



(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 I856067 B

(45) 公告日：中華民國 113 (2024) 年 09 月 21 日

(21) 申請案號：109106825

(22) 申請日：中華民國 109 (2020) 年 03 月 03 日

(51) Int. Cl. : C09J7/38 (2018.01)

C09J133/14 (2006.01)

C09J9/02 (2006.01)

(30) 優先權：2019/03/07

歐洲專利局

19161202.7

(71) 申請人：德商漢高股份有限及兩合公司 (德國) HENKEL AG &amp; CO. KGAA (DE)

德國

(72) 發明人：耐格 卡拉 NEGELE, CARLA (DE)；范 德 慕倫 英奇 VAN DER MEULEN,

INGE (NL)；吉利森 史提因 GILLISSEN, STIJN (BE)；羅斯雀克 托比亞斯

ROSCHEK, TOBIAS (DE)；戈洛 法蘭克 GOETHEL, FRANK (DE)；貝絲勒 愛

麗莎 BESLER, ALISSA (DE)

(74) 代理人：陳長文

(56) 參考文獻：

TW 201832721A

審查人員：王鼎瀚

申請專利範圍項數：12 項 圖式數：12 共 36 頁

(54) 名稱

包含基於傳導性丙烯酸化物之壓敏黏著劑之電極

(57) 摘要

本發明係關於一種包含傳導性壓敏黏著層及傳導層之電極。此外，本發明係關於一種製造該電極之方法及該電極用於監測生物信號之用途。

The present invention relates to an electrode comprising a conductive pressure sensitive adhesive layer and a conductive layer. Furthermore, the invention refers to a method of manufacturing the electrode and to the use of the electrode for monitoring biosignals.



I856067

【發明摘要】

【中文發明名稱】

包含基於傳導性丙烯酸化物之壓敏黏著劑之電極

【英文發明名稱】

ELECTRODE COMPRISING A CONDUCTIVE ACRYLATE  
BASED PRESSURE SENSITIVE ADHESIVE

【中文】

本發明係關於一種包含傳導性壓敏黏著層及傳導層之電極。此外，  
本發明係關於一種製造該電極之方法及該電極用於監測生物信號之用途。

【英文】

The present invention relates to an electrode comprising a  
conductive pressure sensitive adhesive layer and a conductive layer.  
Furthermore, the invention refers to a method of manufacturing the  
electrode and to the use of the electrode for monitoring biosignals.

【指定代表圖】

無

【代表圖之符號簡單說明】

無

## 【發明說明書】

### 【中文發明名稱】

包含基於傳導性丙烯酸化物之壓敏黏著劑之電極

### 【英文發明名稱】

ELECTRODE COMPRISING A CONDUCTIVE ACRYLATE  
BASED PRESSURE SENSITIVE ADHESIVE

### 【技術領域】

【0001】 本發明係關於一種包含傳導性壓敏黏著層及傳導層之電極。此外，本發明係關於一種製造該電極之方法及該電極用於監測生物信號之用途。

### 【先前技術】

【0002】 各種類型之電極用於量測生物信號，諸如心電描記法(ECG)、腦電描記法(EEG)及肌電描記法(EMG)。

【0003】 例如，當前使用之ECG電極經由凝膠與皮膚連接，凝膠充當電解質且將身體信號轉移至電極。然而，其隨時間推移而乾涸且無法用於長期量測。在大部分情況下，不推薦使用其超過24小時。另外，其僅可儲存相對較短時段，通常在打開之後僅一個月，且此外，其需要特殊包裝以防止其乾涸。

【0004】 尤其，當前使用之凝膠電極具有高鹽濃度，其為低阻抗及良好信號品質所必需的。然而，高鹽濃度在許多情況下引起皮膚刺激。此外，此等電極需要相對較高量的水。高含水量為此等電極傾向於乾涸，且因此無法用於長期量測(尤其持續超過三天)之一個原因，因為信號品質隨著含水量減少而降低。當前凝膠電極用圍繞內部凝膠之壓敏皮膚黏著劑之

環與皮膚連接。

【0005】 當前市面上亦存在突片電極，其經由凝膠型黏著劑與皮膚連接。此等電極不需要額外皮膚黏著劑，因為凝膠自身黏附至皮膚。然而，此等電極亦包含鹽及水，且可隨時間推移乾涸且因此不適合於長期量測。此等電極中之黏著劑的內聚性通常較差，在移除電極後導致內聚失效。

【0006】 或者，包含傳導性填充劑，諸如碳黑之壓敏黏著劑可用於電極以量測生物信號。此類電極之缺點為需要高碳黑濃度，其導致黏著力損失。此外，由於缺少離子傳導性，此類電極之信號品質不佳。

【0007】 在另一電極解決方案中，電極含有包含碳黑及鹽之組合的黏著劑。需要傳導性填充劑之電泳校準以便在此解決方案中獲得足夠阻抗。然而，此電泳活化步驟使得電極生產昂貴且複雜。

【0008】 因此，需要用於量測生物信號之電極，其可在不損失信號或黏著力之情況下使用一週，其不乾涸，且不使皮膚過敏或刺激皮膚。

【0009】 本發明人已出人意料地發現，上述缺點中之一或多者可藉由本發明之特定電極克服，該電極包含傳導性壓敏黏著層，在下文中亦稱為黏著層，該黏著層包含至少一種丙烯酸聚合物，其藉由將(甲基)丙烯酸單體視情況與乙烯基單體聚合而獲得，其中至少10重量%之(甲基)丙烯酸單體含有至少一個-OH基團，其中重量%係以丙烯酸聚合物及至少一種離子液體之總重量計。本發明之電極不僅不乾涸，且可用於長期量測而不刺激皮膚，且亦可更易於製造。由於不需要額外水凝膠，電極可在相當簡單的過程中在一個製造商處印刷。由於本發明之電極不需要凝膠/水凝膠，因此電極之存放期改良且需要要求不太苛刻的包裝材料。

**【發明內容】**

**【0010】** 在第一態樣中，本發明係關於包含或由以下組成之電極

(A) 傳導性壓敏黏著層，其包含或由以下組成

(A1)至少一種(甲基)丙烯酸聚合物，其係藉由將(甲基)丙烯酸單體視情況與乙烯基單體聚合而獲得，其中至少10重量%之(甲基)丙烯酸單體含有至少一個-OH基團，其中重量%係以丙烯酸聚合物之總重量計；

(A2)至少一種離子液體；

(A3)視情況存在之至少一種離子傳導性促進劑；

(A4)視情況存在之至少一種導電性粒子；

(A5)視情況存在之至少一種多元醇；及

(A6)視情況存在之至少一種溶劑；

(B) 傳導層，其與傳導性壓敏黏著層接觸；

(C) 視情況存在之基板，其與傳導層接觸；及

(D) 視情況存在之離型襯墊，其與傳導性壓敏黏著層接觸。

**【0011】** 在第二態樣中，本發明係關於一種製造根據本發明之電極之方法，該方法包含以下步驟或由其組成：

(i)視情況提供基板，經由平板網版印刷、滾網印刷、柔版印刷、凹版印刷、移印、噴墨印刷、LIFT印刷、真空式沈積法(如CVC、PVD及ALD)、噴塗、浸塗或鍍敷而在該基板之一側上施加傳導層；

(ii)經由塗佈、層壓、噴霧或印刷在該傳導層上施加傳導性壓敏黏著層；及

(iii)視情況在該傳導性壓敏黏著層之側上施加離型襯墊。

**【0012】** 在最終態樣中，本發明係關於根據本發明之電極用於監測

生物信號，較佳ECG、EEG、EMG或生物阻抗之用途。

**【圖式簡單說明】**

**【0013】**

圖1a-圖1f (橫截面)說明根據本發明之電極之較佳實施例。使用以下層：傳導性壓敏黏著層(10)、由碳製成之傳導層(20)、可撓性基板(30)、由Ag/AgCl製成之傳導層(40)、金屬層(50)、由Ag製成之傳導層(60)、離型襯墊(70)、由可撓性基板(30)製成之傳導元件(80)，該可撓性基板覆蓋有至少一個與壓敏黏著層(10)接觸之傳導層((20)、(40)或(60))。

圖2a-圖2e (俯視圖)說明傳導元件(80)上之傳導性壓敏黏著層(10)模式之較佳實施例。

圖3說明自實例1a-d及比較實例1記錄之阻抗譜。

圖4說明自實例1c及比較實例1記錄之ECG譜。

圖5說明Ag/AgCl電極上根據實例1 (實線)及2 (點線)之組合物之阻抗譜。

圖6說明實例2-4之去顫過載恢復測試曲線。

圖7說明對於具有根據實例2之電極黏著劑之電極對，根據ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015之去顫過載恢復放電曲線。

圖8說明對於具有根據實例1之電極黏著劑之電極對，根據ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015之去顫過載恢復放電曲線。

圖9說明對於具有不同黏著劑組合物之電極樣品(實例1及2)，在電流偏壓期間之電壓增加。

圖10說明對於具有電極黏著劑之電極樣品(實例1)，在長期電流偏壓(200 nA)期間之電壓增加。

圖11說明對於具有電極黏著劑之電極樣品(實例1)，在長期電流偏壓(2  $\mu$ A)期間之電壓增加。

圖12說明具有根據本發明之電極黏著劑之電極樣品(實例1)的偏移不穩定性及內部雜訊量測結果。

### 【實施方式】

【0014】 在下文中更詳細地描述本發明。除非明確相反地指示，否則各描述之實施例可與任何其他態樣或實施例組合。特定而言，任何指明為較佳或有利之特徵可與任何其他指明為較佳或有利之特徵組合。

