



發明專利說明書

(本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※ 申請案號： 95101326

※ 申請日期： 95.1.13

※IPC 分類：A61B 5/00, H04B 1/38

一、發明名稱：(中文/英文)

貼片式無線微生理訊號收集裝置

PATCH TYPED WIRELESS APPARATUS FOR COLLECTING
PHYSIOLOGICAL SIGNALS

二、申請人：(共3人)

姓名或名稱：(中文/英文)

1. 郭博昭/ KUO, TERRY B. J.
2. 楊靜修/ YANG, CHERYL C.H.
3. 享翔顧問有限公司/ ENJOY RESEARCH INC.

代表人：(中文/英文)

1. 郭博昭/ KUO, TERRY B. J.
2. 楊靜修/ YANG, CHERYL C.H.
3. 郭博欽/ KUO, PO-CHIN

住居所或營業所地址：(中文/英文)

1. 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2
7F-2, NO. 52, BEICHANG 5TH ST., JI-AN TOWNSHIP, HUALIEN
COUNTY, TAIWAN 973, R.O.C.
2. 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2
7F-2, NO. 52, BEICHANG 5TH ST., JI-AN TOWNSHIP, HUALIEN
COUNTY, TAIWAN 973, R.O.C.
3. 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2
7F-2, NO. 52, BEICHANG 5TH ST., JI-AN TOWNSHIP, HUALIEN
COUNTY, TAIWAN 973, R.O.C.

國籍：(中文/英文)

- 1.-3. 均中華民國/ REPUBLIC OF CHINA

三、發明人：(共2人)

姓名：(中文/英文)

1. 郭博昭/ KUO, TERRY B. J.
2. 楊靜修/ YANG, CHERYL C.H.

國籍：(中文/英文)

- 1.-2. 均中華民國/ REPUBLIC OF CHINA

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家(地區)申請專利：

【格式請依：受理國家(地區)、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

- 1.
- 2.

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 本案在向中華民國提出申請前未曾向其他國家提出申請專利。
- 2.

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

姓名：(中文/英文)

1. 郭博昭/ KUO, TERRY B. J.
2. 楊靜修/ YANG, CHERYL C.H.

國籍：(中文/英文)

- 1.-2. 均中華民國/ REPUBLIC OF CHINA

四、聲明事項：

主張專利法第二十二條第二項 第一款或 第二款規定之事實，其事實發生日期為： 年 月 日。

申請前已向下列國家(地區)申請專利：

【格式請依：受理國家(地區)、申請日、申請案號 順序註記】

有主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

- 1.
- 2.

無主張專利法第二十七條第一項國際優先權：

1. 本案在向中華民國提出申請前未曾向其他國家提出申請專利。
- 2.

主張專利法第二十九條第一項國內優先權：

【格式請依：申請日、申請案號 順序註記】

主張專利法第三十條生物材料：

須寄存生物材料者：

國內生物材料 【格式請依：寄存機構、日期、號碼 順序註記】

國外生物材料 【格式請依：寄存國家、機構、日期、號碼 順序註記】

不須寄存生物材料者：

所屬技術領域中具有通常知識者易於獲得時，不須寄存。

九、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於一種微生理訊號收集裝置，特別是關於一種貼片(patch)式無線(wireless)微生理訊號收集裝置。

【先前技術】

心跳、腦波、呼吸、體溫等訊號均是生命跡象的指標，醫療院所、安養中心以及各式照護都不可或缺。若能更容易取得這些生理訊號相關資訊，將有助於各式照護的進行，除了可以節省人力成本外，另可提高醫療照護品質，甚至可以推廣至個人照護，故相關微生理訊號的取得，一向為重要的醫療發展方向。

圖1係例示一心跳之心電圖(electrocardiogram；ECG)訊號，一般而言將其最尖端的波段稱為QRS波，其中首先向上偏折的點為Q點，在頂端為R點，而最後於底端處稱為S點。於QRS辨認程序中首先以尖峰檢測程序將微生理訊號中的QRS波找出，且從每個QRS波中測量其高度(amplitude)和持續時間(duration)等參數，並將各參數之平均值和標準差算出，用以作為標準模版。接下來每個QRS波都以此模版進行比對。

心率變異性(heart rate variability；HRV)分析是從心跳週期數列分析心臟生理功能的方法，標準的分析程序已在1996由歐美心臟學會所定義(Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996)，之後經過一些修改

(Kuo et al., 1999)，大致原理如下：

1. 首先取得心跳週期的資訊，其大部份的作法是從心電圖的R波定義每一心跳的發生，而每一R波與後一個R波的時間差就是一個心跳週期RR。
2. 如果連續的RR數列中有大幅度的變動，譬如超過三個標準差，可能是心率不整或是雜訊。若是前者，應立即提出警訊，因受測者的生命可能受到威脅；若是後者，應改良測量分析的技術以克服之。
3. 如果連續的RR數列中沒有大幅的變動，則這些RR數列可進行更細緻的數值分析，包括頻譜分析(Kuo et al., 1999)與非線性分析(Kuo & Yang, 2002)等。

睡眠分期主要依賴腦電波、肌電波及眼動圖而加以區隔。若能簡易進行睡眠分期即有機會了解許多睡眠相關疾病之發生及預防。單純腦電波的量測即可以了解許多疾病之發生，如癲癇、老年痴呆症等，若另加測量呼吸訊號則可進一步了解是否有睡眠呼吸相關疾病發生，如睡眠呼吸中止症。另外若外加心率或心率變異性分析，更可深入了解睡眠與高血壓之相關性，睡眠生理訊號監測及分析將是臨床醫學不可或缺的生理訊號，此訊號測量的普及化有助於許多疾病的預防、監測及疾病的診斷。

呼吸速率在臨床上常作為生命跡象指標之一，當呼吸越快則體內代謝速率越快，其通常係因面臨危急、緊張、生病情況。呼吸頻率訊號容易由溫度計測量鼻氣息，即經由鼻孔呼出氣體測量溫度而得到，並且為心率變異性及血壓

