



(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 I583956 B

(45)公告日：中華民國 106 (2017) 年 05 月 21 日

(21)申請案號：105100746 (22)申請日：中華民國 105 (2016) 年 01 月 12 日

(51)Int. Cl. : G01N35/08 (2006.01) G01N15/00 (2006.01)  
B01L3/00 (2006.01)

(30)優先權：2015/01/30 世界智慧財產權組織 PCT/US15/13928

(71)申請人：惠普研發公司(美國) HEWLETT-PACKARD DEVELOPMENT COMPANY, L. P.  
(US)  
美國(72)發明人：吉里 曼尼許 GIRI, MANISH (IN)；多明戈 尚朵樂 E DOMINGUE, CHANTELLE  
E. (US)；莫林 羅伯特 J MOLINE, REBORT J. (US)

(74)代理人：閻啟泰；林景郁

(56)參考文獻：

TW	200406487A	TW	200419147A
TW	200525024A	TW	200525025A
US	2005/0118705A1	US	2010/0109686A1
WO	2014/178827A1		

審查人員：涂公遠

申請專利範圍項數：11 項 圖式數：22 共 92 頁

(54)名稱

流體測試晶片及流體測試匣

FLUID TESTING CHIP AND CASSETTE

(57)摘要

一種流體測試匣可包括一微流體通道，該微流體通道係延伸具有一收縮以及一在該收縮之內的微製造整合的感測器。在一實施方式中，該收縮係小於或等於 30 $\mu$ m。在一實施方式中，該匣係進一步包括一將該微流體通道連接至該排出儲存槽的噴嘴，其中一熱敏電阻係將在該微流體通道之內的流體排出到該排出儲存槽中。

A fluid testing cassette may comprise a microfluidic channel extending having a constriction and a micro-fabricated integrated sensor within the constriction. In one implementation, the constriction is less than or equal to 30  $\mu$ m. In one implementation, the cassette further comprises a nozzle connecting the microfluidic channel to the discharge reservoir, wherein a thermal resistor expels fluid within the microfluidic channel into the discharge reservoir.

指定代表圖：

符號簡單說明：

30 . . . 微流體診斷  
測試晶片

32 . . . 基板

34 . . . 微流體儲存  
槽

36 . . . 微流體通道  
38 . . . 微製造整合  
的感測器

40 . . . 收縮

44、46 . . . 導引流  
體

48 . . . 排出儲存槽

50 . . . 導引流體

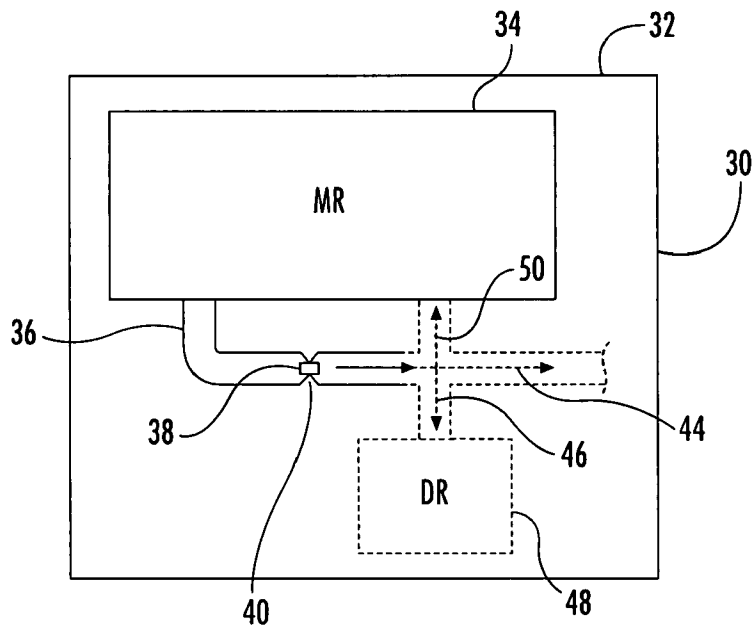


圖1

## 發明摘要

※ 申請案號：105700746.

G01N 35/08 (2006.01)

※ 申請日：105.1.12.

※IPC 分類：

G01N 15/00 (2006.01)

B01L 3/00 (2006.01)

## 【發明名稱】(中文/英文)

流體測試晶片及流體測試匣

FLUID TESTING CHIP AND CASSETTE

## 【中文】

一種流體測試匣可包括一微流體通道，該微流體通道係延伸具有一收縮以及一在該收縮之內的微製造整合的感測器。在一實施方式中，該收縮係小於或等於 30 $\mu$ m。在一實施方式中，該匣係進一步包括一將該微流體通道連接至該排出儲存槽的噴嘴，其中一熱敏電阻係將在該微流體通道之內的流體排出到該排出儲存槽中。

## 【英文】

A fluid testing cassette may comprise a microfluidic channel extending having a constriction and a micro-fabricated integrated sensor within the constriction. In one implementation, the constriction is less than or equal to 30  $\mu$ m. In one implementation, the cassette further comprises a nozzle connecting the microfluidic channel to the discharge reservoir, wherein a thermal resistor expels fluid within the microfluidic channel into the discharge reservoir.

**【代表圖】**

**【本案指定代表圖】**：第（ 1 ）圖。

**【本代表圖之符號簡單說明】**：

30 微流體診斷測試晶片

32 基板

34 微流體儲存槽

36 微流體通道

38 微製造整合的感測器

40 收縮

44、46 導引流體

48 排出儲存槽

50 導引流體

**【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】**：

無

# 發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

## 【發明名稱】(中文/英文)

流體測試晶片及流體測試匣

FLUID TESTING CHIP AND CASSETTE

## 【技術領域】

【0001】 本發明關於流體測試晶片及流體測試匣。

## 【先前技術】

● 【0002】 各種不同的感測裝置目前是可供利用於感測例如是做為一例子之血液之流體的不同的屬性。此種感測裝置通常是龐大、複雜且昂貴的。

## 【發明內容】

● 【0003】 根據本發明之一個態樣，其提供一種流體測試匣，其係包括：一晶片，其係包括：一微流體儲存槽；一微流體通道，其係延伸自該微流體儲存槽，並且具有一收縮，該收縮係具有一不大於 30 $\mu$ m 的寬度；以及一在該收縮之內的微製造整合的感測器。

● 【0004】 根據本發明之一個態樣，其提供一種流體測試匣，其係包括：一微流體通道，其係具有一收縮；一在該收縮之內的微製造整合的感測器；一排出儲存槽；一噴嘴，其係將該微流體通道連接至該排出儲存槽；一熱敏電阻，其係在該微流體通道之內，以將在該微流體通道中的流體排出到該排出儲存槽中。

## 【圖式簡單說明】

【0005】

圖 1 是一範例的微流體診斷測試晶片的概要圖。

圖 2 是概要地描繪另一範例的微流體診斷測試晶片的截面圖。

圖 3 是概要地描繪另一範例的微流體診斷測試晶片的截面圖。

圖 4 是另一範例的微流體診斷測試晶片的概要圖。

圖 5 是一種包括另一範例的微流體診斷晶片之範例的流體測試系統的概要圖。

圖 6 是一範例的微流體通道的概要圖，其中係被設置一範例的流體泵以及感測器。

圖 7 是另一種範例的流體測試系統的概要圖。

圖 8 是一範例的匣的立體圖。

圖 9A 是具有一修改後的外部之圖 8 的匣的截面圖。

圖 9B 是圖 9A 的匣的立體圖，其中部分係被省略或是通透地展示。

圖 9C 是圖 9A 的匣的俯視圖，其中部分係被省略或是通透地展示。

圖 10A 是支承一範例的微流體的匣及漏斗之一範例的匣板的俯視圖。

圖 10B 是圖 10A 的匣板的仰視圖。

圖 11 是圖 10A 的匣板的一部分之一片段的截面圖。

圖 12 是圖 8 及 9A 的匣的微流體晶片的另一個例子的俯視圖。

圖 13 是圖 12 的微流體晶片的一範例的感測區域之一放大的片段的俯視圖。

圖 14 是一範例的微流體晶片之一片段的俯視圖，其係描繪在一範例的微流體通道之內的一範例的電性感測器。

圖 15 是描繪一微流體通道相對於一範例的細胞之一範例的收縮的體積

之圖。

圖 16 是包括一範例的電性感測器之一範例的微流體通道的圖，其係描繪一電場的產生以及將要通過該電場的細胞之相對的尺寸。

圖 17 是可用在圖 8 及 9A 的匣中的另一範例的微流體晶片之一片段的俯視圖。

圖 18 是可用在圖 8 及 9A 的匣中的另一範例的微流體晶片之一片段的俯視圖，其係描繪範例的微流體通道部分。

圖 19 是圖 18 的微流體晶片之一片段的俯視圖，其係描繪在該微流體通道部分之內的範例的泵以及感測器。

圖 20 是可用在圖 8 及 9A 的匣中的另一範例的微流體晶片之一片段的俯視圖。

圖 21 是一範例的阻抗感測電路的概要圖。

圖 22 是描繪藉由圖 7 的流體測試系統所實行的一種範例的多執行緒的方法之圖。

### 【實施方式】

【0006】 圖 1 是概要地描繪一範例的微流體診斷測試晶片 30。如同此後將會描述的，晶片 30 係包括一種具有整合的微機電系統以及微流體技術之晶片，其係使得在一晶片或是單一晶粒上測試或診斷一流體變得容易。因此，相較於目前用於流體測試的工作台方法，一流體測試可以在一非常小量的流體以及小量的試劑下加以執行，此係產生較少廢棄物以及潛在較少的生物危害的材料。

【0007】 晶片 30 係包括一基板 32，其中係形成一微流體儲存槽 34、

一微流體通道 36 以及一微製造整合的感測器 38。基板 32 係包括一基礎的結構或是基底。在所描繪的例子中，基板 32 係包括矽。在其它實施方式中，基板 32 係由其它材料所形成的。

【0008】 微流體儲存槽 34 係包括一凹處、室或是容積，其中例如是血液的液體之流體係加以接收，並且被容納直到被引入通道 36 為止。在一實施方式中，儲存槽 34 係從一較大的儲存槽接收一流體，該儲存槽 34 係被設置作為晶片 30 被支承於其中之一匣的部分。

【0009】 微流體通道 36 係包括一被形成在基板 32 之內並且從儲存槽 34 延伸之流體的通道。如同藉由在圖 1 中的虛線概要地展示的，在不同的實施方式中，微流體通道 36 可以導引流體的流動、或是引導流體到各種的位置處。如同藉由虛線箭頭 44 所指出的，在一實施方式中，通道 36 係導引流體回到該儲存槽 34 以用於循環流體。如同藉由虛線箭頭 46 所指出的，在另一實施方式中，微流體通道 36 係導引流體回到一排出儲存槽 48。如同藉由虛線箭頭 50 所指出的，在又一實施方式中，通道 36 係延伸至其它的流體目的地。

【0010】 微流體通道 36 係包括一收縮 40，而流體係流動通過該收縮 40。為了此揭露內容的目的，一"收縮"是表示任何在至少一尺寸上的變窄。一"收縮"可以藉由以下來形成：(A)一通道的一側邊具有一朝向該通道的另一側邊突出的突起、(B)一通道的兩側邊具有至少一朝向該通道的另一側邊突出的突起，其中此種多個突起係與彼此對齊、或是沿著該通道交錯的、或是(C)至少一突出在該通道的兩個壁之間的圓柱或柱，以區別何者是可以或者不能夠流過該通道。在一實施方式中，收縮 40 係包括通道 36 的一區域，

其係具有一比在收縮 40 的上游及下游之通道 36 的相鄰的區域較小的橫截面面積。收縮 40 係具有一橫截面面積類似於通過收縮 40 並且正被檢驗之個別微粒或細胞的橫截面面積。在一其中被測試的細胞具有  $6\mu\text{m}$  的一般或平均的最大尺寸的實施方式中，收縮 40 係具有一  $100\mu\text{m}^2$  的橫截面面積。在一實施方式中，收縮 40 係具有一  $1000\mu\text{m}^3$  的感測體積。例如，在一實施方式中，收縮 40 係具有一感測體積，其係形成具有一  $10\mu\text{m}$  的長度、一  $10\mu\text{m}$  的寬度、以及一  $10\mu\text{m}$  的高度之生物區域。在一實施方式中，收縮 40 係具有一不大於  $30\mu\text{m}$  的寬度。收縮 40 的大小或尺寸係限制在任一時點可以通過收縮 40 的微粒或是個別的細胞數目，此係使得測試通過收縮 40 之個別的細胞或微粒變得容易。

【0011】 微製造整合的感測器 38 係包括一被形成在基板 32 之上而在收縮 40 之內的微製造的裝置。在一實施方式中，感測器 38 係包括一微裝置，其係被設計以輸出電性信號或是造成在電性信號上的改變，該些電性信號係指出通過收縮 40 的流體及/或流體的細胞/微粒之性質、參數或特徵。在一實施方式中，感測器 38 係包括一阻抗感測器，其係根據由流過收縮 40 並且影響橫跨收縮 40 或是在收縮 40 之內的電場的阻抗之不同尺寸的微粒或細胞所帶來的在電性阻抗上的改變來輸出信號。在一實施方式中，感測器 38 係包括被形成在收縮 40 內的通道 36 的一表面之內、或是整合在該表面之內的一帶電的高側的電極以及一低側的電極。在一實施方式中，該低側的電極係電性接地的。在另一實施方式中，該低側的電極是一浮接的低側的電極。

【0012】 圖 2 是概要地描繪一範例的流體診斷或測試匣 110 的截面

圖。匣 110 係包括一可釋放地連接至一可攜式電子裝置之單元，其係直接或是間接經由一中間的介面裝置、或是多個中間的介面裝置來連接。匣 110 係包括匣主體 112、微流體晶片 130 以及電連接器 152。

【0013】 匣主體 112 係支承微流體晶片 130 以及電連接器 152。在所描繪的例子中，匣主體 112 係包括樣本輸入埠及通道 154 以及排出儲存槽 156。樣本輸入埠及通道 154 係包括一流體接收室凹處，以接收待被測試的流體樣本。樣本輸入埠及通道 154 係導引接收的流體至微流體晶片 130，以用於測試。在一實施方式中，樣本輸入埠及通道 154 係面向上的並且具有一開放的嘴部，而流體的液滴係透過該嘴部而被沉積或吸入(透過毛細管作用)到儲存槽 154 中。在另一實施方式中，樣本輸入埠及通道 154 係包括一薄膜，而一針可以穿過該薄膜而被插入，以注入被測試的流體到儲存槽 154 中。在一實施方式中，樣本輸入埠及通道 154 係具有一至少 10 $\mu$ L 並且小於或等於 1000 $\mu$ L 的體積，而在其它實施方式中，樣本輸入埠及通道 154 可以具有其它的容量。

【0014】 排出儲存槽 156 係包括一在主體 112 之內的凹處或室，其係被配置以接收從晶片 130 被排出的流體。在一實施方式中，排出儲存槽 156 係具有一 10 $\mu$ L 的最小體積。排出儲存槽 156 係包含已經通過晶片 130 而且已經被處理或測試的流體。在所描繪的例子中，排出儲存槽 156 係在微流體晶片 130 的一與樣本輸入埠 154 相反的側上，延伸在微流體晶片 130 之下，使得微流體晶片 130 係被夾設在樣本輸入埠 154 與排出儲存槽 156 之間。排出儲存槽 156 係接收經處理或是測試的流體，使得相同的流體不會被測試多次。在一實施方式中，排出儲存槽 156 係完全內含在主體 112 之內

並且是不可接達的(除非是透過主體 112 的毀壞，例如是藉由切割、鑽孔或是主體 112 的其它永久的結構斷裂)，此係將該經處理或是測試的流體鎖住在主體 112 之內，以儲存或是後續和匣 110 的處置一起之衛生的處置。在又一實施方式中，排出儲存槽 156 係可透過一門或是隔膜(septum)158(其係概要地以虛線展示)接達的，此係容許經處理或是測試的流體能夠從儲存槽 156 被抽取出，以便於該經測試的流體之進一步分析、該經測試的流體在一個別的容器中的儲存、或是用於儲存槽 156 的清空以使得匣 110 的繼續使用變得容易。

【0015】 微流體晶片 130 係類似於微流體晶片 30(上述的)，除了微流體晶片 130 係被描繪為明確地額外包括泵 160 以及排出通道 162 之外。微流體晶片 130 之對應於微流體晶片 30 的構件的那些其餘的構件或元件係類似地被編號。泵 160 係包括一裝置以將流體移動通過微流體通道 36，並且橫跨感測器 38 而通過收縮 40。泵 160 係將流體從微流體儲存槽 34 引入通道 36 中。泵 160 係進一步迫使或排出已經橫跨感測器 38 而通過收縮 40 的流體，透過排出通道 162 而到排出儲存槽 156 中。

【0016】 在一實施方式中，泵 160 係包括一熱敏電阻，其中通過該熱敏電阻的電流脈波係使得熱敏電阻產生熱，其係加熱相鄰的流體至一溫度是超過該相鄰的流體的一成核(nucleation)能量以產生一氣泡，該氣泡係透過排出通道 162 來將流體強制地排出到排出儲存槽 156 中。在該氣泡的破裂之際，負壓力係將流體從微流體儲存槽 34 引入到通道 36 內，並且橫跨收縮 40 及感測器 38，以佔去該破裂的氣泡之先前的體積。

【0017】 在另外其它實施方式中，泵 160 可包括其它泵送裝置。例

如，在其它實施方式中，泵 160 可包括一壓阻式裝置，其係響應於所施加的電流來改變形狀或是震動以移動一振膜，藉此將相鄰的流體透過排出通道 162 來移入排出儲存槽 156 中。在另外其它實施方式中，泵 160 可包括其它和微流體通道 36 及排出通道 162 流體連通的微流體泵送裝置。

**【0018】** 排出通道 162 係從泵 160 延伸到排出儲存槽 156。排出通道 162 係禁止在排出儲存槽之內的流體反向的層逆流回到泵 160 或通道 36 中。在一實施方式中，排出通道 162 係包括一噴嘴，而流體係藉由泵 160 而透過該噴嘴被泵送到排出儲存槽 156 內。在另一實施方式中，排出通道 162 係包括一單向閥。

**【0019】** 電連接器 152 係包括微流體的匣 110 可釋放地直接或間接電連接至一可攜式電子裝置所藉由的一種裝置。在一實施方式中，由電連接器 152 所提供的電性連接係使得用於供電微流體晶片 130 的構件的電源的傳送變得容易。在一實施方式中，由電連接器 152 所提供的電性連接係使得具有提供資料傳送至微流體晶片 130 的電性信號的形式之電源的傳送變得容易，以使得微流體晶片 130 的構件的控制變得容易。在一實施方式中，由電連接器 152 所提供的電性連接係使得具有電性信號的形式之電源的傳送變得容易，以使得資料從微流體晶片 130 至該可攜式電子裝置的發送變得容易，例如是來自感測器 160 或其它感測器的信號的發送。在一實施方式中，電連接器 152 係使得微流體晶片 130 的供電以及資料信號往返於微流體晶片 130 的發送的每一者變得容易。

**【0020】** 在所描繪的例子中，電連接器 160 係包括複數個電性接觸墊，其係與該可攜式電子裝置或是一中間的連接介面或裝置之對應的墊接

觸。在又一實施方式中，電連接器 160 係包括複數個電性插腳(prong)或接腳、複數個電性接腳或插腳的插座、或是兩者的一組合。在所描繪的例子中，電連接器 152 係經由被形成在匣主體 112 之內或之上、或是被形成在一被固定到匣主體 112 的撓性電路之上或之內的電性線路，以電連接至微流體晶片 130 的構件。

【0021】 電連接器 152 係使得可釋放的電連接至一可攜式電子裝置變得容易，使得微流體的匣 110 可以和該可攜式電子裝置分開，此係使得帶有內含在排出儲存槽 156 之內的例如是血液的經分析的流體之微流體的匣 110 的處置或儲存變得容易。因此，微流體的匣 110 一旦經使用後，其可以利用一未使用的微流體的匣 110 來加以替換；該未使用的微流體的匣 110 係連接至該可攜式電子裝置。電連接器 152 係提供模組化，此係容許該可攜式電子裝置以及相關的流體分析的電路能夠在該匣 110 被分開以用於儲存或處置時，反覆地加以再利用。

【0022】 圖 3 是微流體的匣 210 的概要的截面圖，其係為微流體的匣 110 的另一範例實施方式。微流體的匣 210 係類似於微流體的匣 110，除了微流體的匣 210 係額外包括滯留通道 263、流體試劑 264、薄膜 266 以及封裝 268 之外。匣 210 之對應於匣 110 的那些其餘的元件係被類似地編號。

【0023】 滯留通道 263(其係概要地被展示)係包括一延伸在樣本輸入埠 154 與微流體儲存槽 34 之間的流體通道、導管、管或是其它通道。滯留通道 263 係以一種彎曲的方式，亦即一種充滿扭曲及轉角之間接或是非線性的方式延伸在樣本輸入埠 154 與微流體儲存槽 34 之間，以延長一透過樣本輸入埠 154 輸入的接收到的樣本行進或流動至微流體儲存槽 34 的時間。

滯留通道 263 係提供其中正被測試的流體樣本以及流體試劑 264 在到達儲存槽 34 之前先混合的一容積。在一實施方式中，滯留通道 263 是迂迴的，其係包括一在輸入儲存槽 154 與微流體儲存槽 34 之間蜿蜒在匣主體 112 的空間中之圓形或螺旋狀的通道。在另一實施方式中，滯留通道 263 係以一種曲折方式扭曲及轉彎、曲折、蛇行、迂迴及/或蜿蜒在樣本輸入埠 154 與微流體儲存槽 34 之間的空間內。

【0024】 流體試劑 264 係包括一與待被測試的流體相互作用的成分，其係強化微流體晶片 130 分析待被測試的流體之一所選的特徵或是一群組的所選的特徵的能力。在一實施方式中，流體試劑 264 係包括一用以稀釋正被測試的流體的成分。在一實施方式中，流體試劑 264 係包括一用以在正被測試的流體上執行裂解的成分。在又一實施方式中，流體試劑 264 係包括一用以使得正被測試的流體的所選的部分的標記變得容易的成分。例如，在其中之一限制中，流體試劑 264 係包括磁珠、金珠或是乳膠珠。在其它實施方式中，流體試劑 264 係包括其它不同於待被測試的樣本流體的液體或固體的成分或液體，其係在該樣本流體藉由微流體晶片 130 接收、處理及分析之前，和被置放在樣本輸入埠 154 之內的樣本流體相互作用或是修改之。

【0025】 在所描繪的例子中，在待被測試的流體的樣本插入樣本輸入埠 154 之前，流體試劑 264 係內含在樣本輸入埠 154 及/或滯留通道 263 之內。在所描繪的例子中，薄膜 266 係完全橫跨樣本輸入埠 154 的一嘴部來延伸，以便於將流體試劑 264 密封或內含在樣本輸入埠 154 之內，至少直到該流體樣本係沉積到樣本輸入埠 154 為止。因此，流體試劑 264 可以預先被封

裝作為匣 110 的部分，準備使用於待被測試的流體樣本之後續的沈積。例如，包含一第一流體試劑 264 的一第一匣 110 可以預先被設計用於測試一第一樣本的流體的一第一特徵，而包含一不同於該第一流體試劑 264 的第二流體試劑 264 的一第二匣 110 可以預先被設計用於測試一第二樣本的流體的一第二特徵。換言之，根據內含在其中的流體試劑 264 的類型或量，不同的匣 110 可以特定地被設計用於測試不同的特徵。

【0026】 如同藉由虛線 269 所指出的，在一實施方式中，薄膜 266 係包括一面板或是膜，其係藉由一壓敏的黏著劑或是其它黏著劑而被完全固定在儲存槽 154 的嘴部周圍以及之上，以便於容許薄膜 266 能夠從儲存槽 154 的嘴部被剝離，此係容許該流體樣本能夠被沉積在儲存槽 154 之內，並且和該流體樣本混合。在另一實施方式中，流體試劑 264 係藉由一面板或門而被密封或是內含在儲存槽 154 之內，該面板或門係被滑開、樞轉到一開放的狀態、或是沿著一穿孔或撕開線而被撕離。在前述的實施方式的每一個中，因為該流體試劑 264 係在匣 210 的使用之前，先被密封或是內含在匣 210 之內，因此匣 210 可被製造、存貨以及銷售或散布為一包含微流體晶片 130 及流體試劑 264 兩者的完備的單元。

