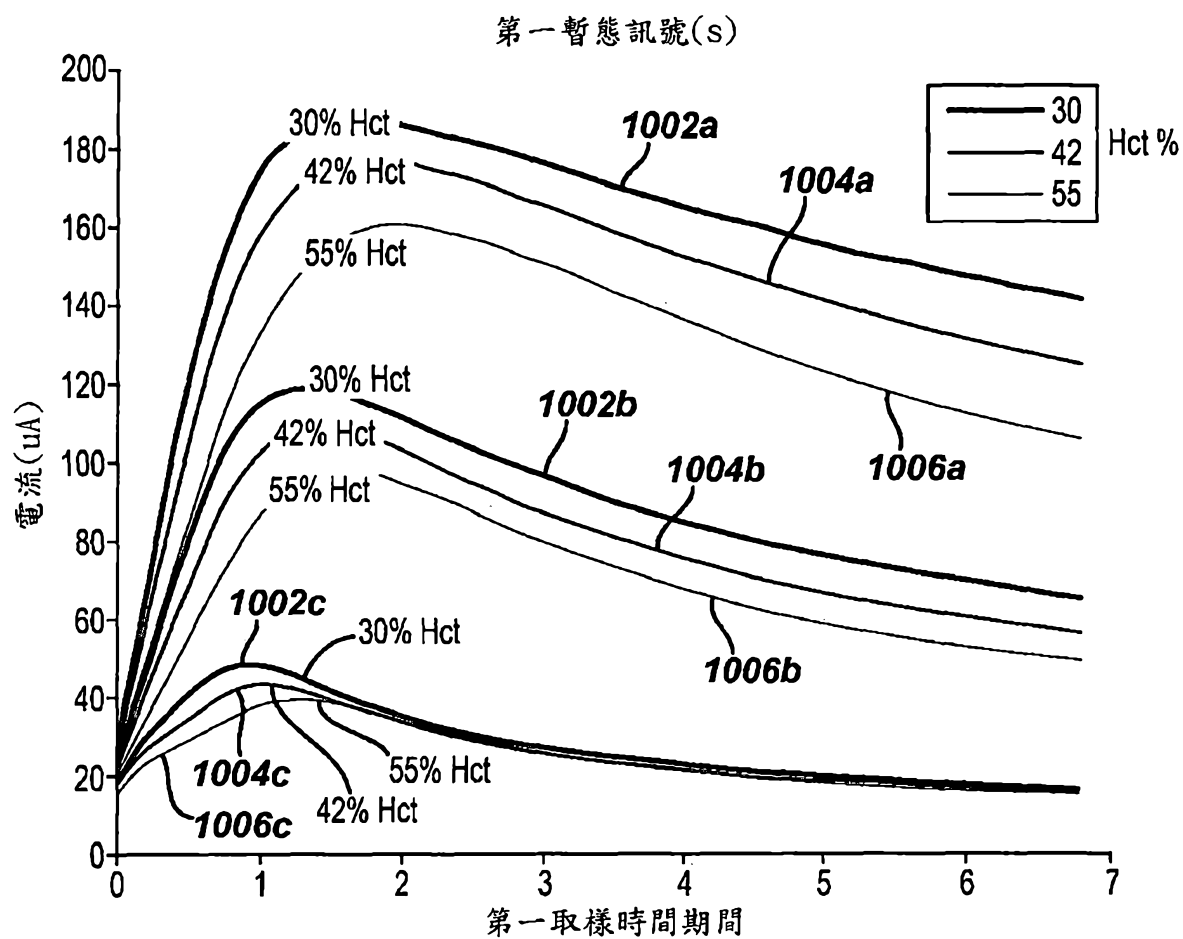


圖7A

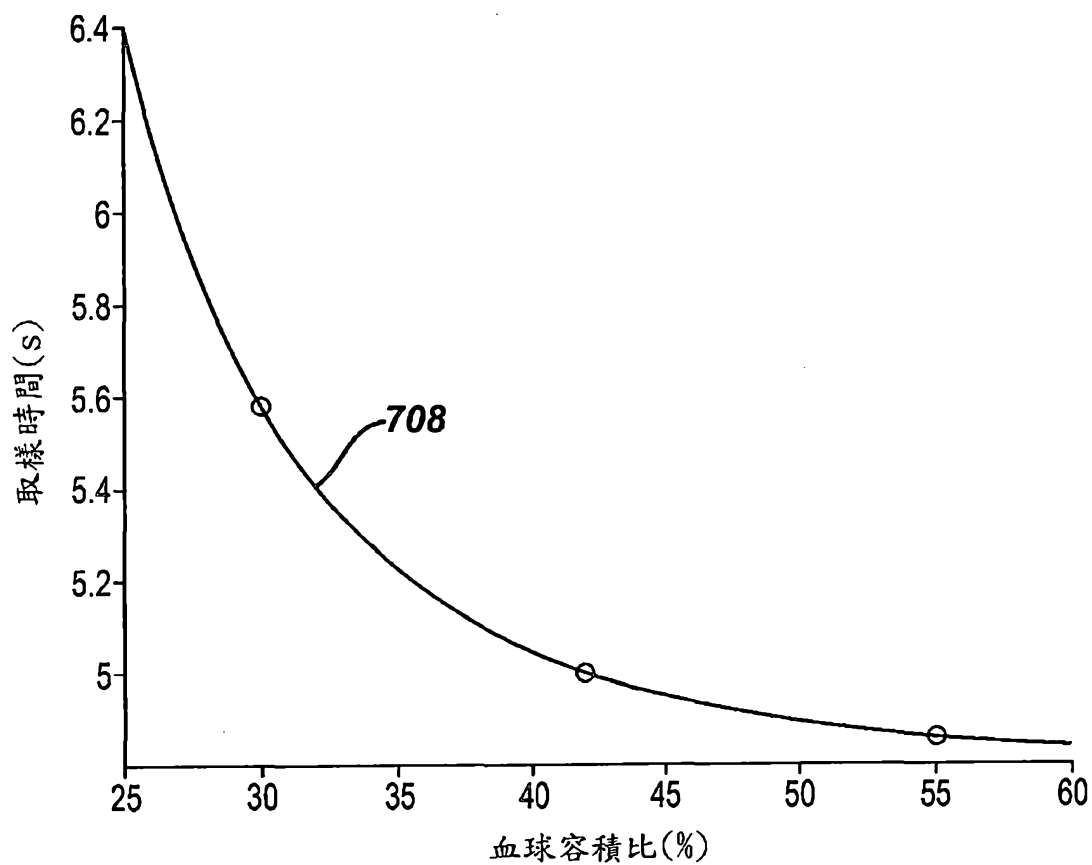


圖 7B

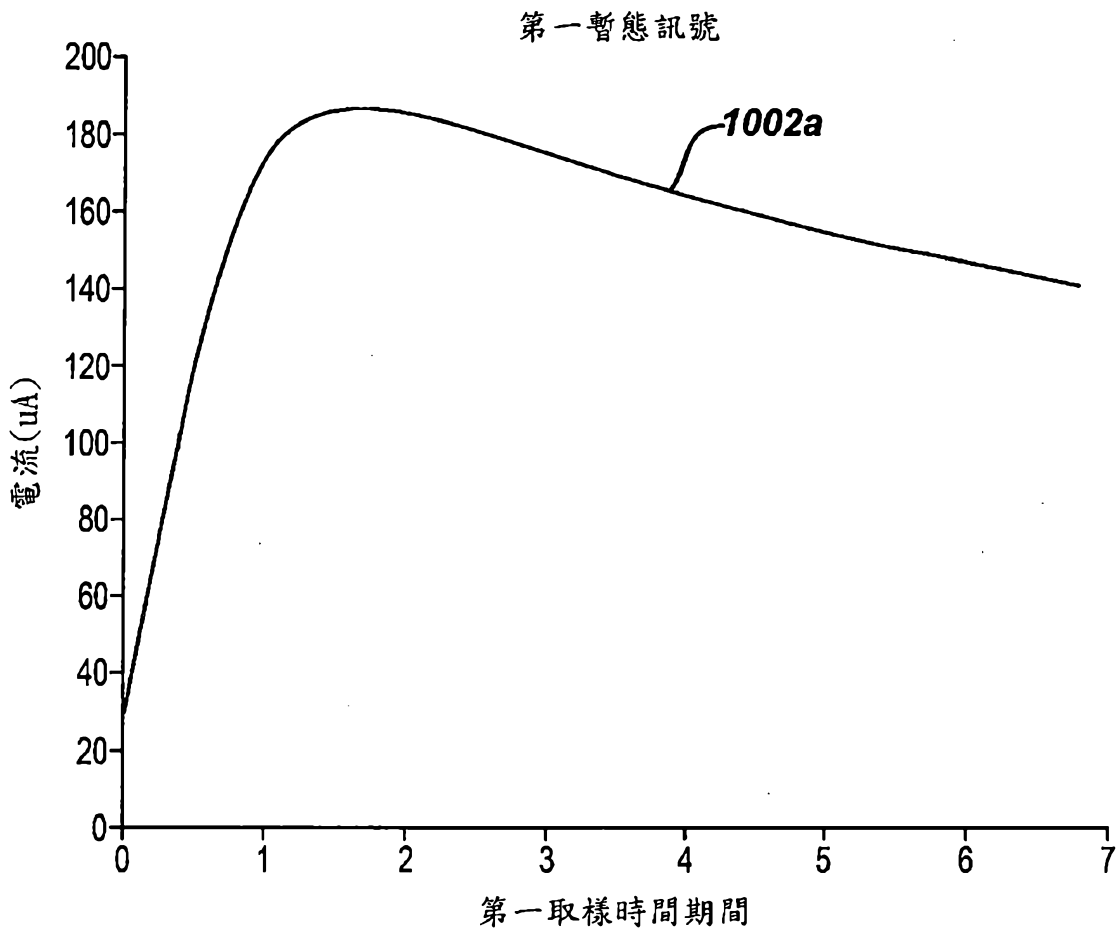