變異性之重要的影響因子。經呼吸校正後的心率變異性，可得到更精確的評估(Chen et al., 2004)。

體溫在臨床常作為生命跡象指標之一，當體溫越高則體內代謝速率越快，通常也因為面臨生病情況。額溫的測量為體溫測量之常用且方便的指標。若能連續監測將有利於病情變化之了解、減少醫護相關人力、更減少交叉感染的可能性。

大部分的生理訊號收集系統，皆須一條以上導線，雖訊號可以精確，但因需在受測者身上連接許多電線，受測時不能亂動，故不但接線耗時，也造成受測者的不便，更無法讓受測者自由活動。近年來隨著科技的進步，半導體跟無線傳輸的技術都很發達，微小化偵測生理訊號產品陸續被提出，已實現所謂「隨身型(ambulatory)」的生理訊號收集裝置，其可以大小約如手掌，有些可以連續將生理訊號儲存在內部的記憶體中，有些甚至可以及時將生理訊號以無線電波或紅外線傳輸到遠方的接收器中，讓外界可以及時知道受測者的身體狀況，這些技術讓偵測生理訊號的應用更加的方便而有彈性。然而這些儀器的體積還是太大，重量還是太重，尤其是接線的方式對一般未受訓者來說還是太複雜。這些電線雖然已經很短了，仍會造成使用者的一些不便。所以目前這些隨身型的收集生理訊號儀器基本上還是屬於醫療儀器，需要專家從旁指導才能正確配戴，仍不是一般人可以自由使用的消耗性電子產品。

如果吾人想將生理訊號分析技術更廣泛的推廣到每一個

家庭與個人，必須克服目前各類固定式或攜帶式生理儀器的種種不便，微小化與徹底的無線化將是必然的發展方向。

【發明內容】

為避免習知的問題，本發明揭示一種完全無線的貼片式微生理訊號收集裝置，以利各類微生理訊號的分析。

該貼片式無線微生理訊號收集裝置操作包含一電極 (electrode)、一放大器 (amplifier) 模組、一微控制器 (micro controller)、一無線電模組及一電源供應器。

該電極為為一具有正電極與負電極之雙極差分設計，該正電極與負電極之係貼片式設計，其中該正電極與負電極之貼片下方更分別包含一雙面膠設計之導電膠膜，經由該導電膠膜黏合受測者之體表面產生導電接觸，用以收集受測者的微生理訊號。該放大器模組接收來自該正電極與負電極的雙極輸入訊號後，先經由一輸入級濾波器濾除雜訊以增加訊號雜訊比 (signal to noise ratio; SNR)，再經由一差分放大器進行差分放大，產生一放大微生理訊號。該放大微生理訊號再經由一輸出級濾波器排除該微控制器之類比數位取樣兩倍頻率以上之訊號，以利該微控制器之類比數位取樣。該微控制器之類比數位轉換單元以適當的電壓解析度與取樣率將來自該放大器模組產生的放大微生理訊號做類比至數位轉換，再以一微處理運算單元進行資料壓縮而產生一數位微生理訊號。該無線電模組接收來自微控制器產生的數位微生理訊號，經一調變/解調變器 (modulator/de modulator) 調變為一調變微生理訊號。該調變

微生理訊號經一無線收發器以一無線微生理訊號發射至遠端。同時該無線電模組也可以該無線收發器接收來自遠端的無線訊號。

該貼片式無線微生理訊號收集裝置可包含一外層防水膠膜或外層包覆防水設計，使微生理訊號收集裝置具防水功能，讓受測者於從事各項活動時更自由。

隨著半導體技術的進步，本發明之貼片式無線微生理訊號收集裝置具備進一步縮小化的潛力，可將電極、放大器模組、微控制器、無線電模組與電源供應器的所有電路整合到一片電路板，甚至是一顆晶片(chip)內。

本發明的優點包括：(1)微生理訊號收集裝置為無線且體積小，攜帶與使用皆方便。(2)貼片兩邊連接點正好可收集正負端的生理訊號，使生理訊號收集方便且可靠。(3)貼片兩邊連接點適提供足夠黏力以固定微小生理儀器，使黏貼更可靠易固定且不易掉落。(4)貼片式生理訊號收集裝置可完全配合受測者過去已有用OK繃黏貼傷口的習慣，因簡單容易且人人皆有使用經驗，所以有機會可推廣至受測者的自行使用，甚至可普及至老人及小孩。(5)由於使用材料簡單，得以低成本大量製造，可滿足醫療用品拋棄式的要求，適用於高危險或高感染疾病之監測；除了可長時間監測病情之外，更可以節省人力成本，及減少醫護人員受到感染的機會。(6)具防水功能，讓受測者於從事各項活動時更自由。(7)導電膠膜可時常更換，以免於受測者因長久接觸皮膚而造成發炎。

本發明之貼片式無線微生理訊號收集裝置可應用的範圍包括心電儀、腦波儀、肌電儀、額溫計、溫度計、鼻孔氣息測量儀等，若將上述各式整合則可成為一種多功能睡眠診療儀，無任何接線的睡眠與自主神經分析系統得以實現。

【實施方式】

圖2係本發明實施例之貼片式無線微生理訊號收集裝置20之方塊示意圖。該貼片式無線微生理訊號裝置20包含一電極201、一放大器模組202、一微控制器203、一無線電模組204及一電源供應器205。

該貼片式無線微生理訊號收集裝置可包含一如OK繃之外層防水膠膜或外層包覆防水設計206，使整套設計可兼顧防水功能，讓受測者於從事各項活動時更自由。

電極201為一具有正電極201a與負電極201b之雙極差分設計。正電極201a與負電極201b係貼片式設計，整體造型如OK繃，可直接連接到受測者200身上，用以收集受測者200的微生理訊號。

