

(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
2017年7月20日(20.07.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/122379 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0492 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/073112
- (22) 国際出願日: 2016年8月5日(05.08.2016)
- (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 2016-003958 2016年1月12日(12.01.2016) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人大阪大学(OSAKA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 関谷 毅(SEKITANI, Tsuyoshi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 植村 隆文(UEMURA, Takafumi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 荒木 徹平(ARAKI, Teppei); 〒5650871 大阪府吹田市山

田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 吉本 秀輔(YOSHIMOTO, Shuusuke); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP).

(74) 代理人: 正林 真之, 外(SHOBAYASHI, Masayuki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内1-7-12 サピアタワー Tokyo (JP).

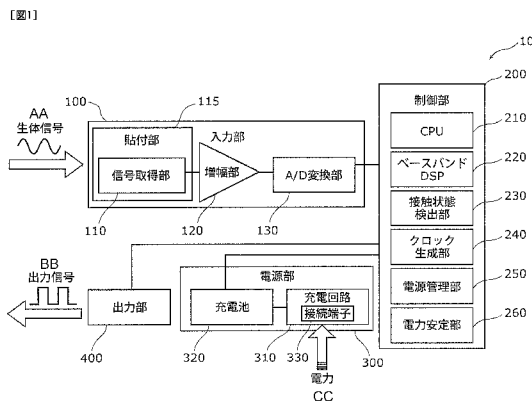
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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.

(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,

[続葉有]

(54) Title: BIOSIGNAL MEASUREMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: 生体信号計測装置



100... INPUT UNIT
110... SIGNAL-ACQUIRING SECTION
115... AFFIXED PART
120... AMPLIFYING SECTION
130... A/D CONVERTING SECTION
200... CONTROL UNIT
210... CPU
220... BASE BAND DSP
230... CONTACT STATE-DETECTING SECTION
240... CLOCK-GENERATING SECTION
250... POWER SOURCE-MANAGING SECTION
260... ELECTRIC POWER-STABILIZING SECTION
300... POWER SOURCE UNIT
310... CHARGING CIRCUIT
320... RECHARGEABLE BATTERY
330... CONNECTION TERMINAL
400... OUTPUT UNIT
AA... BIOSIGNAL
BB... OUTPUT SIGNAL
CC... ELECTRIC POWER

(57) Abstract: A biosignal measurement apparatus (10) that is used by being affixed on a living body is provided with: an affixed part (115) that is a sheet, in which a signal-acquiring section (110) of multiple electrodes and wiring connected to each of the electrodes are formed, and which can be freely expanded, contracted and bent and is adhesive; and a substrate (500) that is connected to the wiring and on which a signal-processing circuit for wirelessly transmitting biosignals obtained through the wiring is mounted. The signal-acquiring section (110) is exposed on the surface of the affixed part (115) and the affixed part (115) and the substrate (500) are stacked so that the back surface of the affixed part (115) faces the substrate.

(57) 要約: 生体に貼り付けて用いられる生体信号計測装置(10)は、複数の電極である信号取得部(110)及びそのそれぞれと接続される配線が形成され、伸縮及び屈曲自在で、かつ、粘着性を有するシートである貼付部(115)と、前記配線に接続され、前記配線を介して得られる生体信号を無線で送信する信号処理回路が実装された基板(500)とを備え、前記信号取得部(110)は、前記貼付部(115)の表面に露出しており、前記貼付部(115)と前記基板(500)とは、前記貼付部(115)の裏面と前記基板とが対向するように重ねられる。



MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, 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： 生体信号計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体内の電氣的活動など、電位の経時的な変化を電極で計測する装置に関する。

背景技術

[0002] 脳波や心電図など、生体内の活動に伴って発生する電位の変化は、生体の外部に取り付けられた電極を介して計測することができる。このようにして計測される電位の変化は、病院や研究機関等で、生体内の異常の有無や程度を非侵襲的に把握するための生体信号として従来用いられている。この計測のための装置、つまり脳波計や心電計などの医療用途又は研究用途の検査機器も、民生機器と同様に小型化が進んでいる。しかし、このような検査機器には高い精度が要求され、また、医療施設の診察室や検査室、往診先などで活動の少ない状態の被検者が使用対象であることが多い。そのため、小型化された検査機器であっても、例えば脳波計の大きさ及び重さは、使用していない状態でキャスター付きの台や専用のケースに収納して移動可能な程度の可搬性を備える程度である（非特許文献1参照）。

[0003] 一方、心電計では携帯可能なサイズのものがあり、固い筐体からなる本体と、その本体から伸びるか、又は本体に接続して用いられる、先端に電極を備える複数のケーブルから構成される（非特許文献2参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 非特許文献1：日本光電株式会社、生理検査機器：脳波計、[online] 平成27年12月8日、[平成28年1月5日検索]、インターネット（URL：http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/products/physio/03_eeg/index.html）

非特許文献2：日本光電株式会社、生理検査機器：心電計、[online]