圖7C

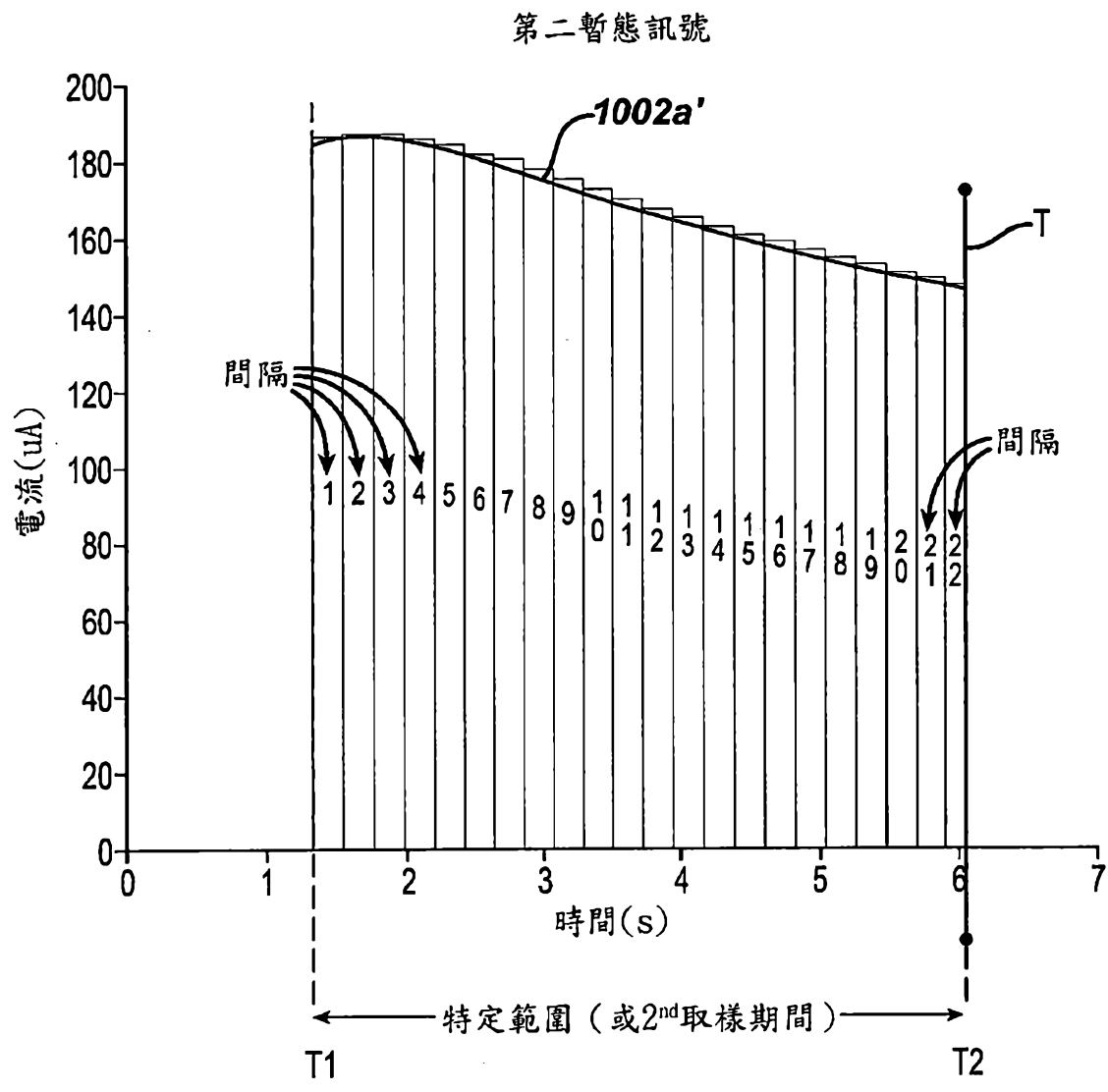


圖7D

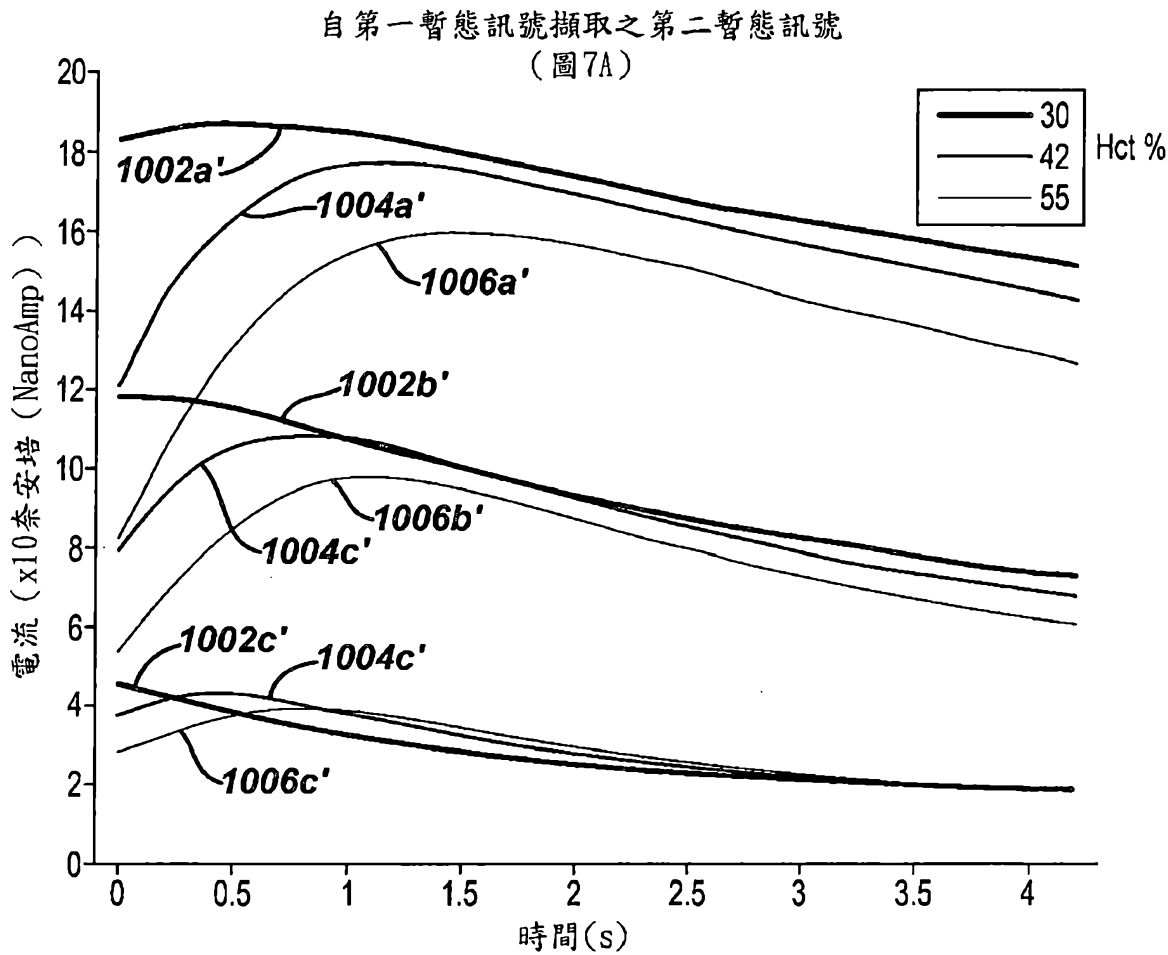


圖7E

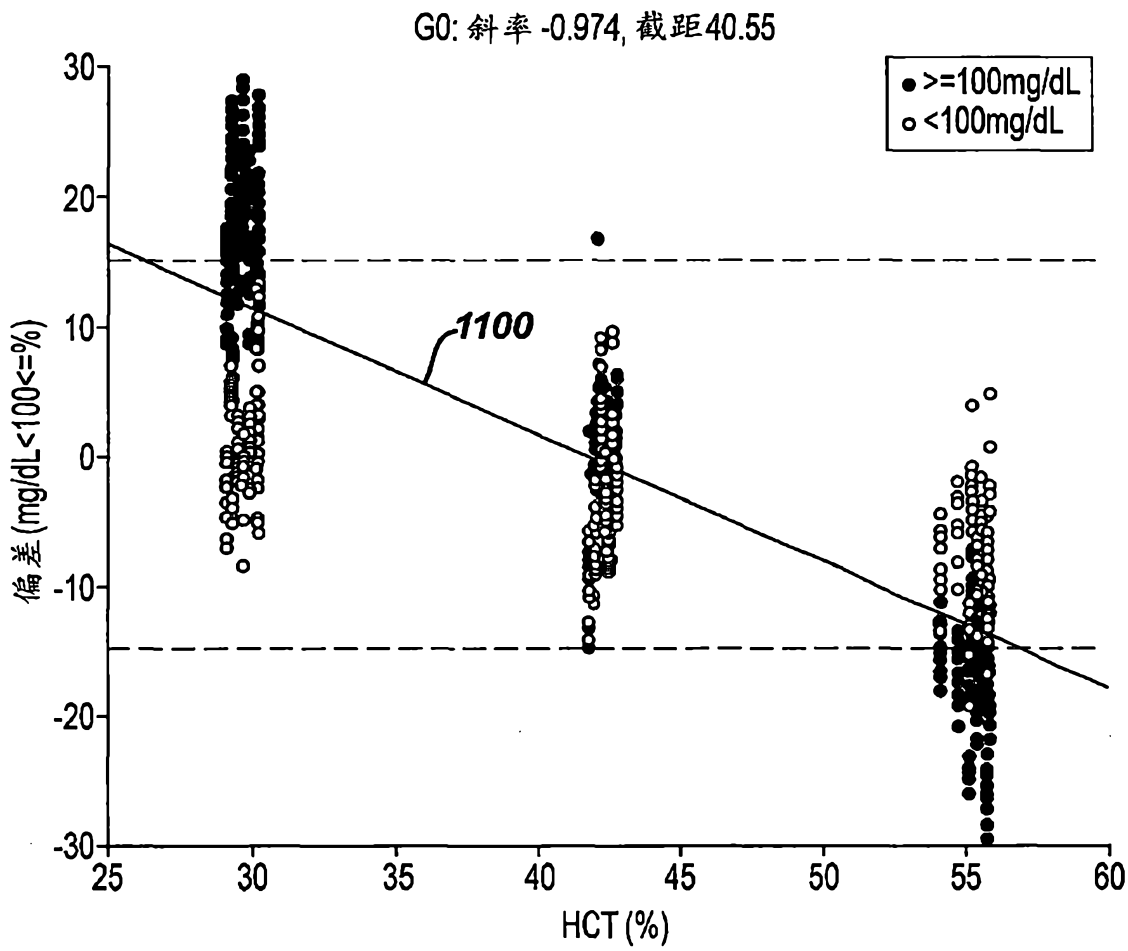


