

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5803186号
(P5803186)

(45) 発行日 平成27年11月4日 (2015. 11. 4)

(24) 登録日 平成27年9月11日 (2015. 9. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 Y

A 6 1 B 5/0478 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 J

A 6 1 B 5/0492 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 W

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2011-63782 (P2011-63782)
 (22) 出願日 平成23年3月23日 (2011. 3. 23)
 (65) 公開番号 特開2012-196391 (P2012-196391A)
 (43) 公開日 平成24年10月18日 (2012. 10. 18)
 審査請求日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)

(73) 特許権者 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100104215
 弁理士 大森 純一
 (74) 代理人 100117330
 弁理士 折居 章
 (74) 代理人 100168181
 弁理士 中村 哲平
 (74) 代理人 100170346
 弁理士 吉田 望
 (74) 代理人 100168745
 弁理士 金子 彩子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号検出電極及び生体信号検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電解液を含むゲルからなる電極部と、
導電性材料からなり、前記電極部が付着する付着面を有する基体部分と、装具に設けら
れた孔に挿通される固定部分とを有し、前記電極部を前記装具に対して支持する支持部と
 、
導電性材料からなり、前記装具に対して前記支持部とは反対側から前記固定部分と嵌合
し、前記支持部と共に前記装具を挟持する嵌合部材と
 を具備する生体信号検出電極。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体信号検出電極であって、
 前記支持部は、金属からなり、前記付着面が銀 / 塩化銀被膜により被覆されている
 生体信号検出電極。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の生体信号検出電極であって、
 前記ゲルは、ヒトの体温により溶融する材料からなる
 生体信号検出電極。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のうちいずれかひとつに記載の生体信号検出電極であって、
 前記支持部は、前記付着面が凹凸形状に形成されている

10

20

生体信号検出電極。

【請求項 5】

生体に装着される装具と、

電解液を含むゲルからなる電極部と、導電性材料からなり、前記電極部が付着する付着面を有する基体部分と、前記装具に設けられた孔に挿通される固定部分とを有し、前記電極部を前記装具に対して支持する支持部と、導電性材料からなり、前記装具に対して前記支持部とは反対側から前記固定部分と嵌合し、前記支持部と共に前記装具を挟持する嵌合部材とを有する生体信号検出電極と

を具備する生体信号検出装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本技術は、生体信号の測定に用いられる生体信号検出電極及び当該生体信号検出電極を備える生体信号検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体、特にヒトの体内に生じる電気信号（以下、生体信号）には脳波、心電図、筋電図等があるが、その測定には測定対象部位（皮膚等）に接触する電極が用いられる。このような電極には、測定対象部位の態様や生体信号の種類に応じて種々のものがある。

【0003】

20

例えば、特許文献 1 には、脳波検出用電極を備えた脳波検出装置が開示されている。脳波検出用電極は、頭皮に接触する部分がスポンジ又は不織布のような弾性部材からなり、当該弾性部材に電解液が含浸されて構成されている。脳波検出装置は、このような脳波検出用電極が、帽子あるいはヘルメット状の保持部材に複数配置されて構成されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 6666 号公報（図 2）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

特許文献 1 に記載の脳波検出用電極が有する弾性部材は、保持部材を被測定者の頭部に装着する際に、個人差のある頭部形状に応じて保持部材と頭部の間の距離を調整し、脳波検出用電極の頭皮への接触を確保するためのものである。ここで、当該脳波検出装置は例えば被測定者が頭部を動かした場合等に、保持部材が頭部に沿ってずれ動くおそれがある。

【0006】

保持部材がずれ動くと、保持部材に支持された脳波検出用電極も保持部材に追従して移動する。この場合、脳波検出用電極の接触箇所、即ち脳波の測定箇所が移動し、精確な脳波の測定が困難となる。

40

【0007】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、装具がずれ動く場合であっても生体信号測定への影響を防止することが可能な生体信号検出電極及び生体信号検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するため、本技術の一形態に係る生体信号検出電極は、電極部と、支持部とを具備する。

上記電極部は、電解液を含むゲルからなる。

上記支持部は、上記電極部が付着し、上記電極部を装具に対して支持する。

50

【0009】

この構成によれば、装具が生体（ヒトを含む動物）に装着されると、電極部が生体表面に接触し、弾性変形を生じる。生体において生じる電気信号（生体信号）は電解液による電気伝導により電極部を流れ、検出される。装具が生体に対してずれ動いた場合、電極部の先端は電極部と生体表面の間の摩擦力により接触位置から移動することが防止される。電極部は、先端が接触位置を維持したまま支持部に追従して弾性変形するため、支持部は、ずれ動いた方向と反対方向に弾性力を受ける。即ち、装具はずれ動く前の位置に復元される。したがって、この生体信号検出電極は、装具がずれ動く場合であっても生体信号測定への影響を防止することが可能である。

