

# 公告本

申請日期	91.3.6.
案 號	91104463
類 別	A61B 5/45, G01N 33/50

A4  
C4

524977

(以上各欄由本局填註)

## 發 明 專 利 說 明 書

一、發明名稱	中 文	判定體液中物質濃度的方法與裝置
	英 文	METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING THE CONCENTRATION OF A SUBSTANCE IN BODY LIQUID
二、發明人	姓 名	(1)湯馬斯·瓦特·史瑞和 Thomas, Walter SCHREPFER (2)安迪斯·卡達夫 Andreas, CADUFF
	國 籍	瑞 士 SWITZERLAND
	住、居所	(1)瑞士·歐伯波斯堡 CH-5225 魯盟美 184 號 Rumermatt 184 CH-5225 Oberbözberg Switzerland (2)瑞士·日內瓦 CH-8005 克林根街 21 號 Klingenstrasse 21 CH-8005 Zürich Switzerland
三、申請人	姓 名 (名稱)	潘卓岡醫學公司 Pendragon Medical Ltd.
	國 籍	瑞 士 SWITZERLAND
	住、居所 (事務所)	瑞士·日內瓦·CH-8050 哈根豪斯街 81 號 Hagenholzstrasse 81 CH-8050 Zürich, Switzerland
	代 表 人 姓 名	(1)羅夫·厄尼斯 Rolf ERNST (2)湯馬斯·瓦特·史瑞和 Thomas, Walter SCHREPFER

裝

訂

線

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

申請日期	
案 號	
類 別	

A4  
C4

(以上各欄由本局填註)

# 發 明 專 利 說 明 書

一、發明 名稱	中 文	判定體液中物質濃度的方法與裝置
	英 文	METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING THE CONCENTRATION OF A SUBSTANCE IN BODY LIQUID
二、發明 人	姓 名	(4) 伊汀·赫特 Etienne, HIRT (5) 漢斯·沙士狀克 Heinz, SÜSTRUNK
	國 籍	瑞 士 SWITZERLAND
	住、居所	(4) 瑞士·查姆 CH-6330 羅里堡 50 號 Röhrliberg 50 CH-6330 Cham Switzerland (5) 瑞士·日內瓦 CH-8041 克里衛德街 102 號 Kleeweidstrasse 102 CH-8041 Zürich Switzerland
三、申請人	姓 名 (名稱)	潘卓岡醫學公司 Pendragon Medical Ltd.
	國 籍	瑞 士 SWITZERLAND
	住、居所 (事務所)	瑞士·日內瓦·CH-8050 哈根豪斯街 81 號 Hagenholzstrasse 81 CH-8050 Zürich, Switzerland
	代 表 人 姓 名	(1) 羅夫·厄尼斯 Rolf ERNST (2) 湯馬斯·瓦特·史瑞和 Thomas, Walter SCHREPFER

-1-2-

裝

訂

線

(由本局填寫)

承辦人代碼：
大類：
IPC分類：

A6  
B6

本案已向：

瑞典國(地區) 申請專利，申請日期：2001.3.6 案號：PCT/ΣB01/00 → 4  
有 無主張優先權  
 本案優先權之日期：2000.3.6

有關微生物已寄存於： ，寄存日期： ，寄存號碼：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

經濟部智慧財產局員工消費合作社印製

## 五、發明說明( )

本發明係指如獨立申請專利範圍之前言所述，對含有體液之試管或體內樣品中物質濃度的判定方法與裝置。

無線電波頻譜技術已知對體液中葡萄糖或其它物質濃度的試管和體內判定上深具前景。尤其，這種技術對血液  
5 和/或細胞間或細胞內液體葡萄糖濃度的判定甚具助益。美國第 5,792,668 號專利曾揭示一種血液中葡萄糖的測量裝置，其中是以二個電極與人體直接接觸，和測量其間的阻抗。

儘管深具前景，但這技術卻因現行解決辦法的正確性有  
10 限，以致尚未用於商用裝置。

因此，本發明之目的是提供一種能增進這種測量之可靠性的方法與裝置。

利用如後所述的各獨立申請專利範圍即可達成這目的。

就本發明的第一方面而言，係使第一電極與樣品電絕  
15 緣。因此，測得的參數並不取決於樣品的表面條件而定。反之，訊號係以電容方式耦合到樣品，所以測得的參數主要視樣品內的條件而定。於是，以這方式測得的參數可以用於校準資料而轉換成意欲的濃度。

所設的電極宜至少二個，並於其間施加受調電壓。利用  
20 這二電極，就可在樣品內建立一個明確的電場。為求最佳訊號，現已查知宜將第二電極設成與樣品電接觸。

測得的參數宜視電極處的電阻抗而定。現已查知各種物質，尤其是葡萄糖的濃度因為能改變體液的損失和/或介電常數，所以會影響這阻抗的真實或想像部份。

## 五、發明說明 ( )

電極宜構成一個在其或接近其諧振頻率時即運作之諧振電路的一部份。在該等條件下，樣品之介電或損失性質的變化就會導致諧振電路各參數相當大的轉變，因而能以高靈敏性予以測量。

- 5 本發明的另一方面係指一種特別適於人體之體內測量的裝置。這裝置包括一個本身寬度遠小於長度的長條形電極。另設有一支撐件，以便把這電極安裝到臂部或腿部，使電極的縱軸朝著與該臂部或腿部保持平行的方向延伸。以此方式，即建立一個大面積的相互作用空間，因而能高度
- 10 度正確的測量意欲的濃度。