圖 8A 先前技術

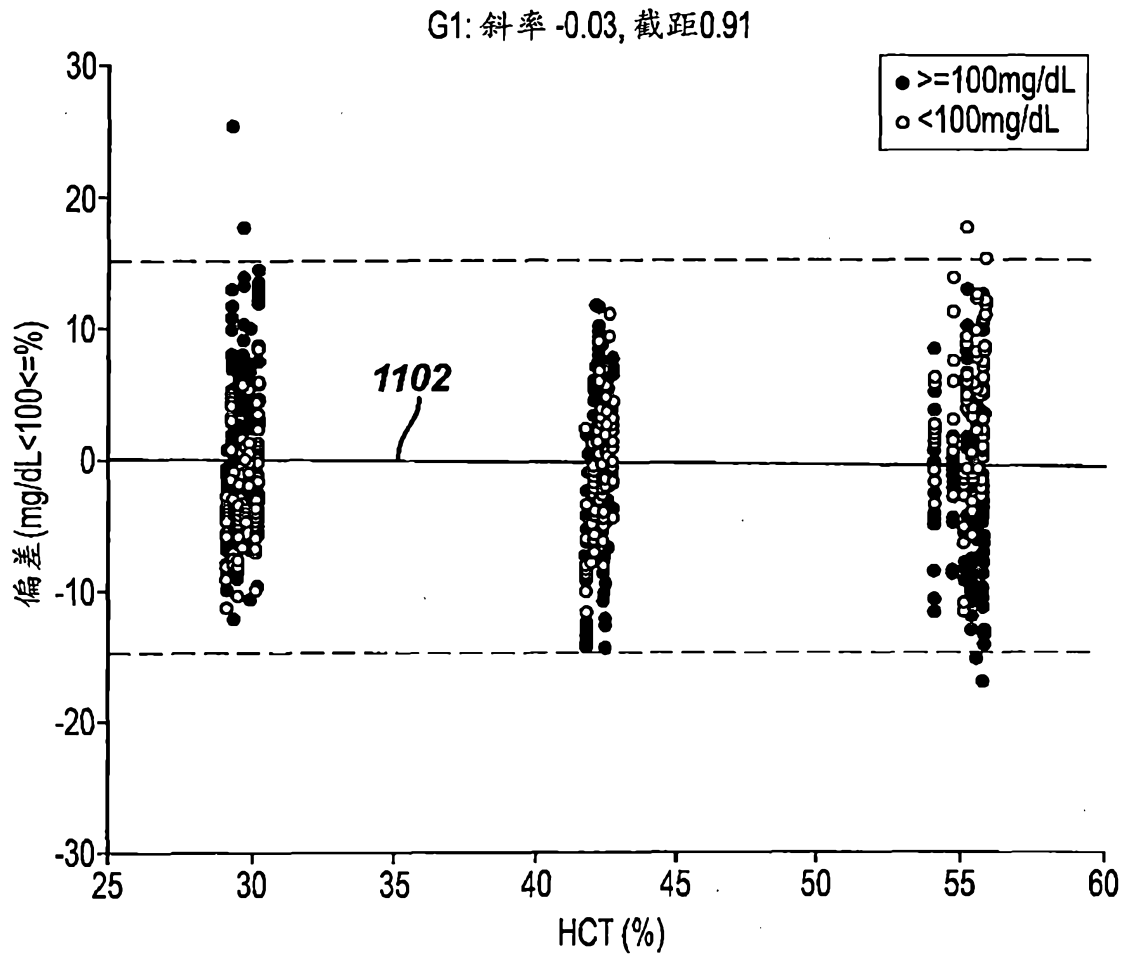


圖 8B

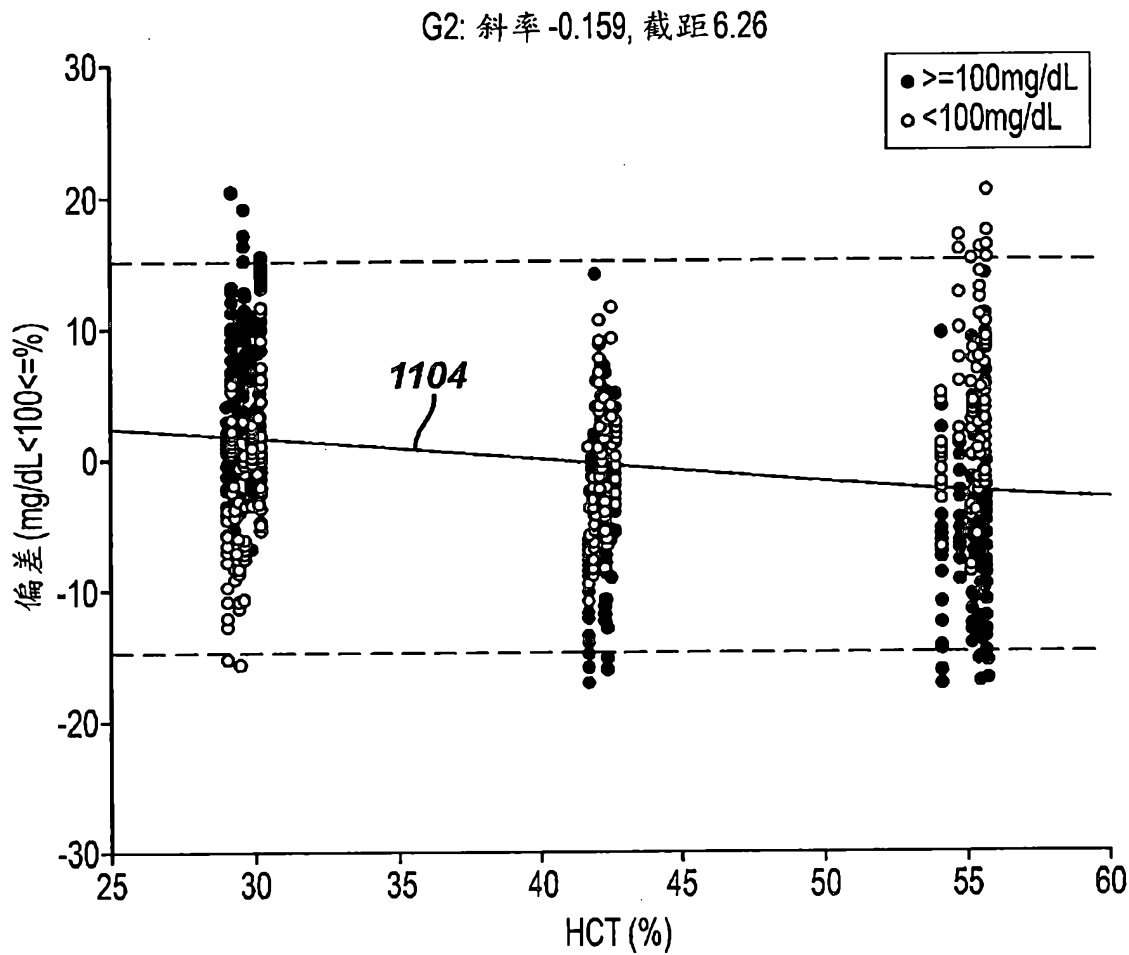


圖 8C