【0010】

上記支持部は、金属からなり、上記電極部が付着する付着面が銀/塩化銀皮膜により被覆されていてもよい。

【0011】

支持部が金属からなる場合、生体信号による電流によって支持部を構成する金属がイオン化してゲル中に流出し、検出電位に影響を及ぼすことが考えられる。ここで、本技術に係る生体信号検出電極は、電極部と接触する付着面が銀/塩化銀皮膜により被覆されているため、支持部を構成する金属のイオン化を防止することが可能である。

【0012】

上記ゲルは、ヒトの体温により溶融する材料からなるものであってもよい。

【0013】

この構成によれば、生体信号検出電極がヒトに対して用いられる場合において、電極部がヒトの体温により溶融し、電極部のヒトの皮膚に対する摩擦力が向上する。これにより、装具のズレ動く範囲が大きい場合であっても、電極部のヒトの皮膚からの脱離を防止し、即ち、電極部が復元させることが可能な装具のズレ範囲を拡大することが可能である。

【0014】

上記支持部は、上記付着面が凹凸形状に形成されていてもよい。

【0015】

この構成によれば、電極部の支持部に対する付着力が向上する。これにより、装具のズレ動く範囲が大きい場合であっても、電極部の支持部からの脱離を防止し、即ち、電極部が復元させることが可能な装具のズレ範囲を拡大することが可能である。

【0016】

上述の課題を解決するため、本技術の一形態に係る生体信号検出装置は、装具と、生体信号検出装置とを具備する。

上記装具は、生体に装着される。

上記生体信号検出電極は、電解液を含むゲルからなる電極部と、上記電極部が付着し上記電極部を上記装具に対して支持する支持部とを有する。

【発明の効果】

【0017】

以上のように、本技術によれば、装具がずれ動く場合であっても生体信号測定への影響を防止することが可能な生体信号検出電極及び生体信号検出装置を提供することにある。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本技術の実施形態に係る生体信号検出電極の斜視図である。

【図2】同生体信号検出電極の断面図である。

【図3】本技術の実施形態に係る生体信号検出装置の斜視図である。

【図4】本技術の実施形態に係る生体信号検出電極の配設方法を示す模式図である。

【図5】同生体信号検出電極の動作を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本技術に係る実施形態を、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 0 】

< 生体信号検出電極の構成 >

図 1 は、本実施形態に係る生体信号検出電極 1 の斜視図である。図 2 は生体信号検出電極 1 の断面図である。これらの図に示すように、生体信号検出電極 1 は、電極部 2 と支持部 3 とを有する。電極部 2 は支持部 3 に付着している。

【 0 0 2 1 】

電極部 2 は、生体の皮膚（頭皮含む）に接触し、電気信号を検出する。電極部 2 は電解液を含むゲルによって構成されている。ゲルは、ゼラチン、デンプン、あるいはポリマーを凝固させたものからなるものとするができる。ポリマーは、例えば、多糖類（グルコマンナン、アガロース等）、ポリエチレングリコール等が上げられる。また、ゲルは、
10

【 0 0 2 2 】

ゲルの構成材料は限定されず、電解液を保持することができ、所定の弾性を有するものであればよい。また、後述するが、電極部 2 が生体に接触する際に、接触対象部位の体温によってわずかに溶解することが望ましく、そのような材料によってゲルを構成することが好適である。

【 0 0 2 3 】

電解液は、金属塩化物（ KCl 、 $NaCl$ 、 $MgCl_2$ 等）水溶液とすることができる。この他にも、ゲル中においてイオン性の電気電導が可能なものであればよい。

【 0 0 2 4 】

電極部 2 は、上記のようなゲルの構成材料に電解液を吸水させてゲル化させたものであってもよく、また、ゼラチンやデンプンをコロイド質とするコロイド性の溶媒に、上記金属塩化物の塩を溶解させてゲル化させたものであってもよい。
20

【 0 0 2 5 】

電極部 2 の形状は、構成材料の弾性、接触対象部位の形態（毛髪の有無等）等に応じて適宜変更することができる。図 1 に示す生体信号検出電極 1 においては、電極部 2 は半楕円体形状である。この他にも、電極部 2 は半球形状、円柱形状等とすることができる。また、電極部 2 は、例えばブラシ状に先端部分が分割された形状とすることも可能である。