該電極201可以黏貼於該受測者的不同部位以收集不同的微生理訊號。例如：黏貼在胸前以收集心電訊號及胸前溫度；黏貼在額頭以收集腦電波圖及動眼訊號或額溫訊號；黏貼在下巴以收集肌電訊號；或黏貼在鼻孔出口以收集鼻孔氣息及呼吸訊號。

該放大器模組202包含一對輸入級濾波器202a、一差分放大器202b與一輸出級濾波器202c。該放大器模組202接收來自該正電極201a與負電極201b的雙極輸入訊號後，先經由

該輸入級濾波器202a濾除雜訊以增加訊號雜訊比，再經由該差分放大器202b進行差分放大，產生一放大微生理訊號。該差分放大器202b一方面將共模(common mode)之雜訊衰減，另一方面將差異(differential)之微生理訊號以適當的倍率放大，以配合該微控制器203之類比數位轉換的電壓範圍。該放大微生理訊號再經由該輸出級濾波器202c排除奈奎斯特頻率(Nyquist frequency)(即該微控制器之類比數位轉換中取樣頻率的兩倍)以上之訊號，以利該微控制器203之類比數位取樣。此外，該放大器模組202之輸入端阻抗大於 $200\text{k}\Omega$ ，以避免錯誤動作可能產生的漏電。該輸入級濾波器202a、輸出級濾波器202c可由電阻與電容類被動元件構成，該差分放大器202b可由積體電路式之運算放大器或儀器放大器構成。

該微控制器203包含一類比數位轉換單元203a與一微處理運算單元203b。該類比數位轉換單元203a以適當的電壓解析度與取樣率將來自該放大器模組202產生的放大微生理訊號做類比至數位轉換，再以該微處理運算單元203b進行資料壓縮，產生一數位微生理訊號。

該無線電模組204包含一無線收發器204a與一調變/解調變器204b，該無線電模組204與微控制器203相連的輸入端為串列式或並列式之數位通道，接收來自微控制器203產生的數位微生理訊號，並經該調變/解調變器204b調變為以 2.4GHz 為載波(carrier)之調變微生理訊號。該調變微生理訊號經該無線收發器204a以一無線微生理訊號發射至遠端。

同時該無線收發器204a亦可接收來自遠端的無線訊號，經該調變/解調變器204b解調變為數位資料訊號後，再經該數位通道傳給微控制器203。來自遠端的無線訊號包含該無線微生理訊號收集裝置20的控制訊號與遠方接收器所發出的確認(acknowledge)訊號。該確認訊號的應用例如：來自該微控制器203經資料壓縮並加上適當的標記後的數位微生理訊號，以數位通道傳送到該無線電模組204進行無線微生理訊號的發射輸出，透過接收遠方接收器所發出的確認訊號，可確保無線微生理訊號資料輸出的完整。該無線電模組204以國際標準之工業、科學、醫療(Industry Science Medical；ISM)專用之的2.4GHz頻段進行無線電發射與接收。

電源供應器205可為一微型電池或一太陽能電源，用以提供該貼片式無線微生理訊號收集裝置20內所有電路的電源。

圖3(a)、圖3(b)與圖3(c)所示係根據本發明實施例之貼片式無線微生理訊號收集裝置之結構分解示意圖。

圖3(a)所示為一多層電路板構造之分解示意圖，分為電路板層301、302和303三層，每一層均包含一上表面與一底表面，微控制器203與無線電模組204配置於電路板層301上表面，放大器模組202配置於電路板層302上表面，電路板層303之底表面電極層303a包含一第一電極303a1與一第二電極303a2，如圖3(e)所示，該電源供應器205可經由第一電極303a1與第二電極303a2進行充電。

該電極層303a上之第一電極303a1及第二電極303a2分別與該正電極201a及負電極201b貼片上的連接點201c及201d電氣相連接，該連接點201c與201d可以為鈕扣式或平面金屬接點。

該正電極201a與負電極201b之貼片下方更分別包含一導電膠膜201e與201f，導電膠膜201e與201f可設計為以雙面膠方式貼於正電極201a與負電極201b之貼片，經由該導電膠膜201e與201f黏合受測者之體表面產生導電接觸，以收集該雙極的電訊號。依此導電膠膜201e與201f可時常更換，以免於受測者200因長久接觸皮膚而造成發炎。

無線電模組204配置於最上層之電路板層301有助於無線訊號的發射與接收。由於電路板層301的微控制器203與無線電模組204電路可能干擾位於電路板層302之放大器模組202的訊號，在電路板層301的底表面加上一層隔離接地面301a，將有助位於電路板層302的放大器模組202提高其類比線路之訊號雜訊比。電源供應器205可配置於電路板層302底表面與電路板層303上表面之間，電路板層302的底表面可直接接觸到電源供應器205上的正或負其中一極作為電源層，而電路板層303的上表面則直接接觸到電源供應器205的另一極作為另一電源層。

隨著半導體技術的進步，可將電路板層301和302兩層上之元件202、203和204合併於同一電路板層311中。如圖3(b)所示。此外，甚至電路板層301、302和303中之元件202、203、204和205可進一步合併於同一電路板層321中，據此

電路板層321上表面的所有元件202、203、204和205可以整合到一顆晶片內，如圖3(c)所示。

所有圖3(a)、3(b)及3(c)所實現的電路與電極其外型如圖3(d)所示之一貼片式結構內。

電源供應器205可如圖3(a)所示置於電路板層303與302之間，或如圖3(b)所示置於電路板層303與311之間，其將有助於電極201隔離來自微控制器203與無線電模組204電路的干擾電波。另一方面將電源供應器205置於較下層有助於整體重心的降低，增加該貼片式無線微生理訊號收集裝置20與受測者200黏合的穩定性。

本發明之貼片式無線微生理訊號收集裝置可應用的範圍包括心電儀、腦波儀、肌電儀、額溫計、溫度計、鼻孔氣息測量儀等，若將上述各式整合則可成為一種多功能睡眠診療儀，無任何接線的睡眠與自主神經分析(Yang et al., 2002; Yang et al., 2003; Kuo et al., 2004; Kuo et al., 2004; Kuo & Yang, 2004)系統得以實現。