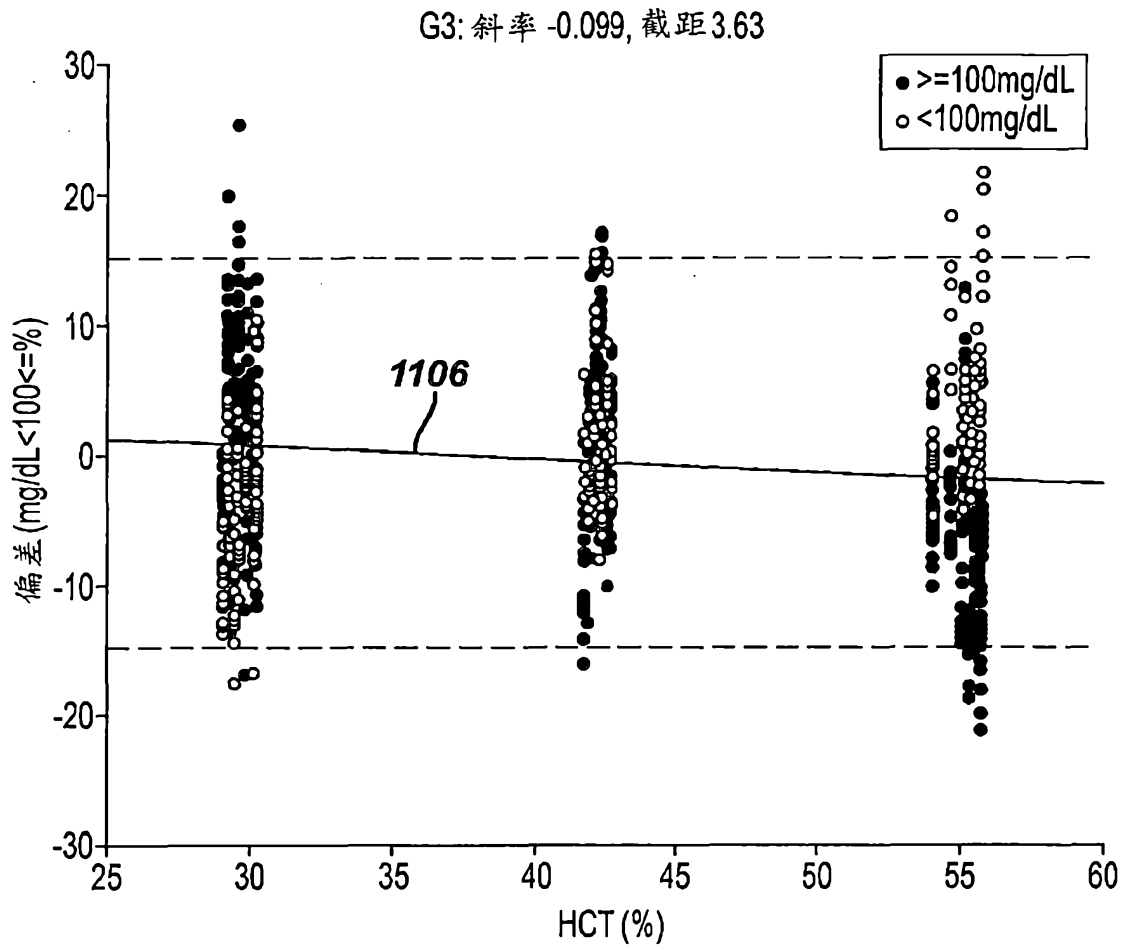


圖 8D

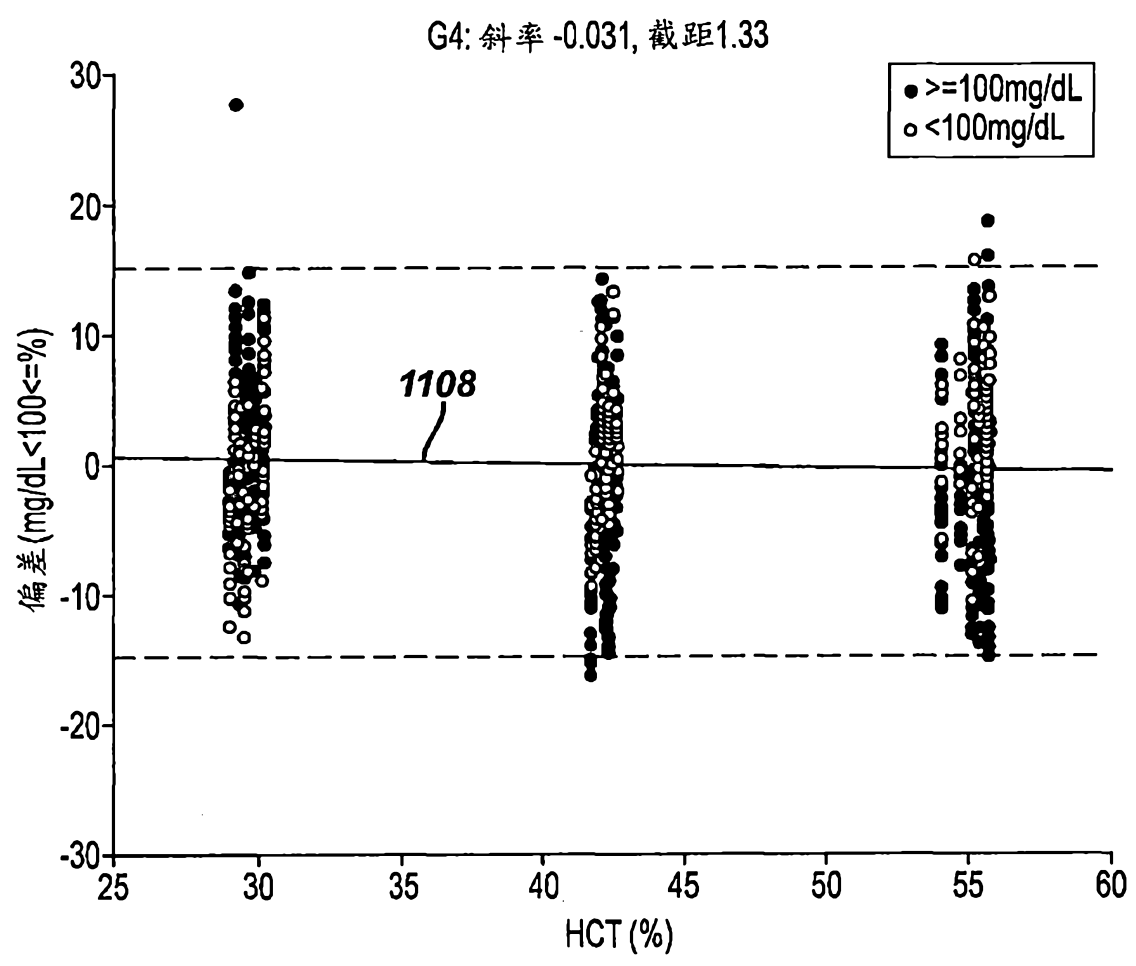


圖8E



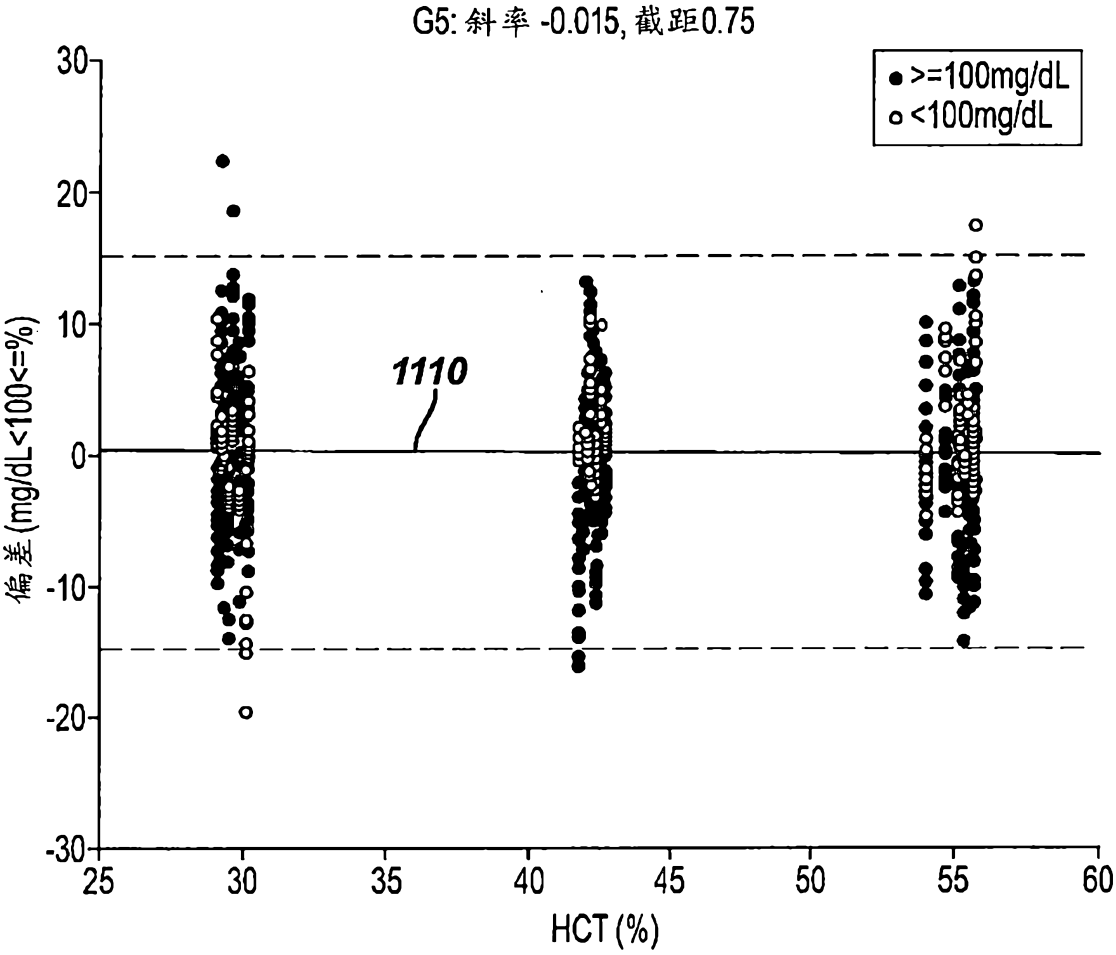