【0027】 在所描繪的例子中，微流體的匣 210 係包括一補充流體試劑源 270。補充流體試劑源 270 係供應由匣 210 的使用者所選的一額外的量的流體試劑至樣本輸入埠 154。在所描繪的例子中，補充流體試劑源 270 係包括一包含流體試劑 274 的側室 272。側室 272 係藉由一撓性的振膜 276 所界定，該振膜 276 係手動地藉由一使用者的一或多根手指而被加倍按壓，以將試劑 274 按壓及擠壓到儲存槽 154 中。Aston 該擠壓，試劑 274 係維持在

側室 272 之內。在一實施方式中，流體試劑 234 係與流體試劑 264 相同的。在另一實施方式中，相較於試劑 264，流體試劑 274 係包括一種不同的流體試劑。在另外其它的實施方式中，流體試劑 264 係被省略，其中一樣本流體可加以沉積到儲存槽 154 內，並且在無任何試劑、或者是流體試劑 274 可以選擇性地被加到該流體樣本下加以測試。在另一實施方式中，匣 210 係包括多個在儲存槽 154 旁邊的補充流體試劑源，該多個補充流體試劑源的每一個係包含一不同的流體試劑，因而容許使用者能夠選擇性地沉積相關的流體試劑到儲存槽 154 中，以用於和該流體樣本混合。例如，匣主體 112 可包括具有多個可按壓或可擠壓的薄膜 276 之多個側室 272，以選擇性地擠壓一相關的流體試劑到儲存槽 154 中。在另外其它的實施方式中，補充流體試劑源 270 係被省略。

**【0028】** 封裝 268 係包括一封入、圍繞或內含微流體的匣 210 的膜、包裝、薄膜或其它材料板。封裝 268 係將匣 210 以及內含的流體試劑 264、274 與封裝 268 外部的環境隔離開。在一實施方式中，封裝 268 係包括一膜，該膜係被撕開或是分開以用於匣主體 112 的取出，以供吾人待被測試的流體樣本的沉積之插入。封裝 268 係使得匣 210 被預先製造及存貨為包含一或多種流體試劑之一完備的單元變得容易。封裝 268 係進一步指出匣 210 之任何的竄改或是先前的使用，此係有助於測試結果的正確性。在其中封裝 268 係被設置的實施方式中，薄膜 266 可被省略。在其中薄膜 266 係被設置的某些實施方式中，封裝 268 可被省略。在其它實施方式中，匣 210 係包括薄膜 266 以及封裝 268 兩者。

**【0029】** 圖 4 係概要地描繪微流體晶片 330，亦即微流體晶片 30 的

另一實施方式。微流體晶片 330 係類似於微流體晶片 30，除了微流體晶片 330 係明確地被描繪為循環已經被處理或測試的流體回到微流體儲存槽 34 之外。微流體晶片 330 的那些對應於微流體晶片 30 的構件或元件之元件或構件係類似地被編號。

【0030】 微流體晶片 330 係描繪兩個在基板 32 中的儲存槽 34 的相對側邊上之範例的循環架構 332、334。循環架構 332 係包括一微流體通道 336、感測器 338 以及泵 360。微流體通道 336 係包括一延伸在基板 32 之內、或是被形成在基板 32 之內的通道，以用於一流體樣本的流動。通道 336 係包括一包含中央部分 362 的泵、以及一對包含分支部分 364、366 的感測器。中央部分 362 係從儲存槽 34 延伸，並且包含泵 360。

【0031】 包含分支部分 364、366 的感測器係從中央部分 362 的相對側邊分出或是分支，並且延伸回到儲存槽 34。分支部分 364、366 的每一個係包括一收縮 40(其係在以上敘述的)，該流體係通過該收縮 40 來流動。在一實施方式中，分支部分 364、366 係彼此類似的。在另一實施方式中，分支部分係彼此不同地被成形或是製作尺寸，以便於使得不同的流體流動特徵變得容易。例如，該些收縮 40 或是部分 364、366 的其它區域可以按照不同尺寸製作的，使得相較於部分 364、366 的另一個，具有第一尺寸的微粒或細胞更容易地流動(如果有的話)通過部分 364、366 中之一。因為部分 364、366 係從中央部分 362 的相對側邊發散，因此部分 364、366 都在無流體預先被虹吸到任何其它部分下，直接從部分 362 接收流體。

【0032】 泵 360 係包括一裝置以將流體移動通過微流體通道 36 並且通過橫跨感測器 38 中之一的收縮 40。泵 360 係從微流體儲存槽 34 將流體

抽入通道 336 中。泵 360 進一步循環已經通過收縮 40 而且橫跨感測器 38 的流體回到儲存槽 34。

【0033】 在一實施方式中，泵 360 係包括一熱敏電阻，其中通過該熱敏電阻的電流脈波係使得熱敏電阻產生熱，其係加熱相鄰的流體到一超出該相鄰的流體的一成核能量之溫度以產生一氣泡，該氣泡係橫跨收縮 40 強制地排出流體並且回到儲存槽 34 中。在該氣泡的破裂之際，負壓力係將流體從微流體儲存槽 34 吸入到通道 336 中，以佔去該破裂的氣泡之先前的體積。

【0034】 在另外其它的實施方式中，泵 360 可包括其它的泵送裝置。例如，在其它實施方式中，泵 360 可包括一壓阻式裝置，其係響應於所施加的電流來改變形狀或是震動以移動一振膜，藉此將相鄰的流體移動橫跨收縮 40 並且回到儲存槽 34。在另外其它的實施方式中，泵 360 可包括其它和微流體通道 336 流體連通的微流體泵送裝置。

【0035】 循環架構 334 係包括一微流體通道 376、感測器 378 以及泵 380。微流體通道 376 係包括一延伸在基板 32 之內、或是被形成在基板 32 之內的通道，以用於一流體樣本的流動。通道 376 係包括一包含末端部分 382 的泵以及包含分支部分 384、386、388 的一系列的感測器。末端部分 382 係從儲存槽 34 延伸，並且包含泵 380。

【0036】 包含分支部分 384、386、388 的感測器係從末端部分 382 分出或是分支，並且延伸回到儲存槽 34。分支部分 384、386、388 的每一個係包括一收縮 40(其係在以上敘述的)，該流體係通過該收縮 40 來流動。在所描繪的例子中，分支部分係彼此不同地被成形或是製作尺寸，以便於使

得不同的流體流動特徵變得容易。例如，該些收縮 40 或是部分 384、386、388 的其它區域可以按照不同尺寸製作的，使得相較於部分 384、386、388 的另一個，具有第一尺寸的微粒或細胞更容易地流動(如果有的話)通過部分 384、386、388 中之一。因為部分 384、386、388 係一系列地被配置在末端部分 382 的一側邊上，因此正被測試的流體係串列經過或是橫跨部分 384、386、388 的每一個，直到此種流體被容許通過部分 384、386、388 中之一為止。例如，在一其中部分 386 的收縮 40 係大於部分 384 的收縮 40，並且部分 388 的收縮 40 係大於部分 386 的收縮 40 之實施方式中，較小的微粒或細胞係首先橫跨部分 384 而被虹吸離開，而較大的特定的細胞則繼續通過部分 34，直到它們到達容許通過回到儲存槽 34 的部分 386、388 為止。對於部分 386 的收縮 40 而言是過大的那些微粒或細胞係繼續到部分 388，其中該微粒或細胞係通過回到儲存槽 34。因此，正被測試的流體樣本的不同部分係選擇性地被吸引或是虹吸離開，以用於藉由在不同的部分 384-388 中之不同類型的感測器之測試。在另一實施方式中，分支部分 384、386、388 係彼此類似的。

【0037】 泵 380 係類似於泵 360，並且包括一裝置以將流體移動通過微流體通道 376 並且通過橫跨感測器中之一的收縮 40。泵 380 係從微流體儲存槽 34 將流體吸入通道 376 中。泵 380 係進一步循環已經通過橫跨感測器 378 中之一的收縮 40 的流體回到儲存槽 34。

【0038】 在一實施方式中，泵 380 係包括一熱敏電阻，其中通過該熱敏電阻的電流脈波係使得熱敏電阻產生熱，其係加熱相鄰的流體到一超出該相鄰的流體的一成核能量之溫度以產生一汽泡，該汽泡係強制地使得流

體移動通過收縮 40 而到儲存槽 34。在該氣泡的破裂之際，負壓力係將流體從微流體儲存槽 34 吸入到通道 376 中，以佔去該破裂的氣泡之先前的體積。

【0039】 在另外其它的實施方式中，泵 380 可包括其它的泵送裝置。例如，在其它實施方式中，泵 380 可包括一壓阻式裝置，其係響應於所施加的電流來改變形狀或是震動以移動一振膜，藉此移動相鄰的流體通過收縮 40 並且回到儲存槽 34。在另外其它的實施方式中，泵 380 可包括其它和微流體通道 376 流體連通的微流體泵送裝置。

【0040】 圖 5 係概要地描繪一種範例的流體測試系統 400。流體測試系統 400 係包括微流體晶片 430 以及可攜式電子裝置 432。微流體晶片 430 係包括基板 32、微流體儲存槽 34、微流體通道 336、436、泵 360、460、排出通道 462、感測器 338、感測器 438、溫度感測器 440、電連接器 152、以及多工器電路 444。基板 32、儲存槽 34、通道 336、泵 360、感測器 338、以及電連接器 152 係在以上被描述。微流體通道 436 係包括一流體的通道或是通路，其係被形成在基板 32 之內並且從儲存槽 34 延伸到排出通道 462。在所描繪的例子中，微流體通道 436 係包括複數個從沿著儲存槽 34 的不同間隔開的位置延伸到排出通道 462 之入口部分 450。入口部分 450 的每一個係包括感測器 438 中之一位在其中的一收縮 40。在一實施方式中，入口部分 450 的每一個的收縮 40 係按照不同尺寸製作的、或是具有不同的橫截面面積，以容許具有不同尺寸的細胞或微粒能夠流入到此種按照不同尺寸製作的收縮 40 中並且通過之。例如，一第一尺寸的微粒或細胞可以流過入口部分 450 中之一第一入口部分，但是由於其它入口部分 450 的收縮 40 的較小的尺寸，而可能會被禁止流過該其它入口部分 450。同樣地，一小於該

第一尺寸的微粒或細胞之第二尺寸的微粒或細胞可以流過該些入口埠 450 之第一入口部分、或是該些入口部分 450 之一第二入口部分，但是可能會被禁止流過該入口部分 450 的其它入口部分。

【0041】 泵 460 係類似於上述的泵 160。同樣地，排出通道 462 係類似於上述的排出通道 162。泵 460 係包括一裝置以將流體移動通過微流體通道 436 並且通過橫跨感測器 438 的收縮 40。泵 460 係從微流體儲存槽 34 將流體吸入到通道 436 中。泵 460 係進一步透過排出通道 462，迫使或排出已經通過橫跨感測器 438 中之一的收縮 40 的流體到一排出儲存槽 156(其係在以上敘述的)。

【0042】 在一實施方式中，泵 460 係包括一熱敏電阻，其中通過該熱敏電阻的電流脈波係使得熱敏電阻產生熱，其係加熱相鄰的流體到一超出該相鄰的流體的一成核能量之溫度以產生一汽泡，該汽泡係透過排出通道 462 以強制地排出流體到排出儲存槽 156 中。在該氣泡的破裂之際，負壓力係將流體從微流體儲存槽 34 吸入到通道 436 並且橫跨收縮 40 及感測器 38，以佔去該破裂的氣泡之先前的體積。

【0043】 在另外其它的實施方式中，泵 460 可包括其它的泵送裝置。例如，在其它實施方式中，泵 460 可包括一壓阻式裝置，其係響應於所施加的電流來改變形狀或是震動以移動一振膜，藉此透過排出通道 462 以將相鄰的流體移動到排出儲存槽 156 中。在另外其它的實施方式中，泵 460 可包括其它和微流體通道 36 及排出通道 462 流體連通的微流體泵送裝置。

【0044】 排出通道 462 係從泵 460 延伸到排出儲存槽 156。排出通道 462 係禁止在排出儲存槽之內的流體之相反的層逆流回到泵 460 或通道 436

中。在一實施方式中，排出通道 462 係包括一噴嘴，流體係透過該噴嘴藉由泵 460 而被泵送到排出儲存槽 156 中。在另一實施方式中，排出通道 462 係包括一單向閥。

【0045】 感測器 438 係類似於上述的感測器 38、138、338。感測器 438 係位在收縮之內以在樣本流體通過相關的收縮 40 時，感測正被測試的樣本流體的細胞、微粒或是其它成分。在一實施方式中，部分 450 的每一個係包含一不同類型的感測器，其目標是通過相關的收縮 40 的流體樣本之一不同的性質或特徵。在一實施方式中，感測器 438 的每一個係包括一阻抗感測器，其係根據藉由流過收縮 40 的不同尺寸的微粒或細胞並且影響到橫跨收縮 40 或是在收縮 40 之內的電場的阻抗所帶來在電性阻抗上的改變，來輸出信號。在一實施方式中，感測器 38 係包括被形成或是整合在收縮 40 之內的通道 36 的一表面之內的一帶電的高側的電極以及一低側的電極。在一實施方式中，該低側的電極係電性接地的。在另一實施方式中，該低側的電極是一浮接的低側的電極。在其它實施方式中，感測器 438 中之一、或是感測器 438 的每一個係包括其它類型的感測器，以用於偵測通過橫跨相關的收縮 40 之樣本流體之一特徵或參數。

【0046】 溫度感測器 440 係包括感測器以輸出指出在晶片 430 之內的樣本流體之一溫度之信號。在一實施方式中，溫度感測器 440 係被設置以直接感測在儲存槽 34 之內、或是流過通道 336、436 的一或兩者的樣本流體之一溫度。在又一實施方式中，溫度感測器 440 的偵測器係感測相互關連到內含在晶片 430 之內的樣本流體之實際的溫度之溫度。在一實施方式中，溫度感測器 440 的每一個係包括一電阻式溫度感測器，其中該感測器的電

阻係響應於在溫度上的改變而改變，使得指出該感測器之目前的電阻的信號亦指出或是對應於相鄰的環境的一目前的溫度。在其它實施方式中，感測器 440 係包括其它類型的溫度感測裝置。

【0047】 多工器電路 444 係被形成在基板 32 中或是之上，並且將感測器 338、438、泵 360、460 以及溫度感測器 440 的每一個電連接至電連接器 152。多工器電路 444 係使得控制大於在晶片 430 上的個別的電連接器的數量之一些感測器、泵以及溫度感測器及/或與其通訊變得容易。例如，儘管晶片 430 具有數量  $n$  個接觸墊，但是和具有一大於  $n$  的數量之一些不同的獨立的構件之通訊是可供利用的。因此，節省了寶貴的空間或是面積，此係使得在晶片 430 以及其中利用晶片 430 的測試裝置之尺寸上的縮減變得容易。

【0048】 儘管晶片 430 係被描繪為包括感測器 338、438、泵 360、460 以及溫度感測器 440 的每一個，但是在其它實施方式中，並非所有的此種構件都被設置在晶片 430 上。在此種實施方式中，多工器電路 444 仍然被採用以達成相關晶片 430 的空間節省。尤其，多工器電路 444 係利用一些在數量上較少的電性接點 152 連接至並且用於感測器 338、438，以使得和一些感測器 338、438 通訊變得容易。多工器電路 444 係利用一些在數量上較少的電性接點 152 連接至並且用於溫度感測器 440，以使得和一些泵 360、460 通訊變得容易，其中一些感測器 338、438 係利用一些在數量上較少的電性接點 152 連接至並且用於溫度感測器 440。

【0049】 可攜式電子裝置 432 係包括一行動電子裝置以從微流體晶片 430 接收資料。可攜式電子裝置 432 係直接或是間接經由電連接至額外的

電連接器，而可釋放或可移除地連接至晶片 430。在一實施方式中，可攜式電子裝置 432 係橫跨和一載有晶片 430 之微流體的匣相關的額外的電連接器以和晶片 430 間接地通訊，其中該些額外的電連接器本身係連接至電連接器 152。可攜式電子裝置 432 係利用從晶片 430 接收到的資料來形成各種的功能。例如，在一實施方式中，可攜式電子裝置 432 係儲存該資料。在另一實施方式中，可攜式電子裝置 432 係額外或替代地操縱或處理該資料。在又一實施方式中，可攜式電子裝置 432 係額外或替代地顯示該資料，且/或進一步橫跨一區域網路或是廣域網路來發送該資料至一提供額外的儲存及/或處理功能之伺服器。

【0050】 在所描繪的例子中，可攜式電子裝置 432 係包括顯示器 470、處理器 472、記憶體 474、電連接器 476 以及多工器電路 478。顯示器 470 係包括一監視器或是螢幕，資料係藉由其而在視覺上加以呈現。在一實施方式中，顯示器 470 係使得根據從晶片 430 接收到的資料之圖形繪圖的呈現變得容易。在某些實施方式中，顯示器 470 可被省略、或是可被其它資料通訊元件所取代，例如是發光二極體、聽覺裝置、或是根據從晶片 430 接收到的信號或資料來指出結果之其它元件。

【0051】 處理器 472 係包括至少一處理單元，以產生控制感測器 338、438、泵 360、460 以及溫度感測器 440 的操作、以及從感測器 338、438 及感測器 440 獲得資料之控制信號。在所描繪的例子中，處理器 472 係進一步分析從晶片 430 接收到的資料以產生被儲存在記憶體 474 中、顯示在顯示器 470 之上的輸出，因而較少進一步橫跨一網路來加以發送。為了此申請案之目的，該術語"處理單元"將表示一目前所開發、或是未來所開發的處理

單元，其係執行內含在記憶體 474 中的指令的序列。記憶體 474 係包括一包含程式邏輯之非暫態的電腦可讀取的媒體，該程式邏輯係指示該處理單元的操作。指令的序列的執行係使得該處理單元執行例如是產生控制信號的動作。該些指令可以從一唯讀記憶體(ROM)、一大量儲存裝置、或是某種其它永續儲存而被載入在一隨機存取記憶體(RAM)中，以藉由該處理單元來執行。在其它例子中，硬線的電路可被用來取代或是結合機器可讀取的指令，以實施所述的功能。例如，處理器 472 以及記憶體 474 可以被體現為一特殊應用積體電路(ASIC)的部分。除非另有明確地指出的，否則該控制器並不限於硬體電路以及機器可讀取的指令的任何特定的組合、也不限於用於藉由該處理單元執行的指令之任何特定的來源。

【0052】 電連接器 476 係包括可攜式電子裝置 432 可釋放地直接或間接電連接至微流體晶片 430 的電連接器 152 所藉由的裝置。在一實施方式中，由電連接器 476 所提供的電性連接係使得用於供電微流體晶片 430 的構件之電源的傳送變得容易。在一實施方式中，由電連接器 476 所提供的電性連接係使得具有提供資料傳送至微流體晶片 430 的電性信號的形式之電源的傳送變得容易，以使得微流體晶片 430 的構件的控制變得容易。在一實施方式中，由電連接器 476 所提供的電性連接係使得具有電性信號的形式之電源的傳送變得容易，以使得資料從微流體晶片 430 至該可攜式電子裝置 432 的發送變得容易，例如是來自感測器 338、438 及/或感測器 440 的信號發送。在一實施方式中，電連接器 476 係使得微流體晶片 430 的供電、以及資料信號往返於微流體晶片 430 的發送的每一者變得容易。

【0053】 在所描繪的例子中，電連接器 476 包括複數個電性接觸墊，

其係與(A)微流體晶片 430、(B)一其中此種墊係電連接至電連接器 152 的匣、或是(C)一中間的連接介面或裝置的任一者之對應的墊接觸。在又一實施方式中，電連接器 476 包括複數個電性插腳或接腳、複數個電性接腳或插腳的插座、或是兩者的一組合。

【0054】 電連接器 476 係使得可攜式電子裝置 432 至晶片 430 之可釋放的電連接變得容易，使得可攜式電子裝置 432 可以和該晶片 430 分開，此係使得可攜式電子裝置 432 與多個可互換的晶片 430(或是其匣)的使用、以及帶有內含在排出儲存槽 156 之內的經分析的例如是血液的流體之微流體匣 110 的處置或儲存變得容易。電連接器 476 係提供模組化，此係容許在該晶片 430 以及其匣 110 被分開以用於儲存或處置時，該可攜式電子裝置 432 以及相關的流體分析的電路能夠反覆地被再利用。

【0055】 多工器電路 478 係被形成在可攜式電子裝置 432 之內，並且將處理器 472 電連接至電連接器 476。多工器電路 478 係與晶片 430 上的多工器電路 444 合作，以控制及/或使得和大於個別的電連接器 152 及 476 的數量之一些感測器、泵以及溫度感測器通訊變得容易。例如，儘管晶片 430 以及可攜式電子裝置 432 具有數量  $n$  個接觸墊，但是和具有一大於  $n$  的數量之一些不同的獨立的構件之通訊是可供利用的。因此，節省了在該晶片上之寶貴的空間或面積，此係使得在晶片 430 以及其中利用晶片 430 之測試裝置的尺寸上的縮減變得容易。

【0056】 在一實施方式中，可攜式電子裝置 432 係包括一平板電腦。在其它實施方式中，可攜式電子裝置 432 係包括一智慧型手機、或是膝上型或筆記型電腦。在另外其它的實施方式中，可攜式電子裝置 432 係被一

例如是桌上型電腦或是全一體化電腦之靜止的計算裝置所替代。

【0057】 圖 6 係概要地描繪一範例的微流體通道 536 以及感測器 538A、538B(其整體被稱為感測器 538)及泵 560 之範例的相對的間隔。在所描繪的例子中，感測器 538 是彼此類似的，並且包括微製造整合的電性阻抗感測器，其係根據在電性阻抗上的改變來偵測流動橫跨此種感測器的流體的細胞或微粒的特徵。泵 560 係包括一熱敏電阻，其係加熱相鄰的流體到一超出該流體的一成核能量之溫度，因此產生一氣泡以沿著通道 536 泵送流體。

【0058】 如同藉由圖 6 所展示的，感測器 538A 係被設置在一第一收縮 40 之內，其係具有一沿著通道 536 的長度  $L_1$ 。感測器 538B 係被設置在一第二收縮 40 之內的通道 536 之中，並且與感測器 538A 間隔開距離  $D_1$ 。距離  $D_1$  至少是長度  $L_1$  的兩倍。因此，在此種感測器 538 之間的串音係被降低。

【0059】 在一實施方式中，感測器 538 係分別具有一至少  $4\mu\text{m}$  且小於或等於  $10\mu\text{m}$  的長度  $L_1$ 。此種感測器 538 的每一個係具有一寬度  $W$  是大於或等於該感測器所位在其中的收縮 40 的寬度的一半。在某些實施方式中，收縮 40 係被省略，其中感測器 538 係位在通道 536 的一具有無變化的橫截面面積的部分之內。在一實施方式中，此種感測器位在其中的通道 536 的部分之橫截面的尺寸在直徑上是至少  $5\mu\text{m}$ ，並且在直徑上是小於或等於  $40\mu\text{m}$ 。

【0060】 如同進一步藉由圖 6 所展示的，泵 560 係被設置在通道 536 之內，並且具有一沿著通道 536 的長度  $L_2$ 。泵 560 以及下一個相鄰的感測

器(感測器 538A)係在通道 536 之內和彼此間隔開一距離  $D_2$ 。距離  $D_2$  係大於或等於泵 560 的長度  $L_2$ 。泵 560 係與通道 536 至微流體儲存槽 34 的嘴部 541 間隔開一距離  $D_3$ 。距離  $D_3$  亦大於或等於泵 560 的長度  $L_2$ 。此種間隔係使得流體的微粒或細胞穩定的流動在感測器 538 之上變得容易。

