(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 4 月 18 日(18.04.2013)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/054498 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0408 (2006.01) *A61B 5/0488* (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01) *A61B 5/0492* (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/006409

(22) 国際出願日: 2012 年 10 月 5 日(05.10.2012)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2011-227445 2011 年 10 月 14 日(14.10.2011) JP

(71) 出願人: ソニー株式会社(SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 和田　成司(WADA, Seiji); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 山本　拓郎(YAMAMOTO, Takuro); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 相馬　温彦(SOMA, Haruhiko); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 中島　悠策(NAKASHIMA, Yusaku); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 富田　尚(TOMITA, Takashi); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 中村　光宏(NAKAMURA, Mitsuhiro); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 木村　奈月(KIMURA, Natsuki); 〒1080075 東京都港区港南１丁目７番１号ソニー株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 大森　純一(OMORI, Junichi); 〒1070052 東京都港区赤坂７－５－４７　Ｕ＆Ｍ赤坂ビル２Ｆ Tokyo (JP).

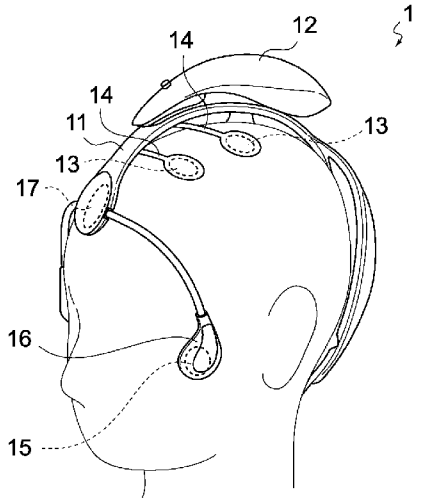
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) **Title**: ORGANISM SIGNAL MEASUREMENT DEVICE AND METHOD FOR MEASURING SIGNAL OF ORGANISM

(54) 発明の名称 : 生体信号測定装置及び生体信号測定方法

[図1]



(57) **Abstract**: [Problem] To provide an organism signal measurement device and a method for measuring the signal of an organism, with which it is possible to ensure electrical contact between an organism surface and an electrode. [Solution] This organism signal measurement device is equipped with a mounting apparatus, a measurement electrode, and a support body. The mounting apparatus is mounted to the organism. The measurement electrode contacts the organism surface. The support body holds the measurement electrode onto the mounting apparatus in a manner such that the measurement electrode is capable of sliding in relation to the organism surface.

(57) 要約: 生体表面と電極との電気的接触を確保することが可能な生体信号測定装置及び生体信号測定方法を提供する。本技術の生体信号測定装置は、装具と、測定電極と、支持体とを具備する。装具は、生体に装着される。測定電極は、生体表面に接触する。支持体は、測定電極を、生体表面に対して摺動可能に装具に支持する。

WO 2013/054498 A1

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 生体信号測定装置及び生体信号測定方法

技術分野

[0001] 本技術は、生体信号を取得するための生体信号測定装置及び生体信号測定方法に関する。

背景技術

[0002] 生体（ヒトを含む動物）の体内において生じる生体信号（脳波、筋電図、心電図等）は、生体表面に装着される電極によって測定することができる。生体信号の精確な測定のためには電極と生体表面が十分に電気的に接続されており、即ち電極と生体表面の接触抵抗が十分に小さいものとなっている必要がある。

[0003] しかしながら、生体表面は一般的に皮脂等によって被覆されており、そのまま電極を接触させても十分な電気的接続を期待することはできない。そこで、通常、生体表面を拭い、皮脂等をある程度除去してから、導電性ペーストを塗布し、その上から電極を装着することが行われる。

[0004] 用いられる電極としては、例えば特許文献１に記載のような電極がある。当該電極は導電性材料からなり、櫛歯状の形状を有するものである。当該電極はこのような形状により頭髪を掻き分け、生体（頭表）に接触可能なように構成されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２０１１－１０４３３７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、上記のように生体表面を拭ってから電極を装着したい場合であっても、例えばユーザの頭部においては頭髪のために十分に拭うことができない。また、測定中に接触抵抗が低下した場合に生体表面を拭う際には

電極の取り外しが必要となる。

[0007] 以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、生体表面と電極との電気的接触を確保することが可能な生体信号測定装置及び生体信号測定方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る生体信号測定装置は、装具と、測定電極と、支持体とを具備する。

上記装具は、生体に装着される。

上記測定電極は、生体表面に接触する。

上記支持体は、上記測定電極を、生体表面に対して摺動可能に上記装具に支持する。

[0009] この構成によれば、生体信号測定装置を生体に装着した後、測定電極を生体表面に擦り付けることが可能となり、即ち、測定電極と生体表面の電気的接触が高い状態で生体信号の測定を実施することが可能となる。