圖 8F

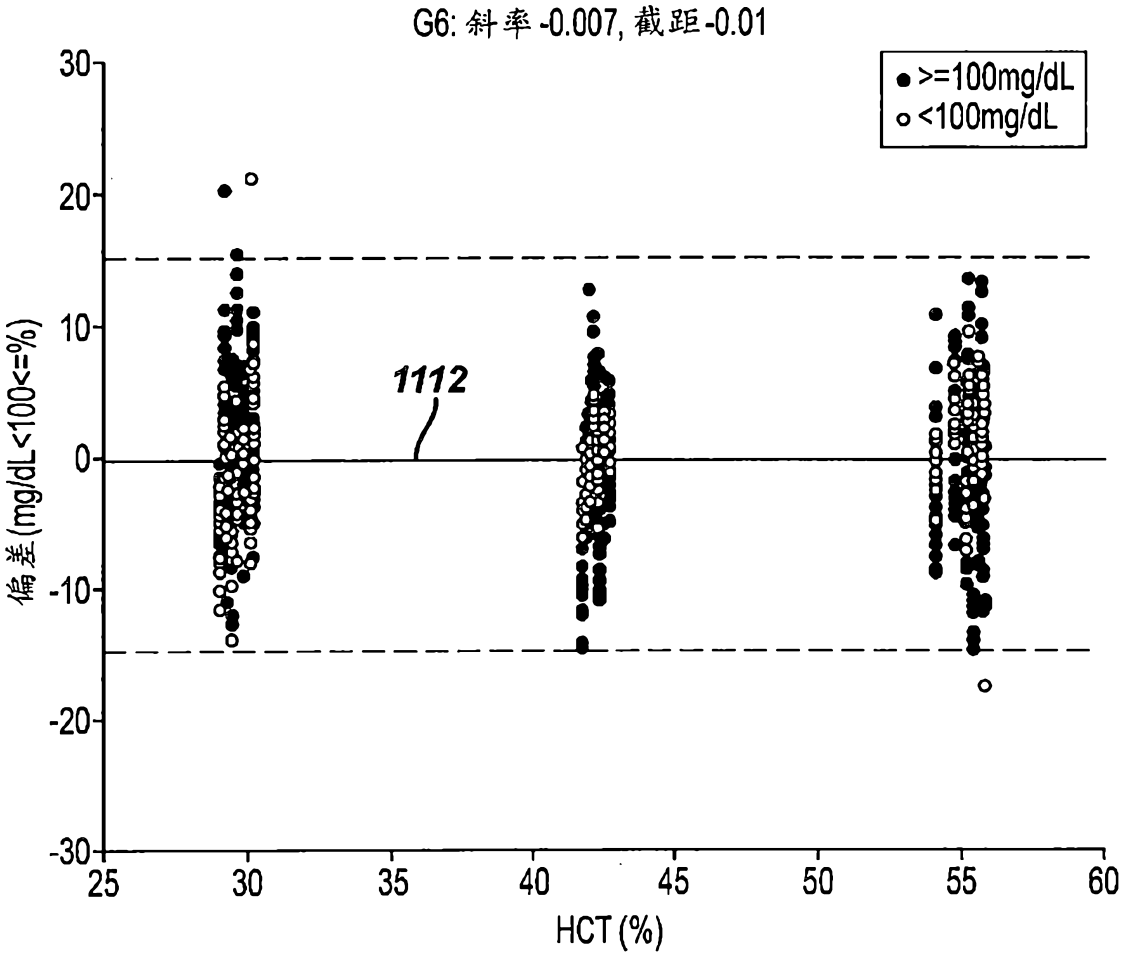


圖 8G

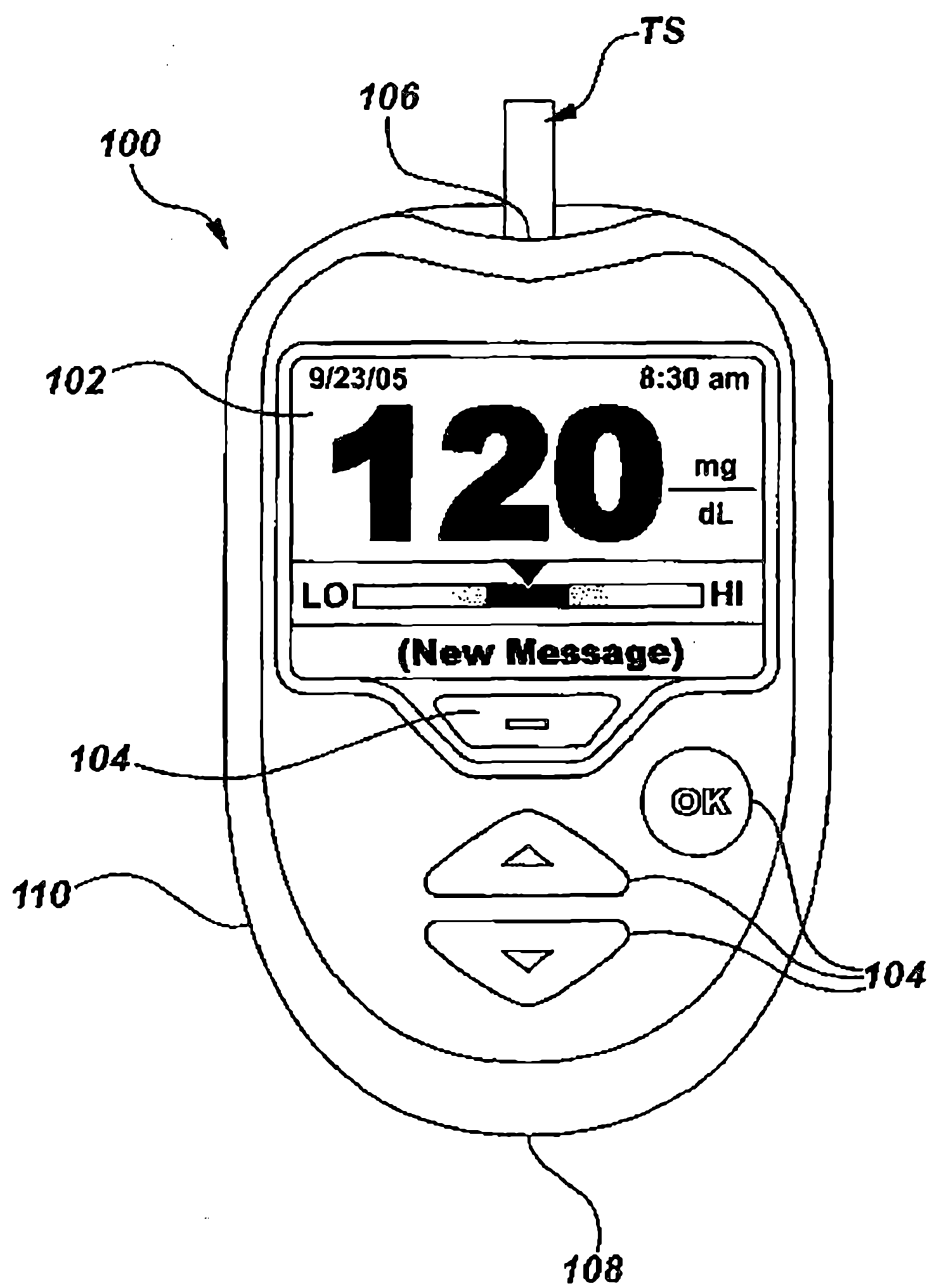


圖9

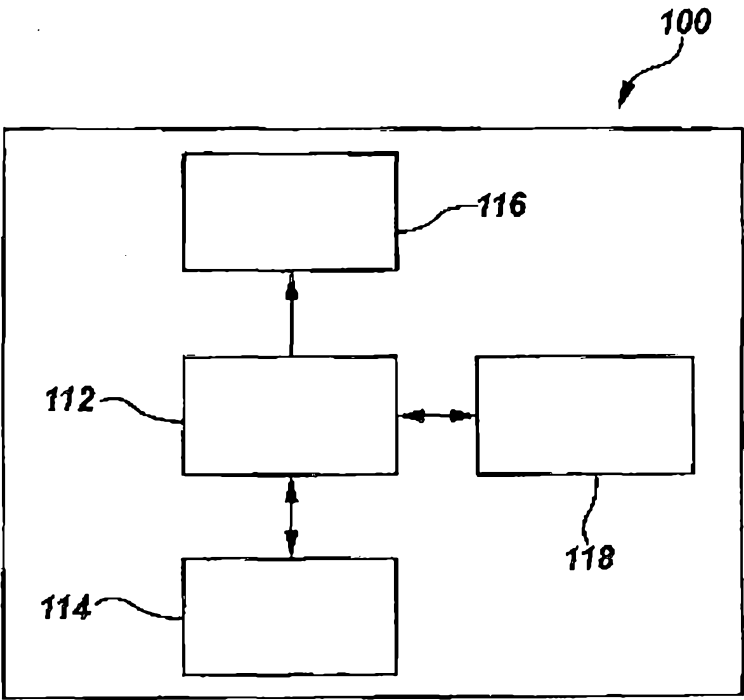


