

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-151015

(P2014-151015A)

(43) 公開日 平成26年8月25日(2014.8.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/0408 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/04 3 0 0 D

テーマコード(参考)

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-23735 (P2013-23735)	(71) 出願人	000004226 日本電信電話株式会社 東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(22) 出願日	平成25年2月8日(2013.2.8)	(74) 代理人	110001634 特許業務法人 志賀国際特許事務所
		(72) 発明者	塙田 信吾 東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
		(72) 発明者	古川 一暁 東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内
		(72) 発明者	中島 寛 東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内

最終頁に続く

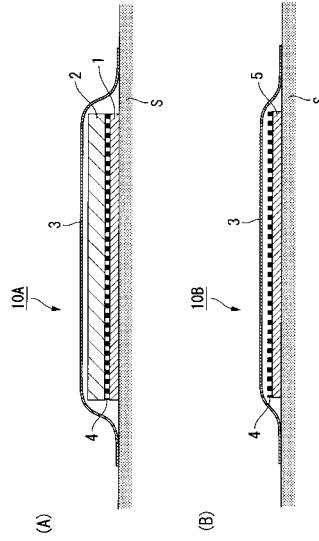
(54) 【発明の名称】体表面設置型電極、生体信号の測定方法、及び生体信号測定装置

(57) 【要約】

【課題】電極本体が接する皮膚表面の湿度を安定して適度に高く保つことが可能な生体表面設置型電極、その生体表面設置型電極を用いた生体信号の測定方法、及びその生体表面設置型電極を備えた生体信号測定装置の提供。

【解決手段】[1] 水透過性を有する電極本体1と、前記電極本体の少なくとも一部を覆う、液体が含浸された高分子ジェル2と、が備えられた体表面設置型電極。[2] 前記高分子ジェルを覆う保護シート3が備えられた前記体表面設置型電極。[3] 水透過性を有する電極本体が備えられ、前記電極本体に、水、グリセロール又はイオン液体が含浸された体表面設置型電極。[4] 前記電極本体を構成する材料として導電性高分子が使用された前記体表面設置型電極。[5] 前記電極本体と前記高分子ジェルの間に、導電性を有するメッシュが配置された前記体表面設置型電極。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

水透過性を有する電極本体と、
前記電極本体の少なくとも一部を覆う、液体が含浸された高分子ジェルと、
が備えられていることを特徴とする体表面設置型電極。

【請求項 2】

前記高分子ジェルを覆う保護シートが備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の
体表面設置型電極。

【請求項 3】

水透過性を有する電極本体が備えられ、
前記電極本体に、水、グリセロール又はイオン液体が含浸されていることを特徴とする体
表面設置型電極。

【請求項 4】

前記電極本体を構成する材料として導電性高分子が使用されていることを特徴とする請求
項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の体表面設置型電極。

【請求項 5】

前記電極本体と前記高分子ジェルの間に、導電性を有するメッシュが配置されていること
を特徴とする請求項 1、2 又は 4 に記載の体表面設置型電極。

【請求項 6】

前記保護シートを構成する材料として、液体は透過せず、水蒸気は透過する機能を有する
材料が使用されていることを特徴とする請求項 2 に記載の体表面設置型電極。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 の何れか一項に記載の体表面設置型電極を生体の皮膚表面に設置し、前記生
体の電気信号を測定することを特徴とする生体信号の測定方法。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 6 の何れか一項に記載の体表面設置型電極を備えたことを特徴とする生体信号
測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体電極として使用可能な体表面設置型電極、生体信号の測定方法、前記体
表面設置型電極を備えた生体信号測定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

皮膚の表面に電極を設置して、心臓・筋肉・脳等の組織から発生する電気信号を測定す
ることが、医療分野やヘルスマニタリング分野で広く行われている。これらの分野で利用
されている体表面設置型電極の電極本体として、金属がコーティングされた繊維からなる
メッシュや金属板が従来使用されている。これらの電極本体は皮膚表面に対して接着性を
有さないため、電極本体を皮膚表面に固定する手段が必要である。例えば、皮膚表面に置
いた電極本体を粘着テープで覆って貼り付けることが行われている（非特許文献 1）。