[0010] 上記支持体は、生体表面に垂直な方向に弾性変形可能な弾性体であってもよい。

[0011] この構成によれば、測定電極を生体表面に擦り付けた後も支持体によって測定電極が生体表面に押圧されるため、そのまま生体信号の測定を実施することが可能となる。

[0012] 上記支持体は、生体表面に平行な方向に弾性変形可能な弾性体であってもよい。

[0013] この構成によれば、測定電極を生体表面に擦り付けた後、支持体によって測定電極の生体表面における位置が維持されるため、測定電極と生体表面の電気的接触が高い状態を維持することが可能となる。

[0014] 上記測定電極は、生体表面との接触面に凹凸が形成された保水性材料からなり、電解液が含浸されている

[0015] この構成によれば、接触面に形成された凹凸により擦り付けの効果を向上させ、かつ保水性材料から染み出す電解液により、測定電極と生体表面の電

気的接触を維持することが可能となる。

[0016] 上記測定電極は、上記接触面が研磨材によってコーティングされていてもよい。

[0017] この構成によれば、保水性材料の摩擦力が小さい場合であっても、研磨材によって擦り付けの効果を発生させることが可能となる。

[0018] 上記装具は、ユーザの頭部に装着され、上記測定電極は、ユーザの頭表に接触してもよい。

[0019] この構成によれば、生体信号測定装置を脳波測定に用いることが可能となる。

[0020] 上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る生体信号測定方法は、生体に装着される装具と、生体表面に接触する測定電極と、上記測定電極を生体表面に対して摺動可能に上記装具に支持する支持体とを有する生体信号測定装置を準備する。

上記測定電極を、上記生体表面に押圧しながら摺動させる。

生体の生体信号を取得する。

発明の効果

[0021] 以上のように、本技術によれば、生体表面と電極との電気的接触を確保することが可能な生体信号測定装置及び生体信号測定方法を提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]第１の実施形態に係る生体信号測定装置を示す斜視図である。

[図2]同生体信号測定装置を示す平面図である。

[図3]同生体信号測定装置の測定電極支持体を示す斜視図である。

[図4]同生体信号測定装置の脳波測定電極を示す断面図である。

[図5]同生体信号測定装置の脳波測定電極を示す断面図である。

[図6]第２の実施形態に係る生体信号測定装置を示す斜視図である。

[図7]第３実施形態に係る生体信号測定装置を示す斜視図である。

[図8]第４の実施形態に係る生体信号測定装置を示す斜視図である。

発明を実施するための形態

[0023] （第１の実施形態）

本技術の第１の実施形態について説明する。

[0024] ［生体信号測定装置の構成］

図１及び図２は、第１の実施形態に係る生体信号測定装置１を示す図である。図１はユーザの左前方からみた図、図２はユーザの後方からみた図である。これらの図に示すように、生体信号測定装置１は、ヘッドバンド１１、筐体１２、脳波測定電極１３、測定電極支持体１４、眼電測定電極１５、眼電電極用アーム１６及びニュートラル電極１７を有する。

[0025] ヘッドバンド１１がユーザの頭部に装着され、筐体１２はヘッドバンド１１に固定されている。脳波測定電極１３は測定電極支持体１４によってヘッドバンド１１に支持され、ユーザの頭表に当接している。眼電測定電極１５は眼電電極用アーム１６によってユーザの両こめかみに当接している。

[0026] ヘッドバンド１１は、ユーザの頭部形状に沿った形状に形成され、弾性力によってユーザの頭部に装着されるものとすることができる。ヘッドバンド１１の形状は限定されないが、例えば図２及び図３に示すように、額から後頭部に至り、後頭部から右乳様突起（側頭骨の後下方部にある円錐状の突起）及び左乳様突起に至るＴ字型の形状とすることができる。

[0027] 筐体１２は、脳波測定電極１３や眼電測定電極１５の出力信号を処理する信号処理回路や、その処理結果を外部機器（ＰＣ等）に送信するための無線装置器等を内蔵する。なお、脳波測定電極１３や眼電測定電極１５の出力信号が直接外部機器に出力される場合には、筐体１２は必ずしも設けられなくてもよい。

[0028] 脳波測定電極１３は、ユーザの頭表に電気的に接続され、脳波（Electroencephalogram：ＥＥＧ）を取得する。脳波測定電極１３は、測定電極支持体１４によってヘッドバンド１１に支持されるが、その詳細については後述する。脳波測定電極１３は、図１には表れていないが、頭部の反対側にさらに２つの脳波測定電極１３が配置されており、国際１０／２０法に規定されたＦ