圖10

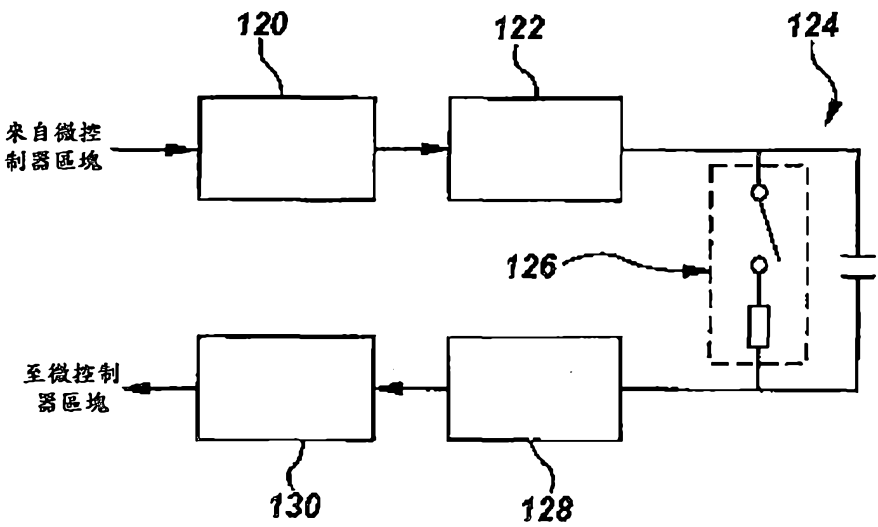


圖11

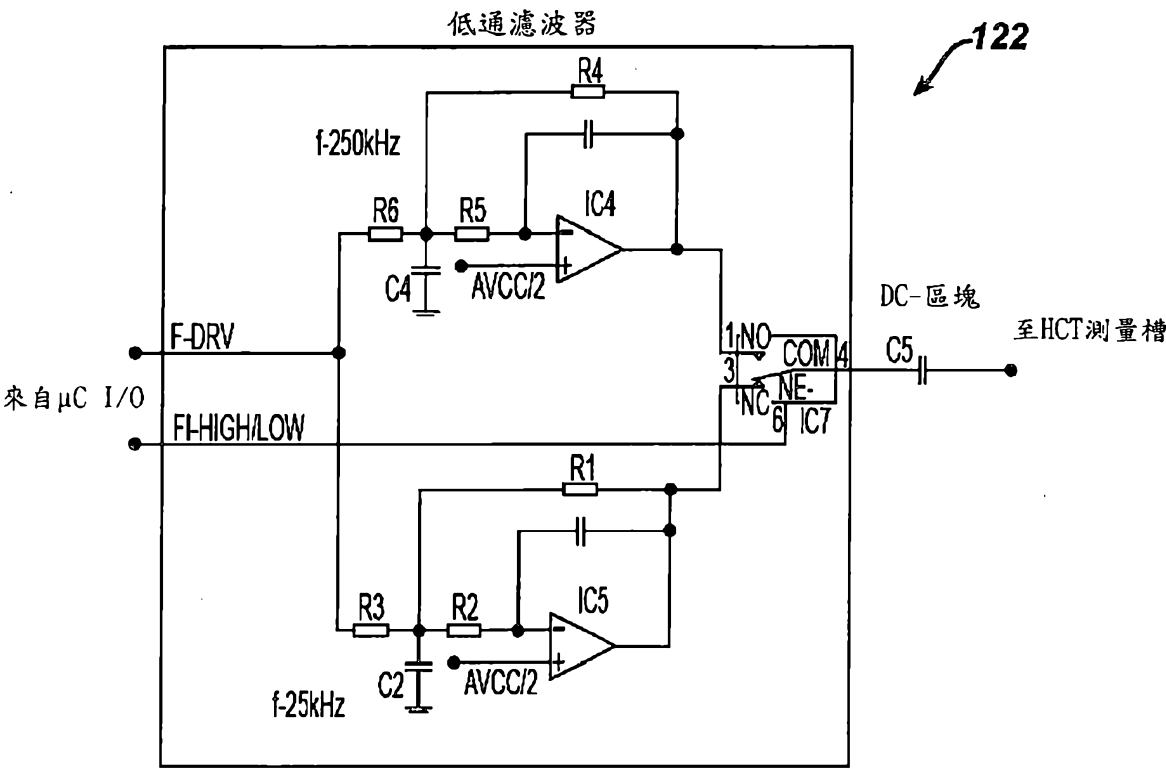


圖12

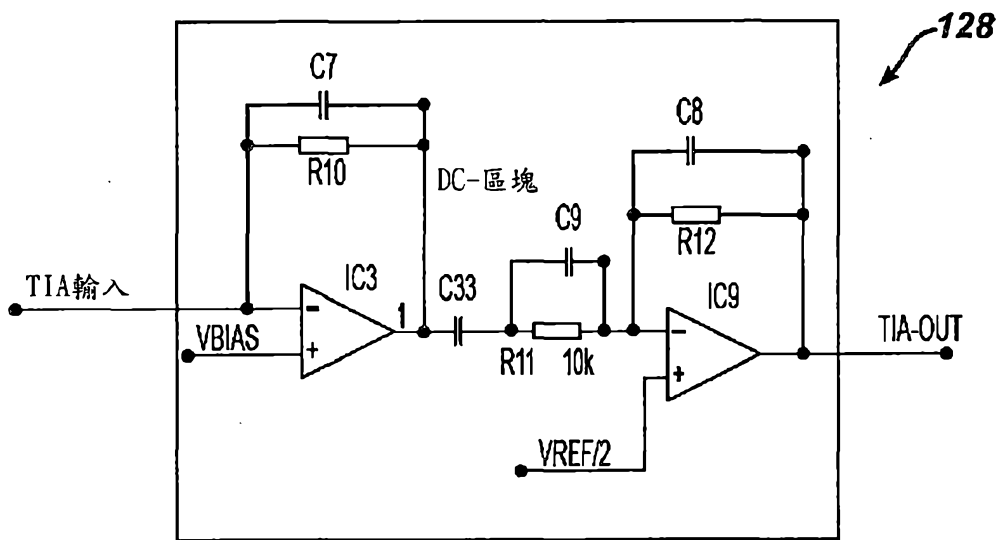