【0003】

皮膚表面と電極本体の間に発汗が生じると、皮膚を構成する角質が膨潤し、皮膚表面の
インピーダンス（抵抗）が降下することにより、電極本体による電気信号の検出は大きな
影響を受ける（非特許文献 1，2）。また逆に、皮膚表面が乾燥して、そのインピーダン
スが上昇した場合にも電極本体による電気信号の検出は大きな影響をうける。例えば、皮
膚表面が乾燥するに従ってそのインピーダンスが降下することは、ノイズ発生の原因とな
るうえ、生体信号の検出レベルが低下する。これに応じて信号を増幅する装置（アンプ）
のゲインを上げると信号雑音比（S/N 比）が悪化してしまう。

【0004】

医療分野等では一日（24時間）連続して生体信号の測定を行うことがあるが、電極を

10

20

30

40

50

設置された患者（装着者）の活動に応じて発汗量が変化することが生体信号の測定には大きな問題となる。発汗量は寒暖の変化だけに依存するのではなく、一定温度の室内に装着者が留まったとしても、日中の活動時と夜間の就寝時とでは、その発汗量（皮膚から放出される水蒸気の量）が変化する。例えば、日中の安静時には装着者が適度に発汗しているため、安定的に測定できるが、夜間に体温が下がり発汗が停止すると、皮膚のインピーダンスが上昇するため、生体信号の測定が困難になる場合がある。

【0005】

電極本体と皮膚の間が乾燥する問題は、皮膚表面に電極本体を直接接触させる方法（ペーストレス電極）において特に顕著である。この乾燥を防ぐ目的で皮膚表面と電極本体の間に、電解質が含まれた湿潤なペースト（ゲル）を塗布する方法も、生体信号測定の目的に応じて採用されることがある。ペーストを塗布することにより、ペーストレスの場合には検出し難い、生体信号の重要な成分である低周波領域の信号を高精度で測定することができる。しかし、長期間（例えば数時間～数十時間）ペーストを皮膚表面に塗布しておくと、装着者が不快に感じるだけでなく、皮膚が過度に膨潤したり、皮膚の炎症が生じたり、皮膚の細菌感染が発生したりする問題がある。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】各種生体信号記録用電極の最新動向 医機学 Vol80 No1 28-37 2010

20

【非特許文献2】生理 交感神経皮膚反応とその検査法 Lab Clin Prac 22 (1) 25-29 2004

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

生体信号を検出する電極が設置される皮膚表面には、適度な水分（湿度）が常時安定して存在することが望ましい。このため、信号測定に必要な皮膚表面の湿度を、皮膚からの発汗に依存することなく安定的に湿度を維持可能な生体表面設置型電極が望まれている。

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、電極本体が接する皮膚表面の湿度を安定して適度に高く保つことが可能な生体表面設置型電極、その生体表面設置型電極を用いた生体信号の測定方法、及びその生体表面設置型電極を備えた生体信号測定装置の提供を目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

[1] 水透過性を有する電極本体と、前記電極本体の少なくとも一部を覆う、液体が含浸された高分子ジェルと、が備えられていることを特徴とする体表面設置型電極。

前記体表面設置型電極によれば、高分子ジェルに含浸された液体が、電極本体と皮膚表面の間の湿度を適度に保つ。この結果、低周波領域を含む生体信号を安定に検出することができるとともに、装着者の不快感を低減し、皮膚炎や細菌感染のリスクを低減することができる。

40

【0010】

[2] 前記高分子ジェルを覆う保護シートが備えられていることを特徴とする前記[1]に記載の体表面設置型電極。

前記体表面設置型電極によれば、保護シートが高分子ジェルに含浸された液体の蒸発を抑制できるため、より長い時間に亘って、電極本体と皮膚表面の間の湿度を適度に保つことができる。この結果、低周波領域を含む生体信号を安定に検出することができる。

【0011】

[3] 水透過性を有する電極本体が備えられ、前記電極本体に、水、グリセロール又はイオン液体が含浸されていることを特徴とする体表面設置型電極。

50

前記体表面設置型電極によれば、電極本体に含浸された水、グリセロール又はイオン液体が、電極本体と皮膚表面の間の湿度を適度に保つ。この結果、低周波領域を含む生体信号を安定に検出することができるとともに、装着者の不快感を低減し、皮膚炎や細菌感染のリスクを低減することができる。

【0012】

[4] 前記電極本体を構成する材料として導電性高分子が使用されていることを特徴とする前記[1]～[3]の何れか一項に記載の体表面設置型電極。

前記体表面設置型電極によれば、導電性高分子が電極本体に含まれているため、電極本体の親水性、水透過性、及び皮膚表面に対する親和性を向上させることができる。この結果、より高精度に生体信号を検出することができる。