【0015】 在本發明之情形下，除非上下文另外規定，否則根據以下定義解釋所使用之術語。

【0016】 術語「基本上不含」意謂濃度小於0.1重量%，較佳小於0.01重量%，更佳小於0.001重量%，更佳小於0.0001重量%，尤其是不含化合物或物質(若未另外明確陳述)。

【0017】 如本文所使用之術語「包含(comprising/comprises)」及「由……構成(comprised of)」與「包括(including/includes)」或「含有(containing/contains)」同義，且為包括性或開放性的，且不排除額外的未敘述成員、元素或方法步驟。

【0018】 數字端點之列舉包括包含於各別範圍內之所有數字及分數，以及所列舉的端點。

【0019】 除非另外指明，否則本文提及之所有百分比、份數、比例及其類似者均以重量計。

【0020】 當以範圍、較佳範圍或較佳上限值及較佳下限值之形式表達量、濃度或其他值或參數時，應理解在不考慮所獲得之範圍是否清楚地

在上下文中清楚地提及之情況下，特定地揭示藉由組合任何上限值或較佳值與任何下限值或較佳值而獲得之任何範圍。

**【0021】** 在本說明書中所引用之所有參考文獻均以全文引用之方式併入本文中。

**【0022】** 除非另外定義，否則用於揭示本發明之所有術語(包括技術及科學術語)具有與一般熟習此項技術者通常所理解相同的含義。藉助於進一步提供指導，術語定義係為了更好地理解本發明之教示而包括在內。

**【0023】** 本發明係關於電極，其不需要凝膠或水凝膠，因此術語「乾電極」亦用於根據本發明之電極。

**【0024】** 電極包含傳導性壓敏黏著層，其包含(A1)至少一種丙烯酸聚合物或由其組成，(A1)係藉由將(甲基)丙烯酸單體視情況與乙烯基單體聚合而獲得，其中至少10重量%之(甲基)丙烯酸單體含有至少一個-OH基團，其中重量%係以丙烯酸聚合物及至少一種離子液體之總重量計。

**【0025】** 適用於本發明之黏著劑為傳導性壓敏黏著劑(PSA)，尤其為離子傳導性的，具有低阻抗及良好皮膚相容性。黏著劑以層形式存在於電極中，其藉由在電極與皮膚之間充當功能接觸而為長期監測生物信號提供解決方案。相比於當前市面上之凝膠型電極，其無法乾涸且其不引起皮膚刺激。此外，在不添加任何水的情況下，根據本發明之PSA之阻抗極低。

**【0026】** 根據本發明之傳導性壓敏黏著劑係基於具有高透氣性之極性溶劑基丙烯酸壓敏黏著劑及產生離子傳導性之無毒、無刺激性離子液體。

**【0027】** 在一個實施例中，以丙烯酸聚合物之總重量計，含有至少

一個-OH基團之(甲基)丙烯酸單體以至少15重量%、較佳至少20重量%、更佳至少25重量%、最佳至少30重量%及/或至多65重量%、較佳至多60重量%、更佳至多55重量%、最佳至多50重量%存在於黏著層中。當該(甲基)丙烯酸聚合物中包含至少一個-OH基團之(甲基)丙烯酸單體之含量為(甲基)丙烯酸酯聚合物之總重量的大於65重量%時，較高OH基團含量可不利地影響黏著特性。

**【0028】** 在另一實施例中，黏著層中之(甲基)丙烯酸單體係選自(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸羥乙酯、丙烯酸羥丙酯、丙烯酸羥丁酯、丙烯酸丁酯、丙烯酸乙基己酯、丙烯酸、(甲基)丙烯酸C2-C18烷基酯、(甲基)丙烯酸醯胺、(甲基)丙烯酸環己酯、(甲基)丙烯酸縮水甘油酯及(甲基)丙烯酸苯甲酯。

**【0029】** 在另一實施例中，黏著層中之乙烯基單體係選自乙酸乙烯酯、N-乙烯基己內醯胺、丙烯腈及乙烯基醚。

**【0030】** 在另一實施例中，黏著層中之(甲基)丙烯酸單體係選自丙烯酸羥乙酯與(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸丁酯、丙烯酸乙基己酯中之至少一者之混合物，或係選自丙烯酸羥乙酯與(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸丁酯及丙烯酸乙基己酯中之至少一者之混合物。

**【0031】** 用於本發明之適合之市售(甲基)丙烯酸聚合物包括但不限於獲自Henkel之LOCTITE DURO-TAK 222A、LOCTITE DURO-TAK 87-202A；LOCTITE DURO-TAK 87-402A；LOCTITE DURO-TAK 73-626A。

**【0032】** 本申請人已發現，基於至少一種丙烯酸聚合物(其係藉由將(甲基)丙烯酸單體視情況與乙烯基單體聚合而獲得，其中至少10重量%之

(甲基)丙烯酸單體含有至少一個-OH基團，其中重量%係以丙烯酸聚合物之總重量計)之壓敏黏著劑提供良好阻抗且電極不乾涸且其可用於較長時段量測(較高OH含量增加聚合物之水蒸氣穿透率，其有助於增加透氣性及延長磨損時間)。

**【0033】** 在一個實施例中，黏著層中之多元醇係選自聚醚多元醇，較佳為聚乙二醇、聚丙二醇、聚丁二醇，且更佳為重均分子量為300至1000 g/mol或350至750 g/mol或380至420 g/mol之聚乙二醇，其中分子量係藉由凝膠滲透層析法，根據DIN 55672-1:2007-08以THF作為溶離劑來量測。根據本發明之黏著層可進一步包含聚醚多元醇。較佳地，聚醚多元醇係選自聚乙二醇(PEG)、聚丙二醇(PPG)、聚丁二醇(PDMG)及其混合物。本申請人已發現，添加聚醚多元醇係離子傳導性之格外良好主體(由於開放及可撓性分子鏈)，且因此對阻抗具有積極影響。本申請人已發現，少量聚醚多元醇具有積極影響，其關於組合物之皮膚相容性為有益的。用於本發明之適合之市售聚醚多元醇包括但不限於獲自BASF之Kollisolv PEG 400。

**【0034】** 在另一實施例中，多元醇以按黏著層之總重量計的0.1至50重量%或0.5至20重量%存在於黏著層中。

**【0035】** 在另一實施例中，黏著層中之溶劑選自由以下組成之群：水、乙酸乙酯、乙酸丁酯、丁基二乙二醇、2-丁氧基乙醇、乙二醇、二乙二醇、丙二醇、二丙二醇、甲醇、異丙醇、丁醇、二元酯、己烷、庚烷、2,4-戊二酮、甲苯、二甲苯、苯、己烷、庚烷、甲基乙基酮、甲基異丁基酮、二乙醚及其混合物，較佳地，該溶劑選自由以下組成之群：乙酸乙酯、乙酸丁酯、乙二醇、丙二醇及其混合物。

【0036】 在另一實施例中，溶劑以按傳導性壓敏黏著層(A)之總重量計的0.001至10重量%、較佳0.001至5重量%、更佳0.01至1重量%存在於黏著層中。

【0037】 最佳地，黏著層基本上不含溶劑，較佳如上文所定義之溶劑。

【0038】 在一實施例中，(甲基)丙烯酸聚合物(A1)以按傳導性壓敏黏著層(A)之總重量計10至99重量%、或15至97重量%、或50至95重量%存在於黏著層中。低於10重量%之(甲基)丙烯酸酯聚合物量可導致不佳黏著特性且對成膜特性不利。

【0039】 根據本發明之黏著層包含離子液體，較佳為產生離子傳導性之無毒、無刺激性離子液體。

【0040】 在另一實施例中，黏著層中之離子液體(A2)選自由以下組成之群：乙酸咪唑鎊、磺酸咪唑鎊、氯化咪唑鎊、硫酸咪唑鎊、磷酸咪唑鎊、硫氰酸咪唑鎊、二氰胺咪唑鎊、苯甲酸咪唑鎊、三氟甲磺酸咪唑鎊、三氟甲磺酸膽鹼、糖酸膽鹼、胺磺酸膽鹼、乙酸吡錠、磺酸吡錠、氯化吡錠、硫酸吡錠、磷酸吡錠、硫氰酸吡錠、二氰胺吡錠、苯甲酸吡錠、三氟甲磺酸吡錠、乙酸吡咯啉鎊、磺酸吡咯啉鎊、氯化吡咯啉鎊、硫酸吡咯啉鎊、磷酸吡咯啉鎊、硫氰酸吡咯啉鎊、二氰胺吡咯啉鎊、苯甲酸吡咯啉鎊、三氟甲磺酸吡咯啉鎊、乙酸鎂、磺酸鎂、氯化鎂、硫酸鎂、磷酸鎂、硫氰酸鎂、二氰胺鎂、苯甲酸鎂、三氟甲磺酸鎂、乙酸銻、磺酸銻、氯化銻、硫酸銻、磷酸銻、硫氰酸銻、二氰胺銻、苯甲酸銻、三氟甲磺酸銻、乙酸銻、磺酸銻、氯化銻、硫酸銻、磷酸銻、硫氰酸銻、二氰胺銻、苯甲酸銻、三氟甲磺酸銻及其混合物。