本發明的方法及裝置業經查知特別適於測量體液中的葡萄糖濃度。

### 圖式簡要說明

茲舉實施例並配合圖式，將本發明詳述於後，其中：

- 15 第一圖係可實施本發明的第一較佳裝置的方塊電路圖；  
第二圖係該裝置的一可行實施例的視圖；  
第三圖係沿著第二圖中 III-III 剖線所截取的剖面圖；  
第四圖所示者係第三圖之裝置及一腕帶；  
第五圖所示者係當作一個頻率函數之相對振幅 A 的行
- 20 為；  
第六圖係電路的第二較佳實施例；  
第七圖係電極的另一幾何圖型；  
第八圖所示者係生理溶液中之各種葡萄糖濃度 (mmol/liter) 的測量值；和

## 五、發明說明( )

第九圖係電路的第三較佳實施例。

請參閱各圖式，其中，第一圖所示者係實施本發明的第一較佳裝置的方塊電路圖。該裝置包括一個當作訊號源以供產生正弦波訊號的電壓控制振盪器(VCO) 1。這訊號是被饋送給二個放大器 2, 3。第一放大器 2 的輸出端是經由電阻器 R1 而被連接到第一訊號路徑 4。在第一訊號路徑 4 與接地之間，則接有一個包括一電感 L 與一串聯之電容器 C 的諧振電路 5。第二放大器 3 的輸出端是經由電阻器 R2 而被連接到第二訊號路徑 6。該第二訊號路徑 6 與第一訊號路徑 4 實質相同，但它包括一個當作參考負載的電阻器 R3，據以取代諧振電路 5。

訊號路徑 4, 6 係被饋送給一測量電路 7，由其確定二個訊號的相對振幅 A，以及選擇性的確定其相互相移  $\phi$ 。相對振幅 A 可以是，例如，以第二訊號路徑 6 之振幅為單位而表示的第一訊號路徑 4 的振幅(其中該等振幅是正弦波的尖峰值)。

測量電路 7 的輸出訊號係被饋送給一微處理器 8，該微處理器也控制電壓控制振盪器 1 的操作。

如第一圖所示，本實施例的裝置另包括一感溫器 10，一顯示器 11，和一帶有使用者可操控之控制器的輸入裝置 12，它們全由微處理器 8 予以控制。

第一圖所示裝置的電感 L 可由一線圈和/或由電容器 C 的引線及電極產生。其數值通常已知具有合理的正確性。

第一圖所示裝置的電容器 C 係用來當作探測樣品的天

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線

## 五、發明說明 ( )

線。為此，它是由若干排列在樣品附近的電極所形成。該等電極所選用的幾何圖形，係以它們產生的電場能及於待測量的樣品和體液為原則。適當的幾何圖形容後討論。如前所述，電容器至少有個電極與電隔離，以致電容器 C 基本上是個電容性負載，其電容與損失視樣品處於電壓控制振盪器 1 之頻率時的電性質(即響應)而定。

欲測量樣品的體液濃度時，微處理器 8 可以，例如，起動一個由 VCO 1 之頻率拂掠構成的測量週期。該拂掠應從一個低於諧振電路 5 之預期諧振頻率  $f_0$  的頻率  $f_{min}$  開始，和延伸到一個高於諧振頻率  $f$  的頻率  $f_{max}$ 。在這拂掠期間，訊號路徑 4 的電性質將會發生相當大的變化，而訊號路徑 6 的電性質則只略有差異。因此，測量電路 A 所確定的振幅，便將如第五圖所示般地落在  $f_0$  的最低值  $A_0$ 。在此同時，相移  $\phi$  越過零。

一如所示， $A_0$  時對介電常數  $\epsilon(f)$ ，尤其是對樣品中之液體損失或導電性  $p(f)$  的依賴性，比在失諧頻率時來得強，所以可靈敏地測量液體對電場的響應。

此即如第八圖所示者，該圖係對第五圖所示型式測量在 0 和 17.5 mmol/l 之間的各種葡萄糖濃度的情形。縱軸代表以 dB 作為表示單位之第一訊號路徑 4 和第二訊號路徑 6 的訊號比。響應頻率約為 35.5 MHz。

現已認為體液的阻抗率，即在 10 MHz 和 2000 MHz 之間，尤其是在 20 MHz 和 70 MHz 之間的導電率  $p(f)$  和介電常數  $\epsilon(f)$  是人體各種鹽(離子)成分之性質和濃度的一個函

## 五、發明說明( )

數。這些鹽成分基本上包括溶解的鈉、鉀、鈣和其它較小的離子及其平衡離子，其中主要的平衡離子是氯。其它非離子的溶解物質，尤其尺寸範圍與離子絡合物類似的那些物質，若是以充分的濃度發生，即可能對體液各種鹽成分的

5 的阻抗圖型造成衝擊。尤其，葡萄糖具有類似的尺寸範圍，而且所含的濃度也能以響應頻率引起易於探測的振幅 A0 變化。

在一簡單實施例中，只測量振幅 A0 作為判定濃度的參數。儲存在微處理器 8 中的適當校準資料則用來將振幅 A0

10 轉換成意欲的濃度位準。

測量所用的各種效應均與溫度有關。為能在寬廣的溫度範圍內獲得高度的正確性，即以一个感溫器 10 與待測量的樣品熱接觸。再度使用獲自校準測量的校準資料，以感溫器 10 發出的訊號來改正所獲得的結果。