10

【0013】

[5] 前記電極本体と前記高分子ジェルの間に、導電性を有するメッシュが配置されていることを特徴とする前記[1]、[2]又は[4]に記載の体表面設置型電極。

前記体表面設置型電極によれば、導電性メッシュを介すことにより、電極本体で検出した生体信号を外部装置へより容易に伝送することができる。この結果、より高精度に、より容易に生体信号を検出することができる。

【0014】

[6] 前記保護シートを構成する材料として、液体は透過せず、水蒸気は透過する機能を有する材料が使用されていることを特徴とする前記[2]に記載の体表面設置型電極。

前記体表面設置型電極によれば、体表面設置型電極を設置した皮膚表面が蒸れて過度に膨潤することを避けることができる。この結果、装着者の不快感を低減し、皮膚炎や細菌感染のリスクを低減することができる。

20

【0015】

[7] 前記[1]～[6]の何れか一項に記載の体表面設置型電極を生体の皮膚表面に設置し、前記生体の電気信号を測定することを特徴とする生体信号の測定方法。

前記測定方法では、前記体表面設置型電極を用いているため、電極本体と皮膚表面の間の湿度を適度に保ち、低周波領域を含む生体信号を安定に検出することができるとともに、装着者の不快感を低減し、皮膚炎や細菌感染のリスクを低減することができる。

【0016】

[8] 前記[1]～[6]の何れか一項に記載の体表面設置型電極を備えたことを特徴とする生体信号測定装置。

30

前記生体信号測定装置に備えられた前記体表面設置型電極を体表面に設置して、生体信号を測定することができる。この際、電極本体と皮膚表面の間の湿度を適度に保ち、低周波領域を含む生体信号を安定に検出することができるとともに、装着者の不快感を低減し、皮膚炎や細菌感染のリスクを低減することができる。

【発明の効果】

【0017】

本発明の体表面設置型電極によれば、水分透過性の電極本体を通して、電極に備えられた液体を皮膚表面に接触させて、電極本体と皮膚表面の間を適度な湿潤状態にすることにより、汗腺活動に伴う皮膚のインピーダンスの変動が抑制され、安定した生体信号測定が可能になる。特に、発汗量が低下する低温環境に居る時又は睡眠時において、乾燥による皮膚のインピーダンスの上昇を抑えることにより、雑音の少ない生体信号の記録が可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】(A) 本発明の第一実施形態の体表面設置型電極の断面模式図である。(B) 本発明の第二実施形態の体表面設置型電極の断面模式図である。

【図2】(上) 本発明の第一実施形態の体表面設置型電極10Aを用いて測定した心拍数の経時変化を示すチャートである。(下) 比較例の電極を用いて測定した心拍数の経時変化を示すチャートである。夜間の就寝時に皮膚のインピーダンスが上昇したため、測定が

50

中断されている（矢印）。

【図3】本発明の第二実施形態の体表面設置型電極を用いて測定したホルター心電図波形である。左に示す縦方向の波形が心拍数の経時変化を示し、右に示す横方向の波形が心電図の圧縮波形である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明するが、本発明はかかる実施形態に限定されない。

【0020】

《体表面設置型電極》

10

[第一実施形態]

本発明の第一実施形態の体表面設置型電極は、図1(A)に示すように、水透過性を有する電極本体1と、電極本体1の少なくとも一部を覆う、液体が含浸された高分子ジェル2と、電極本体1、電極本体1及び高分子ジェル2を覆う保護シート3と、を備えた体表面設置型電極10Aである。

【0021】

電極本体1は皮膚の表面Sに直に接触している。皮膚から発散された水蒸気及び汗（水分）は、水透過性を有する電極本体1に吸収されるため、電極本体1と皮膚の表面Sの間が過度に蒸れることを防止できる。また、高分子ジェル2に含浸された液体が電極本体1に拡散（浸透）し、更に皮膚表面Sに到達するため、電極本体1と皮膚の表面Sの間が乾燥状態になることを防止できる。このように、電極本体1と皮膚の表面Sの間の湿润状態が適度に高く保たれるため、電極本体1によって皮膚の表面Sから微弱な生体信号を高精度で検出することができる。

20

【0022】

電極本体1が皮膚の表面Sに接触しているため、電極を設置（装着）する前の皮膚の表面Sが乾燥している場合には、電極本体1から皮膚の表面Sに水分や前記液体を供給して、皮膚の表面Sを潤すことができる。この際、電極本体1は水分や前記液体を失うが、それと同時に、高分子ジェル2に含浸されている前記液体が電極本体1に供給されるため、電極本体1が乾燥してしまうことがない。