**【0061】** 圖 7 係描繪一種範例的微流體診斷或測試系統 1000。系統 1000 係包括一種可攜式電子裝置驅動的阻抗為主的系統，而流體的樣本(例如，血液樣本)係藉由其而被分析。為了此揭露內容的目的，該術語"流體"係包括在該流體中或是由該流體所載有的分析物，例如是一細胞、微粒或是其它生物學的物质。該流體的阻抗係指該流體及/或在該流體中的任何分析物的阻抗。系統 1000(其之部分係概要地被描繪)係包括微流體的匣 1010、匣介面 1200、行動分析器 1232 以及遠端的分析器 1300。整體來說，微流體的匣 1010 係接收一流體樣本並且根據該流體樣本之感測到的特徵來輸出信號。介面 1200 係作用為一在行動分析器 1232 與匣 1010 之間的中介者。介面 1200 係可移除地連接至匣 1010，並且使得從行動分析器 1232 至匣 1010 以操作在匣 1010 上的泵及感測器之電源的傳送變得容易。介面 1200 係進一步使得藉由行動分析器 1232 控制在匣 1010 上的泵及感測器變得容易。行動分析器 1232 係透過介面 1200 來控制匣 1010 的操作，並且接收藉由匣 1010 所產生相關於正被測試的流體樣本之資料。行動分析器 1232 係分析資料並且產生輸出。行動分析器 1232 係進一步發送經處理的資料至遠端的分析器 1300，以用於更進一步詳細的分析及處理。系統 1000 係提供一可攜式的診斷平台，以用於測試例如是血液樣本的流體樣本。

**【0062】** 圖 8-21 係詳細地描繪微流體的匣 1010。如同藉由圖 8-10 所

展示的，匣 1010 係包括匣板 1012、匣主體 1014、薄膜 1015 以及微流體晶片 1030。在圖 10A 及 10B 中所示的匣板 1012 係包括一其中或是之上安裝有流體晶片 1030 的面板或是平台。匣板 1012 係包括從該微流體晶片 1030 的電連接器延伸至在匣板 1012 的一末端部分上的電連接器 1016 之導線或是線路 1015。如同在圖 8 中所示，電連接器 1016 係在一外部匣主體 1014 上被露出。如同藉由圖 7 所展示的，該些露出的電連接器 1016 將被插入到介面 1200 中，以便於被設置來和在介面 1200 之內的對應的電連接器電性接觸，此係提供在微流體晶片 1030 與匣介面 1200 之間的電連接。

【0063】 匣主體 1014 係部分地圍繞匣板 1012，以便於覆蓋且保護匣板 1012 以及微流體晶片 1030。匣主體 1014 係使得匣 1010 的人工的操縱變得容易、使得匣 1010 進入到與介面 1200 可釋放的互連之人工的定位變得容易。匣主體 1014 係在一流體或是血液樣本的獲得期間額外定位且密封以隔開人的手指，同時導引該接收到的流體樣本至微流體晶片 1030。

【0064】 在所描繪的例子中，匣主體 1014 係包括手指抓握部分 1017、樣本接收埠 1018、滯留通道 1020、樣本保持室 1021、晶片漏斗 1022、排氣口 1023 以及排出儲存槽 1024。手指抓握部分 1017 係包括相對於電連接器 1016 所位在的匣 1010 的末端之主體 1014 的一薄的部分。手指抓握部分 1017 係使得在匣 1010 進入到匣介面 1200(在圖 7 中所示)的一接收埠 1204 的連接或插入中之匣 1010 的抓握變得容易。在所描繪的例子中，手指抓握部分 1017 係具有一小於或等於 2 吋的寬度 W、一小於或等於 2 吋的長度 L、以及一小於或等於 0.5 吋的厚度。

【0065】 樣本接收埠 1018 係包括一將接收例如是血液樣本的流體樣

本到其中的一開口。在所描繪的例子中，樣本接收埠 1018 係具有一嘴部 1025，該嘴部 1025 係被形成在一高起的平台或隆起 1026 的一頂表面 1027 上，該平台或隆起 1026 係延伸在手指抓握部分 1017 與匣板 1012 的露出的部分之間。隆起 1026 係清楚地指出樣本接收埠 1018 的位置以供匣 1010 之直覺的使用。在一實施方式中，該頂表面 1027 係彎曲或是凹面的，以匹配或是大致匹配人的一手指的下方的凹面的表面，以便於相對於樣本被取出所來自的人的手指的底部形成一強化的密封。毛細管作用係從該手指將形成樣本的血液引入。在一實施方式中，該血液樣本是具有 5 到 10 微升。在其它實施方式中，埠 1018 係位在替代的位置處、或是隆起 1026 係被省略，例如是如同在圖 9A 中所繪者。儘管圖 9A 相較於在圖 8 中所示的主體 1014 係描繪匣 1010 具有一用於匣主體 1014 的稍微不同的外部的配置，其中在圖 9A 中所示的匣主體 1014 係省略隆起 1026，但是在圖 8 及 9A 中所示的那些其餘的元件或構件都見於在圖 8 及 9A 中所示的匣主體兩者中。

【0066】 如同藉由圖 9A-9C 所展示的，滯留通道 1020 係包括一流體通道、導管、管或是其它延伸在樣本輸入埠 1018 與樣本保持室 1021 之間的通道。滯留通道 1020 係以一種彎曲的方式，亦即一種充滿扭曲及轉角的間接或是非線性的方式延伸在樣本輸入埠 1018 與樣本保持室 1021 之間，以延長用於透過樣本輸入埠 1018 輸入的一接收到的樣本行進或是流動到晶片 1030 的時間。滯留通道 1018 係提供正被測試的流體樣本以及一流體試劑在到達晶片 1030 之前可以於其中混合的一容積。在所描繪的例子中，滯留通道 263 是迂迴的，其係包括在埠 1018 與晶片 1030 之間蜿蜒在匣主體 1012 的空間中的一圓形或是螺旋狀的通道。在另一實施方式中，滯留通道 1020

係以一種曲折方式扭曲及轉彎、曲折、蛇行、迂迴及/或蜿蜒在樣本輸入埠 1018 與晶片 1030 之間的空間內。

【0067】 在所描繪的例子中，滯留通道 1020 係延伸在一朝向微流體晶片 1030 的向下的方向上(在重力的方向上)，並且接著係延伸在一離開微流體晶片 1030 的向上的方向上(在一與重力的方向相反的方向上)。例如，如同藉由圖 9A 及 9B 所展示的，上游的部分 1028 係垂直地延伸到滯留通道 1020 的下游的末端部分 1029 之下，該末端部分 1029 係相鄰並且直接連接至樣本保持室 1021。儘管上游的部分是在末端部分 1029 之前從輸入埠 1018 接收流體，但是末端部分 1029 在一垂直的方向上實際是較接近輸入埠 1018。因此，從該上游的部分流動的流體係對抗重力流動至該下游或是末端部分 1029。如同此後所敘述的，在某些實施方式中，滯留通道 1020 係包含一與正被測試的流體樣本或是血液樣本反應的試劑 1025。在某些情況中，此反應將會產生殘留物或是沉降物(fallout)。例如，一像是已經進行裂解的血液之流體樣本將會具有裂解的細胞或是裂解液。因為滯留通道 1020 的末端部分 1029 係延伸在滯留通道 1020 的上游的部分 1028 之上，因而此種產生自該流體樣本與試劑 1025 的反應之殘留物或是沉降物係沉澱並且被捕陷或維持在此種上游的部分 1028 之內。換言之，此種殘留物或是沉降物通過滯留通道 1020 而到微流體晶片 1030 的量係被降低。在其它實施方式中，滯留通道 1020 係在其整個過程都在一向下的方向上而延伸到樣本保持室 1021。

【0068】 樣本保持室 1021 係包括一室或是內部的容積，其中係在晶片 1030 之上收集正被測試的流體樣本或是血液樣本。晶片漏斗 1022 係包括

一匯集的裝置，其係向下漸縮到晶片 1030 以便於將室 1021 之較大的區域匯集至晶片 1030 之較小的流體接收區域。在所描繪的例子中，樣本輸入埠 1018、滯留通道 1020、樣本保持室 1021 以及晶片漏斗 1022 係形成一內部的流體準備區域，其中一流體或是血液樣本可以在進入晶片 1030 之前先和一試劑混合。在一實施方式中，該流體準備區域係具有一 20 到 250 $\mu$ L 的總容積。在其它實施方式中，由此種內部的凹處所提供的流體準備區域可以具有其它容積。

**【0069】** 如同在圖 9A 中藉由點畫所指出的，在一實施方式中，匣 1010 係在一待被測試的流體樣本的插入埠 1018 之前被預先填入一流體試劑 1025。流體試劑 1025 係包括一與待被測試的流體相互作用的成分，其係強化微流體晶片 130 分析待被測試的流體之一所選的特徵或是一群組的所選的特徵的能力。在一實施方式中，流體試劑 1025 係包括一用以稀釋正被測試的流體的成分。在一實施方式中，流體試劑 1025 係包括一用以在正被測試的流體或是血液上進行裂解的成分。在又一實施方式中，流體試劑 264 係包括一用以使得正被測試的流體的所選的部分的標記變得容易的成分。例如，在一實施方式中，流體試劑 1025 係包括磁珠、金珠或是乳膠珠。在其它實施方式中，流體試劑 1025 係包括其它不同於待被測試的樣本流體之液體或固體的成分或是液體，其係在該樣本流體被微流體晶片 1030 接收、處理以及分析之前，先和被置放在樣本輸入埠 1018 之內之樣本流體相互作用或是修改之。

**【0070】** 排氣口 1023 係包括連通在樣本保持室 1021 與匣主體 1014 的外部之間的通道。在圖 8 描繪的例子中，排氣口 1023 係延伸穿過隆起 1026

的側邊。排氣口 1023 係被製作尺寸小到足以透過毛細管作用以將流體保持在樣本保持室 1021 之內，但是又大到足以容許在保持室 1021 之內的空氣能夠在保持室 1021 被填入流體時逸出。在一實施方式中，其排氣口的每一個係具有一 50 到 200 微米的開口或是直徑。

【0071】 排出儲存槽 1024 係包括一在主體 1014 之內的凹處或室，其係被配置以接收從晶片 1030 排出的流體。排出儲存槽 1024 係用以包含已經通過晶片 1030 並且已經被處理或是測試的流體。排出儲存槽 1024 係接收經處理或是測試的流體，使得同一流體不會被測試多次。在所描繪的例子中，排出儲存槽 1024 係被形成在主體 1014 中，在晶片 1030 之下或是在晶片 1030 的與晶片漏斗 1022 及樣本保持室 1021 的一側相對的一側上，使得晶片 1030 係被夾設在晶片漏斗 1022 與排出儲存槽 1024 之間。在一實施方式中，排出儲存槽 1024 係完全地內含在主體 1014 之內，並且是不可接達的(除非是透過主體 1014 的毀壞，例如藉由切割、鑽孔或是主體 1014 的其它永久性的毀壞或斷裂)，此係將該經處理或是測試的流體鎖住在主體 1014 之內，以儲存或是後續和匣 1010 的處置一起的衛生的處置。在又一實施方式中，排出儲存槽 1024 係可透過一門或是隔膜接達的，此係容許經處理或是測試的流體能夠從儲存槽 1024 被抽回，以用於經測試的流體的進一步分析、用於該經測試的流體在一個別的容器中的儲存、或是用於儲存槽 1024 的清空，以使得匣 1010 的持續的使用變得容易。

【0072】 在某些實施方式中，微流體儲存槽 1024 係被省略。在此種實施方式中，流體樣本或是血液樣本的已經藉由微流體晶片 1030 而被測試並且處理的那些部分係被再循環回到微流體晶片 1030 的一輸入側或是輸入

部分。例如，在一實施方式中，微流體晶片 1030 係包括一微流體儲存槽，該微流體儲存槽係在由微流體晶片 1030 所設置的一或多個感測器的一輸入側上透過晶片漏斗 1022 來接收流體。一流體樣本或是血液樣本的已經被測試的那些部分係在微流體晶片 1030 的一或多個感測器的輸入側上被回傳到該微流體儲存槽。

【0073】 薄膜 1015 係包括一無孔的液體不能滲透的面板、膜或是其它的材料層，其係黏附地或是以其它方式而被固定在適當的地方，以便於完全橫跨地延伸而且完全地覆蓋埠 1018 的嘴部 1025。在一實施方式中，薄膜 1015 係作用為一篡改指示器，其係識別匣 1010 的內部容積以及其所要的内含物是否已經受損或是被篡改。在其中匣 1010 的樣本準備區域已經被預先填入一例如是上述的試劑 1025 之試劑的實施方式中，薄膜 1015 係將該流體試劑 1025 密封在該流體準備區域內、在埠 1018、滯留通道 1020、流體保持室 1021 以及晶片漏斗 1022 之內。在某些實施方式中，薄膜 1015 係額外延伸橫跨排氣口 1023。在某些實施方式中，薄膜 1015 額外是氣體或空氣不能滲透的。

【0074】 在所描繪的例子中，薄膜 1015 係將流體試劑 1025 密封或內含在匣 1010 之內，至少直到該流體樣本將要沉積到樣本輸入埠 1018 中為止。在此種時點，薄膜 1015 可以被剝離、撕開或是打孔，以容許該流體樣本穿過嘴部 1018 的插入。在其它實施方式中，薄膜 1015 可以包括隔膜，而一針係穿過該隔膜而被插入以透過嘴部 1018 來沉積一流體或是血液樣本。薄膜 1015 係使得流體試劑 1025 的預先被封裝為匣 1010 的部分變得容易，其中該流體試劑 1025 係備妥使用於待被測試的流體樣本之後續的沈積。例

如，一包含一第一流體試劑 1025 的第一匣 1010 可以是預先被設計用於測試一第一樣本的流體的一第一特徵，而一包含一不同於該第一流體試劑 1025 的第二流體試劑 1025 的第二匣 1010 可以是預先被設計用於測試一第二樣本的流體的一第二特徵。換言之，根據內含在其中的流體試劑 1025 的類型或是量，不同的匣 1010 可以特定地被設計用於測試不同的特徵。

【0075】 圖 10A、10B 及 11 係描繪微流體晶片 1030。圖 10A 係描繪匣板 1012、晶片漏斗 1022 以及微流體晶片 1030 的一頂端側。圖 10A 係描繪微流體晶片 1030 被夾設在晶片漏斗 1022 與匣板 1012 之間。圖 10B 係描繪該匣板 1012 以及微流體晶片 1030 的一底部側。圖 11 是在晶片漏斗 1022 之下的微流體晶片 1030 的橫截面圖。如同藉由圖 11 所展示的，微流體晶片 1030 係包括由一種例如是矽的材料所形成的一基板 1032。微流體晶片 1030 係包括一被形成在基板 1032 中的微流體儲存槽 1034，並且該微流體儲存槽 1034 係延伸在晶片漏斗 1022 之下以接收進入晶片 1030 的流體樣本(在某些測試中是和一試劑一起的)。在所描繪的例子中，微流體儲存槽係具有一嘴部或是頂端開口，其係具有一小於 1mm 的寬度  $W$  並且標稱是 0.5mm。儲存槽 1030 係具有一介於 0.5mm 到 1mm 之間的深度  $D$  並且標稱是 0.7mm。如同此後將會描述的，微流體晶片 1030 係包括在區域 1033 中沿著晶片 1030 的一底部部分的泵以及感測器。

【0076】 圖 12 及 13 是微流體晶片 1130 之放大的視圖，亦即微流體晶片 1030 的一範例實施方式。微流體晶片 1130 係將流體泵送、阻抗感測以及溫度感測的功能的每一個都整合在一低功率的平台上。微流體晶片 1130 係特定地使用於具有一省略排出儲存槽 1024 的匣主體 1014 之一匣 1010。如

同此後將會描述的，微流體晶片 1133 係再循環一流體樣本的已經被測試的部分回到微流體晶片 1133 的感測器的一輸入或是上游側。如同藉由圖 12 所展示的，微流體晶片 1030 係包括其中被形成微流體儲存槽 1034(其係在以上敘述的)的基板 1032。此外，微流體晶片 1130 係包括多個感測區域 1135，而每一個感測區域係包括一微流體通道 1136、微製造整合的感測器 1138、以及一泵 1160。

【0077】 圖 13 是描繪在圖 12 中所示的晶片 1130 的感測區域 1135 中之一的一放大的視圖。如同藉由圖 13 所展示的，微流體通道 1136 係包括一延伸在基板 1032 之內、或是被形成在基板 1032 之內的通道，以用於一流體樣本的流動。通道 1136 係包括一包含泵的中央部分 1162 以及一對包含感測器的分支部分 1164、1166。分支部分 1164、1166 的每一個係包括一漏斗狀嘴部，該嘴部係朝向微流體儲存槽 1134 變寬。具有一較窄的嘴部開口的中央部分 1162 係從儲存槽 1134 延伸至儲存槽 1134。中央部分 1162 係包含泵 1160。

【0078】 包含感測器的分支部分 1164、1166 係從中央部分 1162 的相對側邊分出或是分支，並且延伸回到儲存槽 1134。分支部分 1164、1166 的每一個係包括流體流動所通過的一變窄的部分、窄路或是收縮 1140。

【0079】 在一實施方式中，分支部分 1164、1166 係彼此類似的。在另一實施方式中，分支部分 1164、1166 係彼此不同地被成形或是製作尺寸，以便於使得不同的流體流動特徵變得容易。例如，該些收縮 1140 或是部分 1164、1166 的其它區域可以是按照不同尺寸製作的，使得相較於部分 1164、1166 的另一個，具有一第一尺寸的微粒或細胞更容易流動(如果有的話)通過

部分 1164、1166 中之一。因為部分 1164、1166 係發散自中央部分 1162 的相對側邊，因此部分 1164、1166 都在無流體預先被虹吸到任何其它部分下，直接從部分 1162 接收流體。

【0080】 微製造整合的感測器 1138 的每一個係包括一被形成在基板 1032 之上而在收縮 1140 之內的微製造的裝置。在一實施方式中，感測器 1138 係包括一被設計以輸出電性信號或是造成在電性信號上的改變的微裝置，其係指出通過收縮 1140 的流體及/或該流體的細胞/微粒的性質、參數或是特徵。在一實施方式中，感測器 1138 的每一個係包括一細胞/微粒感測器，其係偵測內含在一流體中的細胞或微粒的性質且/或偵測在通過橫跨感測器 1138 的流體中的細胞或微粒的數量。例如，在一實施方式中，感測器 1138 係包括一電性感測器，其係根據由不同尺寸的微粒或細胞流過收縮 1140 並且影響到橫跨收縮 1140 或是在收縮 1140 之內的電場的阻抗所帶來的在電性阻抗上的改變以輸出信號。在一實施方式中，感測器 1138 係包括被形成在收縮 40 之內的通道 1136 的一表面之內、或是被整合在該表面之內的一帶電的高側的電極以及一低側的電極。在一實施方式中，該低側的電極係電性接地的。在另一實施方式中，低側的電極係包括一浮接的低側的電極。為了此揭露內容的目的，一"浮接的"低側的電極係指一具有所有連接導納 (admittance) 都為零的電極。換言之，該浮接的電極是斷連的，其並未連接至另一電路或是接地。

【0081】 圖 14-16 係描繪感測器 1138 的一個例子。如同藉由圖 14 所展示的，在一實施方式中，感測器 1138 係包括一電性感測器，其係包括低側的電極 1141、1143 以及帶電或是主動高側的電極 1145。低側的電極不是

接地、就是浮接的。主動電極 1145 係被夾設在接地電極 1143 之間。構成電性感測器 1138 的電極 1141、1143 及 1145 係位在一被形成在通道 1136 內的收縮 1140 之內。收縮 1140 係包括通道 1136 的一區域，其係具有一比通道 1136 的在收縮 1140 的上游及下游相鄰的區域較小的橫截面面積。

【0082】 圖 15 係描繪收縮 1140 的一範例的大小或尺寸。收縮 1140 係具有一橫截面面積類似於通過收縮 1140 並且正被測試的個別的微粒或細胞的橫截面面積。在一其中正被測試的細胞 1147 係具有一  $6\mu\text{m}$  的一般或平均的最大尺寸的實施方式中，收縮 1140 係具有一  $100\mu\text{m}^2$  的橫截面面積。在一實施方式中，收縮 1140 係具有一  $1000\mu\text{m}^3$  的感測體積。例如，在一實施方式中，收縮 1140 係具有一感測體積，其係形成一具有一  $10\mu\text{m}$  的長度、一  $10\mu\text{m}$  的寬度以及一  $10\mu\text{m}$  的高度之區域。在一實施方式中，收縮 1140 係具有一不大於  $30\mu\text{m}$  的寬度。收縮 1140 的大小或尺寸係限制在任一時點可以通過收縮 1140 的微粒或是個別的細胞的數量，其係使得通過收縮 1140 的個別的細胞或微粒的測試變得容易。

【0083】 圖 16 係描繪由電性感測器 1138 的電極所形成的一電場。如同藉由圖 16 所展示的，低側的電極 1143 係共用主動或高側的電極 1145，其中一電場係被形成在主動高側的電極 1145 與該兩個低側的電極 1141、1143 的每一個之間。在一實施方式中，低側的電極 1141、1143 可能是接地的。在另一實施方式中，低側的電極 1141、1143 係包括浮接的低側的電極。當流體流動橫跨該些電極 1141、1143、1145 並且通過該電場時，在該流體內的微粒、細胞或是其它分析物係影響該電場的阻抗。此阻抗係被感測以識別該些細胞或微粒的特徵、或是計數通過該電場的細胞或微粒的數量。

【0084】 泵 1160 係包括一裝置以將流體移動通過微流體通道 1136 並且通過橫跨感測器 1138 中之一的收縮 1140。泵 1160 係從微流體儲存槽 1134 將流體吸入到通道 1136 中。泵 1160 係進一步循環已經通過收縮 1140 並且橫跨感測器 1138 的流體回到儲存槽 1134。

【0085】 在所描繪的例子中，泵 1160 係包括一可啟動至一泵送狀態或是一溫度調節狀態的任一個之電阻器。電阻器 1160 係由電阻性材料所形成的，其係能夠放射一充分的熱量以便於加熱相鄰的流體至一超過該流體的一成核能量之溫度。電阻器 1160 係進一步能夠放射較低的熱量，以便於加熱相鄰的電阻器 1160 的流體至一低於該流體的一成核能量之溫度，使得該流體係在不被蒸發下被加熱至一較高的溫度。

【0086】 當形成泵 1160 的電阻器是在該泵送狀態時，通過該電阻器的電流脈波係使得電阻器產生熱，其係加熱相鄰的流體到一超出該相鄰的流體的一成核能量之溫度以產生一汽泡，該汽泡係強制地排出流體橫跨收縮 1140 並且回到儲存槽 1134 中。在該氣泡的破裂之際，負壓力係將流體從微流體的儲存槽 1134 引入到通道 1136 中，以佔去該破裂的氣泡之先前的體積。

【0087】 當形成泵 1160 的電阻器是在該溫度調節狀態或是流體加熱狀態時，相鄰的流體的溫度係上升至一低於該流體的一成核能量之第一溫度，並且接著維持或是調整該操作狀態，使得該相鄰的流體的溫度係被維持固定的、或是時常在一低於該成核能量之預先定義的溫度範圍內。相對地，當電阻器 1160 正被啟動至一泵送狀態時，電阻器 1160 係在一操作狀態以使得相鄰該電阻器 1160 的流體的溫度並不被維持在一固定的溫度或是時

常在一預先定義的溫度範圍內(上升及下降都在該預先定義的溫度範圍內)，而是快速且持續地增加或是斜波上升至一超過該流體的成核能量之溫度。

【0088】 在另外其它的實施方式中，泵 1160 可包括其它的泵送裝置。例如，在其它實施方式中，泵 1160 可包括一壓阻式裝置，其係響應於所施加的電流來改變形狀或是震動以移動一振膜，藉此移動相鄰的流體橫跨收縮 1140 並且回到儲存槽 1134。在另外其它的實施方式中，泵 1160 可包括其它和微流體通道 1136 流體連通的微流體泵送裝置。

【0089】 如同藉由在圖 13 中的箭頭所指出的，泵 1160 至該流體泵送狀態的啟動係在藉由箭頭 1170 所指出的方向上將該流體樣本移動通過中央部分 1162。該流體樣本係流過收縮 1140 並且橫跨感測器 1138，其中在該流體樣本內的細胞係影響該電場(其係被展示在圖 16 中)，並且其中該阻抗係被量測或是偵測以識別此種細胞或微粒的一特徵，且/或在一特定的時間間隔期間計數流動橫跨感測器 1138 的感測體積的細胞數量。在通過收縮 1140 之後，該流體樣本的部分係如同藉由箭頭 1171 所指出地繼續流動回到微流體儲存槽 1134。