15 電容器 C 的電極若經適當設計，即可讓本裝置在特定的應用中發揮最佳的正確性與靈敏度。第二及三圖所示者，即為在活體內之體內測量裝置的一較佳幾何圖型。

該裝置包括一個在其一邊由一電極板 14 予以閉合的外殼 13。顯示器 11 係設在電極板 14 的對面。電極板 14 與顯示器 11 之間則設有電子電路 16。

20

電極板 14 包括一片絕緣基板 17，該基板的外側 20 設有一條片電極 18 與一頂部或環形電極 19。絕緣基板 17 的內側 21 則由一底部電極 22 覆蓋。另設有若干貫通接點 23，據以使環形電極 19 連接到底部電極 22。還有一個貫通接



## 五、發明說明( )

點 24 可供條片電極 18 的一端連接到一個設在內側 21 之底部電極 22 開口中的小型黏合墊 25。

感溫器 10 被安裝到底部電極 22。大量的貫通接點 23 確保底部電極 22 可追蹤環形電極 18 的溫度，因而連帶密切追蹤樣品的溫度。

電極板 14 的典型尺寸為 32 (mm) x 21 (mm)。除了小型開口 26 外，底部電極 22 覆蓋住所有的內側 21，因此比條片電極 18 大許多。

引線 28 的設置用意是把底部電極 22，接觸墊 25 和感溫器 10 連接到電子電路 16。

雖然底部電極 22 與環形電極 19 係被連接到接地，但條片電極 18 則被連接到諧振電路 5 的電感 L。因此，電容器 C 係於當作第一電極的條片電極 18，和環形電極 19 以及當作第二電極的底部電極 22 之間形成。換句話說，第二電極係由二道電極層構成：由環形電極 19 所形成的頂部電極層，和由底部電極 22 形成的底部電極層。

絕緣覆蓋層 29 覆蓋住整個條片電極 18，但卻未覆蓋環形電極 19。換句話說，條片電極 18 係設於基板 17 與覆蓋層 29 之間。覆蓋層宜以一種厚度宜在 50 和 100  $\mu\text{m}$  之間的硬質不透水和不透鹽份的材料構成，例如玻璃、陶瓷、聚碳酸酯或鑽石狀的碳(DLC)。

從第四圖可看出，有個支撐件或腕帶 31 被接裝到外殼 13 以便把這裝置固定到人體的臂部或腿部，使覆蓋層 29 面對人體和讓條片電極 18 的縱軸與臂部或腿部保持平

## 五、發明說明( )

行。以此方式，環形電極 19 便與使用者的皮膚接觸，並把它設定到接地參考電位。條片電極 18 產生的電場會延伸到人體組織內。由於條片電極 18 屬於長條形，其寬度遠比長度小，並延著臂部或腿部延伸，所以電場能到達人體較大的部位。此舉可獲得更靈敏及正確的測量。

如前所述，純正弦電壓業經查明足以獲得正確的測量。然而，受調電壓的其它型式，例如方波電壓或脈衝，亦可採用。在此情況下，測量電路 7 有適當的濾波器以便選擇性的對一個以上頻率成分抽樣。至少一個測得的頻率成分宜與諧振電路 5 的諧振頻率接近，以便善用該電路在那頻率對樣品性質的高度靈敏性。

電極的幾何圖型可變，以便配合特定的應用。雖然第二圖所示的設計係針對臂部或腿部的測量予以最佳化，但亦可改用圓形設計以便測量人體較扁平的部位或試管中樣品。

環形電極 19 未必要形成一個閉合環，只要它能對待測量的人體部位提供充分的接地即可。它也可以，例如，具有 U 型形狀，或由二片與條片電極 18 保持平行和側向圍住該電極的條片構成。再者，環形電極 19 也可以完全省略，或以覆蓋層 29 蓋住，尤其是用於噪音低的試管中測量時。

第六圖所示者係另一電路較佳實施例的一部份。如圖所示，諧振電路 6 與測量電路 7 之間並未採用直接連接。反之，有個天線電路 33 設於電容器 C 之電極的鄰近處，而測量電路 7 則用於測量天線電極 33 所傳回的訊號。

## 五、發明說明( )

第七圖所示者係電極的一種可行配置。如圖所示，天線電極 33 為條片形狀，並被設成與條片電極 18 保持平行。天線電極 33 與條片電極 18 二者均被覆蓋層 29 覆蓋住，因而與樣品電絕緣。

- 5 第六和七圖所示的裝置再度是個在低於諧振電路 5 頻率  $f_0$  的頻率  $f_{min}$  和高於該頻率的頻率  $f_{max}$  之間的拂掠電壓控制振盪器 1。不同於第五圖，如今測量電路 7 係於  $f_0$  處偵測最大振幅  $A_0$ ，其中  $A_0$  的數值視響應而定，亦即視樣品在諧振頻率  $f_0$  時的電性質而定。這時，可如前所述般的使用校準資料來處理參數  $A_0$ 。

第一和二圖之裝置與第六和七圖之裝置的比較顯示出，第一較佳實施例係從反射到條片電極 18 的訊號來測量樣品的響應。第二較佳實施例則是從條片電極 18 傳輸給天線電極 33 的訊號來測量樣品的響應。

- 15 現已查知傳輸及反射對人體各種化合物之濃度的依賴性有所不同。因此，若將反射與傳輸二者的測量結合時，便可消除對待測數量不重要之化合物的影響性，以致進一步提升測量。