【0041】 在另一實施例中，黏著層中之離子液體選自由以下組成之群：乙酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫酸乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、磷酸二乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊、苯甲酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼、N-環己基胺基磺酸膽鹼、硫酸甲酯參(2-羥乙基)甲基銨、四氟硼酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、乙酸膽鹼及其混合物。

【0042】 較佳地，該離子液體選自由以下組成之群：乙酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫酸乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、磷酸二乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊、苯甲酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼、N-環己基胺基磺酸膽鹼、硫酸甲酯參(2-羥乙基)甲基銨、四氟硼酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、乙酸膽鹼及其混合物。

【0043】 更佳地，離子液體選自由以下組成之群：苯甲酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、四氟硼酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、乙酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、乙酸膽鹼、磷酸二乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、硫酸乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼及其混合物。

【0044】 上文所提及之離子液體較佳，因為其展示根據本發明之(甲基)丙烯酸聚合物中之良好溶解度及低毒性。

【0045】 在一個實施例中，使用兩種或更多種離子液體，在此實施例中，該等離子液體係選自由以下組成之群：乙酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫酸乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、磷酸二乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊、苯甲酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼、*N*-環己基胺基磺酸膽鹼、硫酸甲酯參(2-羥乙基)甲基鎂、四氟硼酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、乙酸膽鹼；

【0046】 較佳地，兩種或更多種離子液體係選自由以下組成之群：苯甲酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、四氟硼酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、乙酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、乙酸膽鹼、磷酸二乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、硫酸乙酯1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼。

【0047】 用於本發明之適合之市售離子液體包括但不限於Basionics ST80、Basionics Kat1、Basionics BC01、Basionics VS11、Basionics VS03及Efka IO 6785，其全部獲自BASF。

【0048】 在一個實施例中，離子液體以按傳導性壓敏黏著層之總重量計的0.5至50重量%或1至40重量%或4至25重量%存在於黏著層中。

【0049】 根據本發明之黏著層可進一步包含離子傳導性促進劑，較佳為產生額外離子傳導性之無毒、無刺激性離子傳導性促進劑。

【0050】 離子傳導性促進劑在室溫下為半固體或固體且可溶解於離子液體中。其與根據本發明之(甲基)丙烯酸酯聚合物具有良好相容性。

【0051】 適用於本發明之離子傳導性促進劑選自氯化膽鹼、酒石酸氫膽鹼、檸檬酸二氫膽鹼、磷酸膽鹼、葡糖酸膽鹼、反丁烯二酸膽鹼、碳酸膽鹼、焦磷酸膽鹼、氯化鈉、氯化鋰、氯化鉀、氯化鈣、氯化鎂、氯化鋁、氯化銀、氯化銨、烷基氯化銨、二烷基氯化銨、三烷基氯化銨、四烷基氯化銨及其混合物。

【0052】 在一個實施例中，離子傳導性促進劑以按傳導性壓敏黏著層之總重量計的0.1至30重量%或0.5至20重量%或1至15重量%存在於黏著層中。若離子傳導性促進劑之量過低，則黏著劑可不展示任何離子傳導性且信號可丟失，而過高量可不提供信號品質改善，但可增加皮膚刺激幾率且降低黏著特性。

【0053】 根據本發明之黏著層可進一步包含導電粒子。

【0054】 在另一實施例中，黏著層中之導電粒子選自由以下組成之群：金屬(奈米)粒子、石墨(奈米)粒子、碳(奈米)粒子、碳奈米線、傳導性聚合物(奈米)粒子及其混合物，更佳選自由以下組成之群：含銀粒子、銀粒子、銅粒子、含銅粒子、銀奈米線、銅奈米線、石墨粒子、碳粒子及其混合物，且甚至更佳選自石墨粒子、碳粒子及其混合物。

【0055】 石墨粒子及碳粒子較佳，因為其不引起皮膚刺激，但提供足夠傳導性。用於本發明之適合之市售導電粒子包括但不限於獲自Timcal之Ensaco 250G、Timrex KS6；獲自Necarbo之Printex XE2B；獲自

Imerys之C-Nergy Super C65及獲自Cabot之Vulcan XC72R。

【0056】 根據本發明之離子傳導性壓敏黏著劑組合物可包含以組合物之總重量計0.1至35重量%、較佳0.5至25重量%且更佳1至15重量%之該等導電粒子。

【0057】 若導電粒子之量過低，則其可導致不佳傳導性，而過高量可導致黏著特性喪失。

【0058】 根據本發明之黏著層可進一步包含溶劑。較佳地，可在乾燥之前包含於黏著劑中之溶劑應在乾燥期間蒸發，藉此可形成黏著層。在一較佳實施例中，在乾燥步驟之後，黏著層基本上不含溶劑。

【0059】 用於本發明之適合之溶劑可選自由以下組成之群：水、乙酸乙酯、乙酸丁酯、丁基二乙二醇、2-丁氧基乙醇、乙二醇、二乙二醇、丙二醇、二丙二醇、甲醇、異丙醇、丁醇、二元酯、己烷、庚烷、2,4-戊二酮、甲苯、二甲苯、苯、己烷、庚烷、甲基乙基酮、甲基異丁基酮、二乙醚及其混合物，較佳地，該溶劑選自由以下組成之群：乙酸乙酯、乙酸丁酯、乙二醇、丙二醇及其混合物。

【0060】 用於本發明之適合之市售溶劑包括但不限於獲自Brenntag之乙酸乙酯及乙二醇、獲自Shell Chemicals之乙酸丁酯及獲自Lyondell之丙二醇。

【0061】 根據本發明之黏著層可包含以傳導性壓敏黏著層(A)之總重量計0.001至10重量%、較佳0.001至5重量%、更佳0.01至1重量%的溶劑。

【0062】 最佳地，黏著層基本上不含溶劑。

【0063】 根據本發明之黏著層的阻抗值較佳為在1000 Hz下低於

1,000,000 Ohm，較佳為在1000 Hz下低於100,000 Ohm且更佳為在1000 Hz下低於40,000 Ohm，其中該阻抗係藉由連接兩個各塗佈有25  $\mu\text{m}$ 離子傳導性壓敏黏著劑之電極(接觸面積為0.25  $\text{cm}^2$ )來量測。

**【0064】** 根據本發明之黏著層，(甲基)丙烯酸酯聚合物及離子液體之組合產生低阻抗。離子液體提供離子傳導性。然而，若離子液體與(甲基)丙烯酸酯聚合物不可混溶，則將在壓敏黏著劑中可見不佳離子傳導性。在其中將PEG添加至組合物之實施例中，來自PEG之額外醚基使得系統更具極性且增強(甲基)丙烯酸酯聚合物中離子液體之離子傳導性。

**【0065】** 根據本發明之黏著層組合物通常具有高透氣性。若水可容易地穿透黏著層，則獲得良好透氣性。為獲得此效應，需要極性聚合物，在此情況下，OH-官能基支持及改善透氣性。

**【0066】** 根據本發明之黏著層較佳具有24小時內約4600  $\text{g}/\text{m}^2$ 之透氣性值。作為比較，標準丙烯酸PSA具有24小時內約2000  $\text{g}/\text{m}^2$ 之透氣性值。根據ASTM D1653-13經由濕蒸氣穿透率(MVTR)量測來量測透氣性。

**【0067】** 可如下獲得黏著層：藉由將傳導性壓敏黏著劑塗佈於支撐基板(諸如膜)上，且將層在例如120°C之烘箱中乾燥3分鐘以移除溶劑，且在支撐基板上形成傳導性壓敏黏著劑之乾層。可採用通常已知的用於製備壓敏黏著劑之方法。實例包括滾塗、凹版塗佈、反向塗佈、滾動刷塗、噴塗及氣刀塗佈法、浸沒及簾式塗佈法以及藉由模壓塗佈機進行之擠壓塗佈法。

**【0068】** 在一較佳實施例中，黏著層具有1至200  $\mu\text{m}$ 或10至50  $\mu\text{m}$ 之厚度；及/或具有10 Hz下 $10^1$ 至 $10^7$   $\Omega$ 或 $10^2$ 至 $10^5$   $\Omega$ 之阻抗值。其中黏著層之表面積為0.25  $\text{cm}^2$ 至10  $\text{cm}^2$ ，較佳1  $\text{cm}^2$ 至6  $\text{cm}^2$ 。

【0069】 根據本發明之電極含有傳導層，較佳僅含有一個傳導層。

【0070】 在一個實施例中，傳導層選自金屬或金屬鹽層，尤其為銅、銀、金、鋁、Ag/AgCl或碳層或其混合物。

【0071】 在另一實施例中，傳導層之厚度為0.1至500  $\mu\text{m}$ ，或0.5至150  $\mu\text{m}$ ，或1至25  $\mu\text{m}$ ，或1至20  $\mu\text{m}$ 。

【0072】 在另一實施例中，除了傳導性壓敏黏著劑以外，傳導層為電極中包含之唯一傳導層。

【0073】 在較佳實施例中，根據本發明之電極含有基板。在一個實施例中，基板為可撓性膜，較佳選自聚烯烴膜、聚碳酸酯膜、熱塑性聚胺基甲酸酯(TPU)膜、聚矽氧膜、編織膜、非編織膜或紙膜，尤其為聚乙烯膜、聚丙烯膜、聚對苯二甲酸伸乙酯膜或熱塑性聚胺基甲酸酯膜。