３、Ｆ４、Ｃ３、Ｃ４、Ｏ１、Ｏ２の各電極位置に対応してそれぞれ一つずつ設けられるものとすることができる。また、脳波測定電極１３はこれ以外の位置に配置されるものとすることも可能である。

[0029] 測定電極支持体１４は、脳波測定電極１３をヘッドバンド１１に固定する。測定電極支持体１４はそれぞれ一つの脳波測定電極１３が取り付けられ、即ち脳波測定電極１３と同数がヘッドバンド１１に設けられる。図３は、測定電極支持体１４を示す斜視図である。同図に示すように、測定電極支持体１４は、湾曲した板状の形状を有し、一端にヘッドバンドコネクタ１４１が設けられ、他端にスナップ１４２が設けられている。

[0030] ヘッドバンドコネクタ１４１は、測定電極支持体１４をヘッドバンド１１に固定すると共に、脳波測定電極１３に接続された配線をヘッドバンド１１に接続する。スナップ１４２は、後述する脳波測定電極１３が取り付けられ、かつ脳波測定電極１３と電気的に接続される。

[0031] 測定電極支持体１４は金属、合成樹脂等の弾性を有する材料からなり、頭表に垂直な方向及び頭表に平行な方向に弾性変形可能に構成されている。これにより、ヘッドバンド１１がユーザの頭部に装着されると、その弾性により脳波測定電極１３を頭表に押圧する。

[0032] 眼電測定電極１５は、ユーザのこめかみに電気的に接続され、眼電図（Electro-oculogram：ＥＯＧ）を取得する。眼電測定電極１５はヘッドバンド１１からユーザの両こめかみにそれぞれ延伸された眼電電極用アーム１６によって、ヘッドバンド１１に固定されるものとすることができる。なお、脳波と共に眼電図が測定されない場合は、眼電測定電極１５及び眼電電極用アーム１６は設けられなくてもよい。

[0033] ニュートラル電極１７は、ユーザの額に電気的に接続され、脳波の差動増幅の際の基準となる電位信号を取得する。ニュートラル電極１７は任意の電極構造とすることが可能である。また、ニュートラル電極１７は、ユーザの額の替わりに耳朶に設けられてもよい。

[0034] 生体信号測定装置１は以上のような構成を有する。生体信号測定装置１が

ユーザに装着されると、上記各種電極は頭表の所定位置に配置される。

[0035] ［脳波測定電極の構造］

脳波測定電極１３の構造について説明する。図４は脳波測定電極１３の構造を示す断面図である。同図に示すように脳波測定電極１３は、カバー１３１、電極板１３２及び電極材１３３を有する。電極板１３２がカバー１３１に収容され、電極板１３２の上から電極材１３３がカバー１３１に挿入されている。電極材１３３には電解液（ＫＣｌ、ＮａＣｌ等）が含浸されている。

[0036] カバー１３１は、合成樹脂等からなり、底面と側面を有する容器形状とすることができる。カバー１３１の底面には、配線１３４が挿通される孔１３１ａが設けられている。また、カバー１３１は、上記測定電極支持体１４のスナップ１４２に着脱可能に構成されている。

[0037] 電極板１３２は、電解液との間でイオンを授受する。電極板１３２はＡｇ／ＡｇＣｌ等からなるものとすることができる。電極板１３２は配線１３４が接続されている。

[0038] 電極材１３３は、ユーザの頭表に当接し、電気的に接続される。電極材１３３は綿、スポンジ、ゲル等の柔軟性及び保水性を有する材料からなり、摩擦が大きい材料が好適である。電極材１３３は頭表に接触する面（以下、当接面）に凹凸が形成され、毛髪を掻き分けて頭表に接触することが可能に形成されている。

[0039] また、電極材１３３は、構成材料の摩擦力が小さい場合には、当接面に研磨材（貝殻、砂、ガラス粉末等）がコーティングされたものとすることもできる。図５（ａ）にはコーティングが施された電極材１３３の全体を示し、図５（ｂ）は電極材１３３の当接面を拡大して示す。図５（ｂ）に示すように、電極材１３３に研磨材１３３ａがコーティングされている。

[0040] ［生体信号測定装置の使用方法］

生体信号測定装置１の使用方法について説明する。

[0041] ユーザの頭部に生体信号測定装置１を装着すると、図１及び図２に示すよ

うに各電極が頭表の所定位置に配置される。

[0042] ユーザが、脳波測定電極１３を頭表に擦り付けると、電極材１３３によって頭表が削られ、皮脂等が除去される。また、脳波測定電極１３は、図示しない振動機構によって振動を与えられることにより、頭表に擦り付けられるものとすることも可能である。脳波測定電極１３が頭表に擦り付けられる際、測定電極支持体１４が弾性変形し、脳波測定電極１３の摺動を許容する。同時に電極材１３３に含浸されていた電界液が頭表に染み出す。