本發明之技術內容及技術特點已揭示如上，然而熟悉本項技術之人士仍可能基於本發明之教示及揭示而作種種不背離本發明精神之替換及修飾。因此，本發明之保護範圍應不限於實施例所揭示者，而應包括各種不背離本發明之替換及修飾，並為以下之申請專利範圍所涵蓋。

【圖式簡單說明】

圖1係例示一心跳之心電圖訊號；

圖2係本發明之貼片式無線微生理訊號收集裝置之方塊

示意圖；

圖3(a)、圖3(b)與圖3(c)所示係根據本發明之實施例之貼片式無線心電收集裝置結構分解示意圖；

圖3(d)所示係根據本發明之實施例之貼片式無線微生理訊號收集裝置之外型結構示意圖；以及

圖3(e)係根據本發明之實施例之電極層示意圖。

【主要元件符號說明】

20 無線微生理訊號收集裝置

200 受測者

201 電極

201a 正電極

201b 負電極

201c 正電極與上層電極層

201d 負電極與上層電極

連接點

層連接點

201e 導電膠膜

201f 導電膠膜

202 放大器模組

202a 輸入級濾波器

202b 差分放大器

202c 輸出級濾波器

203 微控制器

203a 類比數位轉換單元

203b 微處理運算單元

204 無線電模組

204a 無線收發器

204b 調變/解調變器

205 電源供應器

206 外層防水膠膜或外層包覆防水設計

301、302、303、311、321 電路板層

301a 隔離接地面

303a 電路板層303之底表面電極層

303a1 第一電極

303a2 第二電極

五、中文發明摘要：

本發明揭示一種貼片式無線微生理訊號收集裝置，使用如OK繃一樣方便，其包含一組貼片式設計之正電極與負電極、一放大器模組、一微控制器、一無線電模組以及一電源供應器。該正電極與負電極可以黏貼在人體，以收集一微生理訊號。該放大器模組將該微生理訊號以適當的倍率放大，而產生一放大微生理訊號。該微控制器將該放大微生理訊號做類比數位轉換與資料壓縮，產生一數位微生理訊號。該無線電模組將該數位微生理訊號經調變後，以無線的方式傳輸到遠端的接收器，且該無線電模組亦可收來自遠端的無線訊號。該電源供應器係用以提供上述電路的電源。

六、英文發明摘要：

十、申請專利範圍：

1. 一種貼片式無線微生理訊號收集裝置，包含：

一具有正電極與負電極之雙極差分設計之電極，該正電極與負電極之係貼片式設計，可電性連接受測者，用以收集一微生理訊號；

一放大器模組，將該微生理訊號放大，產生一放大微生理訊號；

一微控制器，將該放大微生理訊號做類比數位轉換與資料壓縮，產生一數位微生理訊號；

一無線電模組，將該數位微生理訊號經調變後，以無線方式傳輸到一遠端接收器，且接收來自遠端的無線訊號；以及

一電源供應器，用以提供該放大器模組、微控制器及無線電模組的電源。

2. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該正電極與負電極之貼片下方更分別包含一雙面膠設計之導電膠膜，經由該導電膠膜黏合受測者之體表面產生導電接觸，用以收集該受測者的微生理訊號。

3. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該貼片式無線微生理訊號收集裝置更包含一外層防水膠膜或外層包覆防水設計。

4. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該電源供應器係一微型電池或一太陽能電源。

5. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該放大器模組包含連接該電極之輸入級濾波器，用以濾除

雜訊以增加訊雜比。

6. 根據請求項5之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該輸入級濾波器係由電阻與電容構成。
7. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該放大器模組包含一差分放大器，將該微生理訊號進行差分放大以產生該放大微生理訊號，以配合該微控制器之類比數位轉換的電壓範圍。
8. 根據請求項7之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該差分放大器係由積體電路式之運算放大器或儀測放大器構成。
9. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該放大器模組包含一輸出級濾波器，用以濾除該微控制器之類比數位轉換中取樣頻率兩倍以上之訊號，以利該微控制器之類比數位取樣。
10. 根據請求項9之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該輸出級濾波器係由電阻與電容構成。
11. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該放大器模組之輸入端阻抗大於 $200k\Omega$ ，以避免錯誤動作產生漏電。
12. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器包含：
 - 一類比數位轉換單元，連接該放大器模組，利用電壓解析度與取樣率將該放大微生理訊號做類比至數位轉換；以及
 - 一微處理運算單元，連接該類比數位轉換單元，將該

數位化之放大微生理訊號進行資料壓縮，產生該數位微生理訊號。

13. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該無線電模組包含：
 - 一調變/解調變器，將該數位微生理訊號進行調變成爲一調變微生理訊號；以及
 - 一無線收發器，將該調變微生理訊號以無線傳輸方式發射至該遠端接收器。
14. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該無線電模組與該微控制器相連的輸入端爲串列式或並列式之數位通道。
15. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該無線電模組以國際標準之工業、科學、醫療ISM專用的2.4GHz頻段進行無線電發射與接收。
16. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該來自遠端的無線訊號包含該無線微生理訊號收集裝置的控制訊號及該遠端接收器所發出的確認訊號。
17. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該無線微生理訊號收集裝置係應用於收集腦電波圖、動眼訊號、額溫訊號、體溫訊號、心電訊號、肌電訊號、鼻孔氣息或呼吸訊號。
18. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該無線微生理訊號收集裝置應用的範圍包括心電儀、腦波儀、肌電儀、額溫計、體溫計以及鼻孔氣息測量儀。
19. 根據請求項18之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中