30

【0023】

このように、前記液体を含浸した高分子ジェル2を電極本体1上に備えることによって、電極本体1と接触する皮膚の表面Sの湿度を、長時間に亘って適度に高く保持すること（皮膚のインピーダンス上昇を抑制すること）ができる。この効果が特に発揮される用途として、例えば、発汗が抑制される環境（例えば低温環境）におかれた者への装着、体质的に発汗の少ない者への装着、厚い角質の皮膚を有する者への装着、乾燥肌を有する者への装着、乾癬などの表皮角化傾向を有する患者への装着等が挙げられる。

【0024】

本実施形態においては、電極本体1と高分子ジェル2の間に導電性メッシュ4が配置されている。この導電性メッッシュ4は図示しない配線によって外部装置に接続されている。導電性メッッシュ4を介することにより、電極本体1が検出した微弱な生体信号を安定して外部装置へ伝送することができる。

40

【0025】

本実施形態においては、電極本体1、導電性メッッシュ4、高分子ジェル2がこの順で積層された積層体が皮膚の表面Sに設置され、さらにこれらを保護シート3が覆っている。保護シート3は前記積層体だけでなく、前記積層体の周囲の皮膚の表面Sも覆っている。このため、前記積層体は保護シート3と皮膚の表面Sに囲まれた空間にほとんど密閉されている。このように半ば密閉された状態であると、前記積層体が乾燥する速度を低めて、長時間に亘って、電極本体1と皮膚の表面Sの間の湿度を比較的高い状態に保つことができる。

【0026】

50

このように保護シート3の大きさは、電極本体1の全体を覆うことが可能な程度又は電極本体1の全体よりも大きく、電極本体1を設置した周囲の皮膚も覆うことが可能な程度の大きさであることが好ましい。

【0027】

保護シート3の材料としては、例えばポリエチレンシートが挙げられる。また、保護シート3の好ましい材料としては、液体は透過せず、水蒸気は透過する機能を有する材料(透湿防水性素材)が挙げられる。水蒸気が保護シート3を透過することにより、前記密閉された空間が蒸れることを防ぎ、装着者が不快に感じることなく電極を長時間に亘って装着することができる。また、液体が保護シート3を透過しないことにより、高分子ジェル2に含浸させた液体が保護シート3の外へ浸み出すことを防止することができる。

10

【0028】

保護シート3の材料として適用可能な、液体は透過せず、水蒸気は透過する市販のシート材料(透湿防水性素材)としては、例えば、エントラント(登録商標)(東レ株式会社製)、GORE-TEX(登録商標)(販売元:日本ゴア株式会社)、DiAPLEX(登録商標)(販売元:三菱商事株式会社)等が挙げられる。

【0029】

電極本体1を構成する材料としては、導電性及び水透過性を有する材料であれば特に制限されない。ここで、「水透過性」とは水等の液体を透過するだけでなく、水等の液体を吸収して保持する性質を含んでいてもよい性質である。

20

【0030】

電極本体1を構成する材料としては、導電性高分子が好ましく、親水性の導電性高分子がより好ましい。導電性および親水性に優れる導電性高分子として、例えば、PEDOT-PSS又はPEDOT-Sが好適である。また、ポリアニリンスルフォン酸やポリピロール等も例示できる。

【0031】

PEDOT-PSSは、モノマーである3,4-エチレンジオキシチオフェンが、ポリ(4-スチレンスルホン酸)の存在下で重合して得られる導電性ポリマーである。PSSはPEDOTに負電荷を付与するドーパントとして機能する。市販のPEDOT-PSSとしては、例えばClevios P(ドイツ国ヘレウス社製)が挙げられる。電極本体1の導電性を高める観点から、前記導電性高分子にはドーパントが含有されていることが好ましい。

30

【0032】

電極本体1の形状は特に制限されず、測定する生体信号の種類や設置する体表面の状態に応じて適宜設計すればよい。電極本体1の形状としては、例えば、矩形、円形、橢円形、多角形等の平板状、棒状、線状が挙げられる。

【0033】

電極本体1を構成する材料として導電性高分子を使用する場合、導電性高分子だけでは電極本体1を構成してもよいし、支持部材に導電性高分子を持ち又は含浸させて電極本体1を構成してもよい。支持部材を用いることにより、導電性高分子だけからなる電極本体1よりも、電極本体1の構造的強度を高めることができる。

40

【0034】

前記支持部材としては、水透過性を有する布地が好ましい。

前記布地としては、例えば、綿、絹、麻、レーヨン、天然纖維、化学纖維等の従来公知の纖維で構成された織物又は不織布が挙げられる。前記布地の形状や厚みは特に制限されない。