[0043] 脳波測定電極１３を頭表に擦り付けることにより、接触抵抗を１０ＫΩ～数１０ＫΩ程度に低減することが可能である。脳波測定電極１３を高圧力で押圧し続けるより、高圧力で擦り付けた後、低圧力で押圧する方が低抵抗に維持できることが確認されている。

[0044] 脳波測定電極１３の擦り付けを終了すると、測定電極支持体１４の弾性力によって脳波測定電極１３が頭表に押圧され、脳波測定電極１３が頭表に電気的に接続される。また、測定電極支持体１４の弾性力によって、脳波測定電極１３の頭表における位置が維持される。したがって、生体信号測定装置１においては、脳波測定電極１３の頭表への擦り付けの後、そのまま生体信号の測定を開始することが可能となる。

[0045] （第２の実施形態）

本技術の第２の実施形態について説明する。なお、本実施形態において、第１の実施形態と同様の構成については説明を省略する。本実施形態に係る生体信号測定装置は、第１の実施形態に係る生体信号測定装置１と測定電極支持体の構成が異なり、その他の構成は同一である。

[0046] 図６は第２の実施形態に係る生体信号測定装置２０１の一部を示す斜視図である。同図に示すように、生体信号測定装置２０１は、ヘッドバンド２１１に、脳波測定電極２１３が挿通可能な大きさの開口２１１ａが形成されている。

[0047] 脳波測定電極２１３は、測定電極支持体２１４によってヘッドバンド２１１に固定されている。測定電極支持体２１４は、一端がヘッドバンド２１１

に、他端が脳波測定電極２１３に接続された長ストロークバネとすることができる。

[0048] 脳波測定電極２１３は、測定電極支持体２１４に支持され、ヘッドバンド２１１の開口２１１ａに挿通されている。脳波測定電極２１３は、測定電極支持体２１４によって支持されているため、ヘッドバンド２１１に対してある程度の移動が許容されている。

[0049] 上記構成により、生体信号測定装置２０１においても、第１の実施形態と同様に脳波測定電極２１３を頭表に擦り付け、皮脂等を除去することが可能となる。また、脳波測定電極２１３は、擦り付けられた後、測定電極支持体２１４によって頭表に押圧されるため、電気的接触を維持することが可能となる。

[0050] （第３の実施形態）

本技術の第３の実施形態について説明する。なお、本実施形態において、第１の実施形態と同様の構成については説明を省略する。本実施形態に係る生体信号測定装置は、第１の実施形態に係る生体信号測定装置１と測定電極支持体の構成が異なり、その他の構成は同一である。

[0051] 図７は第３の実施形態に係る生体信号測定装置３０１の一部を示す斜視図である。同図に示すように脳波測定電極３１３は、測定電極支持体３１４によってヘッドバンド３１１に固定されている。測定電極支持体３１４は、一端がヘッドバンド３１１に、他端が脳波測定電極３１３に接続された長ストロークバネとすることができる。

[0052] 脳波測定電極３１３は、測定電極支持体３１４に支持されているため、ヘッドバンド３１１に対してある程度の移動が許容されている。

[0053] 上記構成により、生体信号測定装置３０１においても、第１の実施形態と同様に脳波測定電極３１３を頭表に擦り付け、皮脂等を除去することが可能となる。また、脳波測定電極３１３は、擦り付けられた後、測定電極支持体３１４によって頭表に押圧されるため、電気的接触を維持することが可能となる。

[0054] （第４の実施形態）

本技術の第４の実施形態について説明する。なお、本実施形態において、第１の実施形態と同様の構成については説明を省略する。本実施形態に係る生体信号測定装置は、第１の実施形態に係る生体信号測定装置１と測定電極支持体の構成が異なり、その他の構成は同一である。

[0055] 図８は第４の実施形態に係る生体信号測定装置４０１の一部を示す斜視図である。同図に示すように、生体信号測定装置４０１は、ヘッドバンド４１１に、脳波測定電極４１３が挿通可能な大きさの開口４１１ａが形成されている。

[0056] 脳波測定電極４１３は、測定電極支持体４１４によってヘッドバンド４１１に固定されている。測定電極支持体４１４は、一端がヘッドバンド４１１に、他端が脳波測定電極４１３に接続された螺旋バネとすることができる。

[0057] 脳波測定電極４１３は、測定電極支持体４１４に支持され、ヘッドバンド４１１の開口４１１ａに挿通されている。脳波測定電極４１３は、測定電極支持体４１４によって支持されているため、ヘッドバンド４１１に対してある程度の移動が許容されている。

[0058] 上記構成により、生体信号測定装置４０１においても、第１の実施形態と同様に脳波測定電極４１３を頭表に擦り付け、皮脂等を除去することが可能となる。また、脳波測定電極４１３は、擦り付けられた後、測定電極支持体４１４によって頭表に押圧されるため、電気的接触を維持することが可能となる。