整合該心電儀、腦波儀、肌電儀、額溫計、體溫計以及鼻孔氣息測量儀，成為一種多功能睡眠診療儀。

20. 根據請求項19之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該多功能睡眠診療儀係一睡眠與自主神經分析系統。
21. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其係以一多層電路板結構來實現。
22. 根據請求項21之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器與該無線電模組配置於一第一電路板層，該放大器模組配置一第二電路板層，該電源供應器係配置於一第三電路板層，該貼片式之正電極與負電極係配置於該第三電路板層下方，該多層電路板結構由上至下的順序為第一、第二與第三電路板層。
23. 根據請求項22之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器與該無線電模組配置於該第一電路板層之上表面，該放大器模組配置於該第二電路板層之上表面。
24. 根據請求項22之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該電源供應器係配置於該第二電路板層之底表面與該第三電路板層之上表面之間。
25. 根據請求項22之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第三電路板層之底表面係一電極層，包含一第一電極與一第二電極，該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片電氣相連接。
26. 根據請求項25之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一鈕扣式接點電氣相連接。

27. 根據請求項25之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一平面金屬接點電氣相連接。
28. 根據請求項22之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電路板層的底表面形成有一隔離接地面，用以提高該放大器模組之類比電路之訊號雜訊比。
29. 根據請求項22之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第二電路板層之底表面直接接觸到該電源供應器的正極或負極其中一極，該第三電路板層之上表面直接接觸到該電源供應器的另一極。
30. 根據請求項21之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器、該無線電模組及該放大器模組配置於一第一電路板層，該貼片式之正電極與負電極係配置於一第二電路板層下方。
31. 根據請求項30之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器、該無線電模組與該放大器模組配置於該第一電路板層之上表面。
32. 根據請求項30之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第二電路板層之底表面係一電極層，包含一第一電極與一第二電極，該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片電氣相連接。
33. 根據請求項32之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一鈕扣式接點電氣相連接。
34. 根據請求項32之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中

該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一平面金屬接點電氣相連接。

35. 根據請求項30之貼片式無線微生理訊號收集裝置，該電源供應器係配置於該第一電路板層之底表面與該第二電路板層之上表面之間。
36. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器、該無線電模組、該放大器模組及該電源供應器配置於一電路板層之上表面，該正電極與負電極配置於該電路板層之下方。
37. 根據請求項36之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該電路板層之底表面係一電極層，包含一第一電極與一第二電極，該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片電氣相連接。
38. 根據請求項37之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一鈕扣式接點電氣相連接。
39. 根據請求項37之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該第一電極及第二電極分別與該正電極及負電極貼片經由一平面金屬接點電氣相連接。
40. 根據請求項1之貼片式無線微生理訊號收集裝置，其中該微控制器、該無線電模組、該放大器模組與該電源供應器整合到一顆晶片內。

十一、圖式：

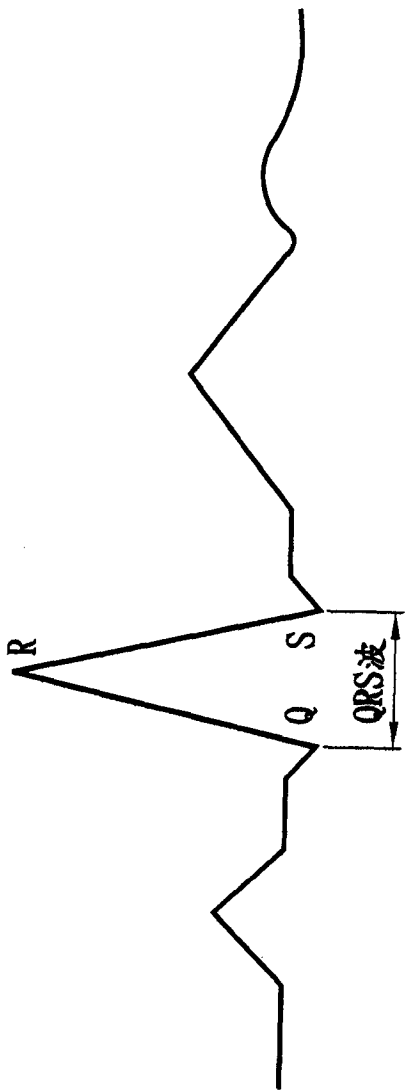


圖 1 (習知技藝)