【0035】

前記支持部材に導電性高分子を持ち又は含浸させて、電極本体1を形成する方法は特に制限されない。例えば、導電性高分子を適当な溶媒に溶解又は分散させた溶液を調整し、当該溶液を支持部材に塗布又は含浸させて、溶媒を除去して、導電性高分子を支持部材に固定することにより、電極本体1を作製することができる。

50

【0036】

導電性高分子を支持部材に固定する方法は特に制限されず、例えば、前記溶液を前記支持部材に塗布した後で、当該溶液の溶媒を蒸発させることにより、前記導電性高分子を支持部材上に乾燥固定する方法が挙げられる。また、他に適用可能な固定方法として、前記導電性高分子を構成するモノマーを前記溶液に含有させて当該モノマーを介して導電性高分子同士を電気化学的に架橋する電気化学固定、有機溶媒やマグネシウムを塗布後の前記溶液に接触させて固定する化学固定、前記溶液に接着剤（アクリル系樹脂など）を予め含ませて、接着剤を固化するとともに導電性高分子を当該接着剤中に包埋させて固定する方法などが例示できる。

【0037】

高分子ジェル2は、電極本体1の一部を覆っていてもよく、電極本体1の全部を覆っていてもよい。電極本体1を覆うことにより、高分子ジェル2が保湿パッドとして機能する。

10

【0038】

高分子ジェル2を構成する材料は、電極本体1と皮膚の表面Sの間を潤す前記液体を含浸可能な材料であれば特に制限されず、高分子ポリマーからなる公知のジェル（ゲル）を構成する材料が適用可能である。このような高分子ポリマーからなるジェルとしては、例えば、親水性高分子ポリマーを含むハイドロゲルが挙げられる。このようなハイドロゲルの材料としては、例えば、ポリビニルアルコール、ポリエチレンオキサイド、ポリビニルピロリドン、ポリアクリル酸ナトリウムなどが挙げられる。

【0039】

電極本体1上に積層された高分子ジェル2の厚みは特に制限されず、例えば、電極本体1の0.5～10倍の厚みが挙げられる。具体的には、例えば、電極本体1の厚みが1mm～10mmの場合、高分子ジェル2の厚みを0.5mm～100mmとすることができる。ここで、高分子ジェル2の厚みは、前記液体を含浸した膨潤時の厚みである。

20

【0040】

高分子ジェル2が含浸する前記液体は、高分子ジェル2に含浸可能であり、電極本体1に拡散し、電極本体1と皮膚の表面Sの間を潤すことが可能な液体であれば特に制限されない。前記液体としては、例えば、水、グリセロール、イオン液体、その他の従来公知の保湿液が挙げられる。これらのなかでも、保湿性をより高める観点から、グリセロール又はイオン液体が好ましい。

30

【0041】

前記イオン液体としては、例えば、イミダゾリウム（Imidazolium）、ピロリジニウム（Pyrrolidinium）、ペリジニウム（Piperidinium）、ピリジニウムアンモニウム（Pyrnidinium Ammonium）、ホスホニウム（Phosphonium）を有する化合物が挙げられる。

【0042】

より具体的には、

1 - ブチル - 3 - メチルイミダゾリウム ビス(トリフルオロメタンスルホニル)イミド
(1 Butyl 3 methylimidazolium bis(trifluoromethanesulfonyl)imide)、