- 20 第九圖所示者係電路的第三較佳實施例。如圖所示，電極形成的電容器 C 係一活性、自生振盪式振盪器 40 之諧振槽電路的一部份。振盪器 40 輸出訊號的振幅 A 及頻率  $f_0$  視電容器 C 的電容及損失。對應訊號饋送給測量電路 7，即由其評估參數 A 和  $f_0$ 。再次測量對應參數 A 和  $f_0$ ，即可使用校準資料來靈敏測量意欲的濃度。

## 五、發明說明( )

在前述的各較佳實施例中，本發明均是用於一個定性或定量顯示出體液中物質(例如葡萄糖)濃度的裝置。然而，本發明亦可，例如，用於自動對人體投藥的裝置，例如投藥數量和/或時間視測得濃度而定的胰島素泵浦。此外，本發明5 明也可用於其它任一種需要測量體液中物質濃度的裝置。

以上所舉實施例僅係用以說明本發明，而非用以限制本發明之範圍。在本發明申請專利範圍內所作的種種修改或變化，均應視為本發明。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

裝

訂

線

## 五、發明說明( )

圖式之簡單說明：

第一圖係可實施本發明的第一較佳裝置的方塊電路圖；

第二圖係該裝置的一可行實施例的視圖；

第三圖係沿著第二圖中 III-III 剖線所截取的剖面圖；

5 第四圖所示者係第三圖之裝置及一腕帶；

第五圖所示者係當作一個頻率函數之相對振幅  $A$  的行為；

第六圖係電路的第二較佳實施例；

第七圖係電極的另一幾何圖型；

10 第八圖所示者係生理溶液中之各種葡萄糖濃度(mmol/liter)的測量值；和

第九圖係電路的第三較佳實施例。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

## 五、發明說明 ( )

## 圖號說明：

	電壓控制振盪器(VCO) 1	放大器 2、3
	第一訊號路徑 4	電感 L
	電容器 C	諧振電路 5
5	電阻器 R2、R3	第二訊號路徑 6
	測量電路 7	相對振幅 A
	相互相移 $\phi$	微處理器 8
	感溫器 10	顯示器 11
	輸入裝置 12	外殼 13
10	電極板 14	電子電路 16
	絕緣基板 17	條片電極 18
	環形電極 19	外側 20
	內側 21	底部電極 22
	接點 23、24	黏合墊 25
15	開口 26	引線 28
	絕緣覆蓋層 29	腕帶 31
	天線電路 33	振盪器 40

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

四、中文發明摘要 (發明之名稱: )

## 判定體液中物質濃度的方法與裝置

一條片電極(18)和一環形電極(19)設於樣品處，以便測量體液中物質的濃度，例如血液或組織中的葡萄糖位準。環形電極(19)係與樣品直接電接觸，而條片電極(18)則與其電絕緣。條片電極(18)係被設成與一臂部或腿部保持平行，以便取得大面積的相互作用長度。有個 MHz 範圍接近或屬於諧振頻率的受調電壓被施加給該等電極，據以測量體液的響應。這設計可獲得一種正確性高的測量。

10

英文發明摘要 (發明之名稱: )

METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING THE  
CONCENTRATION OF A SUBSTANCE IN BODY LIQUID

For measuring the concentration of a substance in body fluid, such as the glucose level in blood or tissue, a strip electrode (18) and a ring electrode (19) are arranged at the specimen. The ring electrode (19) is in direct electrical contact with the specimen while the strip electrode (18) is electrically insulated therefrom. The strip electrode (18) is arranged parallel to an arm or a leg for obtaining a large interaction length. The electrodes (18, 19) form a capacitor in a resonant circuit. A modulated voltage in the MHz range close to or at the resonance frequency is applied to the electrodes and the response of the body fluid is measured. This design allows a measurement of high accuracy.

-2-

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁各欄)

裝

訂

線

## 六、申請專利範圍

9. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中有個天線電極(33)設在樣品上的第一電極(18)鄰接處，並測量從第一電極(18)傳輸到天線電極(33)的一個訊號，據以測量樣品的響應。

5 10. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中物質係葡萄糖。

11. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中樣品是個活體。

10 12. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，包括使用校準資料而將參數(A,  $\phi$ ,  $f_0$ )轉換成濃度的步驟。

13. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中第一電極構成一個具有諧振頻率( $f_0$ )之諧振電路(5)的一部份，該諧振電路(5)實質係於該諧振頻率時運作。

15 14. 如申請專利範圍第 13 項所述之方法，其中諧振電路至少是一活性振盪器(40)的諧振槽電路的一部份，參數則是該振盪器(40)產生之訊號的振幅(A)和/或頻率( $f_0$ )。

20 15. 如申請專利範圍第 13 項所述之方法，其中受調電壓是個從低於響應頻率( $f_0$ )之頻率( $f_{min}$ )拂掠到一個高於響應頻率( $f_0$ )之頻率( $f_{max}$ )的頻率，尤其參數是個於響應頻率( $f_0$ )時反射到第一電極(18)或傳輸到天線電極(33)的訊號。