【 0 0 2 6 】

電極部 2 は、液状の原料を支持部 3 に接触させた状態でゲル化させ、支持部 3 に付着させることができる。また、支持部 3 をゲル化した電極部 2 に埋め込むことによって、電極部 2 を支持部 3 に付着させてもよい。
30

【 0 0 2 7 】

支持部 3 は、電極部 2 を装具（後述）に対して支持する。支持部 3 は、金属あるいはカーボン等の導電性材料によって構成されるものとすることができる。支持部 3 は、電極部 2 が付着する基体部分 3 a と、支持部 3 を装具に固定するための固定部分 3 b を有する。基体部分 3 a のうち、電極部 2 が付着する面を付着面 A とする。

【 0 0 2 8 】

基体部分 3 a は、付着する電極部 2 と同程度の大きさを有する板状の部材である。付着面 A は電極部 2 の付着性を向上させるために凹凸形状とすることができる。凹凸形状は平坦面に対して凹凸が形成された形状であればよく、例えば凸部がストライプ状、格子状あるいはドット状に形成された形状等とすることができる。
40

【 0 0 2 9 】

基体部分 3 a が金属からなるものである場合、付着面 A は「分極防止処理」が施されたものとすることができる。分極防止処理は、基体部分 3 a を構成する金属がイオン化してゲル中に流出し、検出電位に影響を及ぼすことを防止するための処理である。

【 0 0 3 0 】

分極防止処理は、基体部分 3 a の表面を銀 / 塩化銀皮膜により被覆することである。具体的には、同皮膜は付着面 A にメッキによって作成することができる。

【 0 0 3 1 】

なお、分極防止処理は、基体部分 3 a が金属である場合に有効であるが、基体部分 3 a が非金属導電性材料（カーボン等）によって構成されている場合は必要ではない。

【 0 0 3 2 】

固定部分 3 b は、例えばスナップであり、支持部 3 を装具に固定する。固定部分 3 b はこの他にもネジ留め等により装具に固定されるものとすることも可能である。

【 0 0 3 3 】

生体信号検出電極 1 は以上のように構成され、ヘッドバンド等の装具に配設されて用いられる。以下、ヘッドバンドに生体信号検出電極 1 が配設されて構成された生体信号検出装置について説明する。なお、ヘッドバンドは装具の例であり、生体に装着可能な他の装具であってもよい。

【 0 0 3 4 】

＜生体信号検出装置の構成＞

図 3 は、生体信号検出装置 2 0 を示す斜視図である。生体信号検出装置 2 0 は、ユーザの脳波（E E G : electroencephalogram）及び眼球運動（E O G : electrooculogram）を検出するための装置である。

【 0 0 3 5 】

生体信号検出装置 2 0 は、ユーザの頭部に装着されるヘッドバンド 2 1 を有し、ヘッドバンド 2 1 には頭頂部電極 2 2、後頭部電極 2 3、右眼電電極 2 4、左眼電電極 2 5、右基準電極 2 6、左基準電極 2 7 及び筐体 2 9 が設けられている。頭頂部電極 2 2 及び後頭部電極 2 3 として、上記生体信号検出電極 1 を用いることができる。

【 0 0 3 6 】

ヘッドバンド 2 1 はユーザの額から頭頂部を経て後頭部に到る部材であり、ユーザの頭部に適合する形状、例えば円弧状に形成されている。ヘッドバンド 2 1 は弾力性を有し、この弾力性によってユーザの頭部に支持される。ヘッドバンド 2 1 には、右眼電電極 2 4、左眼電電極 2 5、右基準電極 2 6 及び左基準電極 2 7 を支持するためのアーム 2 1 a がそれぞれ形成されている。なお、ヘッドバンド 2 1 の形状は適宜変更することが可能である。

【 0 0 3 7 】

頭頂部電極 2 2 はユーザの頭頂部に接触する電極であり、後頭部電極 2 3 はユーザの後頭部に接触する電極である。頭頂部電極 2 2 及び後頭部電極 2 3 はユーザの脳波を測定するための電極である。頭頂部電極 2 2 及び後頭部電極 2 3 の、ヘッドバンド 2 1 への配設方法については後述する。

【 0 0 3 8 】

右眼電電極 2 4 は、ユーザの右こめかみに接触する電極であり、導電性材料からなる平板状の電極とすることができる。右眼電電極 2 4 はヘッドバンド 2 1 からユーザの右こめかみに向かって伸びるアーム 2 1 a に設けられている。