【0074】 在另一實施例中，基板之厚度為10至500  $\mu\text{m}$ ，或25至150  $\mu\text{m}$ 。

【0075】 在一個實施例中，傳導層(B)為較佳具有10至500  $\mu\text{m}$ ，或25至150  $\mu\text{m}$ 之厚度的金屬。較佳地，金屬為銅、銀、金或鋁層。

【0076】 為了封裝電極且避免黏著層黏住封裝，電極可在黏著層之表面上含有離型襯墊，其隨後施加至應量測之區域。此項技術中之所有已知剝離襯墊均為適合的，在一個實施例中，離型襯墊選自矽化紙離型襯墊或塑膠離型襯墊。

【0077】 如上文已陳述，本發明之電極不需要凝膠/水凝膠。因此，在一個實施例中，電極基本上不含水凝膠，較佳不含以電極之總重量計大於0.5重量%、或0.1重量%、或0.001重量%之水凝膠，或不含水凝膠。

【0078】 在另一實施例中，電極基本上不含水性電解質漿料，較佳

不含以電極之總重量計大於0.5重量%、或0.1重量%、或0.001重量%之水性電解質漿料，或不含水性電解質漿料。

【0079】 在另一實施例中，電極基本上不含水，較佳不含以電極之總重量計大於2重量%、或0.5重量%、或0.01重量%之水，或不含水。

【0080】 阻抗為電極功能之關鍵參數且拋棄式ECG電極之要求及量測程序係由ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015定義。對於經由黏著側彼此連接之兩個電極，電極在10 Hz下之阻抗需要平均低於2000 Ohm。電極在10Hz下之阻抗由黏著劑針對適合之傳導層材料的阻抗支配。

【0081】 除了阻抗要求以外，必須由醫用ECG電極提供某一去顫過載恢復(根據ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015進行量測)。在此上下文中，去顫過載恢復係指在10  $\mu$ F電容器(充電至200V)經由樣品(其由經由黏著側彼此連接之兩個電極組成；電極在此處對應於非傳導基板上之Ag/AgCl傳導層上的黏著劑)放電時，跨電極之電壓下降。對於成功測試，此必須連續3次滿足。允許之電壓範圍展示於下表1中，值為在一時刻之最大允許電壓或在一時間間隔內之最大允許電壓差：

表1

時間	要求(mV)	
2秒	<	2000
7秒	<	100
7-17秒	< $\Delta$	11
17-27秒	< $\Delta$	11

【0082】 去顫過載恢復可受離子液體/鹽，尤其是離子液體/鹽之陰離子的選擇影響。尤其，氯離子在Ag/AgCl電極上提供快速去顫過載恢復時間。原則上，可使用每一氯離子，然而，離子液體(例如氯化EMIM或氯化膽鹼)之氯離子由於其與黏著材料之良好相容性而為較佳的。然而，

黏著劑組合物中之氯化EMIM可能不產生足以符合阻抗要求之體傳導率。出人意料地，具有提供良好體傳導率之陰離子的離子液體(例如二氰胺EMIM)不展示快速去顫過載恢復。因此，為了理想的電極行為，需要在良好體傳導率與快速放電特性之間發現良好平衡。根據本發明之離子傳導性PSA中之兩種或更多種不同離子液體或鹽之組合可為滿足電極之所有效能要求的解決方案。

**【0083】** 已發現氯化物鹽已在較低量(< 2 wt%根據本發明之乾黏著膜)下提供快速放電特性，因為具有包含氯化物之黏著劑的電極具有kOhm範圍內之DC電阻，而具有不含氯化物之黏著劑的電極具有約10 MOhm之DC電阻。僅低DC電阻率允許樣品在短時間內放電，且因此，可符合去顫過載恢復要求。

**【0084】** 經由包含以下步驟或由其組成之方法製造本發明之電極：

(i)視情況提供基板，經由平板網版印刷、滾網印刷、柔版印刷、凹版印刷、移印、噴墨印刷、LIFT印刷、真空式沈積法(如CVC、PVD及ALD)、噴塗、浸塗或鍍敷而在該基板之一側上施加傳導層；

(ii)經由塗佈、層壓、噴霧或印刷在該傳導層上施加傳導性壓敏黏著層；及

(iii)視情況在該傳導性壓敏黏著層之側上施加離型襯墊。

**【0085】** 在一個實施例中，在步驟(ii)中，傳導性壓敏黏著層部分或完全覆蓋傳導層之表面。

**【0086】** 較佳地，傳導性壓敏黏著層為可印刷材料。由此，層(A)可以極簡易方式施加於傳導層(B)之僅一部分上。在傳導層之僅一部分上施加層可改良整個電極之透氣性，且因此甚至減少皮膚刺激。

【0087】 因此，在一較佳實施例中，傳導性壓敏黏著層僅施加於傳導層之一部分上。有可能以不同模式將傳導性壓敏黏著層施加於傳導層上。較佳地，傳導性壓敏黏著層在傳導層之整個表面上不形成連續層。

【0088】 在另一實施例中，在施加傳導性壓敏黏著層之後，將層較佳在20至150°C下，更佳在80至130°C下固化1秒至2小時，較佳3秒至10分鐘。

【0089】 在另一實施例中，在施加傳導層之後，將傳導層較佳在20至200°C下，更佳在30至150°C下乾燥1秒至2小時，較佳3秒至15分鐘。

【0090】 根據本發明之電極用於監測生物信號，較佳ECG、EEG、EMG或生物阻抗。

#### 實例

材料：

獲自Henkel AG & Co. KGaA之DURO-TAK 222A

獲自Proionic之三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎧

獲自BASF之二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎧

獲自BASF之氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎧

#### 實例1 及比較實例1

傳導性PSA製備：

【0091】 將5 g LOCTITE Duro-TAK 222A(固體含量：41%)及0.171 g三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎧及0.057 g氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎧在調節混合器中在2000 rpm下混合3分鐘。將混合物塗佈至離型襯墊上且在室溫下乾燥30分鐘，產生厚度為20 μm之PSA膜。隨後，將塗膜取樣(drawdown)在120°C下固化3分鐘且用另一離型襯墊覆蓋。

含有傳導性PSA之ECG電極製備：

【0092】 各種傳導層用傳導性PSA覆蓋且黏附在一起，以使得連接面積為 $3.1 \text{ cm}^2$ 。用鱷魚夾連接電極對且量測電容器之阻抗。

比較實例1：3M Red Dot 2330 Resting ECG電極

【0093】 實例1a：碳層上之傳導性PSA (厚度：14  $\mu\text{m}$ )；碳層由TPU基板上之LOCTITE ECI 7005 E&C製備

【0094】 實例1b：Ag層上之傳導性PSA (厚度：5  $\mu\text{m}$ )；Ag層由TPU基板上之LOCTITE ECI 1010 E&C製備

【0095】 實例1c：Ag/AgCl層上之傳導性PSA (厚度：12  $\mu\text{m}$ )；Ag/AgCl層由TPU基板上之LOCTITE EDAG 6038E SS E&C製備

【0096】 實例1d：獲自比較實例1之傳導元件上之傳導性PSA (厚度：10  $\mu\text{m}$ )

【0097】 圖3展示根據本發明，包含傳導性PSA (實例1a-d)之ECG電極具有與商業Resting ECG電極(比較實例1)相比類似的阻抗譜。在所有實例中，10 Hz下之阻抗均低於2000 Ohm，滿足根據ANSI/AAMI EC12:2000之效能要求。

【0098】 圖3展示實例1a-d產生與商業傳導元件相當的阻抗譜。藉由自商業突片電極移除水凝膠來使用商業元件。獲得之傳導元件用根據本發明之導電黏著劑塗佈且在電容器設置中作為比較樣品進行量測。

【0099】 圖4說明記錄之ECG譜。使用置於人類前臂內側處之三個電極(工作電極、相對電極及參考電極)(兩個在左臂上，一個在右臂上)記錄ECG信號，且量測左臂與右臂之間的導聯。在手臂靜止時進行監測。在所有情況下，可獲得良好ECG信號。

### 實例2

【0100】 將5 g LOCTITE Duro-TAK 222A (固體含量：41%)及0.228 g三氟甲烷磺酸1-乙基-3-甲基咪唑鎊在調節混合器中在2000 rpm下混合3分鐘。將混合物塗佈至離型襯墊上且在室溫下乾燥30分鐘，產生厚度為20  $\mu\text{m}$ 之PSA膜。隨後，將塗膜取樣在120°C下固化3分鐘且用另一離型襯墊覆蓋。

### 實例3

【0101】 將5 g LOCTITE Duro-TAK 222A(固體含量：41%)及0.228 g二氰胺1-乙基-3-甲基咪唑鎊在調節混合器中在2000 rpm下混合3分鐘。將混合物塗佈至離型襯墊上且在室溫下乾燥30分鐘，產生厚度為20  $\mu\text{m}$ 之PSA膜。隨後，將塗膜取樣在120°C下固化3分鐘且用另一離型襯墊覆蓋。