16. 一種判定含有體液之試管或體內樣品中物質濃度的裝置，尤其是用以實施申請專利範圍先前任一項所述方法者，該裝置包括：

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂



## 六、申請專利範圍

一個由一絕緣材質之覆蓋層(29)予以覆蓋的第一電極(18)，

一個連接到第一電極(18)的訊號源(1)，以便對第一電極(18)施加受調電壓而在樣品中產生一個電場，

5 一測量電路(7)，用以測量至少一個視樣品對電場之響應而定的參數，和

一個從參數判定濃度的資料處理器(8)。

17. 如申請專利範圍第 16 項所述之裝置，包括一支撐件(31)，以便使覆蓋層(29)面對人體的把第一電極(18)固定  
10 到人體的某一部位。

18. 如申請專利範圍第 16 或 17 任一項所述之裝置，另包括一片電絕緣基板(17)，其中第一電極(18)係被設在基板(17)與覆蓋層(29)的基板(17)第一邊(20)。

19. 如申請專利範圍第 18 項所述之裝置，另包括一個  
15 設在基板上的第二電極(19，22)，其中訊號源(2)被連接，以便在第一(18)與第二(19，22)電極之間施加受調電壓。

20. 如申請專利範圍第 19 項所述之裝置，其中第二電極(19，22)包括一個設在基板(17)第二邊(21)的底部電極層(22)，該底部電極層(22)的具有一個大於頂部電極層(18)的  
20 延伸部。

21. 如申請專利範圍第 19 項所述之裝置，其中第二電極(19，22)包括一個設在基板(17)第一邊(20)的頂部電極層(19)，該頂部電極層(19)係被設成圍繞住第一電極(18)的至少一部份，尤其是實質所有部份。

## 六、申請專利範圍

22. 如申請專利範圍第 16 項所述之裝置，其中第一電極(18)屬於長條形，其寬度遠小於長度。

23. 如申請專利範圍第 16 項所述之裝置，包括設在訊號源(2)與測量電路(7)之間的第一(4)及第二(6)訊號路徑，  
5 其中第一電極(18)係設於第一訊號路徑(4)，另有個參考負載(R3)設於第二訊號路徑(6)，測量電路(7)則可供測量從第一傳到第二路徑之訊號的振幅(A)和/或相位(phi)。

24. 如申請專利範圍第 16 項所述之裝置，其中有一諧振電路(5)包括一電容器(C)和一連接到訊號源(1)的電感  
10 (L)，第一電極(18)係該諧振電路之電容器(C)的一部份。

25. 如申請專利範圍第 24 項所述之裝置，其中電容器(C)與電感(L)係設成串聯。

26. 如申請專利範圍第 24 項所述之裝置，其中測量電路(7)可供測量諧振電路(5)上的電壓。

15 27. 如申請專利範圍第 24 項所述之裝置，另包括一個設在第一電極(18)鄰接處的天線電極(33)，其中測量電路(7)可供測量從第一電極(18)傳輸到天線電極(33)的一個訊號。

28. 一種判定人體體液中物質濃度的裝置，尤其是如  
20 申請專利範圍第 15 到 26 任一項所述者，該裝置包括：

一長條形第一電極(18)，其寬度遠小於長度，

一支撐件(31)，以便把第一電極(18)固定到人體的臂部或腿部，並使該第一電極的縱軸與這臂部或腿部實質保持平行，

## 六、申請專利範圍

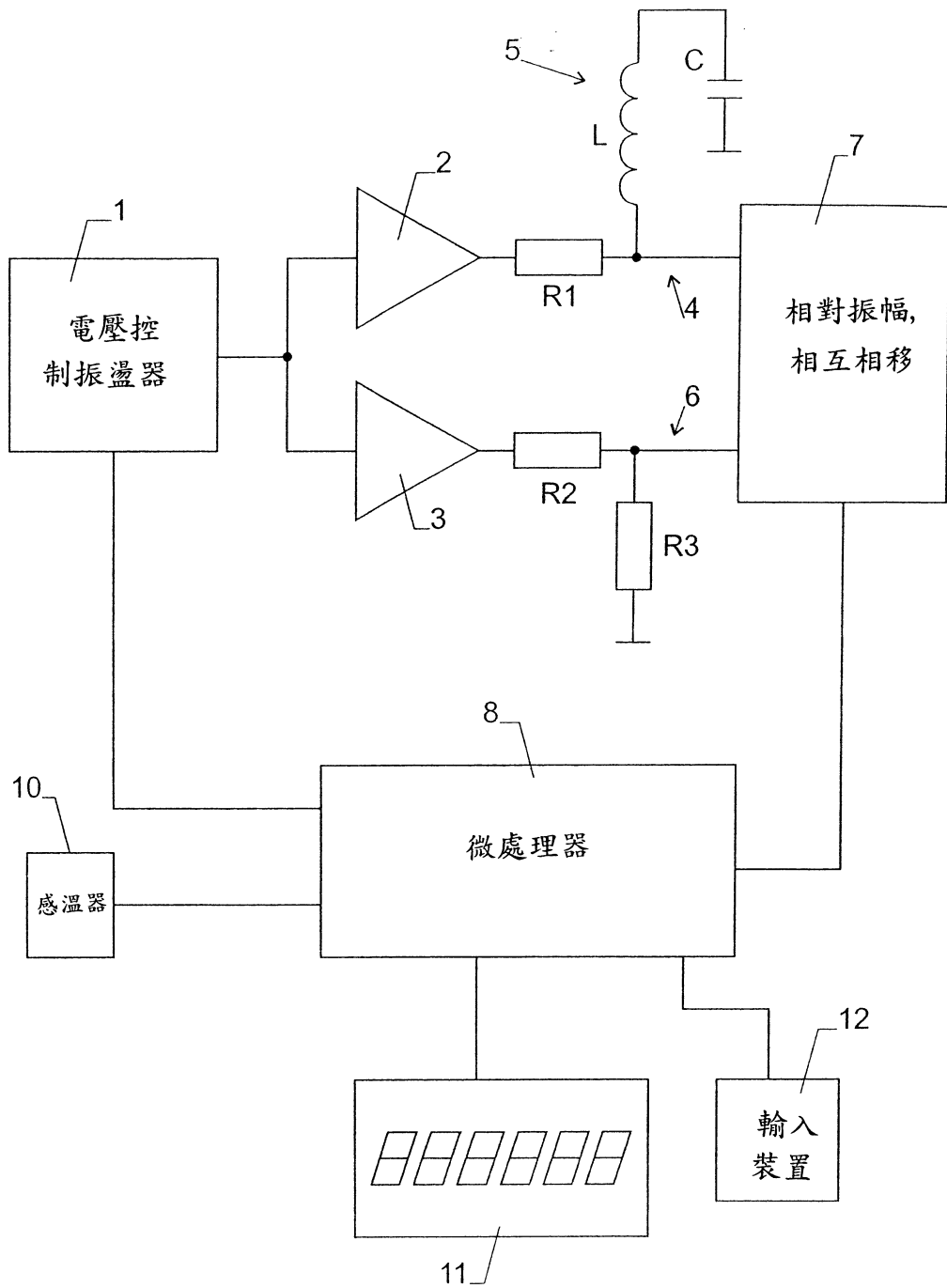
一個連接到第一電極的訊號源，以便對第一電極(18)施加受調電壓而在樣品中產生一個電場，