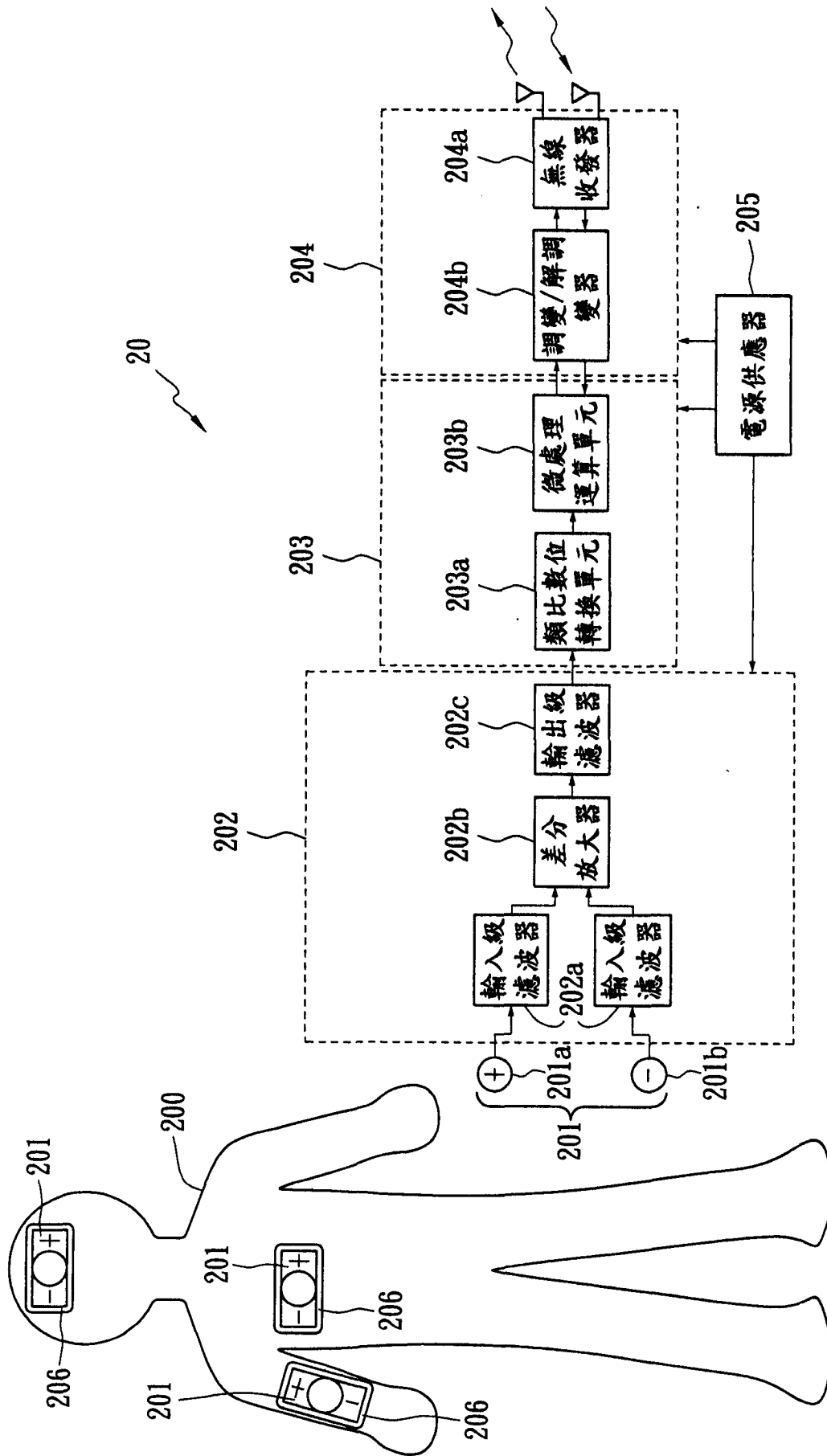


圖 2

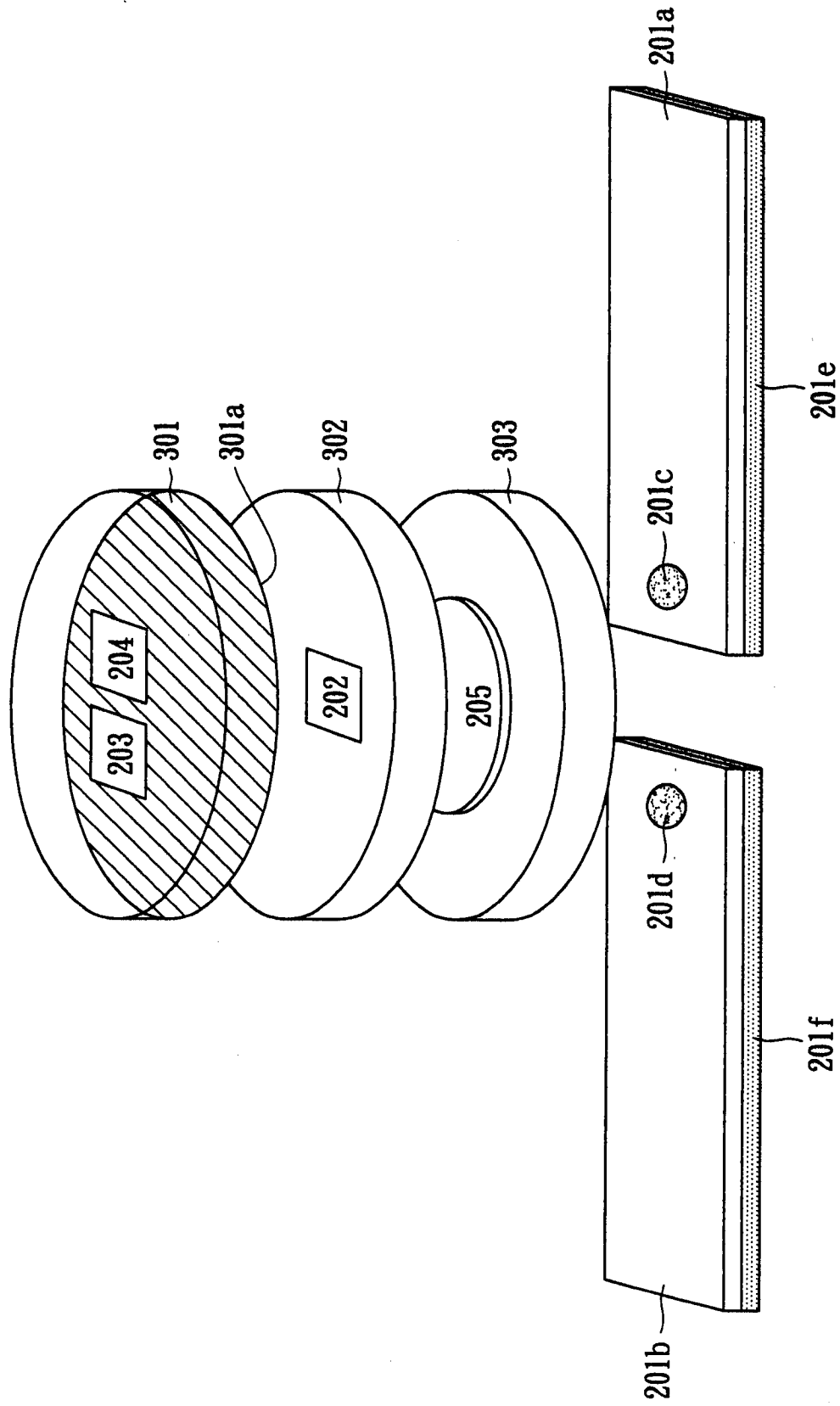


圖 3(a)