[0059] 本技術は上記各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。

[0060] 上記各実施形態において、生体信号測定装置はユーザの頭部に装着され、脳波測定に用いられるものとしたが、これに限られない。ユーザの他の生体信号（心電図等）やヒト以外の動物の各種生体信号の測定に用いられるものとすることも可能である。

[0061] なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

[0062] （１）

生体に装着される装具と、

生体表面に接触する測定電極と、

上記測定電極を、生体表面に対して摺動可能に上記装具に支持する支持体と

を具備する生体信号測定装置。

[0063] （２）

上記（１）に記載の生体信号測定装置であって、

上記支持体は、生体表面に垂直な方向に弾性変形可能な弾性体である

生体信号測定装置。

[0064] （３）

上記（１）又は（２）に記載の生体信号測定装置であって、

上記支持体は、生体表面に平行な方向に弾性変形可能な弾性体である

生体信号測定装置。

[0065] （４）

上記（１）から（３）のうちいずれか一つに記載の生体信号測定装置であって、

上記測定電極は、生体表面との接触面に凹凸が形成された保水性材料からなり、電解液が含浸されている

生体信号測定装置。

[0066] （５）

上記（１）から（４）のうちいずれか一つに記載の生体信号測定装置であって、

上記測定電極は、上記接触面が研磨材によってコーティングされている

生体信号測定装置。

[0067] （６）

上記（１）から（５）のうちいずれか一つに記載の生体信号測定装置であって、

上記装具は、ユーザの頭部に装着され、

上記測定電極は、ユーザの頭表に接触する

生体信号測定装置。

[0068] （７）

生体に装着される装具と、生体表面に接触する測定電極と、上記測定電極を生体表面に対して摺動可能に上記装具に支持する支持体とを有する生体信号測定装置を準備し、

上記測定電極を、上記生体表面に押圧しながら摺動させ、

生体の生体信号を取得する

生体信号測定方法。

符号の説明

[0069] １…生体信号測定装置