一測量電路(7)，用以測量至少一個視樣品對電場之響應而定的參數(A,  $\phi$ ,  $f_0$ )，和

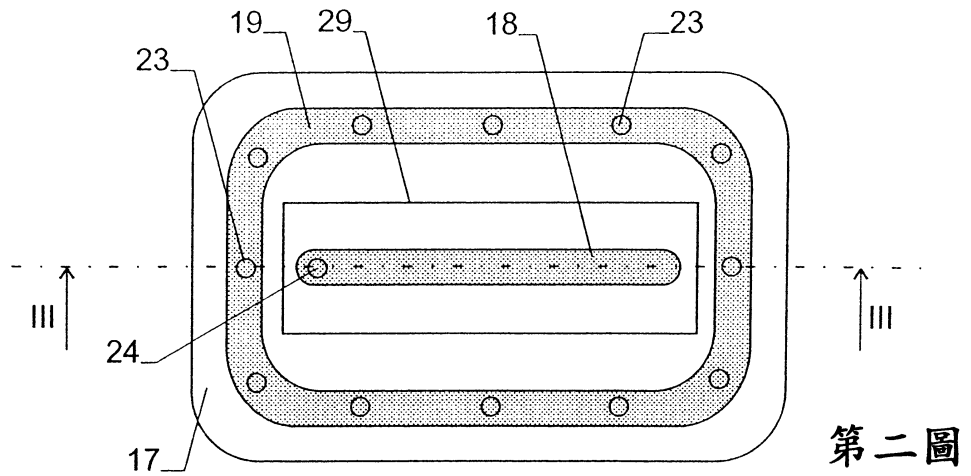
5 一個從參數判定濃度的資料處理器。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