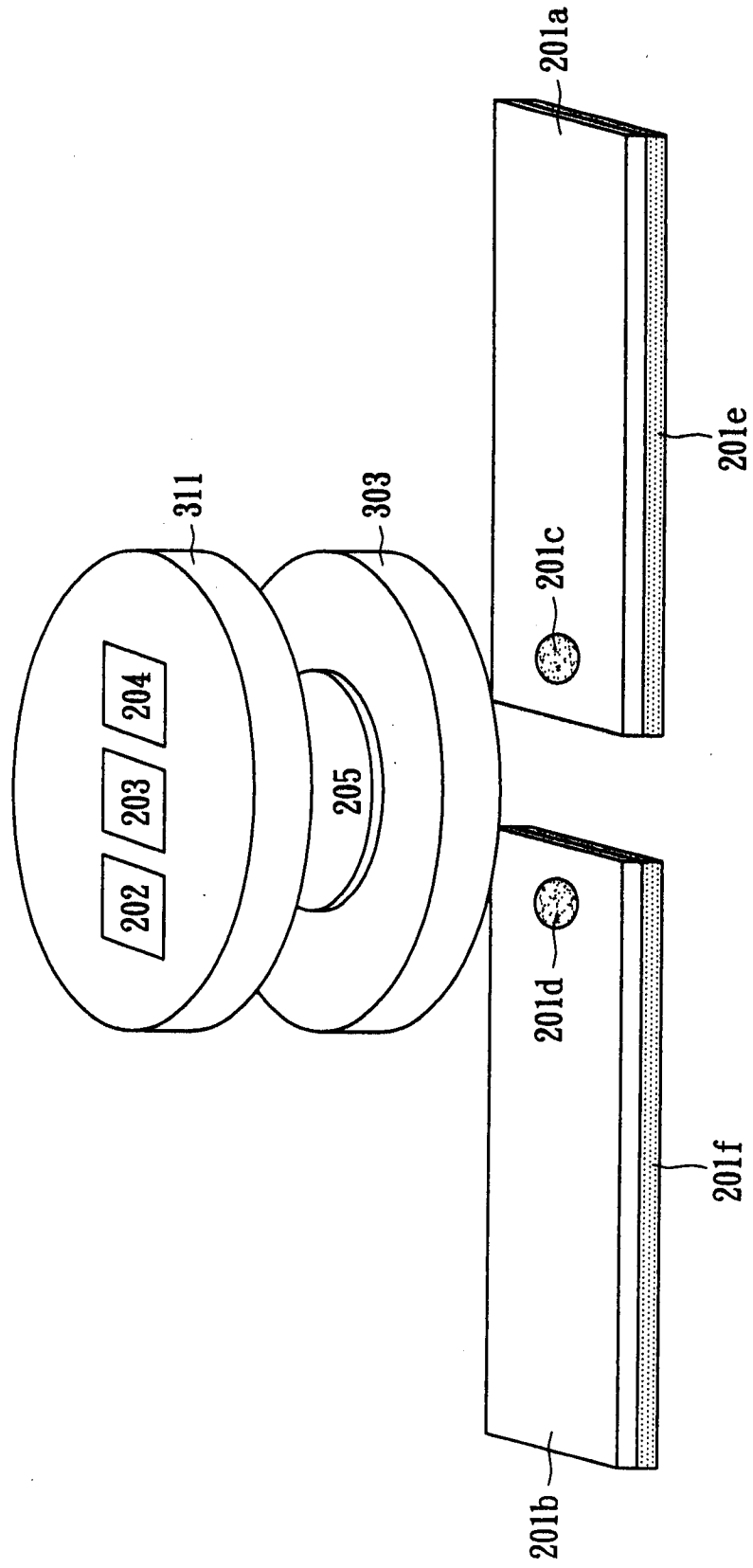


圖 3(b)

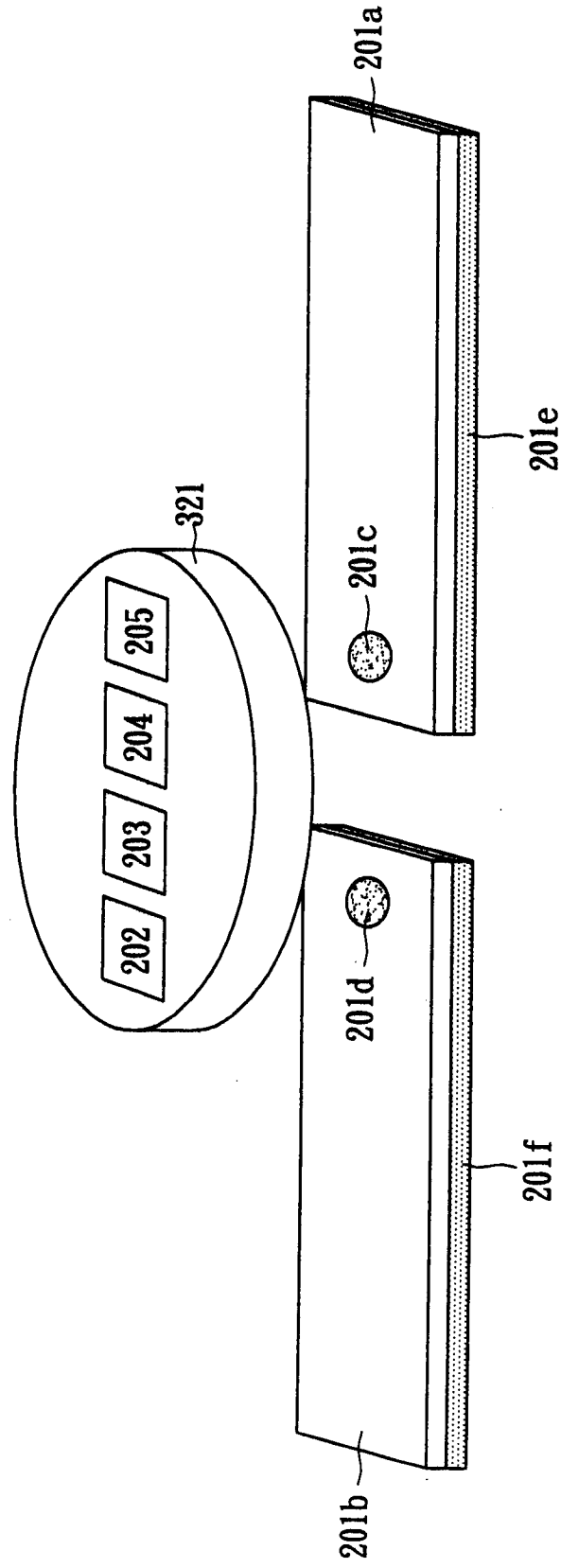


圖 3(c)