圖13

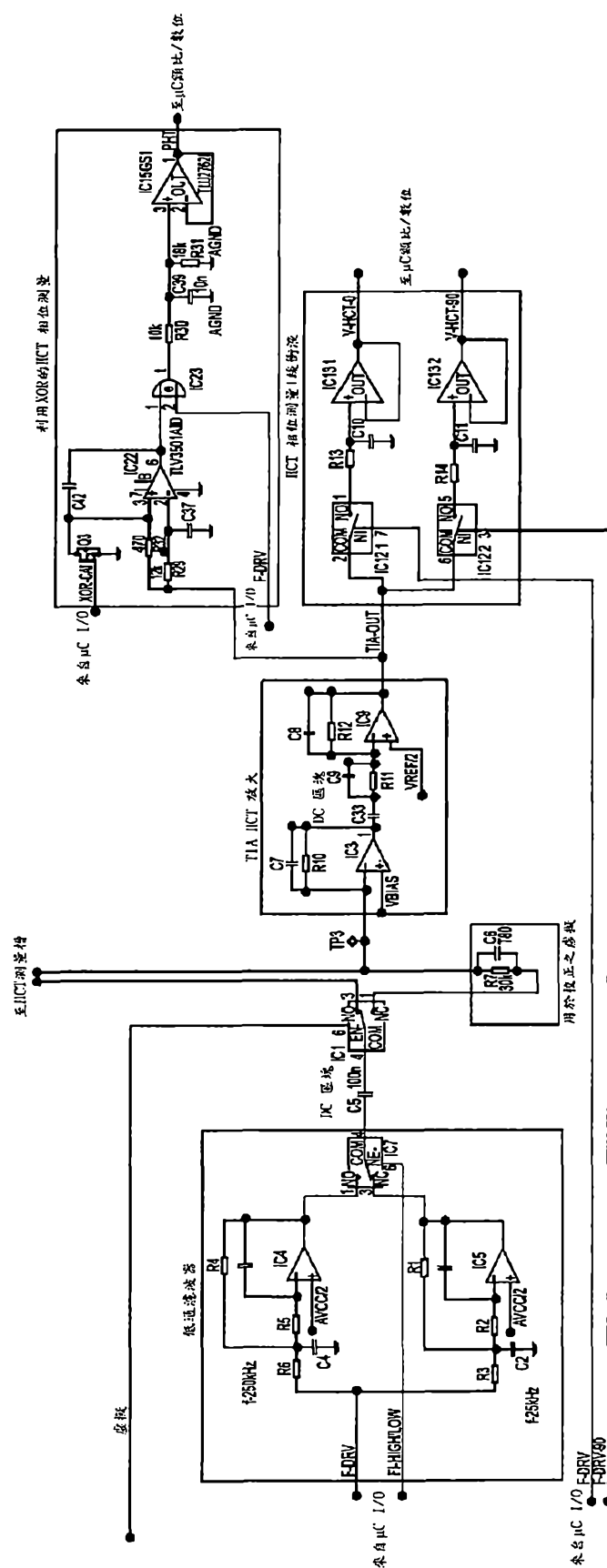


圖14

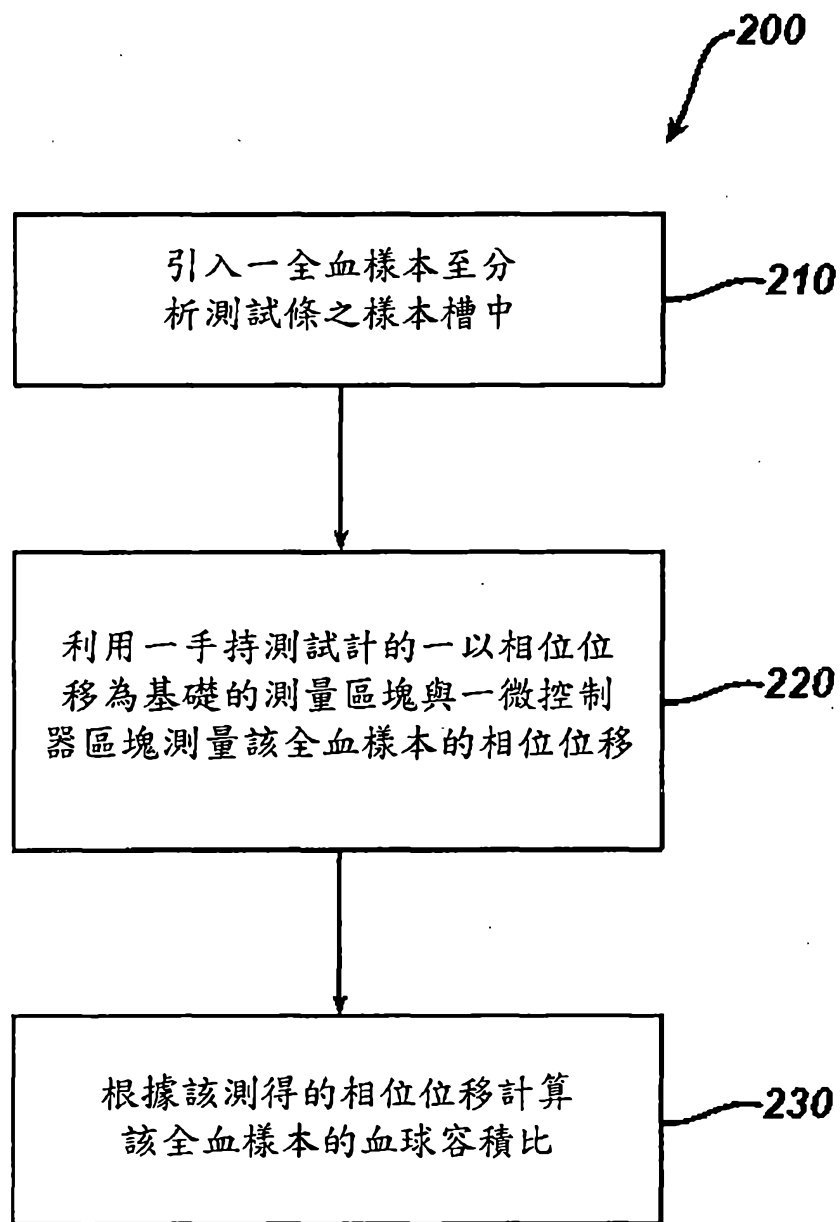


圖15

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】：**圖 6。

**【本代表圖之符號簡單說明】：**

無

**【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】：**

無