### 實例4

【0102】 將5 g LOCTITE Duro-TAK 222A(固體含量：41%)及0.228 g氯化1-乙基-3-甲基咪唑鎊在調節混合器中在2000 rpm下混合3分鐘。將混合物塗佈至離型襯墊上且在室溫下乾燥30分鐘，產生厚度為20  $\mu\text{m}$ 之PSA膜。隨後，將塗膜取樣在120°C下固化3分鐘且用另一離型襯墊覆蓋。

【0103】 圖5說明具有Ag/AgCl傳導層及根據實例1 (實線)及2 (點線)之黏著劑組合物之電極的阻抗曲線。主要差異為對於實例1在低頻率下之增加，表明較低界面(DC)傳導性。

【0104】 圖5說明具有在黏著劑中不含氯化物之Ag/AgCl傳導層之電極的阻抗譜展示與存在阻塞電極對應的低頻率下之強電容增加，且因此展示高DC電阻，因為(幾乎)未發生跨電極/黏著劑界面之電荷轉移。相比

之下，具有包含氯化物之黏著劑的電極允許Ag/AgCl傳導層與電極黏著劑之間的反應，產生電荷轉移(在適合之低電壓下)且因此產生低DC電阻，其使得能夠在DOR實驗期間快速放電。

【0105】對於實例2-4測試去顫過載恢復。在此測試中，量測不同電極黏著劑組合物(實例2 (圓形)、實例3 (方形)、實例4 (三角形))在放電期間隨時間推移之電壓(圖6)。圖6說明在放電期間跨電極之電壓。對於實例2及3，電壓始終高於100mV，表明未發生足夠放電(表2之條件2缺失\_在7秒之後<100mV)，而樣品4容易地符合測試要求。

【0106】圖7說明對於具有根據實例2之電極黏著劑的電極對，根據ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015之三個連續去顫過載恢復放電曲線。具有根據實例2之電極黏著劑之電極對的測試條件概述說明於下表2中。不滿足四個要求中之三個，展示需要允許更快放電之黏著劑。

表2

時間	要求(mV)		實例2		
			第1次放電	第2次放電	第3次放電
2秒	<	2000	759	765	765
7秒	<	100	718	730	734
7-17秒	< $\Delta$	11	39	29	25
17-27秒	< $\Delta$	11	25	21	16

【0107】圖8說明對於具有根據實例1之電極黏著劑的電極對，根據ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015之三個連續去顫過載恢復放電曲線。具有根據實例1之電極黏著劑之電極對的測試條件概述說明於下表3中。

表3

時間	要求(mV)		實例1		
			第1次放電	第2次放電	第3次放電
2秒	<	2000	26.9	25.9	20.2
7秒	<	100	15.8	15.4	14.6
7-17秒	< $\Delta$	11	5.7	4.6	4
17-27秒	< $\Delta$	11	2.3	2.1	1.7

【0108】 此處，滿足所有要求，展示添加使得能夠進行DC傳導之離子液體(如氯化物)之益處。

【0109】 ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015描述電極之使用時間限於樣品(經由黏著側彼此連接之兩個電極)在 $<100$  mV之所得電壓下可經200 nA電流偏壓之時間。不應量測 $>100$  mV之DC偏移。此值與電流偏壓曲線之起點相關。

【0110】 圖9說明對於具有根據本發明之不同黏著劑組合物的電極樣品，在電流偏壓期間之電壓增加：實例1-實線及實例2-點線。實例1對應於具有DC傳導性之樣品。電壓由歐姆定律(Ohm's law)定義。此電壓可長期維持。由於DC傳導性對應於界面處之可逆電化學反應，電壓將保持相對恆定，只要在界面處可獲得反應物。在實例2之情況下，不存在跨界面之顯著DC傳導性。因此，電壓對應於界面電容充電，因此隨時間急劇增加。

【0111】 提供DC傳導性之電極亦展示較長偏壓電流容限及較低DC偏移值。較佳地，電極黏著劑展示DC傳導性以及低阻抗。

【0112】 圖10說明對於具有根據本發明之電極黏著劑之電極樣品(實例1)，在長期電流偏壓(200 nA)期間之電壓增加。由於長量測時間，此處未連續記錄電壓，而是僅量測一天之某些時間(在週末間斷)。樣品F、E、C、G對應於在串聯時經電流偏壓之標稱相同樣品。因此，如所預期，結果極類似。初始變化(DC偏移)在兩天後消失，產生穩定平穩期。在約5天後，電壓開始升高。然而，電壓仍遠低於100 mV之要求限度。因此，對於量測之8天，此測試明顯符合(且將最可能亦在較長時間內符合)。

【0113】 圖11說明對於具有電極黏著劑之電極樣品(實例1)，在長期電流偏壓(2  $\mu\text{A}$ )期間之電壓增加。2  $\mu\text{A}$ 對應於規範要求之電流的十倍。此測試旨在定性加速測試。結果與40-45小時出現之增加大致對應。在較高電流下進行因子分解(且認為相關值為飛行電荷)，其將對應於正常測試中之6天(其中5天為可見的)。此處之電壓由於歐姆定律而較高(且因此可隱藏增加之開端)。

【0114】 ANSI/AAMI EC12:2000/(R)2015要求小於150  $\mu\text{V}$ 之峰間電壓(在1分鐘穩定化之後)以確保低雜訊ECG信號。經由ECG系統記錄的具有電極黏著劑之電極樣品之AC信號通常具有低於10  $\mu\text{V}$ 之峰間電壓。

【0115】 圖12說明具有根據本發明之電極黏著劑之電極樣品(實例1)的偏移不穩定性及內部雜訊。量測值對應於藉由互連電極而非人體之ECG量測值。總頻寬為約8  $\mu\text{V}$ 且因此比規範中要求的(150  $\mu\text{V}$ )低得多。

#### 【符號說明】

##### 【0116】

- 10: 傳導性壓敏黏著層
- 20: 傳導層
- 30: 可撓性基板
- 40: 傳導層
- 50: 金屬層
- 60: 傳導層
- 70: 離型襯墊
- 80: 傳導元件

## 【發明申請專利範圍】

### 【請求項1】

一種電極，其包含或由以下組成：

(A) 傳導性壓敏黏著層，其包含或由以下組成：

(A1)至少一種(甲基)丙烯酸聚合物，其係藉由將(甲基)丙烯酸單體視情況與乙烯基單體聚合而獲得，其中至少10重量%之該等(甲基)丙烯酸單體含有至少一個-OH基團，其中重量%係以該丙烯酸聚合物之總重量計；

(A2)至少一種離子液體；

(A3)視情況存在之至少一種離子傳導性促進劑；

(A4)視情況存在之至少一種導電性粒子；

(A5)視情況存在之至少一種多元醇；及

(A6)視情況存在之至少一種溶劑；

(B) 傳導層，其與該傳導性壓敏黏著層接觸；

(C) 視情況存在之基板，其與該傳導層接觸；及

(D) 視情況存在之離型襯墊，其與該傳導性壓敏黏著層接觸。

### 【請求項2】

如請求項1之電極，其中該傳導性壓敏黏著層(A)包含或由以下組成：

(i) 以該丙烯酸聚合物之總重量計，含有至少一個-OH基團之該等(甲基)丙烯酸單體係以至少15重量%及/或至多65重量%存在；及

(ii) 該等(甲基)丙烯酸單體係選自(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸羥乙酯、丙烯酸羥丙酯、丙烯酸羥丁酯、丙烯酸丁酯、丙烯酸乙基己酯、丙烯

酸、(甲基)丙烯酸醯胺、(甲基)丙烯酸環己酯、(甲基)丙烯酸縮水甘油酯及(甲基)丙烯酸苯甲酯；及/或

(iii) 該乙烯基單體係選自乙酸乙烯酯、N-乙烯基己內醯胺、丙烯腈及乙烯基醚；及/或

(iv) 該等(甲基)丙烯酸單體係選自丙烯酸羥乙酯與(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸丁酯、丙烯酸乙基己酯中之至少一者之混合物或係選自丙烯酸羥乙酯與(甲基)丙烯酸甲酯、丙烯酸丁酯及丙烯酸乙基己酯中之至少一者之混合物；及/或

(v) 該至少一種多元醇係選自聚醚多元醇；及/或

(vi) 以該傳導性壓敏黏著層之總重量計，該多元醇係以0.1至50重量%存在；及/或

(vii) 該溶劑係選自由以下組成之群：水、乙酸乙酯、乙酸丁酯、丁基二乙二醇、2-丁氧基乙醇、乙二醇、二乙二醇、丙二醇、二丙二醇、甲醇、異丙醇、丁醇、二元酯、己烷、庚烷、2,4-戊二酮、甲苯、二甲苯、苯、己烷、庚烷、甲基乙基酮、甲基異丁基酮、二乙醚及其混合物；及/或

(viii) 以該傳導性壓敏黏著層(A)之總重量計，該溶劑係以0.001至10重量%存在；及/或

(ix) 以該傳導性壓敏黏著層(A)之總重量計，該丙烯酸聚合物(A1)係以10至99重量%存在；及/或

(x) 該離子液體(A2)係選自由以下組成之群：乙酸咪唑鎊、磺酸咪唑鎊、氯化咪唑鎊、硫酸咪唑鎊、磷酸咪唑鎊、硫氰酸咪唑鎊、二氰胺咪唑鎊、苯甲酸咪唑鎊、三氟甲磺酸咪唑鎊、三氟甲磺酸膽鹼、糖酸膽鹼