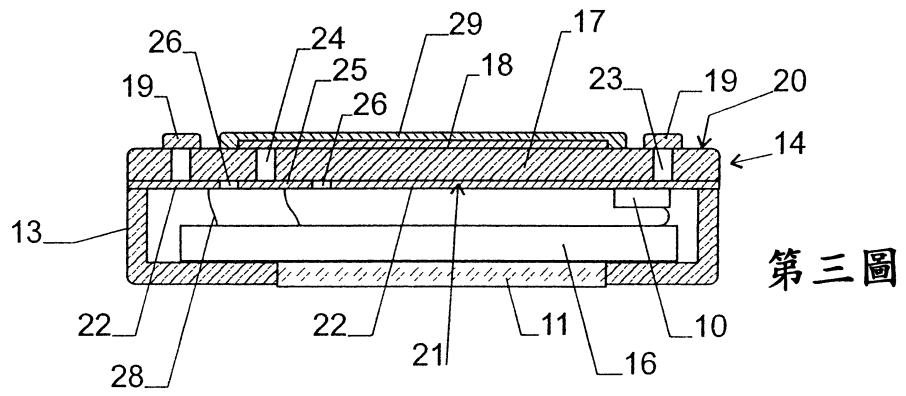
訂



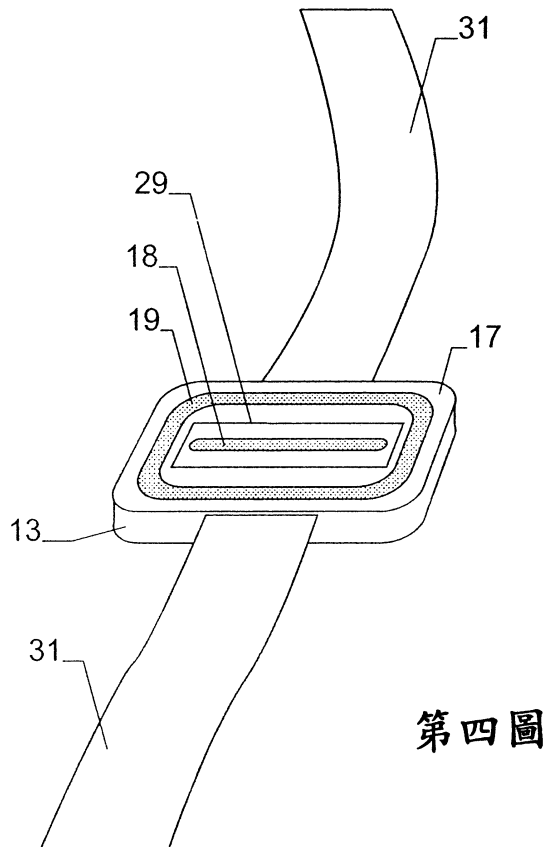
第一圖



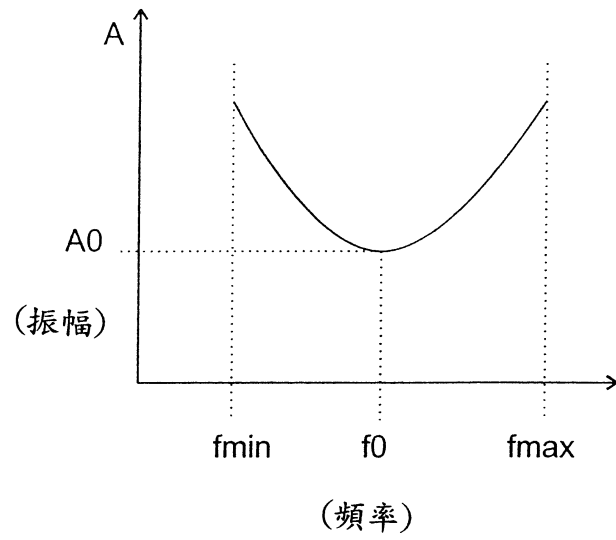
第二圖



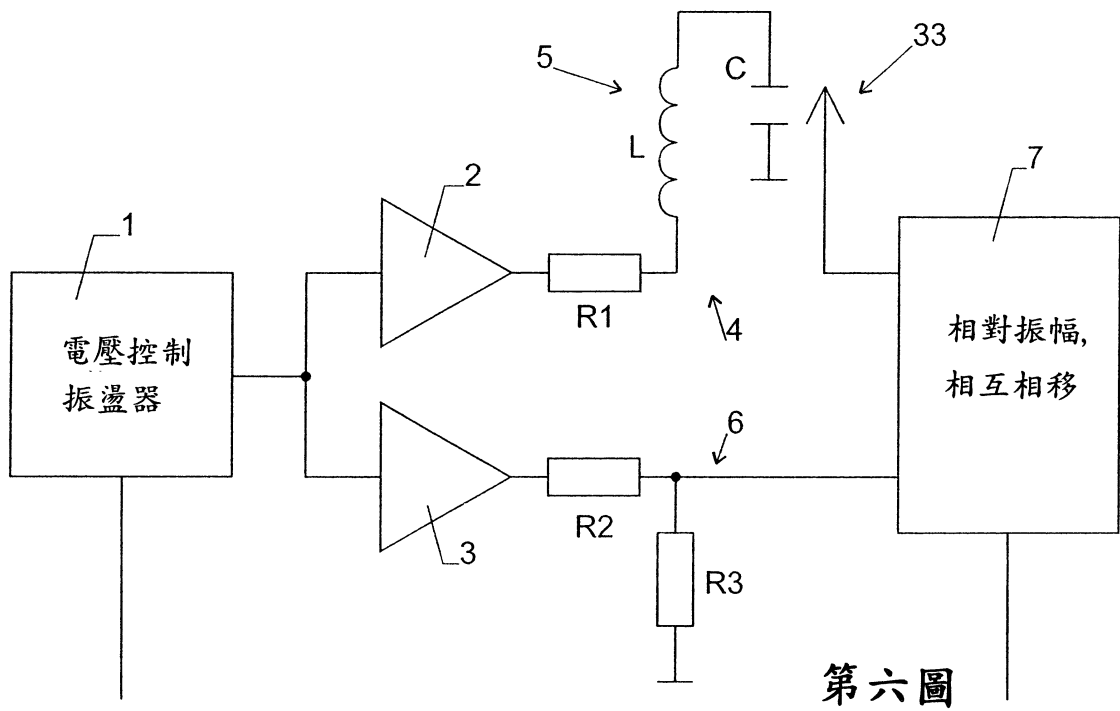
第三圖



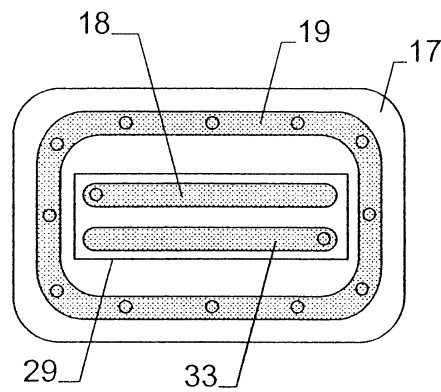
第四圖



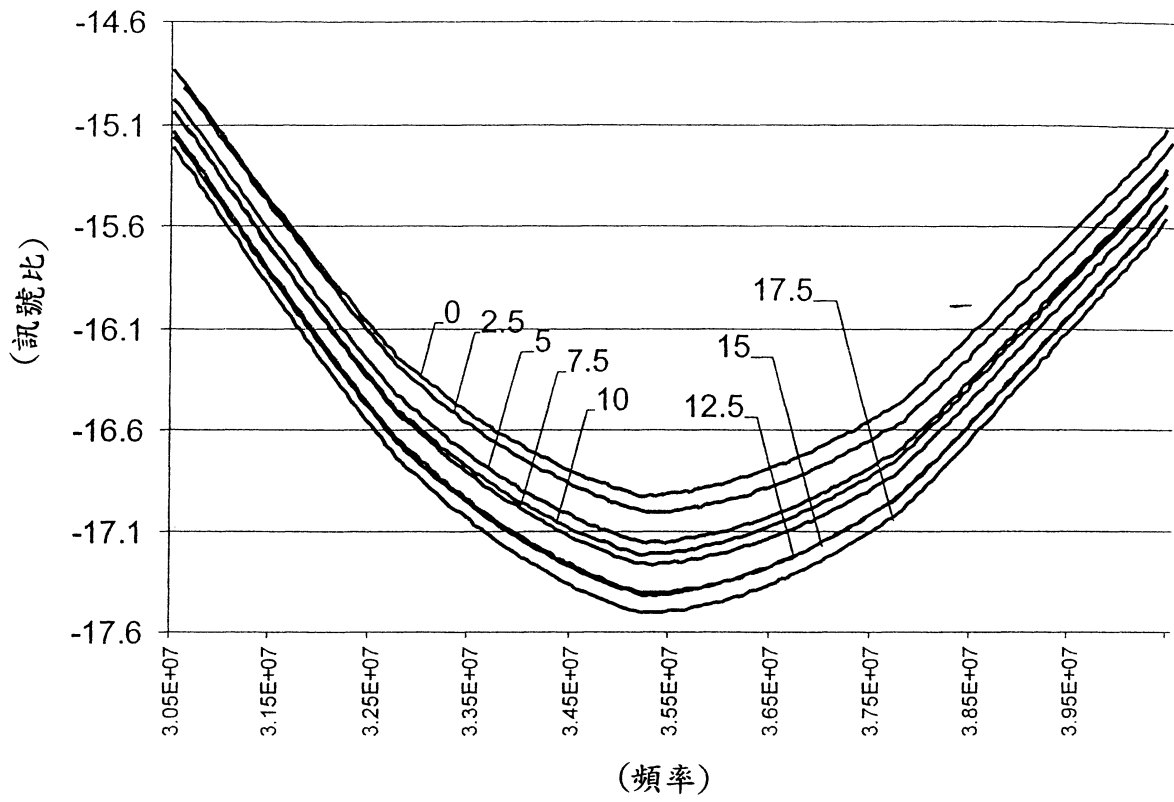
第五圖



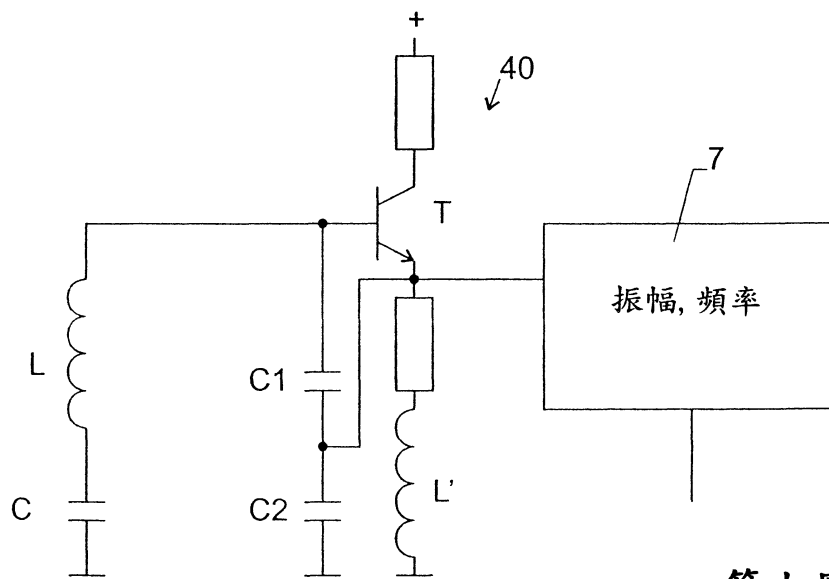
第六圖



第七圖



第八圖



第九圖

## 六、申請專利範圍

修正  
91年12月16日  
補充

1. 一種判定含有體液之試管或體內樣品中物質濃度的方法，該方法包括下列各步驟：

把一個第一電極(18)設在該樣品處，其中該第一電極與樣品保持電絕緣，

5 對第一電極施加一個受調電壓，以便在樣品中產生一個受調電場，和

測量至少一個視樣品對電場之響應而定的參數(A, phi)，據以判定濃度。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其包括把一個  
10 第二電極(19, 22)設在樣品處的步驟，其中是在第一和第二電極(19, 22)之間施加一個受調電壓。

3. 如申請專利範圍第 2 項所述之方法，其中第二電極(19, 22)係與樣品中體液電接觸。

4. 如申請專利範圍先前任一項所述之方法，另包括測  
15 量樣品溫度(T)和使用該溫度來判定濃度的步驟。

5. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中受調電壓是個正弦電壓。

6. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中受調電壓所具有的電壓在 10 MHz 和 2 GHz 之間，尤其是在 20 MHz  
20 和 70 MHz 之間。

7. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中參數(A, phi, f0)視第一電極處的電阻抗而定。

8. 如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中係測量從第一電極反射的一個訊號，據以測量樣品的響應。

(請先閱讀背面之注意事項再填寫本頁)

訂

線