【 0 0 3 9 】

左眼電電極 2 5 は、ユーザの左こめかみに接触する電極であり、同様に導電性材料からなる平板状の電極とすることができる。左眼電電極 2 5 はヘッドバンド 2 1 からユーザの左こめかみに向かって伸びるアーム 2 1 a に設けられている。

【 0 0 4 0 】

右眼電電極 2 4 及び左眼電電極 2 5 は、ユーザの眼球運動を測定するための電極である。

【 0 0 4 1 】

右基準電極 2 6 は、ユーザの耳朵の裏側に接触する電極であり、導電性材料からなる平板状の電極とすることができる。右基準電極 2 6 はヘッドバンド 2 1 からユーザの右耳に向かって伸びるアーム 2 1 a に設けられている。右基準電極 2 6 には、耳朵の表側に回りこんで右基準電極 2 6 と共に耳朵を挟持するための耳朵挟持部 2 6 a が設けられている。

【 0 0 4 2 】

左基準電極 2 7 は、ユーザの耳朵に接触する電極であり、導電性材料からなる平板状の

10

20

30

40

50

電極とすることができる。左基準電極 27 はヘッドバンド 21 からユーザの左耳に向かって伸びるアーム 21a に設けられている。左基準電極 27 には、耳朶の表側に回りこんで左基準電極 27 と共に耳朶を挟持するための耳朶挟持部 27a が設けられている。

【0043】

筐体 29 は、ヘッドバンド 21 がユーザの頭部に装着される際にその妨げとならないようにヘッドバンド 21 に配置される。筐体 29 には、プロセッサやメモリ、通信インターフェイス等の電装部品が収容されている。

【0044】

< 生体信号検出電極の装具への配設方法 >

上記生体信号検出装置 20 における、頭頂部電極 22 及び後頭部電極 23 (即ち、生体信号検出電極 1) のヘッドバンド 21 への配設方法について説明する。図 4 は、生体信号検出電極 1 の配設方法を示す模式図である。

10

【0045】

図 4 に示すように、ヘッドバンド 21 には、支持部 3 の固定部分 3b の大きさに適合する孔 21b が設けられている。生体信号検出電極 1 は、ヘッドバンド 21 の内側 (ユーザの頭部に当接する側) から固定部分 3b が孔 21b に挿通するようにヘッドバンド 21 に取り付けられる。そして、ヘッドバンド 21 の外側から、固定部分 3b に嵌合することが可能な嵌合部材 4 が、固定部分 3b に嵌合される。これにより、支持部 3 の基体部分 3a と嵌合部材 4 によってヘッドバンド 21 が挟持され、生体信号検出電極 1 がヘッドバンド 21 に配設される。

20

【0046】

嵌合部材 4 は金属等の導電性材料からなるものとすることができ、生体信号検出電極 1 によって検出された生体信号は嵌合部材 4 に接続された信号線 5 を介して電装部品等に伝達される。このような生体信号検出電極 1 の配設方法は一例であり、生体信号検出電極 1 は異なる方法によってヘッドバンド 21 に配設されてもよい。

【0047】

< 生体信号検出電極の動作 >

生体信号検出電極 1 の動作について説明する。生体信号検出電極 1 は上記生体信号検出装置 20 のヘッドバンド 21 に配設されているものとする。図 5 は、生体信号検出電極 1 の動作を示す模式図である。

30

【0048】

生体信号検出装置 20 がユーザの頭部に装着されると、図 5 (a) に示すように、生体信号検出電極 1 がヘッドバンド 21 によりユーザの頭皮に押圧され、電極部 2 が弾性変形して頭皮に密着する。この弾性変形により電極部 2 に含まれていた電解液が電極部 2 と頭皮の間に染み出し、電極部 2 と頭皮の間の導電性が保たれる。また、電極部 2 の構成材料によってはユーザの体温によりわずかに溶融し、頭皮により密着する。

【0049】

ヘッドバンド 21 が、ユーザの頭部に対してずれ動いた場合、図 5 (b) に示すように、電極部 2 と頭皮との間に生じる摩擦力により電極部 2 の接触位置は維持され、電極部 2 はヘッドバンド 21 の動きに追従してずれ方向に弾性変形する。このため、ヘッドバンド 21 は電極部 2 からずれ方向と反対方向の弾性力を受け、ずれ動く前の位置に復元される。

40

【0050】

このように、本実施形態に係る生体信号検出電極 1 は、ヘッドバンド 21 がずれ動いた場合であっても接触位置を維持し、かつ装具のずれを復元させることができる。即ち、ヘッドバンド 21 のずれによる生体信号測定への影響を防止することが可能である。