(choline saccharinate)、胺磺酸膽鹼、乙酸吡錠、磺酸吡錠、氯化吡錠、硫酸吡錠、磷酸吡錠、硫氰酸吡錠、二氰胺吡錠、苯甲酸吡錠、三氟甲磺酸吡錠、乙酸吡咯啉鎊、磺酸吡咯啉鎊、氯化吡咯啉鎊、硫酸吡咯啉鎊、磷酸吡咯啉鎊、硫氰酸吡咯啉鎊、二氰胺吡咯啉鎊、苯甲酸吡咯啉鎊、三氟甲磺酸吡咯啉鎊、乙酸鎂、磺酸鎂、氯化鎂、硫酸鎂、磷酸鎂、硫氰酸鎂、二氰胺鎂、苯甲酸鎂、三氟甲磺酸鎂、乙酸銻、磺酸銻、氯化銻、硫酸銻、磷酸銻、硫氰酸銻、二氰胺銻、苯甲酸銻、三氟甲磺酸銻、乙酸銻、磺酸銻、氯化銻、硫酸銻、磷酸銻、硫氰酸銻、二氰胺銻、苯甲酸銻、三氟甲磺酸銻及其混合物；及/或

(xi) 該離子液體係選自由以下組成之群：乙酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、甲烷磺酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、氯化 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫酸乙酯 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、磷酸二乙酯 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、硫氰酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、二氰胺 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、苯甲酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、三氟甲烷磺酸膽鹼、糖酸膽鹼、乙醯胺基磺酸膽鹼、N-環己基胺基磺酸膽鹼、硫酸甲酯參(2-羥乙基)甲基銻、四氟硼酸 1-乙基-3-甲基咪唑鎊、1-烯丙基-3-甲基咪唑鎊雙(三氟甲磺醯基)醯亞胺、乙酸膽鹼及其混合物；及/或

(xii) 以該傳導性壓敏黏著層之總重量計，該離子液體以 0.5 至 50 重量 % 存在；及/或

(xiii) 該離子傳導性促進劑係選自氯化膽鹼、酒石酸氫膽鹼、檸檬酸二氫膽鹼、磷酸膽鹼、葡萄糖酸膽鹼、反丁烯二酸膽鹼、碳酸膽鹼、焦磷酸膽鹼及其混合物；及/或

(xiv) 以該傳導性壓敏黏著層之總重量計，該離子傳導性促進劑以

0.1至30重量%存在；及/或

(xv) 該等導電粒子係選自由以下組成之群：金屬(奈米)粒子、石墨(奈米)粒子、碳(奈米)粒子、碳奈米線、傳導性聚合物(奈米)粒子及其混合物。

**【請求項3】**

如請求項1或2之電極，其中該傳導性壓敏黏著層

- (i) 具有1至200  $\mu\text{m}$ 之厚度；及/或
- (ii) 具有10 Hz下 $10^1$ 至 $10^7$   $\Omega$ 之阻抗值。

**【請求項4】**

如請求項1或2之電極，其中該傳導層

- (i) 係選自金屬或金屬鹽層；及/或
- (ii) 厚度為0.1至500  $\mu\text{m}$ ；及/或
- (iii) 為除了該傳導性壓敏黏著劑以外，該電極中包含之唯一傳導層。

**【請求項5】**

如請求項1或2之電極，其中該基板

- (i) 為可撓性膜；及/或
- (ii) 厚度為10至500  $\mu\text{m}$ 。

**【請求項6】**

如請求項1或2之電極，其中該離型襯墊係選自矽化紙或塑膠離型襯墊。

**【請求項7】**

如請求項1或2之電極，其中該電極

- (i)基本上不含水凝膠；及/或
- (ii)基本上不含水性電解質漿料；及/或
- (iii)基本上不含水。

**【請求項8】**

一種製造如請求項1至7中任一項之電極之方法，該方法包含以下步驟或由其組成：

(i)視情況提供基板，經由平板網版印刷、滾網印刷、柔版印刷、凹版印刷、移印、噴墨印刷、LIFT印刷、如CVC、PVD及ALD之真空式沈積法、噴塗、浸塗或鍍敷而在該基板之一側上施加傳導層；