【0090】 如同進一步藉由圖 12 所展示的，微流體晶片 1130 係額外包括溫度感測器 1175、電性接觸墊 1177 以及多工器電路 1179。溫度感測器 1175 係位在該些感測區域 1135 中的各種位置處。溫度感測器 1175 的每一個係包括一溫度感測裝置，以直接或是間接輸出指出在該微流體通道 1136 中的流體樣本的部分的一溫度之信號。在所描繪的例子中，溫度感測器 1175 的每一個係位在通道 1136 的外部，以間接感測在通道 1136 之內的樣本流體的一

溫度。在其它實施方式中，溫度感測器 1175 係位在微流體儲存槽 1134 之內，以直接感測在儲存槽 1134 之內的樣本流體的一溫度。在又一實施方式中，溫度感測器 1175 係位在通道 1136 之內。在另外其它的實施方式中，溫度感測器 240 可以是位在其它位置處，其中在此種其它位置處的溫度係相關正被測試的樣本流體的溫度。在一實施方式中，溫度感測器 1175 的輸出信號係被匯總並且在統計上以一群組來加以分析，以識別針對於正被測試的樣本流體的溫度的統計值，例如是正被測試的樣本流體的一平均溫度。在一實施方式中，晶片 1130 係包括多個在儲存槽 1134 之內的溫度感測器 1175、多個在通道 1136 之內的溫度感測器 1175、及/或多個在晶片 1130 的基板之內的由儲存槽 1134 以及通道 1136 所提供的流體接收容積的外部的溫度感測器。

【0091】 在一實施方式中，溫度感測器 1175 的每一個係包括一電阻式溫度感測器，其中該感測器的電阻係響應於在溫度上的改變而改變，使得指出該感測器目前的電阻之信號亦指出或是對應於相鄰的環境的一目前的溫度。在其它實施方式中，感測器 1175 係包括其它類型的微製造或是極微的溫度感測裝置。

【0092】 電性接觸墊 1177 係位在微流體晶片 1130 的末端部分上，其係與彼此間隔開小於 3mm 並且標稱是小於 2mm，其係提供具有一小型長度的微流體晶片 1130，使得匣 1010 的小型尺寸變得容易。電性接觸墊 1177 係夾設該微流體晶片 1130 以及感測區域 1135，並且電連接至感測器 1138、泵 1160 以及溫度感測器 1175。電性接觸墊 1177 係進一步電連接至匣板 1012 的電連接器 1016(其係被展示在圖 9B、9C、10A 及 10B 中)。

【0093】 多工器電路 1179 係電耦接在電性接觸墊 1177 與感測器 1138、泵 1160 及溫度感測器 1175 之間。多工器電路 1179 係使得控制及/或通訊大於在晶片 1130 上之個別的電性接觸墊 1177 的數量的一些感測器 1138、泵 1160 以及溫度感測器 1175 變得容易。例如，儘管晶片 1130 具有數量  $n$  個接觸墊，但是和具有一大於  $n$  的數量之一些不同的獨立的構件之通訊是可供利用的。因此，節省了寶貴的空間或是面積，此係使得在晶片 1130 以及其中利用晶片 1130 的匣 1010 的尺寸上的縮減變得容易。在其它實施方式中，多工器電路 1179 可被省略。

【0094】 圖 17 是微流體晶片 1230(亦即，微流體晶片 1030 的另一範例實施方式)的一部分的一放大的視圖。類似於微流體晶片 1130，微流體晶片 1230 係包括以上相關微流體晶片 1130 所描繪及敘述的溫度感測器 1175、電性接觸墊 1177 以及多工器電路 1179。像是微流體晶片 1130，微流體晶片 1230 係包括感測器區域，該些感測器區域係包括一電性感測器 1138 以及一泵 1160。微流體晶片 1230 係額外包括散布各處的溫度感測器 1175。微流體晶片 1230 係類似於微流體晶片 1130，除了微流體晶片 1230 係包括按照不同大小或尺寸製作的微流體通道之外。在所描繪的例子中，微流體晶片 1230 係包括 U 形的微流體通道 1236A 及 1236B(其整體被稱為微流體通道 1236)。微流體通道 1236A 係具有一第一寬度，而微流體通道 1236B 係具有一小於該第一寬度的第二寬度。

【0095】 因為微流體通道 1236 係具有不同的寬度或是不同的橫截面積，因此通道 1236 係接收在該流體樣本中的不同尺寸的細胞或微粒以用於測試。在一個此種實施方式中，在該些按照不同尺寸製作的通道 1236 中

之不同的感測器 1138 係被操作在不同的頻率的交流電流，如此以在該些按照不同尺寸製作的通道 1236 中之不同尺寸的細胞上執行不同的測試。在此種實施方式的另一個中，該些按照不同尺寸製作的通道 1236 係包含一不同的類型或是不同的電性感測器 1138，以偵測通過該些按照不同尺寸製作的通道 1236 之不同尺寸的細胞、微粒或是其它分析物之不同的特徵。

【0096】 圖 18 及 19 是描繪微流體晶片 1330(亦即，微流體晶片 1030 的另一範例實施方式)的一部分之放大的視圖。類似於微流體晶片 1130，微流體晶片 1330 係包括以上相關微流體晶片 1130 所描繪及敘述的溫度感測器 1175、電性接觸墊 1177 以及多工器電路 1179。微流體晶片 1330 係類似於微流體晶片 1230 在於微流體晶片 1330 係包括具有變化的寬度的微流體通道部分 1336A、1336B 以及 1336C(其整體被稱為通道 1336)。相較於微流體晶片 1230，微流體晶片 1330 係具有一不同的幾何。如同微流體晶片 1230，微流體晶片 1330 係包括各種的感測區域，其中該感測區域係包含一電性感測器 1138 以及一泵 1160。

【0097】 圖 18 係省略感測器 1138 及泵 1160，以更佳的描繪通道 1336。如同藉由圖 18 所展示的，通道部分 1336A 係具有一寬度大於通道部分 1336B 的寬度。通道部分 1336B 係具有一寬度大於通道部分 1336C 的寬度。通道部分 1336A 係延伸自微流體儲存槽 1134。通道部分 1336B 係延伸自通道部分 1336A，並且持續回到微流體儲存槽 1134。通道部分 1336C 係從通道部分 1336B 分支出並且回到通道部分 1336B。如同藉由圖 19 所展示的，泵 1160 係位在通道部分 1336A 之內。感測器 1138 係位在通道部分 1336B 以及通道部分 1336C 之內。因此，單一泵 1160 係泵送一流體樣本通過通道

部分 1336B 及 1336C 兩者，而橫跨內含在該些按照不同尺寸製作的通道之內的個別的感測器 1138。在所有被泵送的流體中的細胞係通過橫跨在通道部分 1336B 中的感測器 1138 並且被其感測。那些足夠小到通過該較窄的通道部分 1336C 的細胞係通過在通道部分 1336C 中的感測器 1138 並且被其感測。因此，該感測器 1138 以及通道部分 1336C 係感測藉由泵 1160 所泵送的細胞及流體之一子集合或是少於全部的部分。

【0098】 圖 20 是微流體晶片 1430(亦即，微流體晶片 1030 的另一範例實施方式)的一部分之一放大的視圖。微流體晶片 1430 係特定地被設計使用於一包括排出儲存槽(例如，在圖 9A 中所示的排出儲存槽 1024)的匣(例如，匣 1010)。類似於微流體晶片 1130，微流體晶片 1430 係包括以上相關微流體晶片 1130 所描繪及敘述的溫度感測器 1175、電性接觸墊 1177 以及多工器電路 1179。

【0099】 圖 20 係描繪微流體晶片 1430 的一範例的感測區域 1435，其中微流體晶片 1430 係包括多個此種感測區域 1435。微流體感測區域 1435 係包括微流體通道 1436、流體感測器 1138、泵 1460 以及排出通道 1462。微流體通道 1436 係被形成在基板 1032 中，並且包括入口部分 1466 以及分支部分 1468。入口部分 1466 係具有一延伸自微流體儲存槽 1134 的漏斗形的嘴部。入口部分 466 係使得包含細胞或微粒的流體進入通道 1436 以及通過分支部分 1468 的每一個的流入變得容易。

【0100】 分支部分 1468 係延伸自中央部分 1466 的相對側邊。分支部分 1468 的每一個係終止在一相關的排出通道 1462。在所描繪的例子中，分支部分 1468 的每一個係包括該感測器 1138 位在其中的一收縮 1140。

【0101】 泵 1460 係位在接近排出通道 1462 並且名義上與排出通道 1462 相反之處，以便於將流體透過排出通道 1462 泵送至下面的排出儲存槽 1024(被展示在圖 9A 中)。泵 1460 係包括類似於上述的泵 1160 的電阻器。在該泵送狀態中，泵 1460 係接收電流以加熱相鄰的流體至一超過該流體的一成核能量之溫度以便於產生一氣泡，該氣泡係將流體推動在泵 1460 與排出通道 1462 之間，透過排出通道 1462 而進入到該排出儲存槽 1024 中。該氣泡的破裂係從微流體儲存槽 1134 吸引一流體樣本的部分，透過中央部分 1466 而橫跨在分支部分 1468 中的感測器 1138。

【0102】 排出通道 1462 係從通道 1436 相鄰泵 1460 的一部分延伸至排出儲存槽 156。排出通道 1462 係禁止在排出儲存槽 1024 之內的流體透過排出通道 1462 逆向或是回流而回到通道 1436 中。在一實施方式中，排出通道 1462 的每一個係包括一噴嘴，流體係透過該噴嘴而藉由泵 1460 被泵送到排出儲存槽 1024 中。在另一實施方式中，排出通道 1462 係包括一單向閥。

【0103】 參照回圖 7，有時被稱為一"讀取器"或是"連接棒(dongle)"的匣介面 1200 係互連並且作用為一在匣 1010 與行動分析器 1232 之間的介面。匣介面 1200 係包含專用、客製或是特定地控制微流體的匣 1010 的構件之構件或電路。匣介面 1200 係使得一載有適當的機器可讀取的指令以及應用程式介面之一般的可攜式電子裝置的使用變得容易，但是其中該可攜式電子裝置可以省略特定被用來致能匣 1010 的構件的控制的硬體或韌體。因此，匣介面 1200 係使得多個不同的可攜式電子裝置 1232 的使用變得容易，該匣介面 1200 單純已經利用一應用程式以及一應用程式介面的上載而被更新。匣介面 1200 係使得並非特定地被指定或客製來只用於該特定的微流體的匣

1010 之行動分析器 1232 的使用變得容易。換言之，匣介面 1200 係透過一不同的匣介面 1200 的連接，而使得行動分析器 1232 於多個具有不同的測試功能之不同的匣 1010 的使用變得容易。

【0104】 匣介面 1200 係載有專用或是客製用於控制匣 1010 的電子構件之特定的使用之電路以及電子構件。因為匣介面 1200 載有特定地專用於控制匣 1010 的電子構件的電子電路以及構件的大部分，而不是此種電子構件由匣 1010 本身所載有，因此匣 1010 可以利用較少的電子構件來加以製造，此係容許匣 1010 的成本、複雜度及尺寸能夠被降低。因此，匣 1010 係由於其較低的基本成本而更容易在使用之後用完即丟棄的。同樣地，因為匣介面 1200 係可釋放地連接至匣 1010，因此匣介面 1200 係可重複使用於多個替換的匣 1010。當在不同的流體樣本或是來自不同的患者或樣本捐贈者的流體樣本上執行流體或是血液測試時，由匣介面 1200 所載有以及專用或客製於控制一特定的匣 1010 的電子構件之特定的使用的電子構件係可重複使用於不同的匣 1010 的每一個。

【0105】 在所描繪的例子中，匣介面 1200 係包括電連接器 1204、電連接器 1206 以及韌體 1208(其係概要地被描繪在介面 1200 的外部殼體之外)。電連接器 1204 係包括匣介面 1200 可釋放地直接電連接至匣 1010 的電連接器 1016 所藉由的一裝置。在一實施方式中，由電連接器 1204 所提供的電連接係使得用於供電微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 的電子構件，例如是電性感測器 1138 或一微流體泵 1160 的電源的傳送變得容易。在一實施方式中，由電連接器 1204 所提供的電連接係使得具有電性信號的形式的電源的傳送變得容易，該些電性信號係提供資料傳送至微流體晶片

1030、1130、1230、1330、1430，以使得微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 的構件的控制變得容易。在一實施方式中，由電連接器 1204 所提供的電連接係使得具有電性信號的形式之電源的傳送變得容易，以使得資料從微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 至該行動分析器 1232 的發送變得容易，例如是來自一或多個感測器 38 的信號的發送。在一實施方式中，電連接器 1204 係使得微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 的每一個的供電、以及資料信號往返於微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 的發送變得容易。

【0106】 在所描繪的例子中，電連接器 1204 係包括複數個位在一母埠中的電性接觸墊，其中該些電性接觸墊係與匣 1010 的對應的墊 1016 接觸。在又一實施方式中，電連接器 1204 係包括複數個電性插腳或接腳、複數個電性接腳或插腳的插座、或是兩者的一組合。在一實施方式中，電連接器 1204 係包括一萬用串列匯流排(USB)連接器埠，以用於接收一 USB 連接器線的一端，其中該 USB 連接器線的另一端係連接至匣 1200。在另外其它的實施方式中，電連接器 1204 可被省略，其中匣介面 1200 係包括一無線通訊裝置，例如是紅外線、RF、藍芽或是其它無線技術，以用於在介面 1200 與匣 1010 之間無線地通訊。

【0107】 電連接器 1204 係使得匣介面 1200 至匣 1010 的可釋放的電連接變得容易，因而匣介面 1200 可以和匣 1010 分開，此係使得匣介面 1200 與多個可互換的匣 1010 的使用以及帶有經分析的例如是血液的流體的微流體的匣 1010 的處置或儲存變得容易。電連接器 1204 係使得模組化變得容易，此係容許匣介面 1200 以及相關的電路能夠在匣 1010 被分開以用於儲存

或處置時反覆地被再利用。

【0108】 電連接器 1206 係使得匣介面 1200 至行動分析器 1232 的可釋放的連接變得容易。因此，電連接器 1206 係使得匣介面 1200 與多個不同的可攜式電子裝置 1232 的使用變得容易。在所描繪的例子中，電連接器 1206 係包括一萬用串列匯流排(USB)連接器埠，以用於接收一 USB 連接器線 1209 的一端，其中該 USB 連接器線 1209 的另一端係連接至該行動分析器 1232。在其它實施方式中，電連接器 1206 係包括複數個不同的電性接觸墊，其係與行動分析器 1232 之對應的血液連接器接觸，例如是介面 1200 與行動分析器 1232 中之一直接插入介面 1200 與行動分析器 1232 的另一個之處。在另一實施方式中，電連接器 1206 係包括插腳、或是接收插腳的插座。在另外其它的實施方式中，電連接器 1206 可被省略，其中匣介面 1200 係包括一無線通訊裝置，其係利用紅外線、RF、藍芽或是其它無線技術，以用於在介面 1200 與行動分析器 1232 之間無線地通訊。

【0109】 韌體 1208 係包括電子構件及電路，其係藉由匣介面 1200 所載有，並且特定地專用於微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 以及匣 1010 的電子構件及電路的控制。在所描繪的例子中，韌體 1208 係作用為一控制器的部分，以控制電性感測器 1138。

【0110】 如同概要地藉由圖 7 所展示的，韌體 1208 係包括至少一印刷電路板 1210，該印刷電路板 1210 係支承頻率源 1212；以及阻抗抽取器 1214，其係用以從該些感測器 1138 接收第一複合或是基礎信號並且從該些基礎信號抽取出阻抗信號；以及一緩衝器 1216，其係用以在該些阻抗信號被發送至行動分析器 1232 時儲存該些阻抗信號、或是儲存直到該些阻抗信

號被發送至行動分析器 1232 為止。例如，在一實施方式中，阻抗抽取器 1214 係執行類比正交振幅調變(QAM)，其係利用射頻(RF)成分以抽取出該頻率成分，因而由受測裝置(該特定的感測器 1138)的阻抗所引起在相位上的實際的移位可被利用。

● **【0111】** 圖 21 是一範例的阻抗感測電路 1500 的概要圖，其係提供頻率源 1212 以及阻抗抽取器 1214。在電路區塊 1510 中，信號係從在該微流體通道 1136 中的高及低的電極(受測裝置(DUT))來加以量測。在電路區塊 1512 中，該電路係轉換通過該高與低的電極(受測裝置)的電流成為一電壓。在電路區塊 1514 中，該電路係調節該些電壓信號，以便於分別在該混波器之前以及之後具有一正確的相位及振幅。在電路區塊 1516 中，該電路係將該輸入與輸出電壓信號拆成實部以及虛部。在電路區塊 1518 中，該電路係回復每一個信號的振幅。在電路區塊 1520 中，該電路係濾除高頻的信號。在電路區塊 1522 中，該電路係轉換該類比信號成為數位信號，其中該數位信號係藉由例如是利用一現場可程式化的閘陣列的緩衝器 1216 來加以緩衝。

● **【0112】** 在一實施方式中，韌體 1208 係包括一現場可程式化的閘陣列，其係作用為一頻率源控制器以及該緩衝器 1216。在另一實施方式中，韌體 1208 係包括一特殊應用積體電路(ASIC)，其係作為一頻率源控制器、該阻抗抽取器 1214 以及緩衝器 1216。在每一個情形中，來自感測器 1138 的原始或是基本阻抗信號係在被該現場可程式化的閘陣列或是該 ASIC 的任一者使用之前，先藉由一類比至數位轉換器而被放大及轉換。在其中韌體 1208 係包括一現場可程式化的閘陣列或是一 ASIC 的實施方式中，該現場可程式化的閘陣列或是 ASIC 可以額外作為一用於在微流體晶片 1010 上的其

它電子構件，例如是微流體泵 1130(例如，電阻器)、溫度感測器 1175 以及其它在該微流體晶片之上的電子構件之驅動器。

**【0113】** 行動分析器 1232 係包括一用以從匣 1010 接收資料的行動或可攜式電子裝置。行動分析器 1232 係間接經由匣介面 1200 而可釋放或是可移除地連接至匣 1010。行動分析器 1232 係利用從匣 1010 接收到的資料來執行各種的功能。例如，在一實施方式中，行動分析器 1232 係儲存該資料。在所描繪的例子中，行動分析器 1232 係額外操縱或處理該資料，顯示該資料，並且橫跨一區域網路或是廣域網路(網路 1500)來發送該資料至一提供額外的儲存及處理之遠端的分析器 1300。

**【0114】** 在所描繪的例子中，行動分析器 1232 係包括電連接器 1502、電源 1504、顯示器 1506、輸入 1508、處理器 1510、以及記憶體 1512。在所描繪的例子中，電連接器 1502 係類似於電連接器 1206。在所描繪的例子中，電連接器 1502 係包括一萬用串列匯流排(USB)連接器埠以接收一 USB 連接器線 1209 的一端，其中該 USB 連接器線 1209 的另一端係連接至該匣介面 1200。在其它實施方式中，電連接器 1502 係包括複數個與介面 1200 的對應的電連接器接觸之不同的電性接觸墊，例如是介面 1200 與行動分析器 1232 中之一直接插入介面 1200 與行動分析器 1232 的另一個之處。在另一實施方式中，電連接器 1206 係包括插腳或是接收插腳的插座。在另外其它的實施方式中，電連接器 1502 可被省略，其中行動分析器 1232 以及匣介面 1200 分別包括一無線通訊裝置，其係利用紅外線、RF、藍芽或是其它無線技術，以用於使得在介面 1200 與行動分析器 1232 之間的無線通訊變得容易。

【0115】 電源 1504 係包括行動分析器 1232 所載有的一電力來源，以用於供應電力至匣介面 1200 以及匣 1010。電源 1504 係包括各種的電源的控制電子構件，其係控制正被供應至匣介面 1200 以及匣 1010 的各種的電子構件之電源的特徵(電壓、電流)。因為用於匣介面 1200 以及匣 1010 兩者的電源係藉由行動分析器 1232 來加以供應，因此匣介面 1200 以及匣 1010 的尺寸、成本及複雜度係被降低。在其它實施方式中，用於匣 1010 以及匣介面 1200 的電源係藉由一位在匣介面 1200 上的電池來加以供應。在又一實施方式中，用於匣 1010 的電源係由匣 1010 所載有的一電池所提供的，並且用於介面 1200 的電源係藉由一個別的專用於匣介面 1200 的電池來加以供應的。

【0116】 顯示器 1506 係包括資料視覺上被呈現所藉由的一監視器或是螢幕。在一實施方式中，顯示器 1506 係使得根據從匣 1010 接收到的資料的圖形繪圖的呈現變得容易。在某些實施方式中，顯示器 1506 可被省略、或是可被其它資料通訊元件所取代，例如是發光二極體、聽覺裝置、或是其它根據從匣 1010 接收到的信號或資料指出結果的元件。

【0117】 輸入 1508 係包括人可以輸入命令、選擇或資料至行動分析器 1232 所藉由的一使用者介面。在所描繪的例子中，輸入 1508 係包括一被設置在顯示器 1506 上的觸控螢幕。在一實施方式中，輸入 1508 可以額外或是替代地利用其它輸入裝置，其包含但是並不限於一鍵盤、撥動開關、按鈕、撥動條、一觸控板、一滑鼠、一帶有相關的話音辨識之機器可讀取的指令的麥克風、與類似者。在一實施方式中，輸入 1506 係根據由一在行動分析器 1232 上執行的應用程式所提供的提示，以使得不同的流體測試或是一特定的流體測試的模式輸入變得容易。

【0118】 處理器 1510 係包括至少一處理單元，以產生控制感測器 1138 的操作以及資料從感測器 1138 的獲得之控制信號。處理器 1510 係進一步輸出控制泵 1160 以及溫度感測器 1175 的操作之控制信號。在所描繪的例子中，處理器 572 係進一步分析從晶片 230 接收到的資料，以產生被儲存在記憶體 1512 中、顯示在顯示器 1506 之上、及/或進一步橫跨網路 1500 而被發送至遠端的分析器 1300 之輸出。

【0119】 記憶體 1512 係包括一非暫態的電腦可讀取的媒體，其係包含用於指示處理器 1510 的操作之指令。如同概要地藉由圖 7 所展示的，記憶體 1512 係包括或儲存一應用程式介面 1520 以及應用程式 1522。應用程式介面 1520 係包括一作為建立區塊的常式、協定及工具之函式庫，以用於利用匣 1010 來實行各種的功能或測試。應用程式介面 1520 係包括機器可讀取的指令程式化的邏輯，其係存取該函式庫並且組合該些"建立區塊"或模組以執行各種利用匣 1010 的功能或測試中之一所選者。例如，在一實施方式中，應用程式介面 1520 係包括一應用程式介面函式庫，其係包含用於指示該韌體 1208 的常式，以例如是透過不同頻率的交流電流的施加來將電性感測器 1138 設置在所選的操作狀態中。在所描繪的例子中，該函式庫亦包含用於指示韌體 1208 的常式，以操作流體泵 1160 或是響應於來自溫度感測器 1175 的正被測試的流體的一感測到的溫度以動態地調整此種泵 1160 或電性感測器 1138 的操作。在一實施方式中，行動分析器 1232 係包括複數個應用程式介面 1520，每一個被特定設計的應用程式介面 1520 係專用於一特定的整體流體或分析物測試。例如，一應用程式介面 1520 可以是針對於執行細胞檢驗測試。另一應用程式介面 1520 可以是針對於執行凝結測試。在此種實施

方式中，該多個應用程式介面 1520 可以共用該常式、協定以及工具的函式庫。

【0120】 應用程式介面 1520 係使得在不同的應用程式的指示下利用匣 1010 的流體測試變得容易。換言之，應用程式介面 1520 係提供用於韌體 1208 之一通用的程式化或機器可讀取的命令組，其可被各種不同的應用程式的任一種利用。例如，行動分析器 1232 的使用者係能夠下載或安裝一些不同的應用程式的任一個，其中該些不同的應用程式的每一個係被設計以利用該應用程式介面 1520，以便於實行利用匣 1010 的測試。如上所提到的，韌體 1208 係介接在應用程式介面 1520 與見於該匣 1010 以及尤其是微流體晶片 1030、1130、1230、1330、1430 上的實際的硬體或電子構件之間。