1 - ブチル - 3 - メチルイミダゾリウム ジシアナミド

(1 Butyl 3 methylimidazolium dicyanamide)、

1 - ブチル - 3 - メチルイミダゾリウム テトラフルオロボラート

(1 Butyl 3 methylimidazolium tetrafluoroborate)、

1 - ブチル - 3 - メチルイミダゾリウム トリフルオロメタンスルホナート

(1 Butyl 3 methylimidazolium trifluoromethanesulfonate)、

1 - ブチル - 1 - メチルペリジニウム テトラフルオロボラート

(1 Butyl 1 methylpiperidinium tetrafluoroborate)、

1 - ブチル - 1 - メチルピロリジニウム テトラフルオロボラート

(1 Butyl 1 methylpyrrolidinium tetrafluoroborate)、

1 - ブチルピリジニウム テトラフルオロボラート

(1 Butylpyridinium tetrafluoroborate (1=N))、

40

50

コリン・ビス(トリフルオロメチルスルホニル)イミド
(Choline bis(trifluoromethylsulfonyl)imide)、
コリン・二水素ホスファート
(Choline dihydrogen phosphate)、
N,N-ジエチル-N-メチル-N-(2-メトキシエチル)アンモニウム ビス(トリフルオロメタンスルホナート)
(N,N Diethyl N methyl N (2 methoxyethyl)ammonium bis(trifluoromethanesulfonate))、
N,N-ジエチル-N-メチル-N-(2-メトキシエチル)アンモニウム テトラフルオロボラート
(N,N Diethyl N methyl N (2 methoxyethyl)ammonium tetrafluoroborate)、
1-エチル-3-メチルイミダゾリウム テトラフルオロボラート
(1 Ethyl 3 methylimidazolium tetrafluoroborate)、
1-エチル-3-メチルイミダゾリウム アセテート
(1 Ethyl 3 methylimidazolium acetate)、
1-エチル-3-メチルイミダゾリウム ビス(トリフルオロメチルスルホニル)イミド
(1 Ethyl 3 methylimidazolium bis(trifluoromethylsulfonyl)imide)、
1-エチル-3-メチルイミダゾリウム ジシアナミド
(1 Ethyl 3 methylimidazolium dicyanamide)、
1-エチル-1-メチルピロリジニウム テトラフルオロボラート
(1 Ethyl 1 methylpyrrolidinium tetrafluoroborate)、
1-ヘキシリ-3-メチルイミダゾリウム テトラフルオロボラート
(1 Hexyl 3 methylimidazolium tetrafluoroborate)、
1-ブチル-1-メチルピロリジニウム テトラシアノボラート
(1-Butyl-1-methyl-pyrrolidinium tetracyanoborate)、
1-エチル-3-メチル-イミダゾリウム テトラシアノボラート
(1-Ethyl-3-methyl-imidazolium tetracyanoborate)、
1-ブチル-3-メチル-イミダゾリウム トリシアノメチド
(1-Butyl-3-methyl-imidazolium tricyanomethide)、
N-ブチル-3-メチル-イミダゾリウム ジシアナミド
(N-Butyl-3-methyl-imidazolium dicyanamide)、
1-エチル-3-メチルイミダゾリウム アミノ酸塩
(1 Ethyl 3 methylimidazolium amino acids)

等の化合物が挙げられる。

【0043】

上記化合物の中でも、水溶性の1-ブチル-3-メチルイミダゾリウム ジシアナミド、1-ブチル-3-メチルイミダゾリウム トリフルオロメタンスルホナートが好ましい。

【0044】

電極本体1と高分子ジェル2の間に配置される導電性メッシュ4を構成する材料は特に制限されず、例えば銀がコーティングされたナイロン糸(銀コートナイロン糸)が挙げられる。銀コートナイロン糸を織ったメッシュ材を用いることにより、電極本体1で検出した生体信号を外部装置に容易に伝送することができる。メッシュの目開き及び開口率は特に制限されず、電極本体1と高分子ジェル2の間を拡散する水蒸気、水及び前記液体が透過可能であればよい。

【0045】

[第二実施形態]

本発明の第二実施形態の体表面設置型電極は、図1(B)に示すように、水透過性を有する電極本体5を備え、電極本体5に、水、グリセロール又はイオン液体が含浸されていることを特徴とする体表面設置型電極10Bである。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

第二実施形態の体表面設置型電極 10B が第一実施形態の体表面設置型電極 10A と異なる点は、第二実施形態では高分子ジェル 2 を用いていない点である。第一実施形態の構成と同じ構成には同じ符号を付して、その説明を省略する。

【 0 0 4 7 】

第二実施形態の電極本体 5 には、水、グリセロール又はイオン液体が予め含浸されている。第一実施形態とは異なり、高分子ジェル 2 が備えられていないため、電極本体 5 は第一実施形態の電極本体 1 よりも比較的乾燥し易い。このため、比較的短時間で使用される目的に適している。また、電極全体の構成がより単純であるため、より薄型の電極が求められる場合には第二実施形態の構成が適している。

10

【 0 0 4 8 】

第二実施形態の電極本体 5 は、第一実施形態の電極本体 1 と同様の材料を用いて、同様の方法により作製することができる。

【 0 0 4 9 】**《生体信号の測定方法》**

本発明の第三実施形態の生体信号の測定方法は、第一実施形態又は第二実施形態の体表面設置型電極を生体表面に設置し、測定対象である生体の電気信号を測定する方法である。前記体表面設置型電極に備えられた電極本体又は導電性メッシュを外部装置に接続することにより、当該電気信号を検出および解析することができる。前記外部装置は、電極から伝送された生体信号を解析又は記録する機能を有するものであれば特に制限されず、例えば、公知の心拍計、心電計、脳波計、筋電計等が挙げられる。