(ii)經由塗佈、層壓、噴霧或印刷在該傳導層上施加該傳導性壓敏黏著層；及

(iii)視情況在該傳導性壓敏黏著層之側上施加離型襯墊。

**【請求項9】**

如請求項8之方法，其中在步驟(ii)中，該傳導性壓敏黏著層部分或完全覆蓋該傳導層之表面。

**【請求項10】**

如請求項8或9之方法，其中在施加該傳導性壓敏黏著層之後，將該層在20至150°C下固化1秒至2小時。

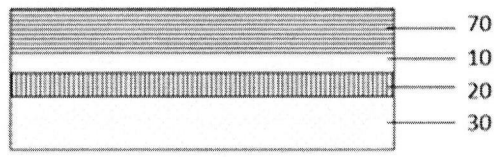
**【請求項11】**

如請求項8或9之方法，其中在施加該傳導層之後，將該傳導層在20至200°C下乾燥1秒至2小時。

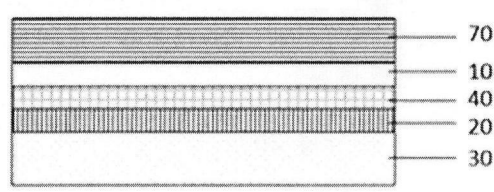
**【請求項12】**

一種如請求項1至7中任一項之電極之用途，其用於監測生物信號。

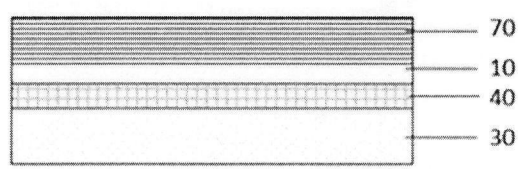
【發明圖式】



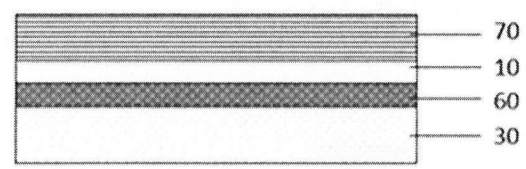
【圖1a】



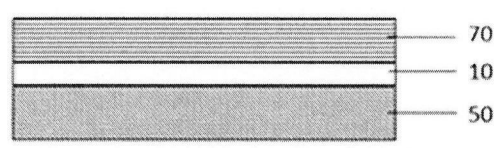
【圖1b】



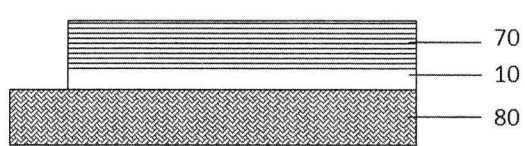
【圖1c】



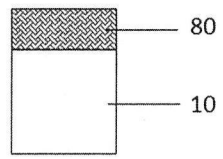
【圖1d】



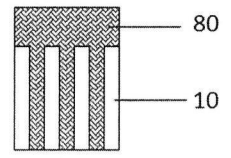
【圖1e】