１１…ヘッドバンド

１３…脳波測定電極

１４…測定電極支持体

２０１…生体信号測定装置

２１１…ヘッドバンド

２１３…脳波測定電極

２１４…測定電極支持体

３０１…生体信号測定装置

３１１…ヘッドバンド

３１３…脳波測定電極

３１４…測定電極支持体

４０１…生体信号測定装置

４１１…ヘッドバンド

４１３…脳波測定電極

４１４…測定電極支持体

請求の範囲

[請求項1] 生体に装着される装具と、

生体表面に接触する測定電極と、

前記測定電極を、生体表面に対して摺動可能に前記装具に支持する支持体と

を具備する生体信号測定装置。

[請求項2] 請求項１に記載の生体信号測定装置であって、

前記支持体は、生体表面に垂直な方向に弾性変形可能な弾性体である

生体信号測定装置。

[請求項3] 請求項１に記載の生体信号測定装置であって、

前記支持体は、生体表面に平行な方向に弾性変形可能な弾性体である

生体信号測定装置。

[請求項4] 請求項１に記載の生体信号測定装置であって、

前記測定電極は、生体表面との接触面に凹凸が形成された保水性材料からなり、電解液が含浸されている

生体信号測定装置。

[請求項5] 請求項４に記載の生体信号測定装置であって、

前記測定電極は、前記接触面が研磨材によってコーティングされている

生体信号測定装置。

[請求項6] 請求項１に記載の生体信号測定装置であって、

前記装具は、ユーザの頭部に装着され、

前記測定電極は、ユーザの頭表に接触する

生体信号測定装置。

[請求項7] 生体に装着される装具と、生体表面に接触する測定電極と、前記測定電極を生体表面に対して摺動可能に前記装具に支持する支持体とを

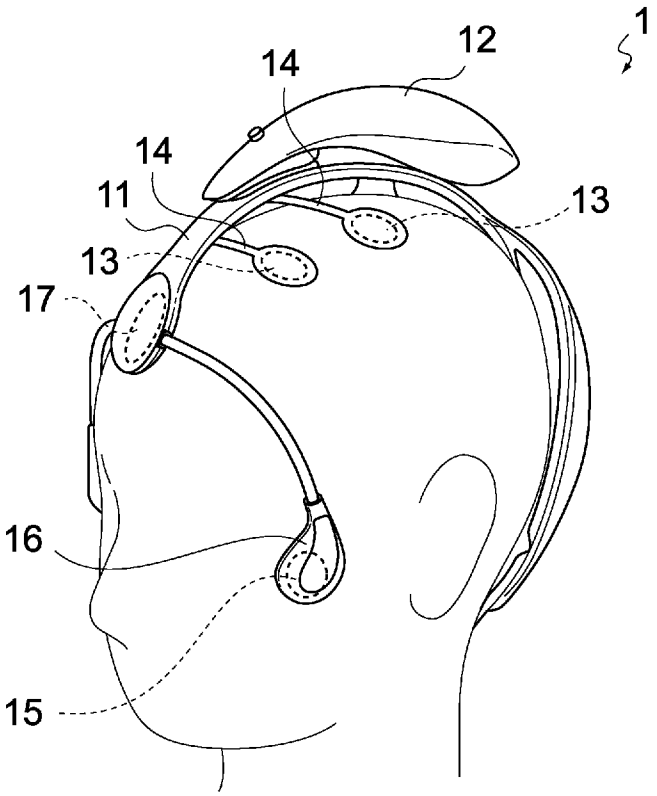
有する生体信号測定装置を準備し、

前記測定電極を、前記生体表面に押圧しながら摺動させ、

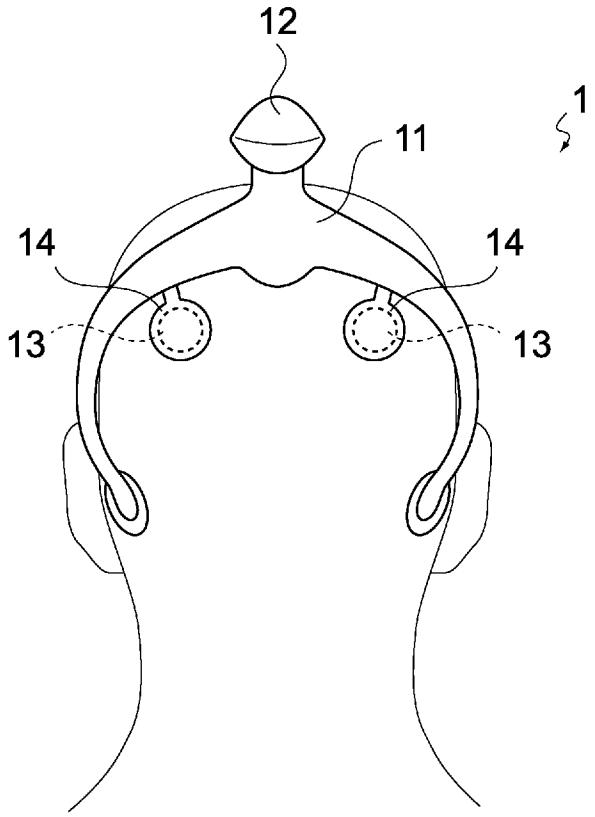
生体の生体信号を取得する

生体信号測定方法。

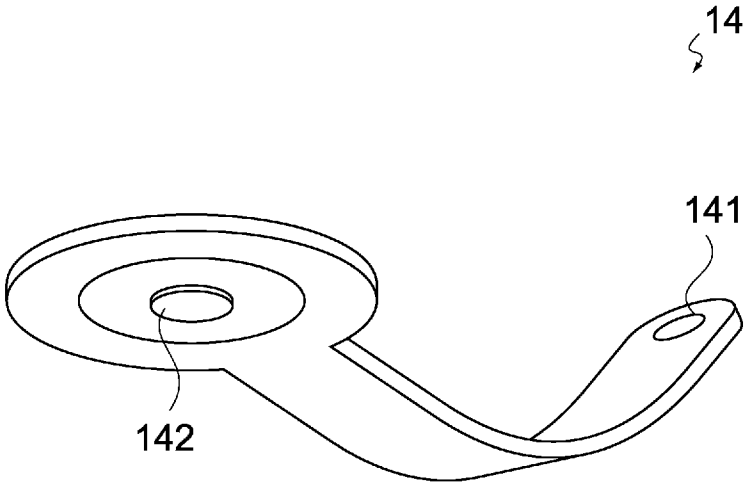
[図1]



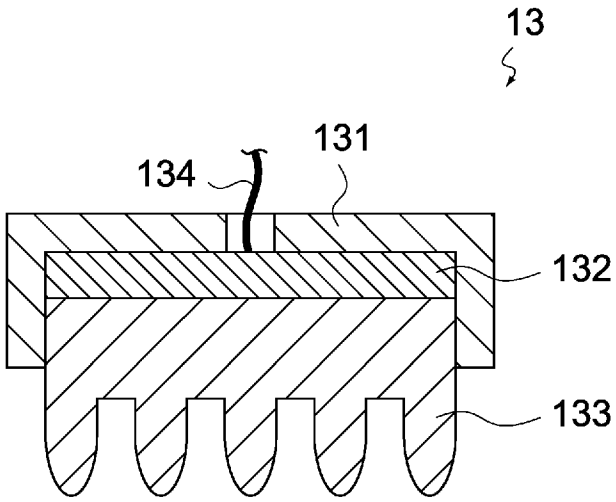
[図2]