【0051】

また、支持部 3 が金属からなる場合において、付着面 A を銀 / 塩化銀皮膜により被覆することにより、支持部 3 を構成する金属のイオン化による検出電位への影響を防止することが可能である。

50

【 0 0 5 2 】

さらに、電極部 2 を構成するゲルを、ヒトの体温によりわずかに溶融する材料からなるものとすることにより、電極部 2 のヒトの皮膚に対する摩擦力が向上させることができる。これにより、ヘッドバンド 2 1 のズレ動く範囲が大きい場合であっても、電極部 2 の接触位置からの脱離を防止し、即ち、電極部 2 が復元させることが可能なヘッドバンド 2 1 のずれ範囲を拡大することが可能である。

【 0 0 5 3 】

さらに、支持部 3 の付着面を凹凸形状に形成することにより、電極部 2 の支持部 3 に対する付着力が向上させることができる。これにより、ヘッドバンド 2 1 のズレ動く範囲が大きい場合であっても、電極部 2 の支持部 3 からの脱離を防止し、即ち、電極部 2 が復元

10

【 0 0 5 4 】

本技術はこの実施形態にのみ限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲内において変更することが可能である。

【 0 0 5 5 】

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

(1)

電解液を含むゲルからなる電極部と、
上記電極部が付着し、上記電極部を装具に対して支持する支持部と、
を具備する生体信号検出電極。

20

【 0 0 5 6 】

(2) 上記 (1) に記載の生体信号検出電極であって、

上記支持部は、金属からなり、上記電極部が付着する付着面が銀 / 塩化銀皮膜により被覆されている

生体信号検出電極。

【 0 0 5 7 】

(3) 上記 (1) 又は (2) に記載の生体信号検出電極であって、

上記ゲルは、ヒトの体温により溶融する材料からなる

生体信号検出電極。

【 0 0 5 8 】

(4) 上記 (1) から (3) のうちいずれかひとつに記載の生体信号検出電極であって

30

、
上記支持部は、上記付着面が凹凸形状に形成されている

生体信号検出電極。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 9 】

1 ... 生体信号検出電極

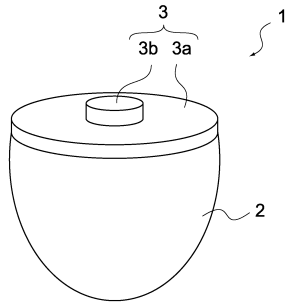
2 ... 電極部

3 ... 支持部

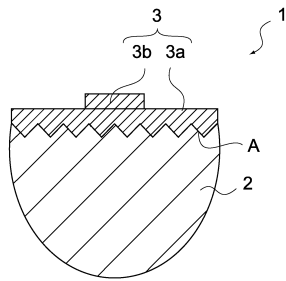
2 0 ... 生体信号検出装置

40

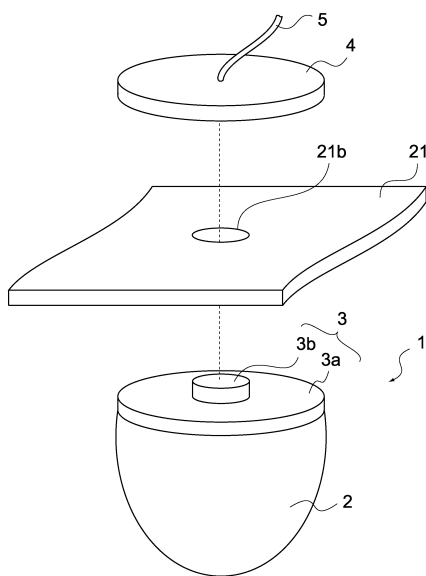
【図 1】



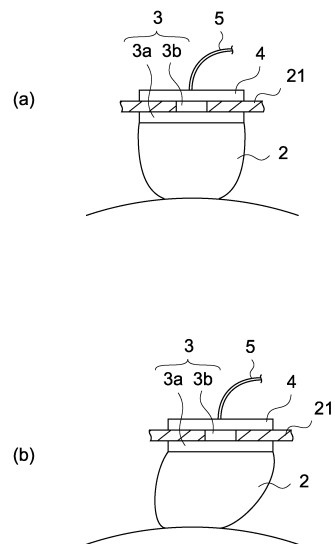
【図 2】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 和田 成司
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

審査官 田邊 英治

(56)参考文献 国際公開第2010/056947(WO, A1)
特開2010-075703(JP, A)
特開平08-182659(JP, A)
特開平06-014894(JP, A)
登録実用新案第3153409(JP, U)
実開平02-091505(JP, U)
特開平05-261076(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/04 - 5/053
A61N 1/00 - 1/44