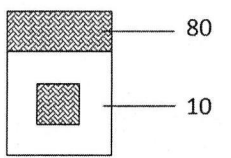
【圖1f】



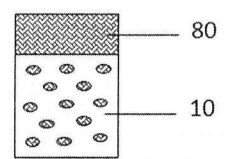
【圖2a】



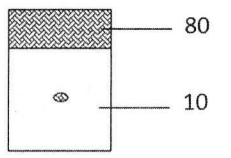
【圖2b】



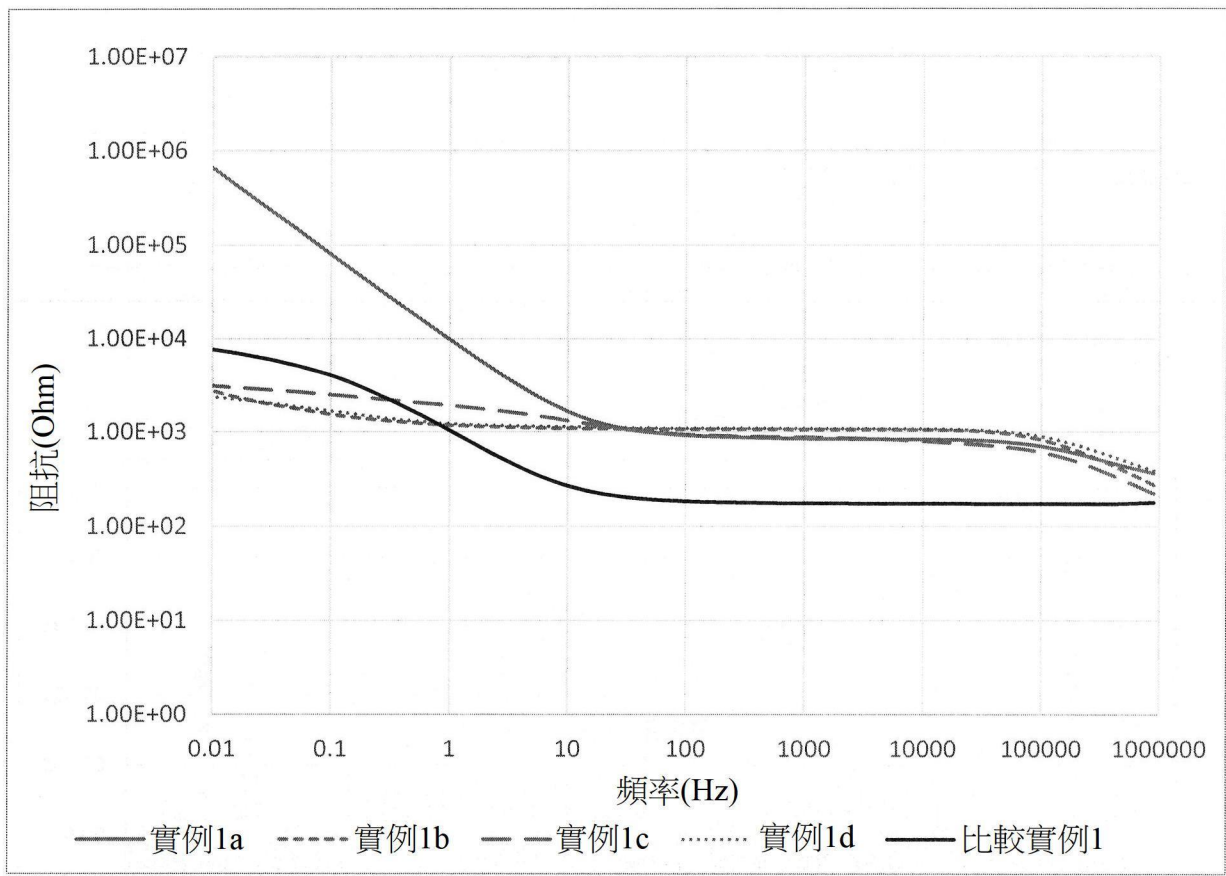
【圖2c】



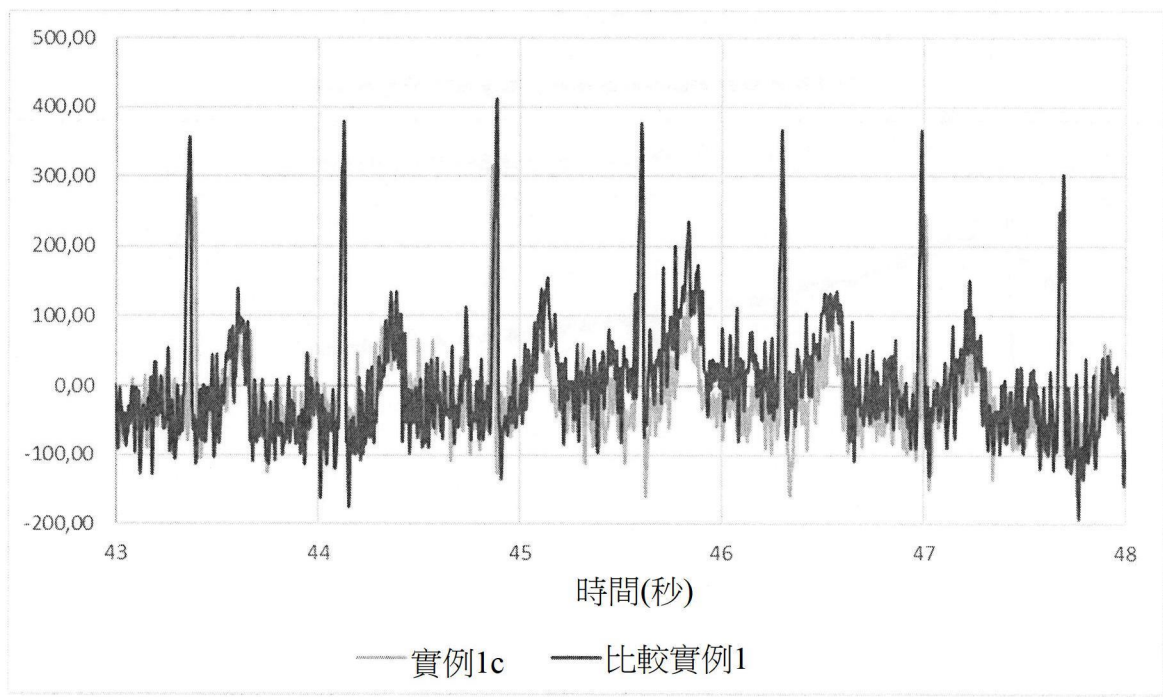
【圖2d】



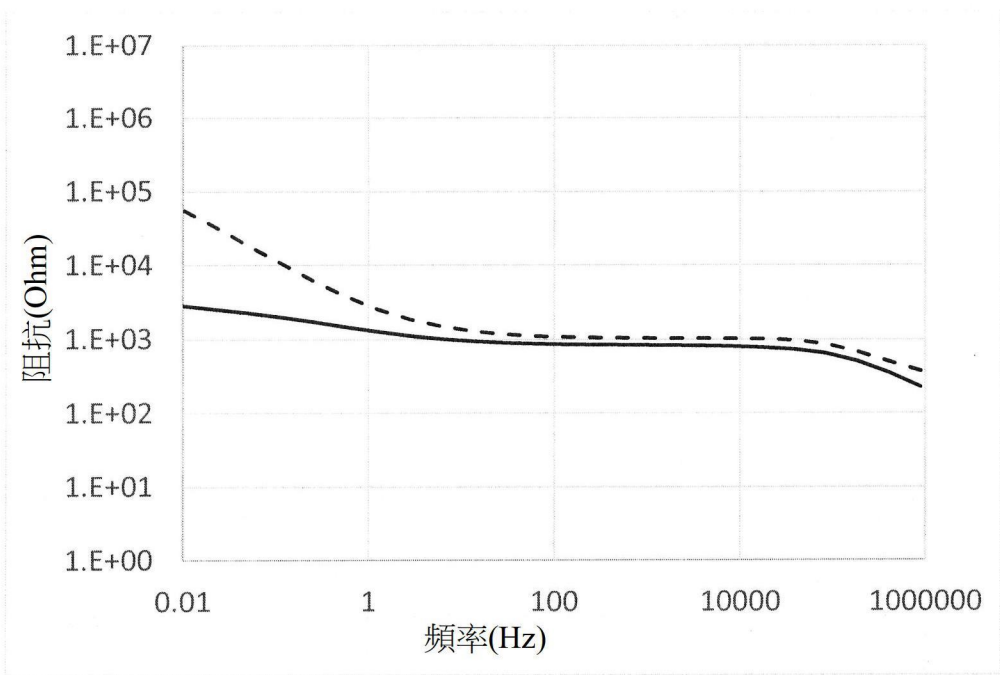
【圖2e】



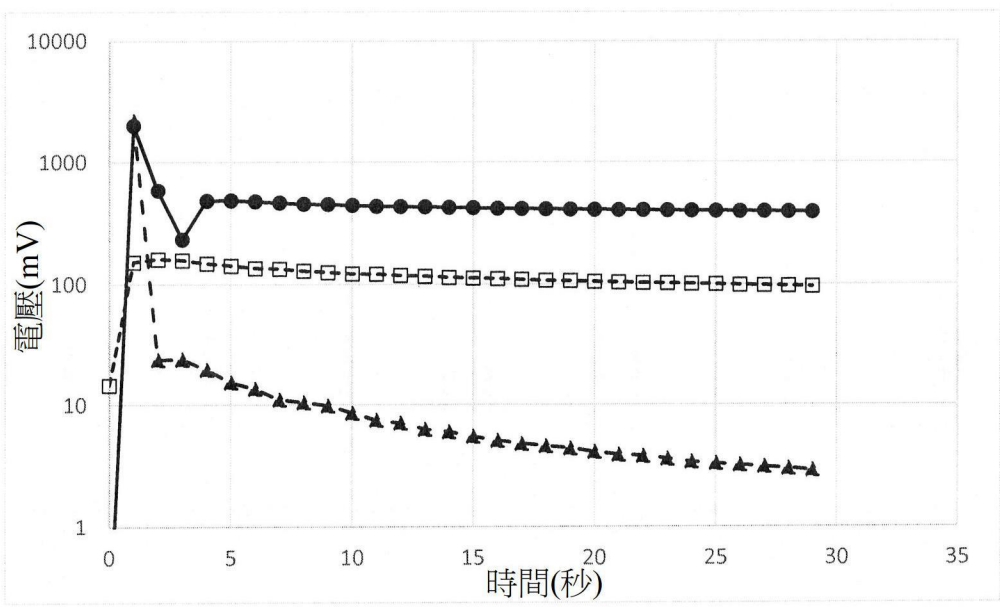
【圖3】



【圖4】

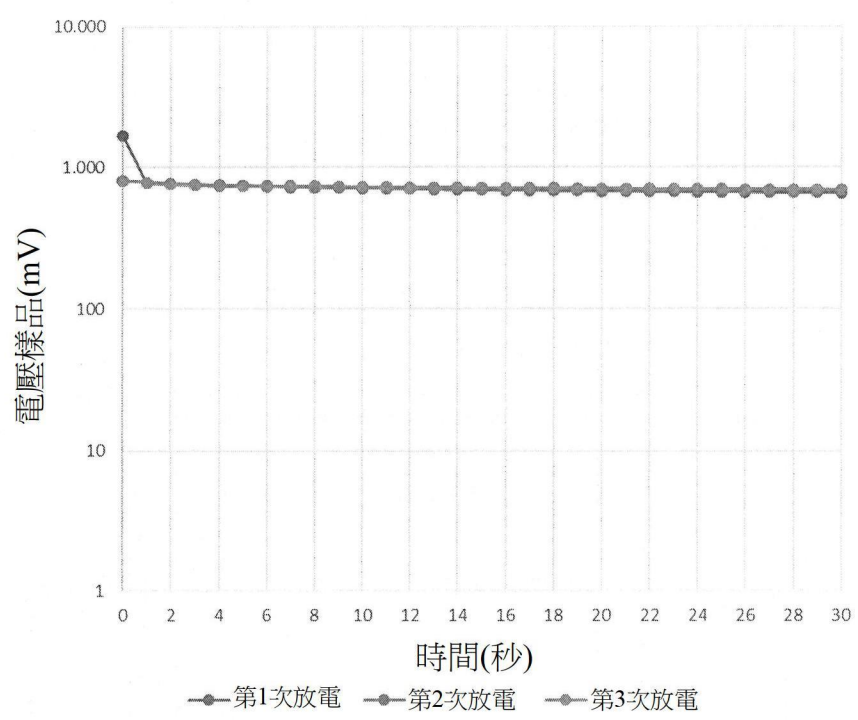


【圖5】



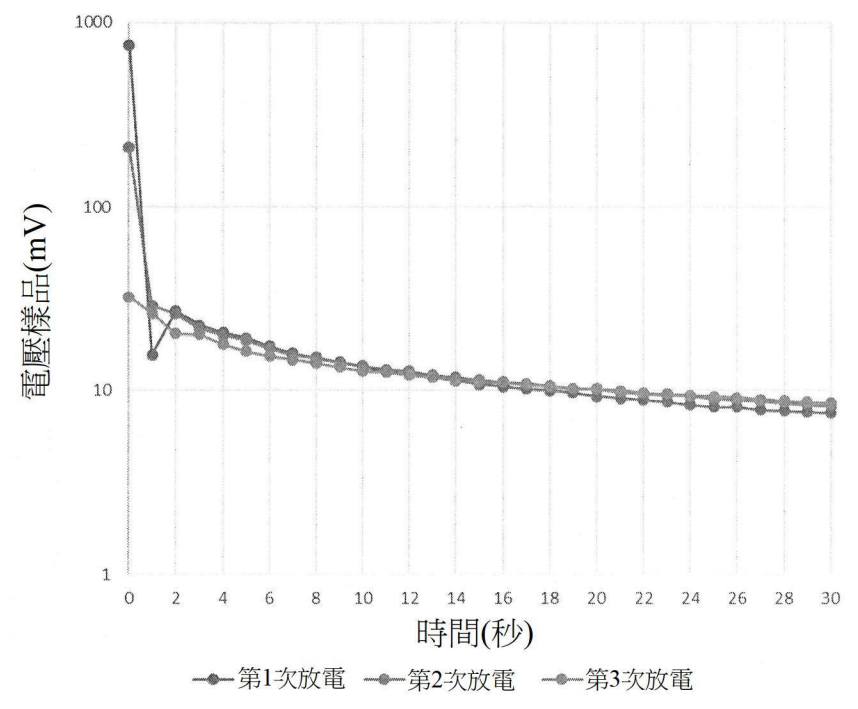
【圖6】

去顫過載恢復

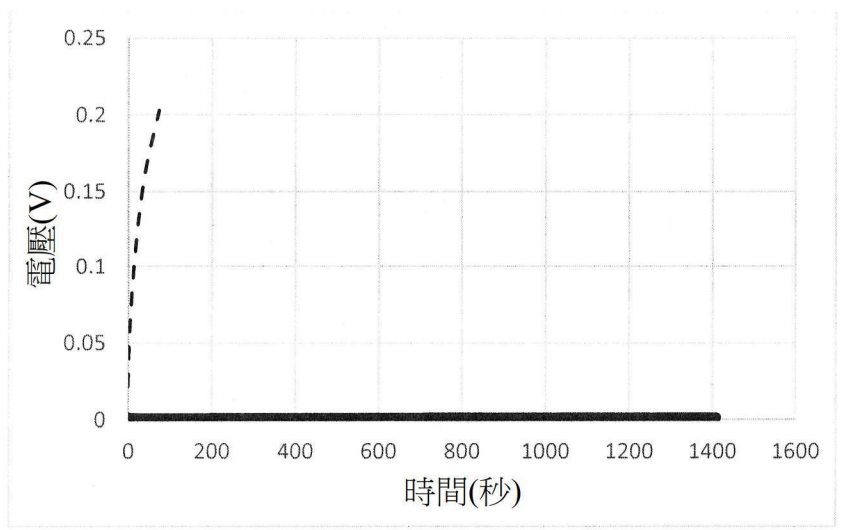


【圖7】

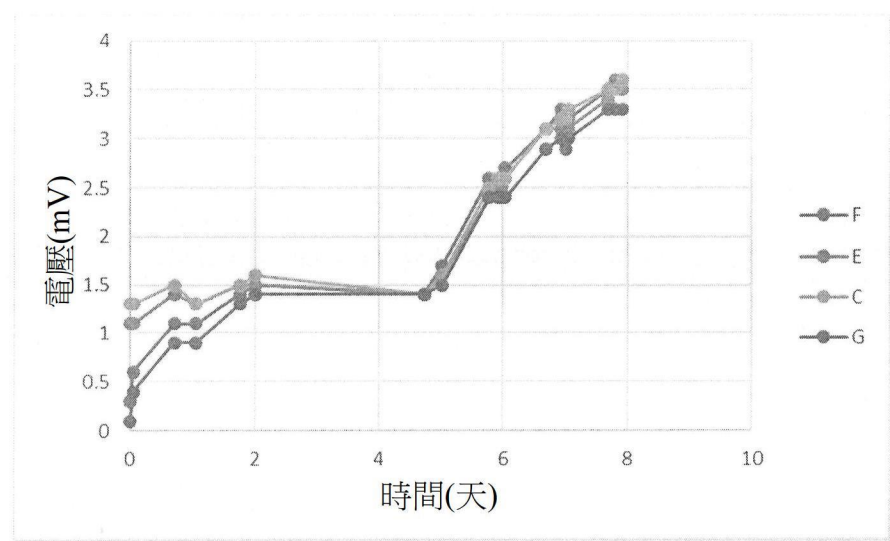
去顫過載恢復



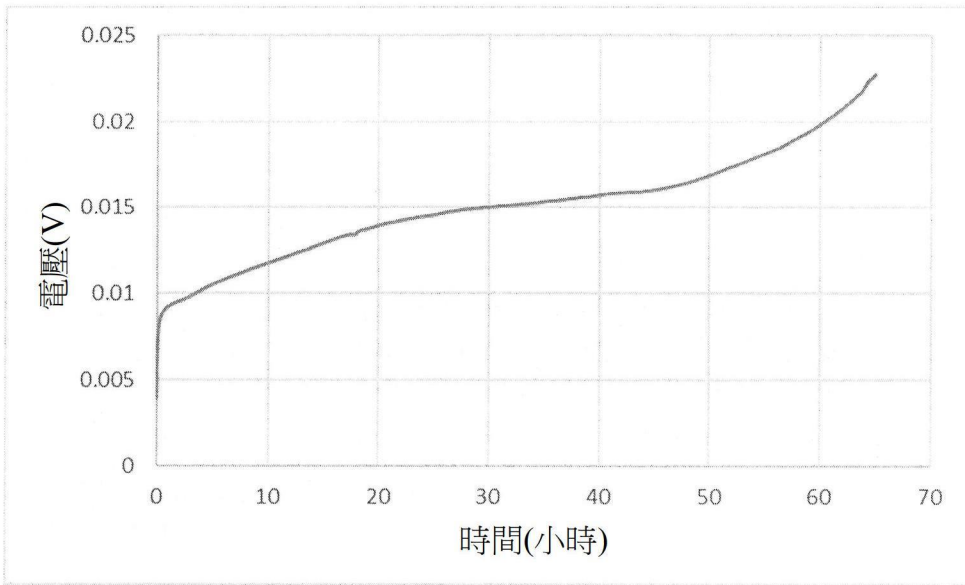
【圖8】



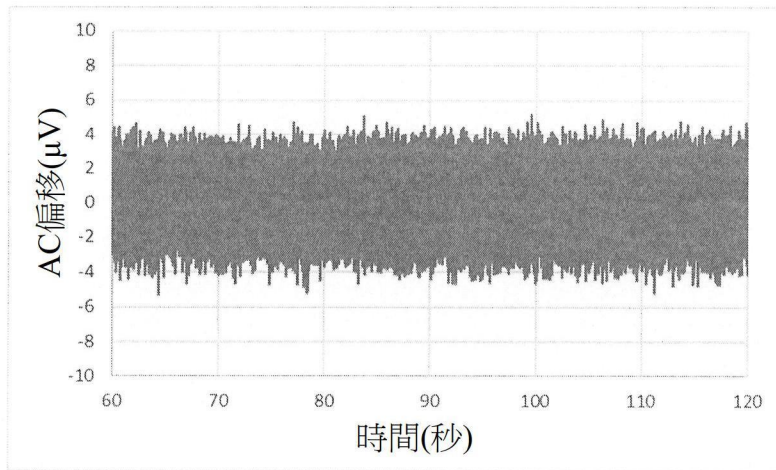
【圖9】



【圖10】



【圖11】



【圖12】