【0121】 應用程式 1522 係包括內含在記憶體 1512 中之各式各樣的機器可讀取的指令，其係使得使用者和儲存在記憶體 1512 中之一應用程式介面 1520 或是多個應用程式介面 1520 的互動變得容易。應用程式 1522 係在顯示器 1506 上呈現輸出，並且透過輸入 1508 來接收輸入。應用程式 1522 係響應於透過輸入 1508 所接收到的輸入來和應用程式介面 1520 通訊。例如，在一實施方式中，一特定的應用程式 1522 係在顯示器 1506 上呈現圖形使用者介面，其係提示使用者來選擇各種不同的測試選項的哪一個將會利用匣 1010 來加以執行。根據該選擇，應用程式 1522 係與該些應用程式介面 1520 中之一所選者互動，以指示韌體 1208 來利用匣 1010 的電子構件以實行該所選的測試操作。從利用該所選的測試操作的匣 1010 接收到的感測值係藉由韌體 1208 來加以接收，並且藉由該所選的應用程式介面 1520 來加以處理。該應用程式介面 1520 的輸出是一般的資料，亦即被格式化以便於可藉

由各種不同的應用程式的任一種利用的資料。應用程式 1522 係在顯示器 1506 上呈現該基本一般的資料、及/或執行該基本資料之額外的操縱或處理以呈現最終的輸出至使用者。

【0122】 儘管應用程式介面 1520 係被描繪為和該應用程式 1522 一起被儲存在記憶體 1512 中，但是在某些實施方式中，應用程式介面 1520 係被儲存在一遠端的伺服器或是一遠端的計算裝置上，其中在該行動分析器 1232 上的應用程式 1522 係橫跨一區域網路或是一廣域網路(網路 1500)來存取該遠端的應用程式介面 1520。在某些實施方式中，應用程式介面 1520 係被本地儲存在記憶體 1512 上，而應用程式 1522 係被遠端儲存在一例如是伺服器 1300 的遠端的伺服器，以及橫跨一例如是網路 1500 的區域網路或是廣域網路而被存取。在另外其它的實施方式中，應用程式介面 1520 以及應用程式 1522 兩者都內含在一遠端的伺服器或是遠端的計算裝置上，並且橫跨一區域網路或是廣域網路而被存取(有時被稱為雲端計算)。

【0123】 在所描繪的例子中，系統 1000 係利用多工器電路 1179 以及相關的多工器電路在介面 1200 或是行動分析器 1232 上的設置，以藉由利用多工器電路來使得在晶片 1130 的尺寸上的縮減變得容易。系統 1000 係進一步透過在晶片 1130 之例如是流體感測器 1138、泵 1140 以及溫度感測器 1175 的不同的受控制的裝置之間適當的分配晶片 1130 的總傳輸頻寬，以使得在一晶片 1130 的尺寸上的縮減變得容易。傳輸頻寬係包括用於信號橫跨而且在埠 1204 與 1177 的連接器之間的發送的總容量。處理器 1510 係藉由控制橫跨埠 1204 的連接器以及埠 1177 的連接器而被輸出及傳送至各種的受控制的裝置(流體感測器 1138、泵 1160 以及溫度感測器 1175)的控制信號所在的

時序及速率、以及受控制的裝置針對於資料信號而被查詢、或是資料從這些受控制的裝置接收所在的時序及速率，來配置該總傳輸頻寬。其並非是在所有受控制的裝置 1138、1160、1175 之間、或是在例如是流體感測器、溫度感測器及泵的不同的類型或類別的受控制的裝置之間均等地分配此種頻寬，處理器 1510 係依照內含在記憶體 1512 中的指令來在不同的受控制的裝置之間不同地配置該傳輸頻寬。

● **【0124】** 該總傳輸頻寬橫跨受控制的裝置 1138、1160、1175 之不同的分配係根據受控制的裝置的類別、或是藉由該些不同的受控制的裝置所執行的一般的功能而定。例如，在一實施方式中，該總傳輸頻寬的一第一部分係被配置給感測器 1138，該總傳輸頻寬的一不同於該第一部分的第二部分係被配置給溫度感測器 1175，並且該總傳輸頻寬的一不同於該第一部分以及一第二部分的第三部分係被配置給泵 1160。在一實施方式中，該總傳輸頻寬的被配置給感測器 1138 的該第一部分係均勻或是均等地被分配在不同的個別的感測器 1138 之間，該總傳輸頻寬的被配置給溫度感測器 1175 的該第二部分係均勻或是均等地被分配在不同的個別的溫度感測器 1175 之間，並且該總傳輸頻寬的被分配給泵 1160 的該第三部分係均勻或是均等地被分配在不同的個別的受控制的裝置 1160 之間。

● **【0125】** 在另一實施方式中，該總傳輸頻寬的該第一部分、第二部分以及第三部分係分別非均勻或是非均等地被分配在受控制的裝置的每一個類別 1138、1175、1160 的個別的受控制的裝置之間。在一實施方式中，不同的流體感測器 1138 係不同地運作，以在一流體樣本之上形成不同的測試。例如，在一其中感測器 1138 包括電性感測器的實施方式中，流體感測

器 1138 中之一係被提供有一第一頻率的交流電流，而該流體感測器 1138 中之另一個係被提供有一第二不同頻率的交流電流，使得該兩個感測器的指出不同參數的輸出信號是正被感測的細胞或微粒的特徵。在此種實施方式中，處理器 1510 係根據不同的測試、或是根據被施加至該不同的感測器的交流電流之不同的頻率來配置給不同的感測器的每一個該總傳輸頻寬的一不同的百分比或部分。

【0126】 在一實施方式中，該總傳輸頻寬的在個別的受控制的裝置之間的配置或分配係額外根據個別的受控制的裝置本身相對於在相同類別的裝置中的其它受控制的裝置的特徵而定。例如，在一實施方式中，不同的感測器 1138 係位在按照不同尺寸製作的收縮之內。此種按照不同尺寸製作的收縮可能會導致在該流體中的一不同濃度的細胞或微粒流動橫跨或通過該收縮、細胞或微粒在一不同的頻率下流過該收縮、或是一不同的流體流動速率橫跨該收縮，亦即橫跨該些感測器 1138 位在其中的流體通道 1136 的部分的幾何。在一實施方式中，相較於在該類別中的其它位在具有較低的流體流動速率、或是細胞或微粒以一較低的頻率流動橫跨此種感測器的收縮之內的此種感測器，那些位在具有一較大的流體流動速率、或是細胞或微粒以一較大的頻率流動橫跨此種感測器的收縮之內的感測器 1138 係被配置分配給該類別的感測器的總傳輸頻寬的一較大的百分比。

【0127】 同樣地，在某些實施方式中，不同的泵 1160 係位在不同的微流體通道 1136、或是一通道 1136 之具有不同的幾何的不同部分中。因此，被加諸在不同的泵 1160 之上的流體流動或是泵送要求亦可以是不同的。在此種實施方式中，相較於在該類別中的其它此種位在通道 1136 之內具有較

小的泵送要求之泵，那些具有較大的泵送要求之特定的泵 1160 係被配置分配給該類別的泵的總傳輸頻寬的一較大的百分比。例如，在一實施方式中，相較於另一用以將流體移動通過一較短的微流體通道或是較少彎曲的微流體通道之泵，一用以將流體移動通過一較長的微流體通道或是一較多彎曲的微流體通道之泵係被提供有該總傳輸頻寬的一較大的百分比，以容許有更頻繁的脈波以及更頻繁的泵送。

【0128】 在一實施方式中，處理器 1510 係配置一總傳輸頻寬，使得處理器 1510 係以一每  $2\mu\text{s}$  至少一次的頻率，從該些感測器 1138 的每一個查詢並且接收資料。在此種實施方式中，處理器 1510 係以一每  $100\mu\text{s}$  至少一次的頻率且頻率不超過每  $50\mu\text{s}$  一次來發送脈波至包括電阻器的泵 1160。在此種實施方式中，處理器 1510 係以一每  $10\text{ms}$  至少一次的頻率並且頻率不超過每  $1\text{ms}$  一次來從溫度感測器 1175 查詢並且接收資料信號。在另外其它的實施方式中，其它的總傳輸頻寬的分配係被採用。

【0129】 在一實施方式中，處理器 1510 根據信號品質/解析度來彈性或動態地調整在不同的受控制的裝置 1138 之間的頻寬分配。例如，若一被配置給藉由感測器 1138 的阻抗感測之第一頻寬量是因為細胞或其它分析物正在過於快速地移動經過感測器 1138 而為不足的，使得信號品質/解析度無法滿足一預設所儲存的信號品質/解析度臨界值，則處理器 1510 可以自動地或是響應於建議一頻寬分配增加給使用者並且從該使用者接收授權，而增加給該特定的感測器 1138 的頻寬分配。相反地，若一特定的感測器 1138 係由於該泵送速率而具有一較低的流體或細胞流動速率，使得所配置的頻寬超出用於達成滿足需要的信號品質/解析度的量，則處理器 1510 係自動地

或是響應建議一頻寬分配減少給該使用者並且從該使用者接收授權，而減少給該特定的感測器的頻寬分配，其中處理器 1510 係將現在釋放出的頻寬配置給感測器 1138 中之另一個。

【0130】 在所描繪的其中感測器 1138 包括電性感測器的例子中，應用程式 1522 以及應用程式介面 1520 係合作以指示處理器 1510 以控制被施加至晶片 1130 上的感測器 1138 的每一個的交流電流的頻率。有關每一個別的感覺器 1138，處理器 1510 係被指示施加不同的非零頻率的交流電流至一個別的感覺器 1138。在一實施方式中，處理器 1510 係根據電性感測器 1138 之即時正在進行的效能以動態地調整正被施加至電性感測器 1138 的交流電流的頻率，以改善系統效能。例如，在一實施方式中，控制器 1510 係輸出施加一第一非零頻率的交流電流至一所選的電性感測器 1138 之控制信號。根據在該第一非零頻率的交流電流的施加期間從該所選的電性感測器 1138 接收到的信號，控制器 1510 係調整被施加至電性感測器 1138 的交流電流之接著施加的頻率的值。處理器 1510 係輸出控制信號，使得頻率源 1212 係施加一第二非零頻率的交流電流至該所選的電性感測器 1138，其中藉由頻率源 1212 而被施加至該所選的電性感測器 1138 的交流電流的第二非零頻率的值係根據在該第一非零頻率的交流電流的施加期間從該電性感測器 1138 接收到的信號而定。

【0131】 在一實施方式中，處理器 1510 係選擇性地施加不同的非零頻率的交流電流，以在該流體樣本之上執行不同的測試。由於處理器 1510 係使得頻率源 1212 施加不同的非零頻率的交流電流至該電性感測器 1138，因此該電性感測器 1138 係執行不同的測試，其係輸出可以指出該流體或是

內含在該流體中的細胞之不同的性質或特徵之不同的信號。此種不同的測試係在該流體樣本不須從一測試裝置被轉移到另一測試裝置下，在單一流體測試平台上的單一流體樣本上加以執行。因此，該流體樣本的完整性係被維持，執行該多個不同的測試的成本及複雜度係被降低，並且潛在生物危害的廢棄物的量亦被降低。

【0132】 在一實施方式中，應用程式 1522 係指示處理器 1510 以提示一使用者選擇一將藉由系統 1000 實行的特定的流體測試。在一實施方式中，應用程式 1522 係使得處理器 1510 顯示供選擇的不同的測試、或是特徵、或是細胞/微粒參數之不同的名稱在顯示器 1506 上，以供使用者選擇。例如，處理器 1510 可以顯示細胞計數、細胞尺寸或是某些其它參數以供使用者利用輸入 1508 來選擇。

【0133】 在一實施方式中，在提示一使用者選擇一特定的流體測試之前，應用程式 1522 係指示處理器 1510 來實行一對於提供電性感測器 1138 的流體測試裝置的檢查，以判斷或是識別何種流體測試或是何種頻率範圍是可利用的、或是該流體測試裝置係能夠提供何者。在此種實施方式中，程式 1522 係從被呈現給該使用者的流體測試的可能的選擇之表列或功能表自動地刪除那些無法由該特定的匣 1010 提供的流體測試。在又一實施方式中，應用程式 1522 係呈現流體測試之一完整的功能表，但是通知使用者在給定目前連接至分析器 1232 的匣 1010 之下，那些目前是不可利用或選擇的特定的流體測試。

【0134】 根據所接收到的對於將被實行的流體測試的選擇，處理器 1510 係依照內含在應用程式 1522 中的指令，選擇將在利用電性感測器 1138

來測試的期間橫跨或是覆蓋的交流電流的頻率的一掃描範圍。該掃描範圍是根據一預先定義的掃描輪廓而將被施加至電性感測器 38 的交流電流的多個不同頻率所橫跨的一範圍。該掃描範圍係識別用於在測試期間將被施加至電性感測器 1138 的一系列的交流電流的不同頻率之端點。在一實施方式中，一 1kHz 到 10MHz 的掃描範圍係被施加至一感測器 1138。

**【0135】** 該掃描輪廓係指出在該範圍的端點之間的特定的 AC 頻率值以及其施加至電性感測器 1138 的時序。例如，一掃描輪廓可包括在該掃描範圍的端點之間的一連續不中斷的系列之 AC 頻率值。或者是，一掃描輪廓可包括在該掃描範圍的端點之間的一系列的不連續的 AC 頻率值。在不同的掃描輪廓中，在不同的頻率之間的數量、時間間隔及/或頻率值本身的增量可以是均勻或是非均勻的。

**【0136】** 在一實施方式或是使用者所選的操作模式中，處理器 1510 係實行該識別出的掃描範圍以及掃描輪廓，以識別出一對於所實行的特定測試提供最大的信號雜訊比的頻率。在一流體樣本被加入並且該流體樣本的部分已經到達一感測區域而且已經在該感測區域被偵測到之後，相關聯的泵 1160 係被解除啟動，使得該分析物(細胞或微粒)係靜態或是靜止在相鄰的感測器 1138 的感測區域中。在此時，處理器 1510 係實行該掃描。在該掃描期間，被施加至該特定的感測器 1138 的產生最大信號雜訊比之交流電流的頻率係藉由處理器 1510 而被識別出。之後，泵送流體橫跨該特定的感測器 1138 的泵 1160 係再次被啟動，並且該流體樣本係利用該感測器 1138，利用被施加至該感測器 1138 的交流電流之該識別出的頻率來加以測試。在另一實施方式中，交流電流之一預設的標稱頻率係根據被執行的特定的流

體測試而被識別出，其中在該標稱頻率附近的多個頻率係被施加至感測器 1138。

● **【0137】** 在一實施方式或是使用者所選的操作模式中，處理器 1510 係識別最適合用於藉由使用者所選的流體測試之特定的範圍，其中該掃描輪廓是一預設的輪廓，其對於不同的範圍的每一個都是相同的。在另一實施方式或是使用者所選的操作模式中，處理器 1510 係自動地識別最適合用於該所選的流體測試之特定的掃描範圍，其中使用者係被提示來選擇一掃描輪廓。在另一實施方式或是使用者所選的操作模式中，處理器 1510 係依照由應用程式 1522 所提供的指令，不僅自動地識別用於藉由該使用者所選之特定的流體測試的最適合的範圍，而且也識別用於藉由該使用者所選之特定的流體測試之特定的範圍的特定的掃描輪廓。在又一實施方式或是使用者可選擇的操作模式中，使用者係被提示來選擇一特定的掃描輪廓，其中給定用於該特定的所選的流體測試的所選的掃描輪廓下，處理器 1510 係識別最適合的掃描範圍。在一實施方式中，記憶體 1512 或是一例如為記憶體 1604 的遠端的記憶體係包含一查看表，該查看表係識別在用於不同的可利用或可選擇的流體測試、或是一流體測試可加以執行所針對的流體/細胞/微粒參數之不同的掃描輪廓中的不同的掃描範圍。

**【0138】** 一實施方式是其中感測器 1138 包括電性感測器，而應用程式介面 1520 以及應用程式 1522 係合作以指示處理器 1510 來施加不同頻率的交流電流至位在匣 1010 的同一個微流體晶片 1130 上之不同的感測器 1138。在一實施方式中，處理器 1510 係提供使用者選擇被施加至不同的電性感測器 1138 之不同的非零頻率的交流電流。因為處理器 1510 係指示頻率

源 1512 施加不同的非零頻率的交流電流至不同的電性感測器 1138，因此這些不同的電性感測器 1138 係執行不同的測試，其係輸出可以指出該流體或是內含在該流體中的細胞之不同的性質或特徵之不同的信號。此種不同的測試係在該流體樣本不須從一測試裝置被轉移到另一測試裝置下，在單一流體測試平台上的單一流體樣本上加以執行。因此，該流體樣本的完整性係被維持，執行該多個不同的測試的成本及複雜度係被降低，並且潛在生物危害的廢棄物的量亦被降低。

【0139】 在所描繪的例子中，應用程式 1522 以及應用程式介面 1520 係進一步合作以指示處理器 1510 來調節正被匣 1010 測試的流體樣本的溫度。應用程式 1522、應用程式介面 1520 以及處理器 1510 係作為一控制器，其係使得作為泵 1160 的電阻器之雙重目的功能以達成流體泵送以及流體溫度調節兩者變得容易。尤其，處理器 1510 係藉由輸出使得一充分的電流量通過泵 1160 的控制信號來啟動電阻器至一流體泵送狀態，使得泵 1160 的電阻器係加熱在一微流體通道 1136、1236、1336、1436 之內的相鄰的流體至一超過該流體的一成核能量之溫度。因此，該相鄰的流體係被蒸發，此係產生一汽泡，該汽泡係具有一體積大於該汽泡被形成所來自的流體的體積。此較大的體積係作用以推動在該通道之內未被蒸發的其餘的流體，以將該流體移動橫跨感測器 1138 或是該多個感測器 1138。在該汽泡的破裂之際，流體係從儲存槽 1134 被吸入該通道中，以佔去該破裂的汽泡之先前的體積。處理器 1510 係以一種不連續或是週期性的方式來啟動泵 1160 的電阻器至該泵送狀態。在一實施方式中，處理器 1510 係以一種週期性的方式來啟動泵 1160 的電阻器至該泵送狀態，使得在該微流體通道之內的流體係持

續地移動或是持續地循環。

【0140】 在泵 1160 的電阻器並未被啟動至該泵送狀態至一超過該流體的成核能量之溫度的那些時間期間，處理器 1510 係在至少該流體相鄰或是相對感測器 1138 而延伸並且正被感測器 1138 感測的那些時間期間，使用泵 1160 的同一個電阻器以調節該流體的溫度。在電阻器 1160 並非在該泵送狀態中的那些時間期間，處理器 1510 係選擇性地啟動泵 1160 的電阻器至一溫度調節狀態，其中相鄰的流體係在不被蒸發下被加熱。處理器 1510 係藉由輸出使得一充分的電流量通過泵 1160 的電阻器的控制信號，以啟動泵 1160 的電阻器至一流體加熱或是溫度調節狀態，使得泵 1160 的電阻器係加熱在該微流體通道之內的相鄰的流體至一低於該流體的一成核能量的溫度，而不蒸發該相鄰的流體。例如，在一實施方式中，控制器係啟動電阻器至一操作狀態，使得相鄰的流體的溫度上升至一低於該流體的一成核能量之第一溫度，並且接著維持或是調整該操作狀態，使得該相鄰的流體的溫度係被維持固定的、或是時常在一低於該成核能量之預先定義的溫度範圍內。相對地，當泵 1160 的電阻器正被啟動至一泵送狀態時，泵 1160 係在一操作狀態以使得相鄰泵 1160 的電阻器的流體的溫度並不被維持在一固定的溫度或是時常在一預先定義的溫度範圍內(上升及下降都在該預先定義的溫度範圍內)，而是快速且持續地增加或是斜波上升至一超過該流體的成核能量之溫度。

【0141】 在一實施方式中，處理器 1510 係控制電流橫跨泵 1160 的電阻器的供應，使得當在該溫度調節狀態時(該相鄰的流體的溫度並未被加熱至一超過其成核能量的溫度)，該電阻器係以一種二元的方式操作。在其中

泵 1160 的電阻器係在該溫度調節狀態中以一種二元的方式操作之實施方式中，泵 1160 的電阻器不是"導通"、就是"關斷"。當泵 1160 的電阻器係"導通"時，一預設的電流量係通過泵 1160 的電阻器，使得泵 1160 的電阻器以一預設的速率來放射一預設的熱量。當泵 1160 的電阻器係"關斷"時，電流並未通過該電阻器，使得電阻器並不產生或放射任何額外的熱。在此種二元的溫度調節的操作模式中，處理器 1510 係藉由選擇性地切換泵 1160 的電阻器在該"導通"以及"關斷"狀態之間，來控制被施加至在微流體通道之內的流體的熱量。

【0142】 在另一實施方式中，當在該溫度調節狀態時，處理器 1510 係控制或設定泵 1160 的電阻器在複數個不同的"導通"操作狀態中之一。因此，處理器 1510 係選擇性地改變藉由泵 1160 的電阻器所產生及放射的熱所在的速率，該熱放射速率是從在複數個不同的可利用的非零的熱放射速率之間選擇的。例如，在一實施方式中，處理器 1510 係藉由調整泵 1160 的一特徵以選擇性地改變或控制藉由泵 1160 的電阻器來修改熱所在的速率。泵 1160 的電阻器的一可被調整的特徵(除了一導通-關斷的狀態之外)的例子係包含但不限於調整被供應橫跨該電阻器的電流的一非零的脈波頻率、一電壓以及一脈波寬度。在一實施方式中，處理器 1510 係選擇性地調整多個不同的特徵，以控制或調節藉由泵 1160 的電阻器所放射的熱所在的速率。

【0143】 在一使用者可選擇的操作模式中，處理器 1510 係依照來自應用程式介面 1520 以及應用程式 52 的指令，根據一預先定義或是預設的時間表來選擇性地啟動泵 1160 的電阻器至該溫度調節狀態，以維持該流體的一固定的溫度低於該流體的成核能量、或是維持該流體的一溫度時常在一

低於在該流體中的成核能量之預先定義的溫度範圍內。在一實施方式中，該預設的時間表是一預設的週期性或時間表。例如，透過有關流體測試系統 1000 之特定的溫度特徵的歷史資料收集，可能已經發現到的是，在流體測試系統 1000 中之一特定的流體樣本的溫度係以一種可預測的方式或模式來進行在溫度上的改變，其係依據例如是正被測試的流體類型、泵 1160 的電阻器正被啟動至該泵送狀態所在的速率/頻率、在其中一個別的汽泡被產生的一泵送週期期間藉由溫度調節器 60 所放射的熱量、流體測試系統 1000 的各種的構件的熱性質、導熱度、泵 1160 的電阻器與感測器 1138 的間隔、該流體樣本在最初被沉積到樣本輸入埠 1018 或是測試系統 1000 中的最初的溫度、與類似者之因素而定。根據先前發現的該流體樣本在系統 1000 中進行在溫度上的改變或是溫度損失所在的可預測的方式或模式，處理器 1510 係輸出控制信號以選擇性地控制泵 1160 的電阻器何時如上所述的導通或是關斷，及/或當泵 1160 的電阻器是在該"導通"狀態時選擇性地調整泵 1160 的電阻器或是多個泵 1160 的特徵，以便於適配至所發現的溫度改變或損失的模式，並且以便於維持該流體的一固定的溫度低於該流體的成核能量、或是維持該流體的一溫度時常在一低於該成核能量之預先定義的溫度範圍內。在此種實施方式中，處理器 1510 啟動泵 1160 的電阻器至一溫度調節狀態以及處理器 1510 選擇性地調整電阻器的一操作特徵以調整泵 1160 的電阻器的熱放射速率所在之預先定義的週期性的時序時間表係被儲存在記憶體 1512 中、或是被程式化為一例如是特殊應用積體電路的積體電路的部分。

【0144】 在一實施方式中，處理器 1510 啟動泵 1160 至該溫度調節狀態以及處理器 1510 在該溫度調節狀態中調整泵 1160 的操作狀態所在之預先

定義的時序時間表係根據一流體樣本到測試系統 1000 的插入而定、或是藉由其而被觸發。在另一實施方式中，該預先定義的時序時間表係根據一和該流體樣本藉由泵 1160 的電阻器的泵送相關的事件而定、或是藉由其而被觸發。在又一實施方式中，該預先定義的時序時間表係根據信號或資料從感測器 1138 的輸出、或是感測器 1138 用以感測該流體並且輸出資料所在之時間表或頻率而定、或是藉由其而被觸發。