[図3]

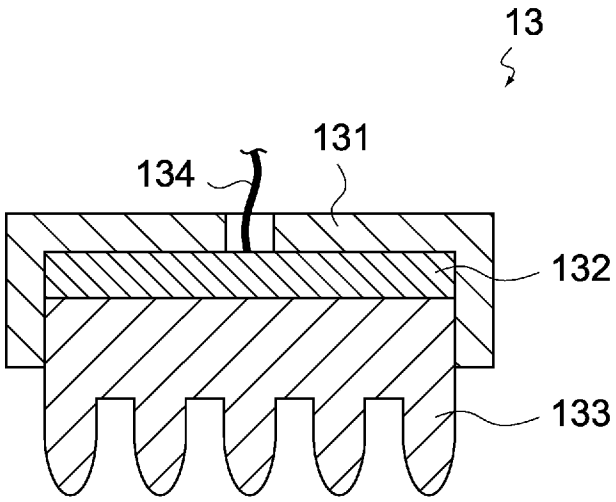


[図4]

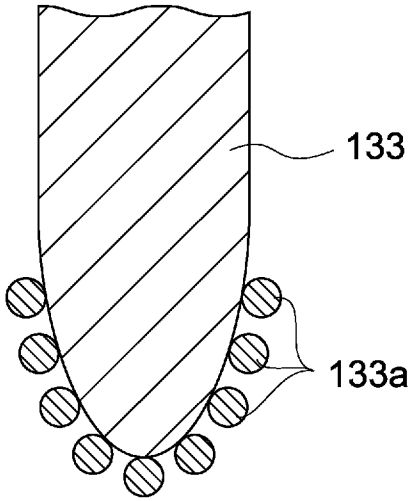


[図5]

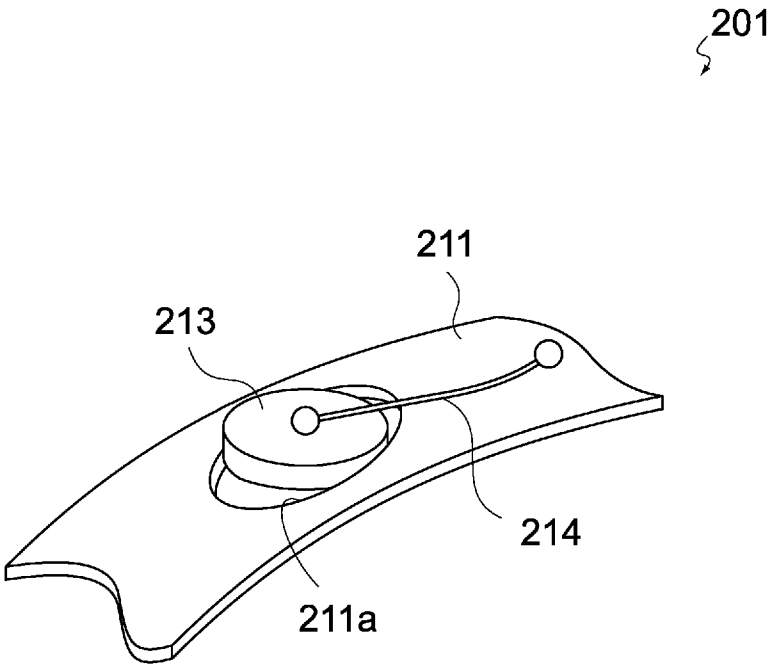
(a)



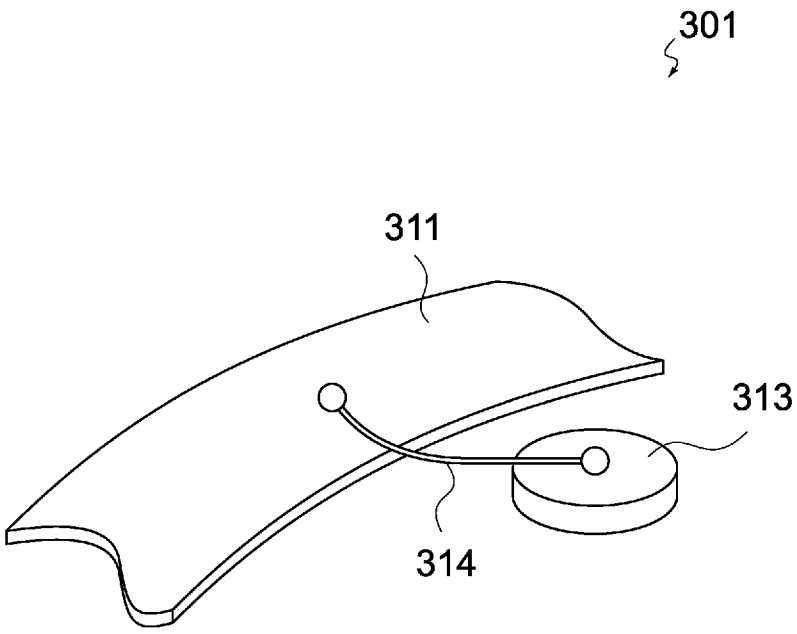
(b)