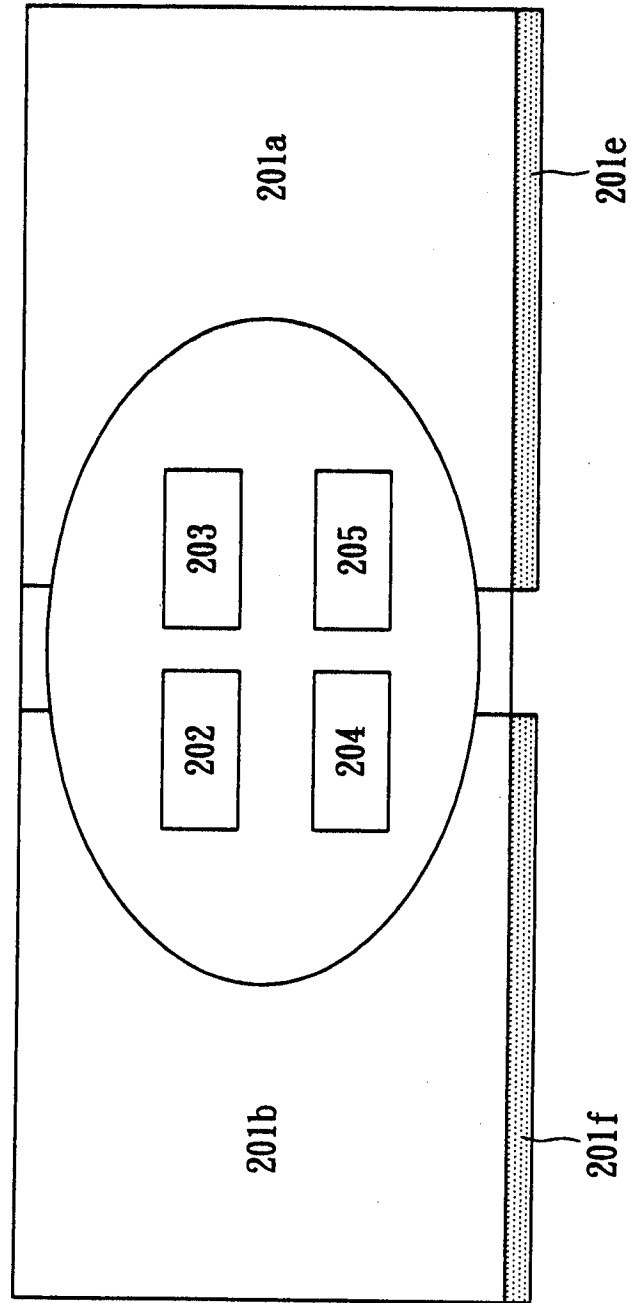


圖 3(d)

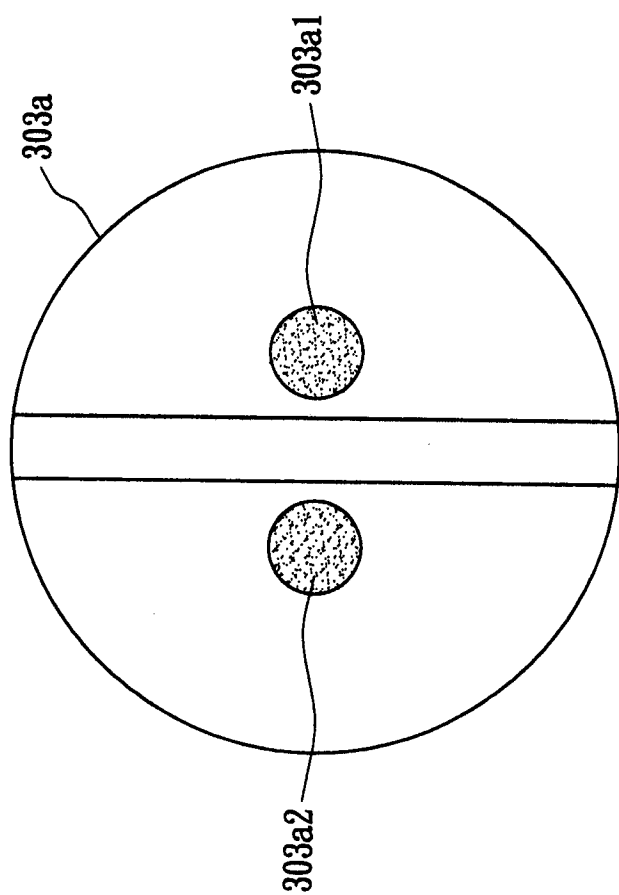


圖 3(e)

七、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(2)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

20 無線微生理訊號收集裝置

200 受測者

201 電極

201a 正電極

201b 負電極

202 放大器模組

202a 輸入級濾波器

202b 差分放大器

202c 輸出級濾波器

203 微控制器

203a 類比數位轉換單元

203b 微處理運算單元

204 無線電模組

204a 無線收發器

204b 調變/解調變器

205 電源供應器

206 外層防水膠膜或外層包覆防水設計

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)