20

【 0 0 5 0 】**《生体信号測定装置》**

本発明の第四実施形態の生体信号測定装置は、第一実施形態又は第二実施形態の体表面設置型電極が備えられた装置である。前記生体信号測定装置は、前記体表面設置型電極以外に、前記電極から伝送された生体信号を解析又は記録する機能を有する外部装置を備えていることが好ましい。前記外部装置としては、例えば、公知の心拍計、心電計、脳波計、筋電計等が挙げられる。

20

【実施例】**【 0 0 5 1 】**

30

[実施例 1]

第一実施形態の体表面設置型電極を作製し、当該電極を皮膚表皮の角質層上に設置して、透湿防水性シートで電極とその周囲の皮膚を覆った。この状態で、成人男性の心拍数を 17 時間以上連続して測定した。その結果を図 2 (上) のチャートに示す。チャートの横軸は時間 (時刻) を示し、縦軸は心拍数 (拍数 / 分) を示す。心拍の記録は、心拍計 RS800CX (ポラール社製) を用いて行った。

チャートに示すとおり、測定開始日の 23 時～翌日の 16 時まで連続して、心拍数の変化を安定に測定することができた。

【 0 0 5 2 】

40

実施例 1 の体表面設置型電極を、具体的には以下のように作製した。

電極本体 (電極パッド) として、導電性高分子 PEDOT-PSS (商品名: Clevios P、ドイツ国ヘレウス社製) を 4 × 5 cm のポリエステル及びポリウレタン製のストレッチ布 (商品名: シルキードライ、東レ製) に含浸させ、エタノール (関東化学) により前記布上に前記導電性高分子を固定化して導電性を付与した電極布を用いた。

電極本体の背面に、3 × 4 cm の銀メッキされたナイロン布 (米国 Spark Fun 社製) の導電性メッシュを重ね、この導電性メッシュに信号ケーブルを接合した。この信号ケーブルを介して電極本体を心拍計に接続した。

前記導電性メッシュの背面に、精製した水である Milli-Q 水 (商品名: Milli pore、メリクミリポア社製) 2 cc を吸収させた 4 × 5 cm の高分子ジェルシート (商品名: サンウェット、三洋化成工業製) を設置し、前記電極本体、前記導電性メッシュ、前記高分子ジ

50

エルシートの順で積層した積層体を得た。この高分子ジェルシートに含浸させた精製水を、導電性メッシュを介して電極本体に染み込ませて、電極本体を湿潤させた。さらに、前記高分子ジェルシートの外側を透湿防水性の膜（防水膜）（商品名：エントラント200、東レ製）で覆った（カバーした）。

上記のように作製した体表面設置型電極を2個用意し、各電極に備えられた前記透湿防水性の膜の外側を、ストレッチ布（商品名：ライクラ、東レオペロンテックス製）のバンドで覆った。この際、当該バンド上に、電極間隔が15cmとなるように前記2個の電極を縫い付けて固定した。

作製したストレッチ布製の前記バンドを成人男性前胸部に巻き付けて、皮膚上に電極本体が密着するように固定した。

10

【0053】

[比較例1]

比較例の体表面設置型電極として、市販のスポーツ心拍計（ポラール社製）の電極を使用して、実施例1と同様に心拍数を測定した。その結果を図2（下）のチャートに示す。

比較例1の電極が実施例1の電極と異なる点は、実施例1の電極本体を備えず、比較例1の電極本体として前記導電性メッシュを備え、前記高分子ジェルを備えておらず、電極本体に保湿用の前記液体が含浸されていない点である。

チャートに示すとおり、測定の初期は心拍数を測定できているが、午前3時（矢印で示した時刻）を過ぎた頃に測定不能になり、心拍の記録が停止した。これは、夜間の就寝時に装着者の発汗が停止したため、電極本体1と皮膚の表面Sの間が乾燥し、皮膚のインピーダンスが上昇したためである。

20

【0054】

[実施例2]

第二実施形態の体表面設置型電極を作製し、当該電極を被験者の胸骨上端部の皮膚表皮の角質層上に設置し、CM5（誘導 胸骨上端 V5間）で、ホルター心電図波形を測定した。そのチャートを図3に示す。図3の左側に示す縦方向の波形においては、横軸が心拍数（拍数／分）を示し、縦軸が時間（時刻）を示す。図3の右側に示す横方向の波形は心電図の圧縮波形を示す。心拍及び心電の記録は、心電計Pico303（スズケン社製）を用いて行った。その結果、図3に示すとおり、約10分間の心電測定を安定して行うことができた。