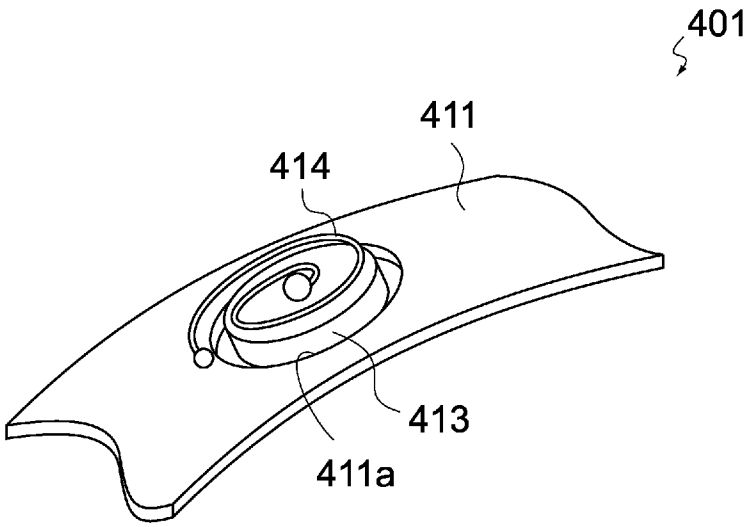
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/006409

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/0408(2006.01)i, *A61B5/0476*(2006.01)i, *A61B5/0478*(2006.01)i,
A61B5/0488(2006.01)i, *A61B5/0492*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/00-5/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 06-034603 U (Fumihiko SUZUKI), 10 May 1994 (10.05.1994), fig. 1 to 3 (Family: none)	1-3,6-7
A	WO 2006/001276 A1 (Olympus Corp.), 05 January 2006 (05.01.2006), fig. 21 to 22 & JP 2006-006666 A & JP 2006-034429 A & US 2008/0027345 A1 & EP 1767147 A1	1-3,6-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 25 December, 2012 (25.12.12)	Date of mailing of the international search report 15 January, 2013 (15.01.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/006409

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-3 and 6-7

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

The invention of claim 1 of the present application is disclosed in the document 1.

Therefore, the invention of claim 1 cannot be considered to be novel in the light of the invention disclosed in the document 1, and does not have a special technical feature.

Accordingly, two inventions (invention groups) are involved in claims.

Meanwhile, the invention of claim 1 having no special technical feature is classified into invention 1.

(Invention 1) the inventions of claims 1-3 and 6-7

(Invention 2) the inventions of claims 4-5

Meanwhile, the inventions of claims 3 and 6-7 do not have novelty and inventiveness in the light of the document 1, and therefore are classified into invention 1.

Document 1:

JP 06-034603 U (Fumihiko SUZUKI), 10 May 1994 (10.05.1994), fig. 1 to 3 (Family: none)

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／００６４０９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/0478(2006.01)i, A61B5/0488(2006.01)i, A61B5/0492(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/00-5/22

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	JP 06-034603 U (鈴木　文彦) 1994.05.10, 図１－３ (ファミリーなし)	1-3, 6-7
A	WO 2006/001276 A1 (オリンパス株式会社) 2006.01.05, 図２１－２２ & JP 2006-006666 A & JP 2006-034429 A & US 2008/0027345 A1 & EP 1767147 A1	1-3, 6-7

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２５．１２．２０１２	国際調査報告の発送日 １５．０１．２０１３
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　３６０４ 佐藤　高之 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／００６４０９

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

２．☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。
特別ページ参照

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。

２．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

４．☑ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項 1-3, 6-7

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

文献１には、本願の請求項１に係る発明が記載されている。したがって、請求項１に係る発明は、文献１に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有しない。したがって、請求の範囲には、２の発明（群）が含まれる。

なお、特別な技術的特徴を有しない請求項１に係る発明は、発明１に区分する。

（発明１）請求項１－３，６－７に係る発明

（発明２）請求項４－５に係る発明

なお、請求項３，６－７に係る発明は、文献１により、新規性又は進歩性を有しないため、発明１に区分する。

文献１：
JP 06-034603 U（鈴木　文彦）
1994.05.10，図１－３
(ファミリーなし)