【0145】 在另一使用者可選擇的操作模式中，處理器 1510 係選擇性地啟動泵 1160 的電阻器至該溫度調節狀態，並且當在該溫度調節狀態時，其係根據來自溫度感測器 1175 的指出正被測試的流體的溫度之信號，來選擇性地啟動泵 1160 的電阻器至不同的操作狀態。在一實施方式中，處理器 1510 係根據從溫度感測器 1175 接收到的指出正被測試的流體的一溫度之所接收到的信號，以將泵 1160 的電阻器切換在該泵送狀態與溫度調節狀態之間。在一實施方式中，處理器 1510 係根據此種信號來判斷正被測試的流體的溫度。在一實施方式中，處理器 1510 係以一種閉迴路的方式操作，其中處理器 1510 係根據持續或是週期性地從一感測器 1175 或是超過一個的感測器 1175 接收到的指出流體溫度的信號，來持續或週期性地調整在該溫度調節狀態中的泵 1160 的電阻器的操作特徵。

【0146】 在一實施方式中，處理器 1510 係將從溫度感測器 1175 接收到的信號的值相關聯或是做成索引到泵 1160 的電阻器之對應的操作狀態、以及該電阻器的此種操作狀態被起始所在的特定的時間、該電阻器的此種操作狀態結束所在的時間、及/或泵 1160 的電阻器的此種操作狀態的持續期間。在此種實施方式中，處理器 1510 係儲存該索引的指出流體溫度的信號

以及其相關的電阻器操作狀態的資訊。利用該儲存的索引的資訊，處理器 1510 係判斷或是識別在該電阻器泵 1160 的不同的操作狀態與在該微流體通道之內的流體的溫度上所產生的改變之間的一目前的關係。因此，處理器 1510 係識別在該微流體通道之內的特定的流體樣本、或是一特定類型的流體的溫度是如何響應於在該溫度調節狀態中的電阻器泵 1160 的操作狀態上的改變。在一實施方式中，處理器 1510 係呈現顯示的資訊以容許一操作者能夠調整測試系統 1000 的操作，以考量到測試系統 1000 的構件的老化、或是其它可能會影響流體如何響應於在泵 1160 的電阻器的操作特徵上的改變的因素。在另一實施方式中，處理器 1510 係根據對於該電阻器的不同的操作狀態之識別出的溫度響應來自動地調整是如何控制在該溫度調節狀態中的泵 1160 的電阻器的操作。例如，在一實施方式中，處理器 1510 係調整泵 1160 的電阻器被啟動在該"導通"及"關斷"狀態之間、或是根據所識別出而且被儲存的在該流體樣本與該電阻器之間的熱響應關係而被啟動在不同的"導通"操作狀態之間所在的預設的時間表。在另一實施方式中，處理器 1510 係調整控制處理器 1510 是如何即時地響應於從溫度感測器 1175 接收到的溫度信號之公式。

【0147】 儘管，在所描繪的例子中，行動分析器 1232 係被描繪為包括一平板電腦，而在其它實施方式中，行動分析器 1232 係包括一智慧型手機、或是膝上型或筆記型電腦。在另外其它的實施方式中，行動分析器 1232 係被一例如是桌上型電腦或是全一體化電腦之靜止的計算裝置所替代。

【0148】 遠端的分析器 1300 係包括一位在相對於行動分析器 1232 遠端的計算裝置。遠端的分析器 1300 係可以橫跨網路 1500 存取的。遠端的分

析器 1300 係提供額外的處理能力/速度、額外的資料儲存、資料資源以及在某些情況中是應用程式或是程式更新。遠端的分析器 1300(其係被概要地展示)係包括通訊介面 1600、處理器 1602 以及記憶體 1604。通訊介面 1600 係包括一發送器，其係使得在遠端的分析器 1300 與行動分析器 1232 之間橫跨網路 1500 的通訊變得容易。處理器 1602 係包括一實行內含在記憶體 1604 中的指令之處理單元。記憶體 1604 係包括一非暫態的電腦可讀取的媒體，其係包含指示處理器 1602 的操作之機器可讀取的指令、碼、程式邏輯或是邏輯編碼。記憶體 1604 係進一步儲存來自藉由系統 1000 所執行的流體測試的資料或結果。

【0149】 如同進一步藉由圖 7 所展示的，記憶體 1512 係額外包括緩衝器模組 1530、資料處理模組 1532 以及繪圖模組 1534。模組 1530、1532 及 1534 係包括相像的程式、常式，其係合作以指示處理器 1510 來實行一種如同在圖 22 中所繪的多執行緒的流體參數處理方法。圖 22 係描繪並且描述單一資料接收器執行緒 1704 藉由處理器 1510 的接收及處理。在一實施方式中，該多執行緒的流體參數處理方法 1700 係同時藉由處理器 1510 針對於其中多個資料組正同時被接收的多個同時的資料接收器執行緒的每一個來加以執行。例如，在一實施方式中，處理器 1510 係同時接收代表有關電性參數、熱參數以及光學參數的資料組之資料信號。對於針對於正被接收到的不同的參數的每一個資料組或是系列的信號，處理器 1510 係同時實行方法 1700。所有此種資料組係同時被接收、緩衝、分析並且接著繪製或者是呈現或顯示在行動分析器 1232 之上。

【0150】 在一例如是血液樣本的流體樣本的測試期間，處理器 1510

係持續地執行一資料接收器執行緒 1704，其中指出至少一流體特徵的信號係被處理器 1510 所接收到。在一實施方式中，根據該資料接收器執行緒 1704 而被處理器 1510 所接收到的信號包括基礎的資料。為了此揭露內容的目的，該術語"基礎的資料"、"基礎的信號"、"基礎的流體參數資料"或是"基礎的流體參數信號"係指來自流體感測器 1138 的信號，其已經單獨進行修改以使得此種信號的例如是放大、雜訊過濾或是移除、類比至數位轉換以及在阻抗信號的情形中的正交振幅調變(QAM)的使用變得容易。QAM 係利用射頻(RF)成分以取出該頻率成分，因而由受測裝置(該特定的感測器 1138)的阻抗所引起在相位上的實際的移位係被識別出。

【0151】 在一實施方式中，在該資料接收器執行緒 1704 的執行期間持續被處理器 1510 所接收到的信號係包括電性阻抗信號，其係指出產生自該流體通過橫跨一電場區域的流動而在電性阻抗上的改變。在該資料接收器執行緒 1704 的執行期間持續被處理器 1510 所接收到的信號係包括基礎的資料，此係表示此種信號已經進行各種的修改，以使得此種信號如上所述之後續的使用及處理變得容易。在一實施方式中，藉由處理器 1510 所實行的資料接收器執行緒 1704 係以一至少 500kHz 的速率來接收該基礎的阻抗資料或是基礎的阻抗信號。

【0152】 在該資料接收器執行緒 1704 之下的基礎的流體參數信號的接收期間，緩衝器模組 1530 係指示處理器 1510 反覆地緩衝或是暫時儲存一預設的時間量的基礎的信號。在所描繪的例子中，緩衝器模組 1530 係指示處理器 1510 將在一個一秒的間隔或是時間期間接收到的基礎的流體參數信號的全部反覆地緩衝或是暫時儲存在一記憶體(例如是記憶體 1512 或其它

記憶體)中。在其它實施方式中，該預設的時間量的基礎的信號係包括在一較短或是在一較長的時間期間接收到的所有基礎的流體參數信號。

【0153】 在每一個預設的時間量的信號的緩衝的完成之後，資料處理模組 1532 係指示處理器 1510 開始及實行一資料處理執行緒，其係執行在被緩衝在相關並且剛完成的時間量的基礎的流體參數信號中之基礎的流體參數信號的每一個上。如同在圖 3 的例子中所繪的，在例如是阻抗信號的基礎的流體參數信號已經從匣介面 1200 在第一預設的時間期間 1720 被接收到並且被緩衝之後，資料處理模組 1532 係指示處理器 1510 在時間 1722 開始一第一資料處理執行緒 1724，在時間期間 1720 接收到的基礎的流體參數信號的每一個係在該期間被處理或是分析。為了此揭露內容的目的，相關基礎的流體參數信號的術語"處理"或是"分析"係指除了例如是放大、雜訊降低或移除、或是調變的動作以外之基礎的流體參數信號透過公式與類似者的應用的額外的處理，以判斷或估計正被測試的流體的實際的性質。例如，處理或分析基礎的流體參數信號係包括利用此種信號來估計或判斷在一時間點或是在一特定的時間期間，在一流體中之個別的細胞的數量、或是估計或判斷該些細胞或是該流體本身的其它物理性質，例如是細胞的尺寸或類似者。

【0154】 同樣地，在來自流體測試裝置的流體參數信號已經在第二預設的時間期間 1726(其連續地接著該第一段時間期間 1720)被接收到並且緩衝之後，資料處理模組 1532 係指示處理器 1510 在時間 1728 開始一第二資料處理執行緒 1730，在該時間期間 1726 接收到的基礎的流體參數信號的每一個係在該期間被處理或是分析。如同在圖 22 中以及該舉例說明的資料處

理執行緒 1732(資料處理執行緒 M)所指出的，當該資料接收器執行緒 1704 係持續從匣介面 1200 接收流體參數資料信號時，緩衝一預設的時間量的信號並且接著在該時間量或是時間期間的結束之際，起始一相關的資料執行緒以作用或是處理在該時間期間接收到的信號之所述的循環係持續地重複之。

【0155】 如同在圖 22 中所繪，在每一個資料處理執行緒的完成之際，經處理的信號或是資料結果係被傳遞或是轉移到一資料繪製執行緒 1736。在所描繪的例子中，在該時間期間 1720 接收到的流體參數信號的處理在時間 1740 的完成之際，來自此種處理或分析的結果或是處理資料係被發送至資料繪製執行緒 1736，其中該些結果係在繪圖模組 1534 的指示下被納入正在藉由資料繪製執行緒 1736 實行的持續的繪製中。同樣地，在該時間期間 1726 接收到的流體參數信號的處理在時間 1742 的完成之際，來自此種處理或分析的結果或是處理資料係被發送至資料繪製執行緒 1736，其中該些結果係在繪圖模組 1534 的指示下被納入正在藉由資料繪製執行緒 1736 實行的持續的繪製中。

【0156】 如同藉由圖 22 所展示的，每一個資料處理執行緒 1724、1730 係消耗一最大的時間量以處理該預設的時間量的基礎的信號，其中此用以處理預設的時間量的信號之最大的時間量係大於該預設的時間量本身。如同藉由圖 22 所展示的，藉由多執行緒在流體測試期間接收到的流體參數信號的處理，行動分析器 1232 係藉由即時地平行的處理接收到的多個信號以作用為一行動分析器，此係使得藉由繪圖模組 1534 即時地繪製該些結果變得容易，其係避免或縮短任何冗長的延遲。處理器 1510 係依照內含在繪圖

模組 1534 中的指令，在顯示器 1506 上顯示該資料繪製執行緒的結果，而該資料接收器執行緒 1704 係繼續接收及緩衝流體參數信號。

**【0157】** 處理器 1510 係進一步橫跨網路 1500 來發送藉由資料處理執行緒 1724、1730、...1732 所產生的資料至遠端的分析器 1300。在一實施方式中，當該資料處理執行緒的結果在該資料處理執行緒的執行期間被產生時，處理器 1510 係以一種連續的方式來發送包括在相關的資料處理執行緒中實行的處理的結果之資料至遠端的分析器 1300。例如，在一資料處理執行緒 1724 的執行期間，在時間 1740 產生的結果係立即被轉移到遠端的分析器 1300，而不是等待直到資料處理執行緒 1730 已經結束所在的時間 1742 為止。在另一實施方式中，在該特定的資料處理執行緒已經完成或是已經結束之後，處理器 1510 係以一資料批次來發送該資料。例如，在一實施方式中，處理器 1510 係在時間 1740 以一批次來發送資料處理執行緒 1724 的全部結果至遠端的分析器 1300，同一時間此種結果係被發送至資料繪製執行緒 1736。

**【0158】** 遠端的分析器 1300 的處理器 1602 係依照由記憶體 1604 提供的指令，分析該接收到的資料。處理器 1602 係發送其分析的結果，亦即經分析的資料回到行動分析器 1232。行動分析器 1232 係在顯示器 1506 上顯示或者是呈現從遠端的分析器 1300 接收到的經分析的資料、或是以不論是可見或是可聽的其它方式來通訊。

**【0159】** 在一實施方式中，遠端的分析器 1300 係從行動分析器 1232 接收已經藉由分析器 1232 而被分析或處理的資料，其中行動分析器 1232 已經執行或實行從匣 1010 接收到的基礎的流體參數信號或是基礎的流體參

數資料之某些形式的處理。例如，在一實施方式中，行動分析器 1232 係在該基礎的流體參數資料與信號上執行一第一層級的分析或是處理。例如，阻抗分析係在該行動分析器上完成，其將會給出通過該感測器的細胞數量。此種處理的結果係接著被發送至遠端的分析器 1300。遠端的分析器 1300 係在從行動分析器 1232 接收到的結果上施加一第二層級的分析或處理。該第二層級的分析可包括額外的公式、統計的計算或類似者至從行動分析器 1232 接收到的結果的應用。遠端的分析器 1300 係實行已經在行動分析器 1232 進行某些形式的處理或分析的資料之額外更複雜且更耗時或是繁重的處理能力的處理或分析。此種在遠端的分析器 1300 實行的額外的分析的例子係包含但不限於凝結速率的計算以及亦在從各種的行動分析器收集的資料上的分析，以找出趨勢並且提供有意義的建議。例如，遠端的分析器 1232 可以匯總來自一個大的地理區域的數位患者的資料，以使得流行病學的研究以及識別疾病的散佈變得容易。

【0160】 儘管本揭露內容已經參考範例實施方式來加以敘述，熟習此項技術者將會體認到可以在形式及細節上做出改變，而不脫離所主張的標的之精神及範疇。例如，儘管不同的範例實施方式可能已經被敘述為包含提供益處的特點，但所思及的是在所述的範例實施方式中、或是在其它替代的實施方式中，所述的特點可以與彼此互換、或者是和彼此結合。因為本揭露內容的技術是相當複雜的，所以並非所有在技術上的改變都是可預見的。參考該例子所述以及在以下的申請專利範圍中闡述的本揭露內容係明白地欲為盡可能廣的。例如，除非另有明確地指出的，否則闡述單一特定的元件之申請專利範圍亦涵蓋複數個此種特定的元件。

**【符號說明】**

**【0161】**

30 微流體診斷測試晶片

32 基板

34 微流體儲存槽

36 微流體通道

38 微製造整合的感測器

40 收縮

44、46 導引流體

48 排出儲存槽

50 導引流體

110 微流體的匣

112 匣主體

130 微流體晶片

152 電連接器

154 樣本輸入埠及通道

156 排出儲存槽

158 隔膜

160 泵

162 排出通道

210 微流體的匣

263 滯留通道

- 264 流體試劑
- 266 薄膜
- 268 封裝
- 269 面板(膜)
- 270 補充流體試劑源
- 272 側室
- 274 流體試劑
- 276 振膜
- 330 微流體晶片
- 332、334 循環架構
- 336 微流體通道
- 338 感測器
- 360 泵
- 362 中央部分
- 364、366 分支部分
- 376 微流體通道
- 378 感測器
- 380 泵
- 382 末端部分
- 384、386、388 分支部分
- 400 流體測試系統
- 430 微流體晶片

- 432 可攜式電子裝置
- 436 微流體通道
- 438 感測器
- 440 溫度感測器
- 444 多工器電路
- 450 入口部分
- 460 泵
- 462 排出通道
- 470 顯示器
- 472 處理器
- 474 記憶體
- 476 電連接器
- 478 多工器電路
- 536 微流體通道
- 538、538A、538B 感測器
- 541 嘴部
- 560 泵
- 1000 微流體診斷(測試)系統
- 1010 微流體的匣
- 1012 匣板
- 1014 匣主體
- 1015 薄膜(導線)

- 1016 電連接器
- 1017 手指抓握部分
- 1018 樣本接收埠
- 1020 滯留通道
- 1021 樣本保持室
- 1022 晶片漏斗
- 1023 排氣口
- 1024 排出儲存槽
- 1025 嘴部(試劑)
- 1026 平台(隆起)
- 1027 頂表面
- 1028 上游的部分
- 1029 末端部分
- 1030 微流體晶片
- 1032 基板
- 1033 區域
- 1034 微流體儲存槽
- 1130、1133 微流體晶片
- 1135 感測區域
- 1136 微流體通道
- 1138 微製造整合的感測器
- 1140 收縮

- 1141、1143 低側的電極
- 1145 主動高側的電極
- 1147 細胞
- 1160 泵(電阻器)
- 1162 中央部分
- 1164、1166 分支部分
- 1170、1171 流體樣本移動
- 1175 溫度感測器
- 1177 電性接觸墊(埠)
- 1179 多工器電路
- 1200 匣介面
- 1204 接收埠(電連接器)
- 1206 電連接器
- 1208 韌體
- 1209 USB 連接器線
- 1210 印刷電路板
- 1212 頻率源
- 1214 阻抗抽取器
- 1216 緩衝器
- 1230 微流體晶片
- 1232 行動分析器
- 1236、1236A、1236B 微流體通道

- 1300 遠端的分析器(伺服器)
- 1330 微流體晶片
- 1336 通道
- 1336A、1336B、1336C 微流體通道部分
- 1430 微流體晶片
- 1435 感測區域
- 1436 微流體通道
- 1460 泵
- 1462 排出通道
- 1466 入口部分(中央部分)
- 1468 分支部分
- 1500 阻抗感測電路(網路)
- 1502 電連接器
- 1504 電源
- 1506 顯示器
- 1508 輸入
- 1510 處理器(電路區塊)
- 1512 記憶體(電路區塊)
- 1514、1516、1518 電路區塊
- 1520 應用程式介面(電路區塊)
- 1522 應用程式(電路區塊)
- 1530 緩衝器模組

1532 資料處理模組

1534 繪圖模組

1600 通訊介面

1602 處理器

1604 記憶體

1700 多執行緒的流體參數處理方法

1704 資料接收器執行緒

1720 第一預設的時間期間

1722 時間

1724 第一資料處理執行緒

1726 第二預設的時間期間

1728 時間

1730 第二資料處理執行緒

1732 資料處理執行緒

1736 資料繪製執行緒

1740、1742 時間

D 深度

D1、D2、D3 距離

L、L1、L2 長度

W 寬度

## 申請專利範圍

1. 一種流體測試匣，其係包括：

一晶片，其係包括：

一微流體儲存槽；

一微流體通道，其係延伸自該微流體儲存槽，並且具有一收縮，該收縮係具有一不大於 30 $\mu$ m 的寬度；以及

一在該收縮之內的微製造整合的感測器，

其中該微流體通道係包括：

一第一部分，其係延伸自該微流體儲存槽，並且包含一熱敏電阻；

一第二部分，其係從該第一部分分支回到該微流體儲存槽，該第二部分係具有該收縮，該收縮係包含該微製造整合的感測器；以及

一第三部分，其係從該第一部分以及該第二部分中之一分支回到該微流體儲存槽，該第二部分係具有一第二收縮，該第二收縮係包含一第二阻抗感測器。

2. 如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其進一步包括一支承該晶片的匣主體，該匣主體係包括一連接至該微流體儲存槽的樣本輸入埠。

3. 如申請專利範圍第 2 項之流體測試匣，其進一步包括：

一在該樣本輸入埠之內的試劑；以及

一可拆卸的封裝，其係完全地封入該匣主體以及該晶片。

4. 如申請專利範圍第 2 項之流體測試匣，其進一步包括一滯留通道，該滯留通道係從該樣本輸入埠曲折地延伸至微流體儲存槽。

5. 如申請專利範圍第 2 項之流體測試匣，其中該匣主體進一步包括一排

出儲存槽，以接收已經通過該晶片的流體。

6.如申請專利範圍第 5 項之流體測試匣，其中該晶片進一步包括：

一噴嘴，其係將該微流體通道連接至該排出儲存槽；以及

一熱敏電阻，其係用以透過該噴嘴來將流體排出到該排出儲存槽中。

7.如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其中具有一第一寬度的該第一部分係具有來自該微流體儲存槽的一入口，其中具有一大於該第一寬度的第二寬度的該第二部分係具有一至該微流體儲存槽的出口，並且其中具有一大於該第一寬度的第三寬度的該第三部分係具有一至該微流體儲存槽的出口。

8.如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其中該微流體通道係包括一包含一第二感測器的第二收縮，其中該收縮係具有一第一寬度，並且其中該第二收縮係具有一不同於該第一寬度的第二寬度。

9.如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其進一步包括一在該微流體通道之內的熱敏電阻，以泵送流體通過該微流體通道，其中該熱敏電阻係具有一沿著該微流體通道的長度，其中該感測器係沿著該微流體通道與該熱敏電阻間隔開一至少該長度的間隔。

10.如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其進一步包括一在該微流體通道之內的熱敏電阻，以泵送流體通過該微流體通道，其中該熱敏電阻係具有一沿著該微流體通道的長度，其中該熱敏電阻係沿著該微流體通道與該微流體儲存槽間隔開一至少該長度的間隔。