30

【0055】

実施例2の体表面設置型電極は、前記電極本体及び前記導電性メッシュ（導電性布）にグリセロール（和光純薬工業製）1mlを含浸させ、前記高分子ジェルシートを備えていない点以外は、実施例1と同様の構成を有する。

【0056】

以上で説明した各実施形態における各構成及びそれらの組み合わせ等は一例であり、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。また、本発明は各実施形態によって限定されることはなく、請求項（クレーム）の範囲によってのみ限定される。

40

【産業上の利用可能性】

【0057】

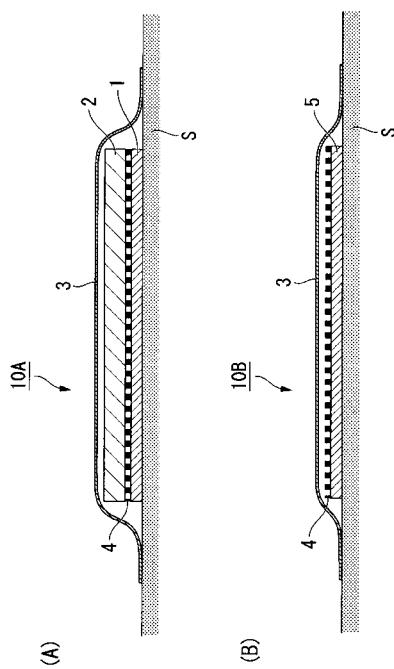
本発明にかかる体表面設置型電極は、医療をはじめ、ヘルスプロモーションやインフォメーションテクノロジー、ウェアラブルコンピューターなどの幅広い分野において、長時間の連続使用が可能な生体電極として広く利用可能である。

【符号の説明】

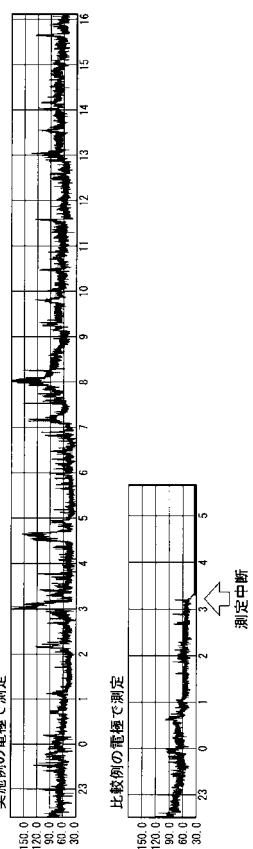
【0058】

1…電極本体、2…高分子ジェル、3…保護シート、4…導電性メッシュ、5…電極本体、S…皮膚の表面（角質層）、10A, 10B…体表面設置型電極

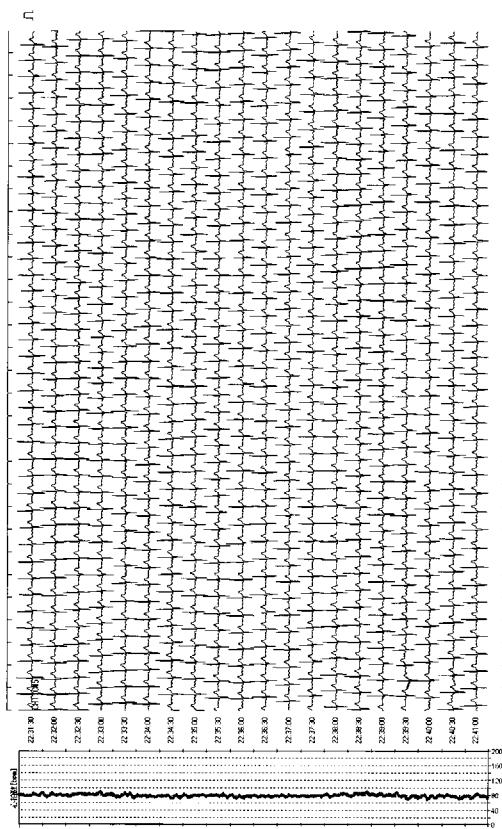
【図1】



【 図 2 】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 原田 裕一
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内

(72)発明者 住友 弘二
東京都千代田区大手町二丁目3番1号 日本電信電話株式会社内