11.如申請專利範圍第 1 項之流體測試匣，其中該感測器係具有一沿著該微流體通道的長度，其中該微流體通道係具有一第二收縮，其中該晶片

進一步包括一在該第二收縮之內的第二微製造整合的感測器，並且其中該第二微製造整合的感測器係與該感測器間隔開一至少該長度的兩倍的距離。

圖式

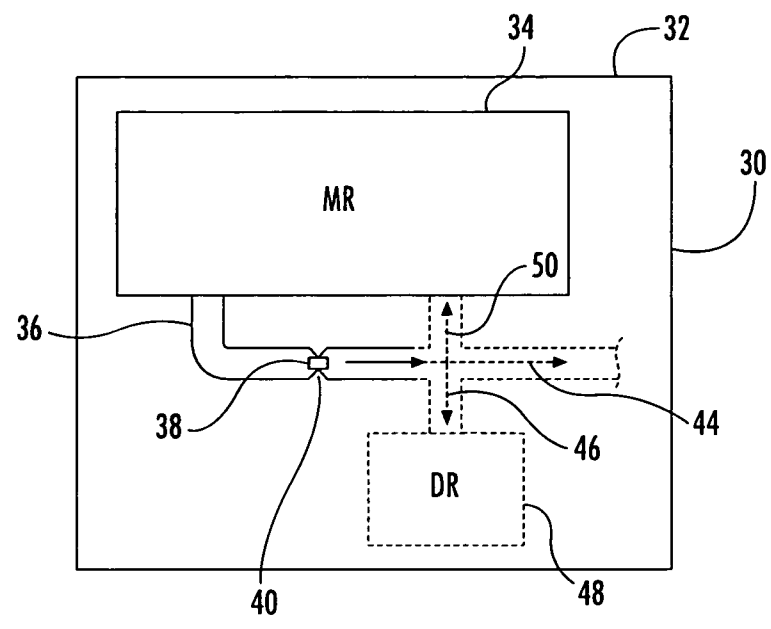


圖1

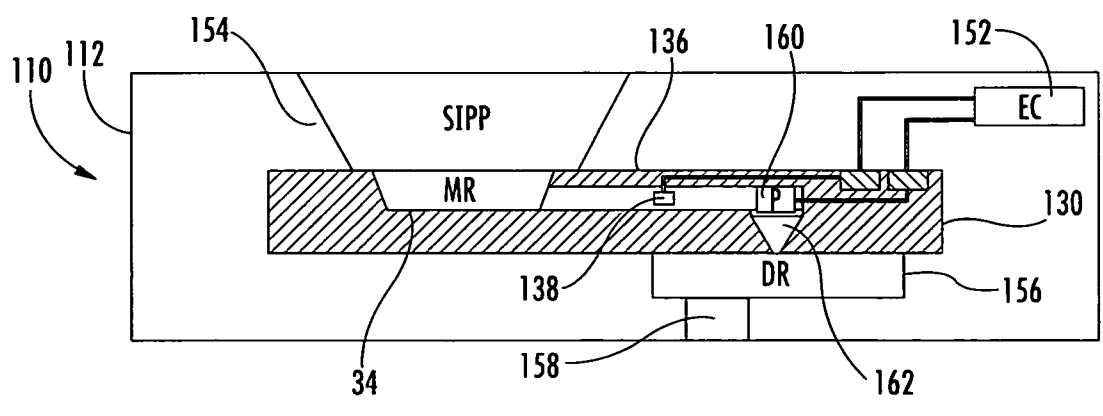


圖2

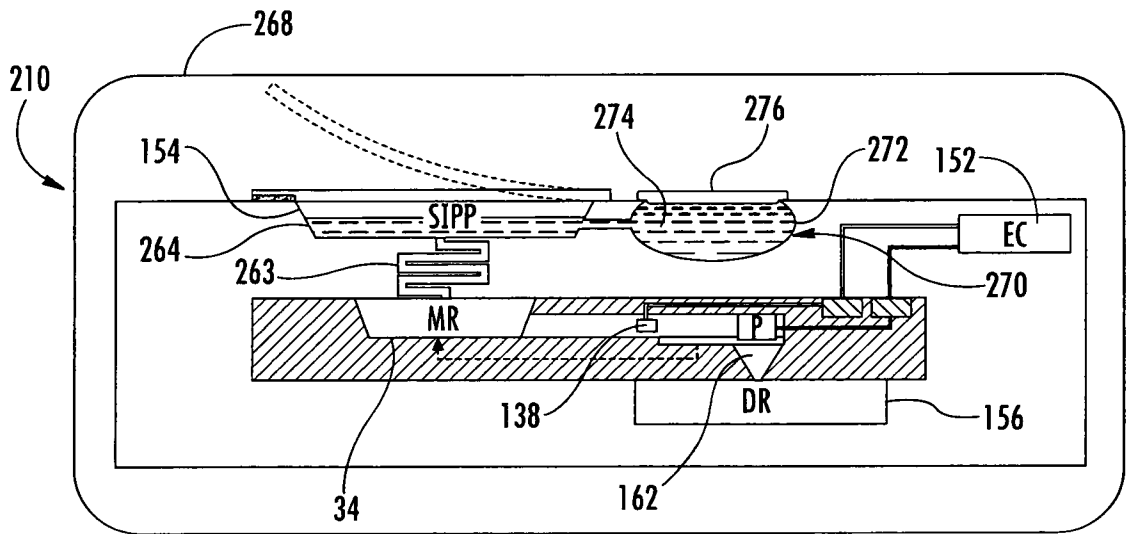


圖3

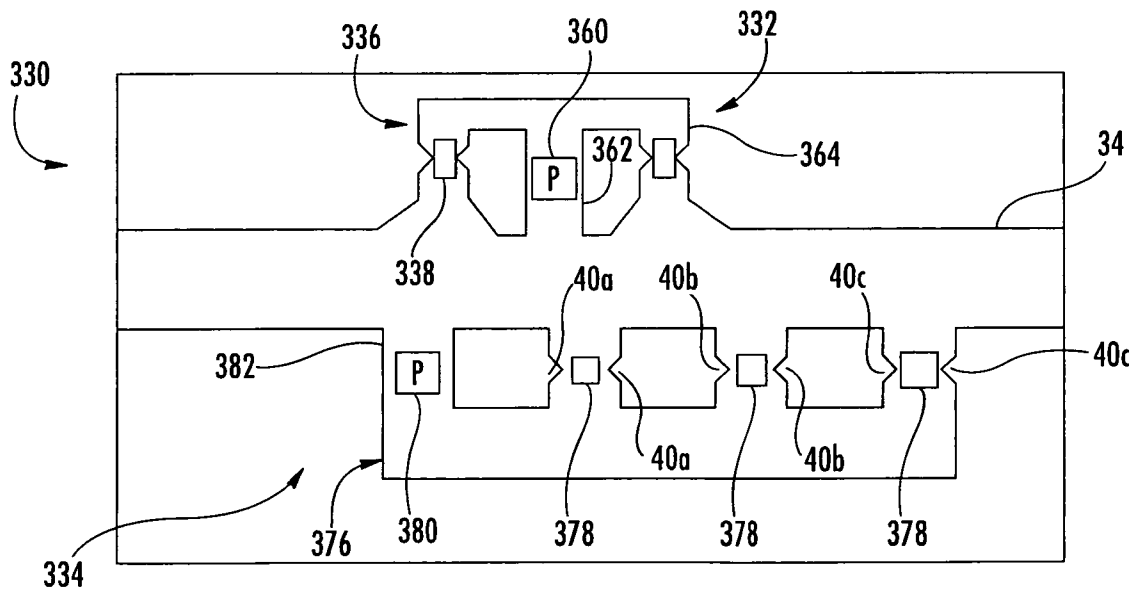


圖4

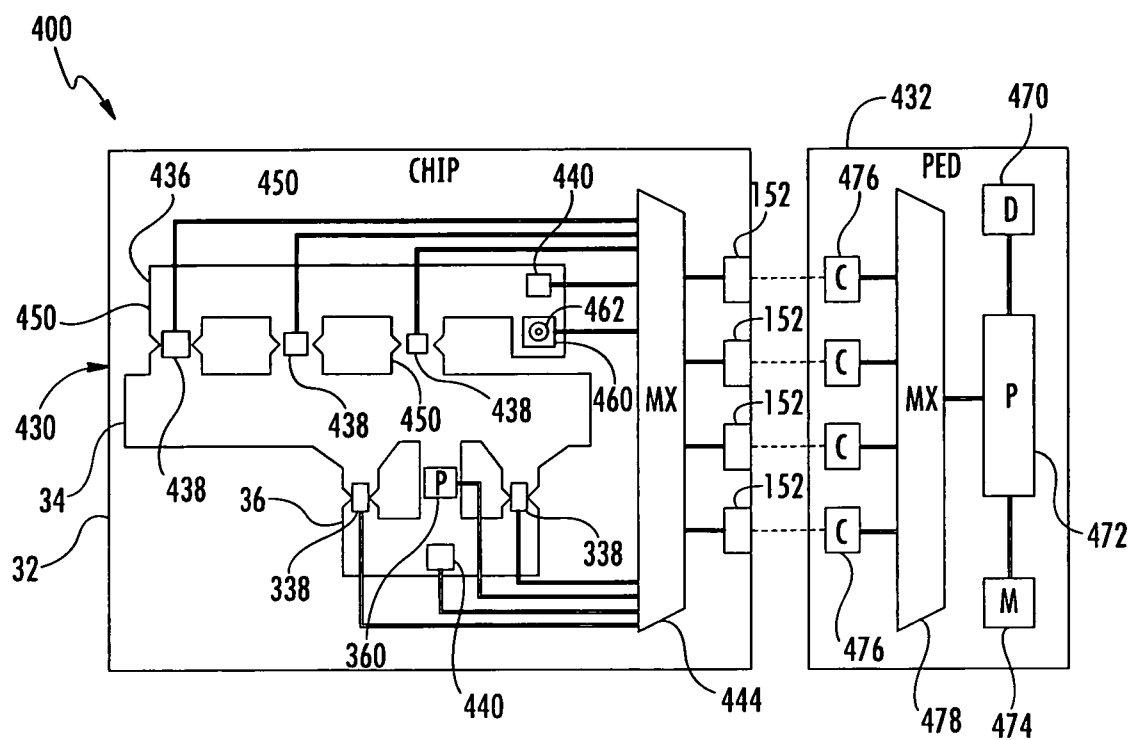


圖5

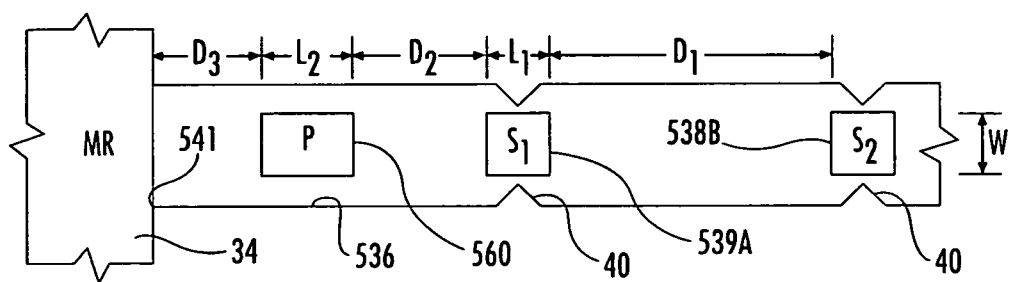


圖6

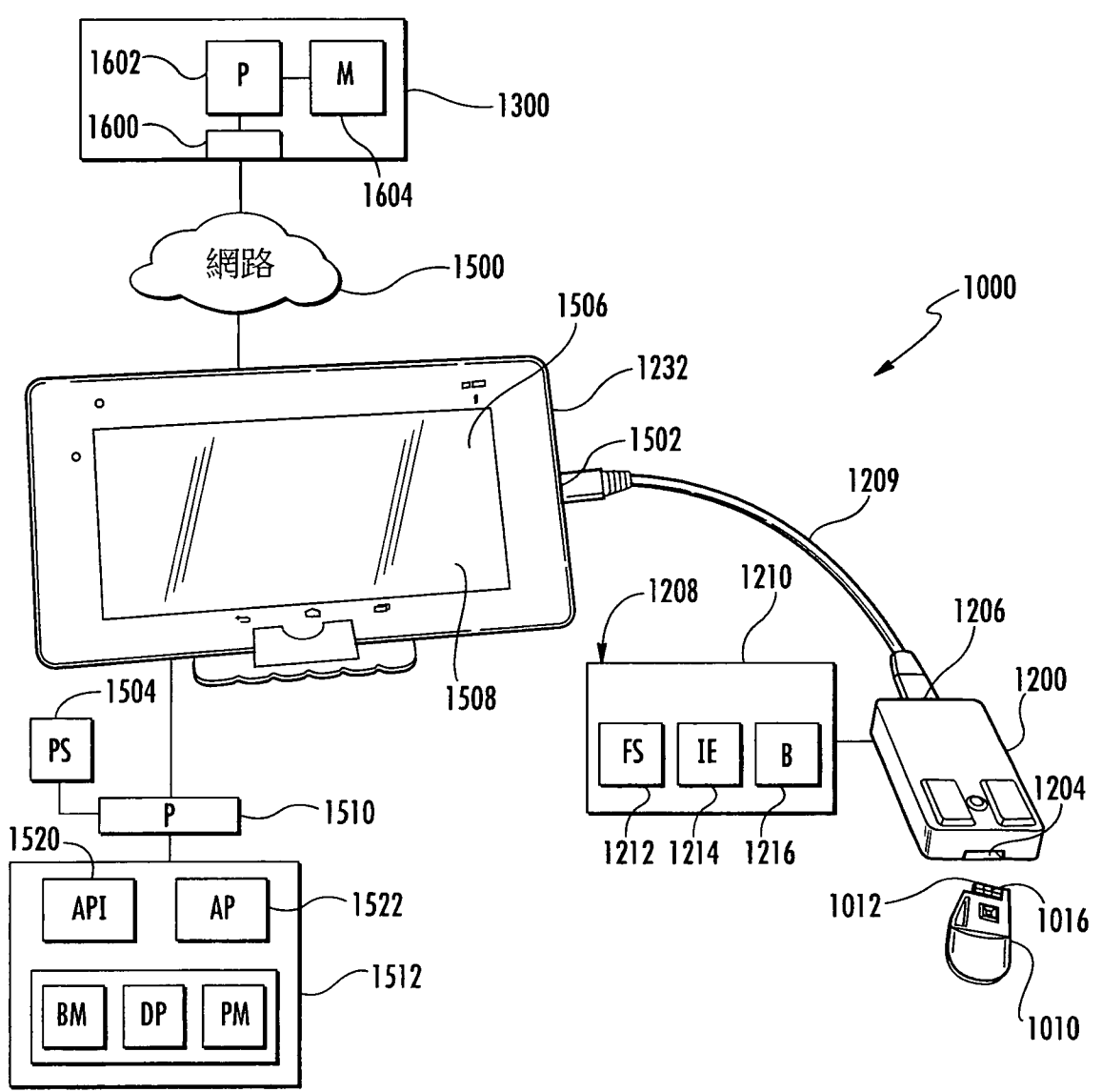
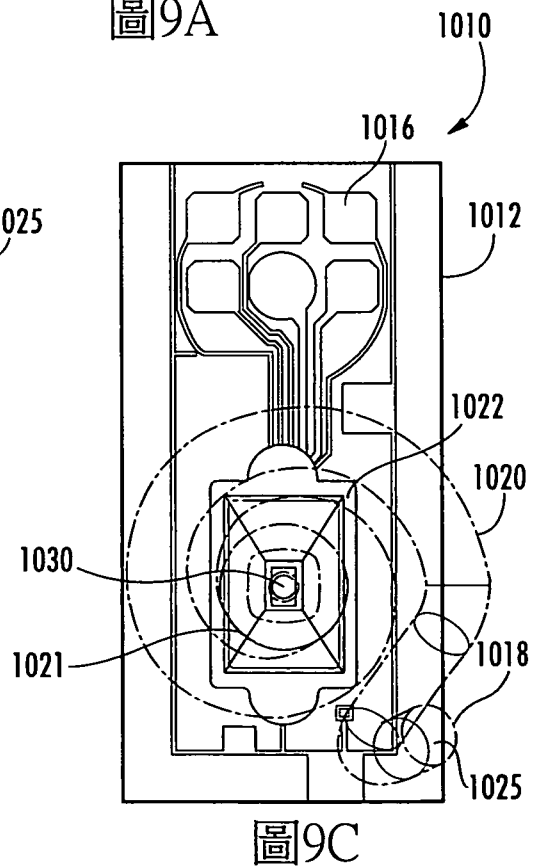
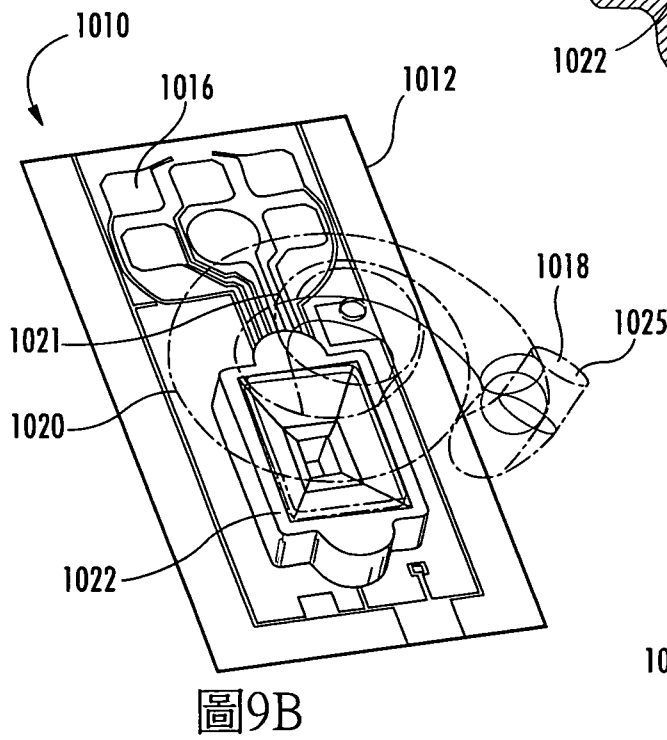
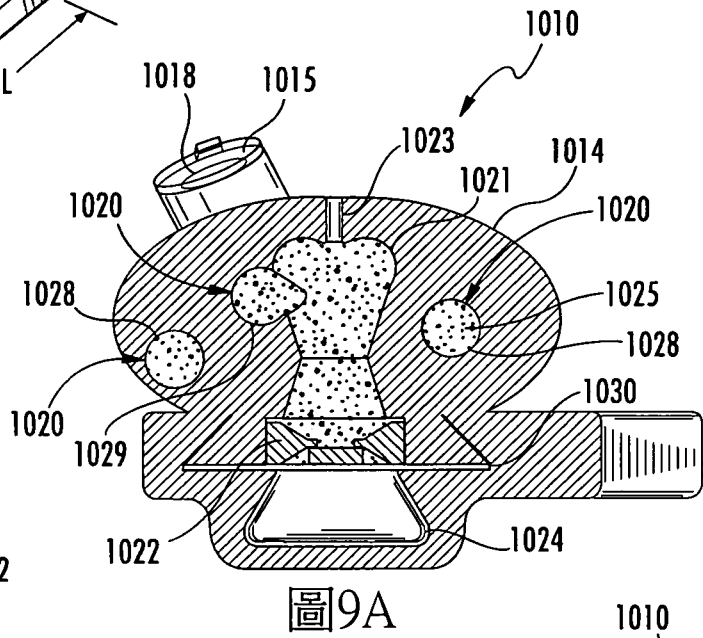
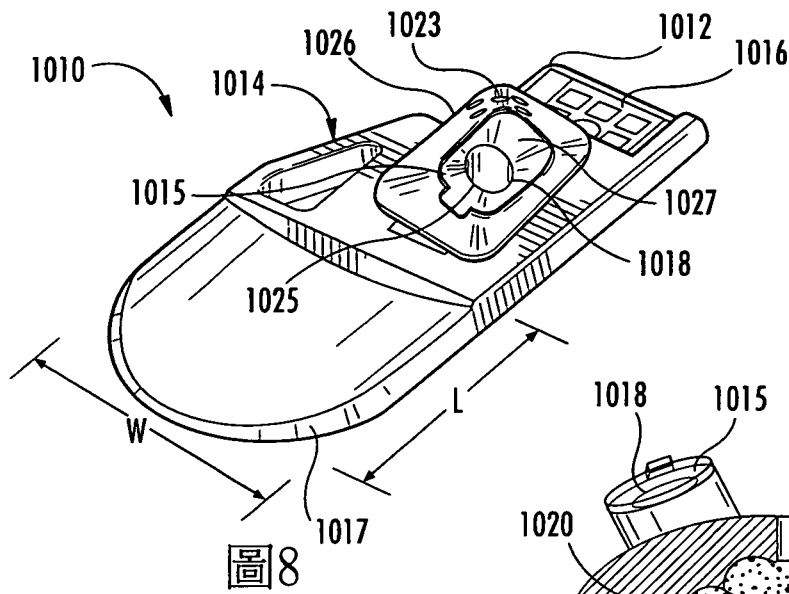


圖7



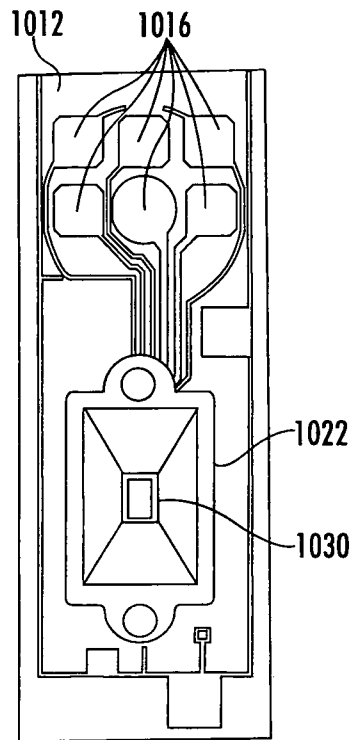


圖10A

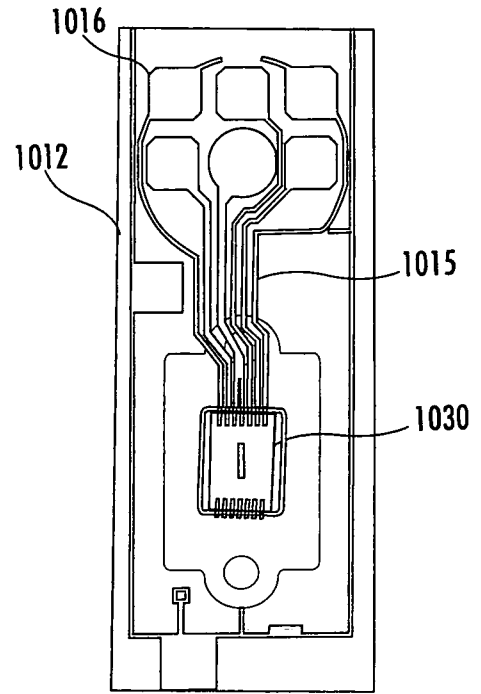


圖10B

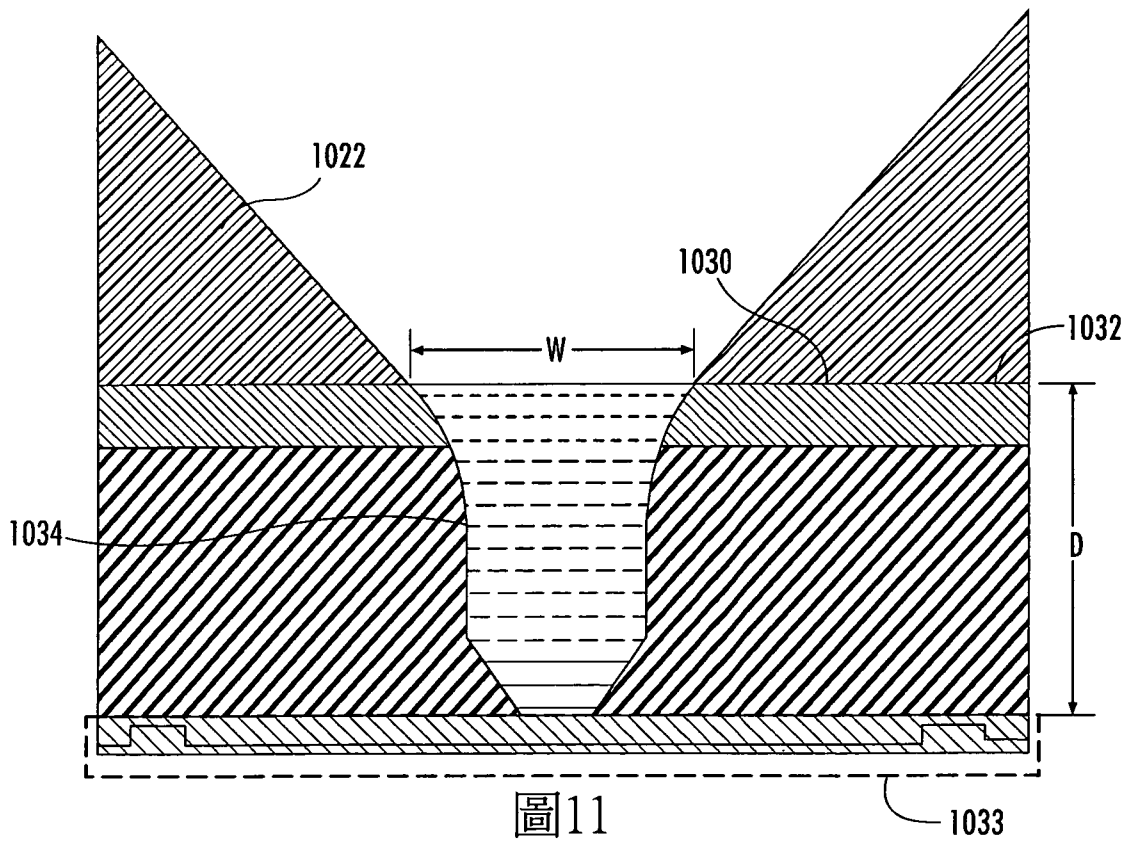


圖11

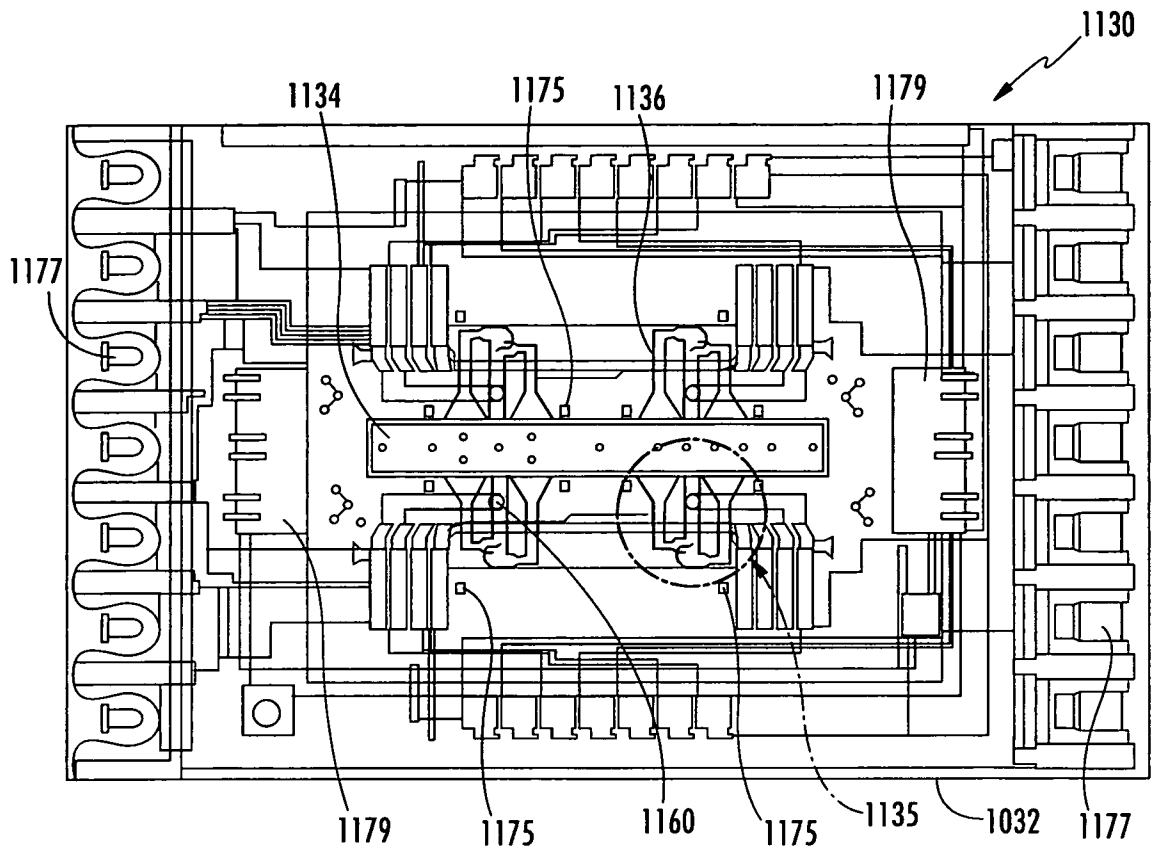


圖12

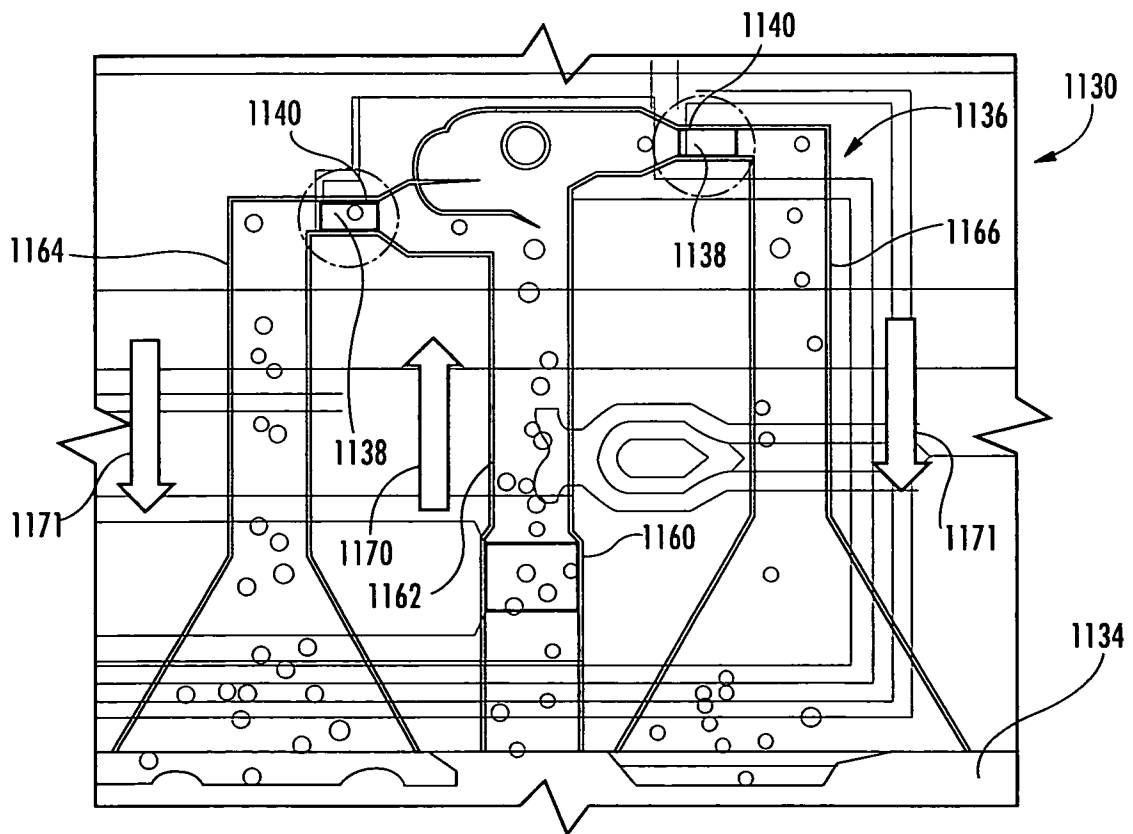


圖13

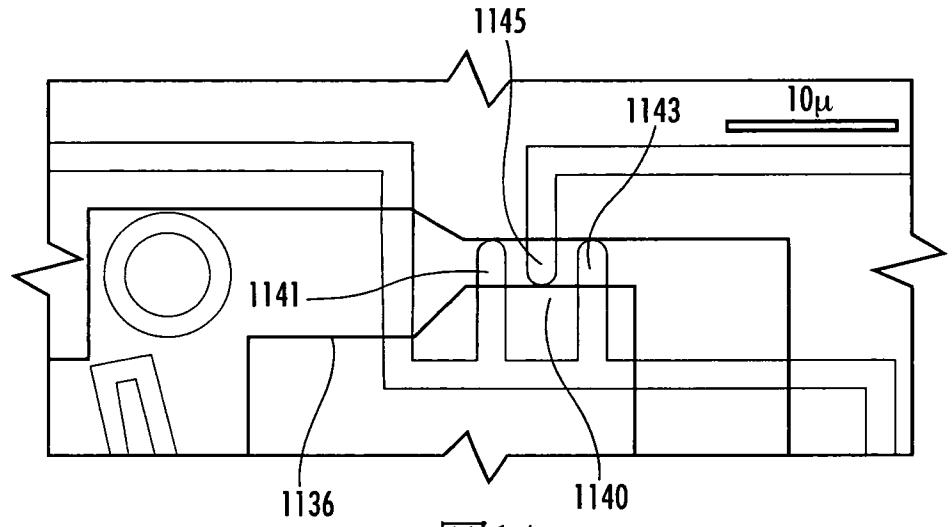


圖14

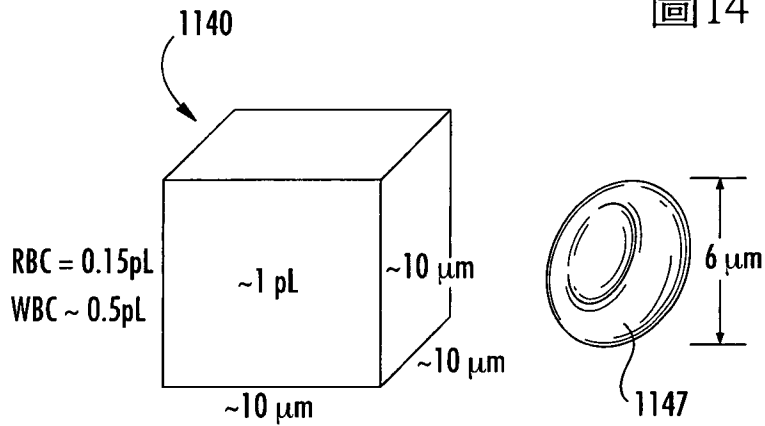


圖15

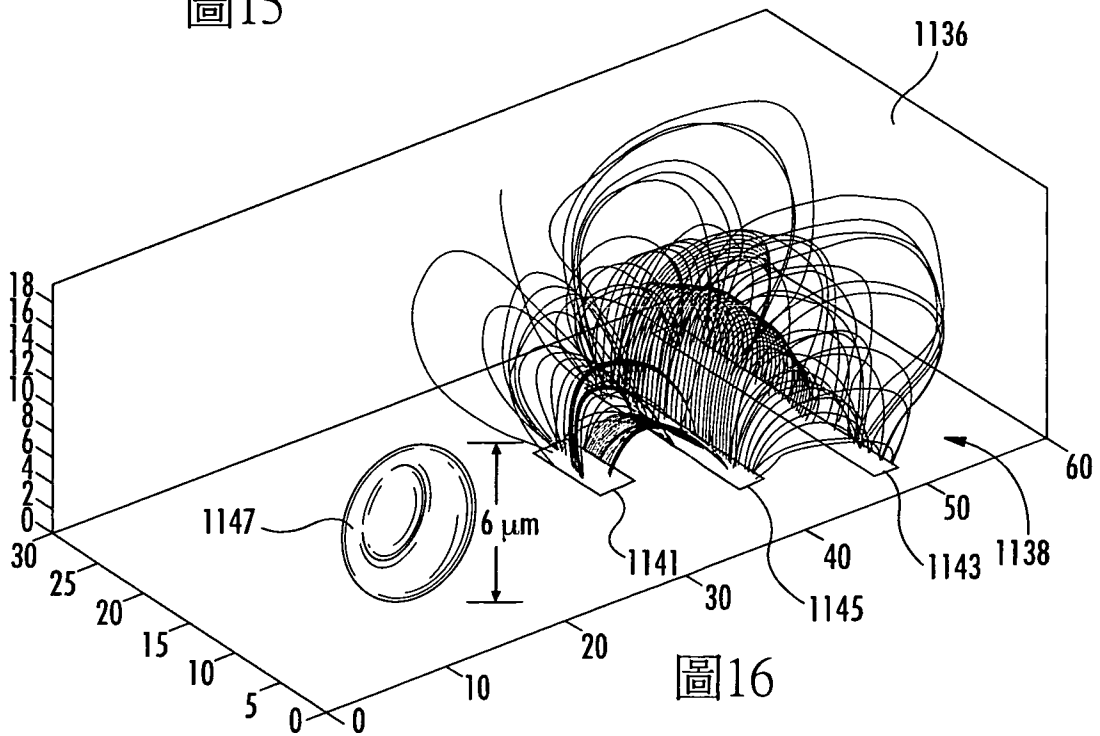


圖16

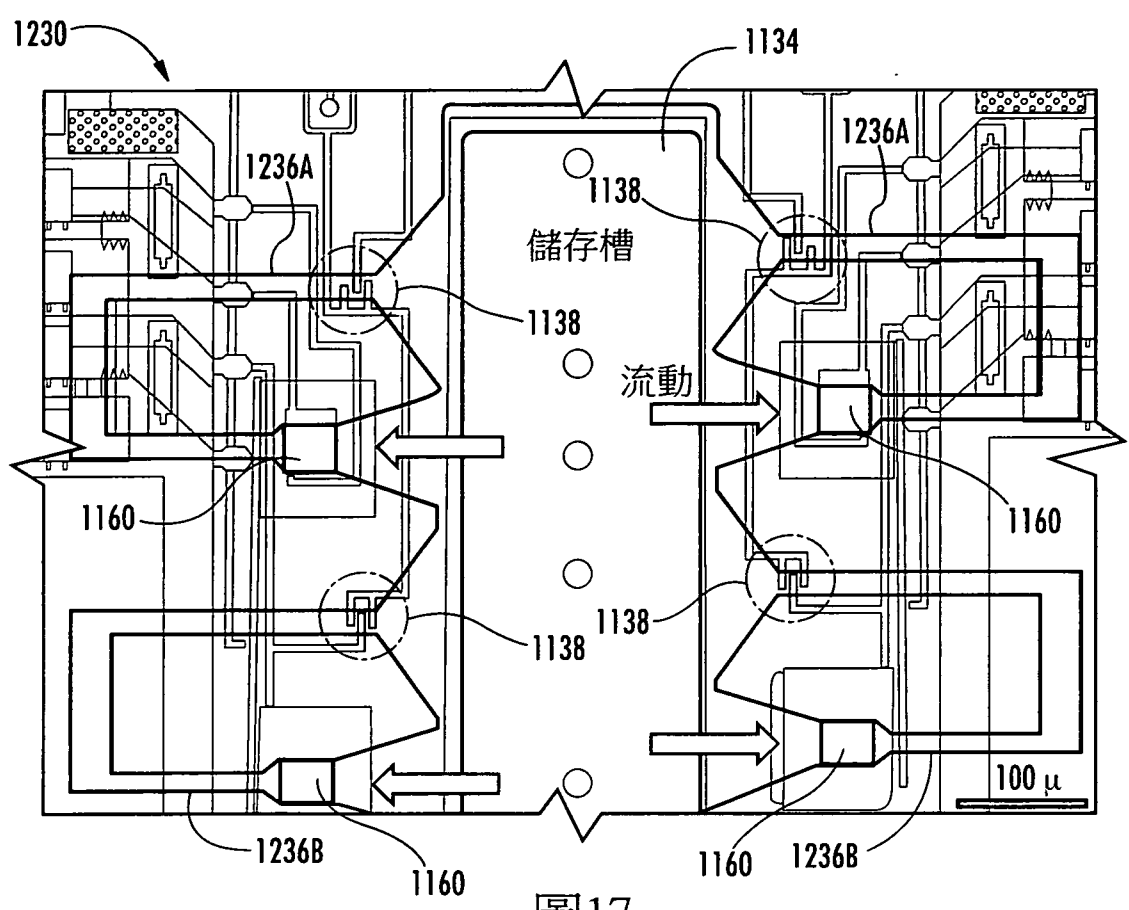


圖17

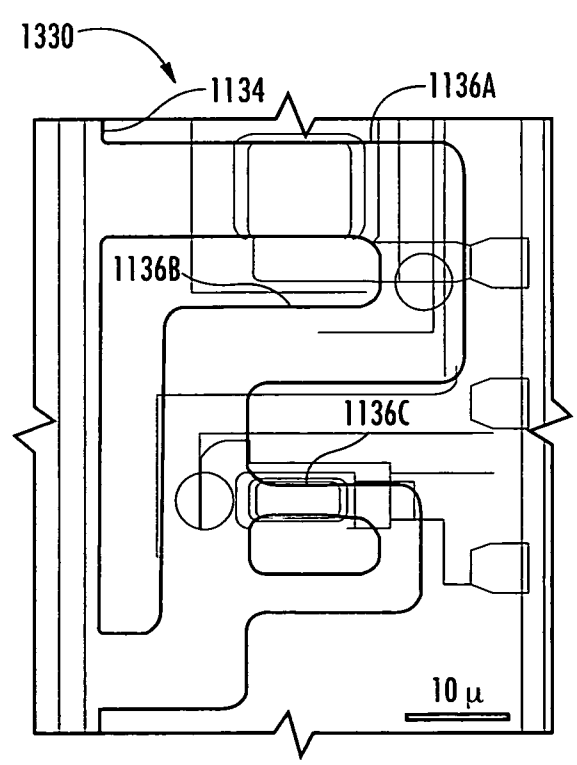


圖18

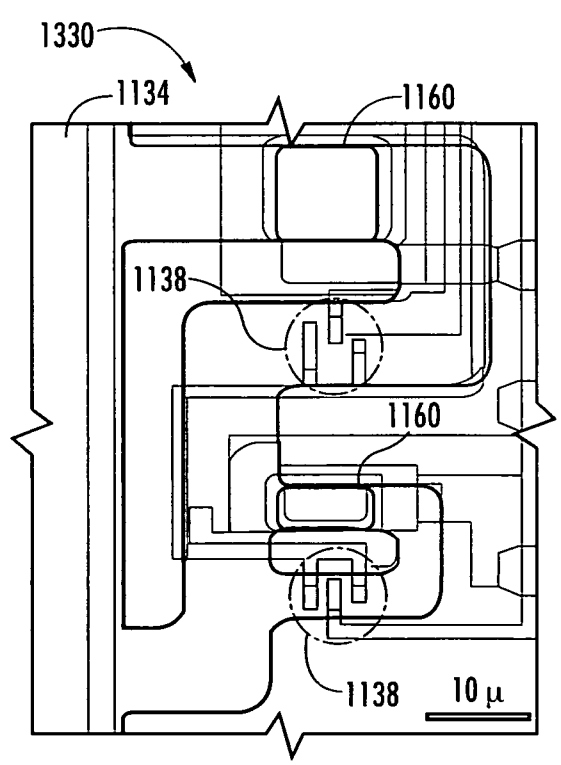


圖19

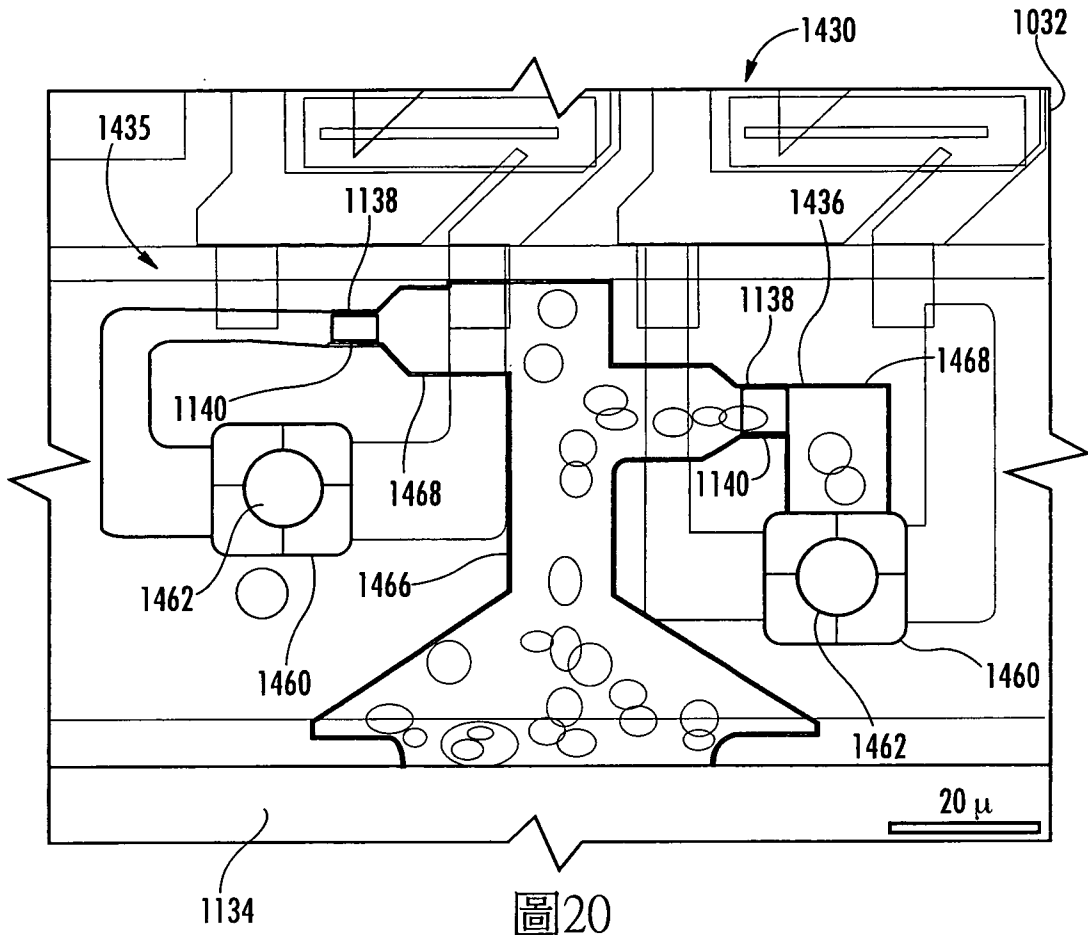


圖20

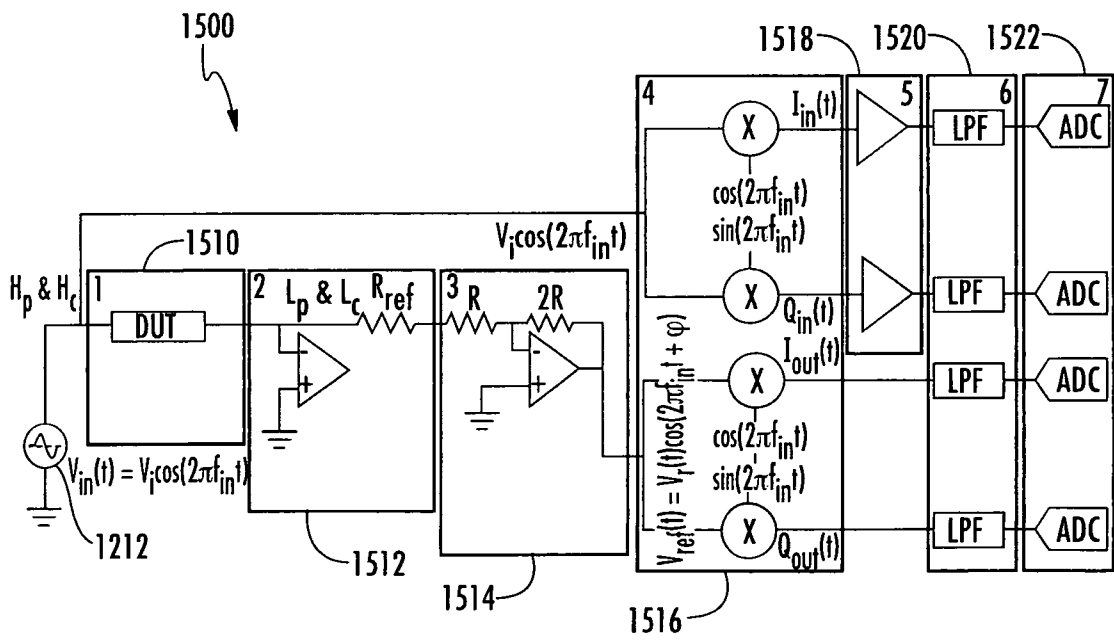


圖21

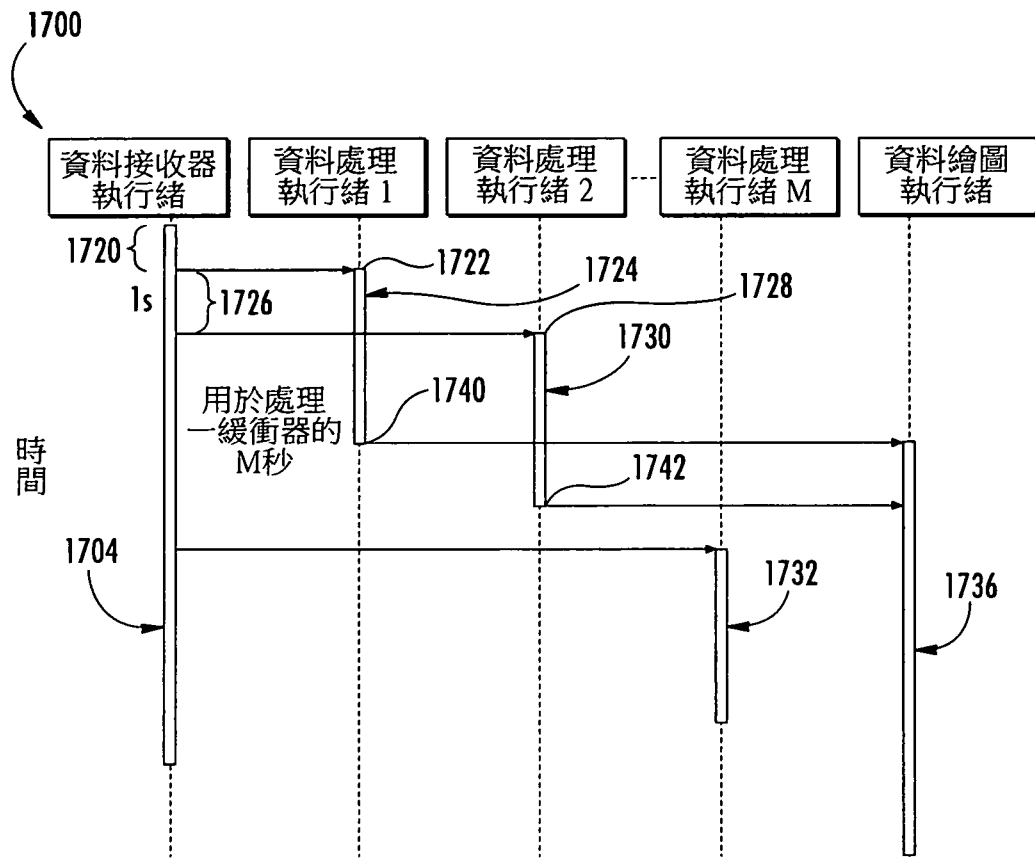


圖22