平成27年12月25日、[平成28年1月5日検索]、インターネット（URL：http://www.nihonkohden.co.jp/iryo/products/physio/01_ecg/index.html）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0005] 従来の検査機器による検査は、上記のような特定の場所での比較的短時間の実施であれば、被検者にとっての身体的負担はあまり大きくない。しかし、検査の目的や被検者によってはその負担が不適切に大きい場合がある。
- [0006] 具体的な例としては、睡眠時の生体信号を取得するための検査が考えられる。複数装着される電極、電極が装着される箇所への塗布剤、電極と本体とを接続するケーブルの肌への接触等が、被検者に強い装着感又は違和感を与えて被検者の入眠を妨げたり、被検者の体内で起こる電氣的活動に影響を与えたりする。この結果、被検者の普段の睡眠状態の生体信号が取得できない。また、特に、乳児や幼児など耐ストレス性が低い被検者や、身体の制御能力が不十分な被検者の場合は、この装着感や違和感に大きな身体反応を示し検査の実施が困難なこともある。
- [0007] また、従来の脳波計の場合は、ケーブルによる被検者の動きへの制限があるため、計測の実施可能な状況に制限がある。例えば日常的な行動を取る被検者の生体信号を計測して行うようなモニタリングができない。
- [0008] さらに、上記のような検査機器による検査は比較的大掛かりである。脳波の計測は、聴診器や血圧計、体温計などによる簡易的な検査のように家庭内で患者や患者の家族が実施することは基本的に難しく、医療機関で実施される必要がある。携帯可能な心電計は家庭内でも利用可能であるが、チャンネル数等の性能面での制限がある。したがって、生体信号の計測は、重篤な状況ではない場合も医療機関で実施する必要性が生じることがあり、患者（被検者）にとっての上記の身体的な負担のみならず、被検者及び医療機関の両方にとって時間的負担及び金銭的負担も大きい。
- [0009] 本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、被検者に与える装着

感及び違和感が抑えられた、計測の簡便さと高性能とを両立させる生体信号計測装置の提供を目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 上記の目的を達成するために提供される、本発明に係る生体信号計測装置は、生体に貼り付けて用いられる生体信号計測装置であって、複数の電極と前記複数の電極のそれぞれと接続される複数の配線とが形成され、伸縮及び屈曲自在で、かつ、粘着性を有するシートと、前記複数の配線に接続され、前記複数の配線を介して得られる生体信号を無線で送信する信号処理回路が実装された基板とを備え、前記複数の電極は、前記シートの表面に露出しており、前記シートと前記基板とは、前記シートの裏面と前記基板とが対向するように重ねられる。

[0011] この生体信号計測装置が備える複数の電極は、湿布のように貼付可能なシートと共に生体に貼り付けられる。したがって、塗布剤が不要であり、皮膚に接触するケーブルはない。また、貼り付けられたシート及び電極は貼り付けられた生体の部位の形状及び動きに追従するため、その貼付位置からずれたり剥がれたりしにくい。そして基板とシートとが重ねられる構成で生体信号計測装置全体がコンパクトにまとめられており、さらに、被検者の動きを制限するようなケーブルがないため、被検者に装着感や違和感を起こさせない。

[0012] また、このような生体信号計測装置は、前記シートの表面が前記生体に貼り付けられた状態で前記シート及び前記基板を平面視したときの外形が5 cm×15 cmの矩形に収まる大きさであってもよい。

[0013] これにより、被検者の額に全体が収まる大きさであって、この被検者の脳波を計測することができる生体信号計測装置が実現される。

[0014] また、前記複数の電極には、基準電極と、複数の計測電極とが含まれてもよい。

[0015] これにより、貼付位置の範囲内で取得可能な基準電位に基づく電位の変化を生体信号としてマルチチャネルで計測することができる。

- [0016] また、前記基準電極は、前記シートと着脱可能な態様で、前記シートに貼り付けられてもよい。
- [0017] これにより、例えば医療従事者は、従来実施してきた生体信号の計測方法と同じ原理に基づく計測方法をこの生体信号計測装置を用いて実施することができる。したがって、この生体信号計測装置は、従来の装置と形状及び大きさが異なっても操作上の抵抗感が小さい。また、この生体信号計測装置を用いて取得される生体信号は、従来の装置で取得したものと同一感覚で利用することができる。
- [0018] また、前記複数の電極には、複数の電極の並びからなる列が少なくとも2列で並行して配置された電極が含まれてもよい。
- [0019] これにより、電極の一部が皮膚から剥がれても、貼付位置での生体信号の計測を継続することができる。
- [0020] また、前記シートは、可撓性のある接続部を有し、前記複数の配線のそれぞれは、対応する前記電極から前記接続部まで延びており、前記接続部は、前記シートを折り返すように曲げられ、当該接続部の先端が前記信号処理回路に接続されていてもよい。
- [0021] これにより、信号処理回路を備える基板と、電極及び配線とを備えるシートとは折り重ねられるような配置が可能であり、平面視したときの生体信号計測装置全体での大きさを抑えることができる。
- [0022] また、前記シートが有する前記接続部は、前記複数の電極に近い箇所から前記先端に近くなるほど硬度が増してもよい。
- [0023] これにより、基板に接続されているシートの先端部分に応力が集中することを防ぎ、シートの耐用寿命を延ばすことができる。
- [0024] また、前記信号処理回路は、前記複数の電極を介して得られるアナログ信号を処理してデジタル信号に変換するアナログ回路と、前記アナログ回路で得られたデジタル信号を処理して無線で送信するデジタル回路と、前記アナログ回路及び前記デジタル回路に電力を供給する電源回路とを有し、前記アナログ回路、前記デジタル回路及び前記電源回路は、前記基板の実装面を3

つの領域に分割して得られる第1領域、第2領域及び第3領域にそれぞれ実装されてもよい。

[0025] これにより、アナログ回路とデジタル回路との間でのノイズのまわり込みを抑えることができる。

[0026] また、前記アナログ回路は、前記アナログ信号を20ビット以上のビット数のデジタル信号に変換するA/D変換器を有してもよい。

[0027] これにより、従来の生体信号計測機器に匹敵する高い分解能での計測をすることができる。

[0028] また、前記アナログ回路は、前記複数の電極と前記生体との接触インピーダンスを計測することによって前記複数の電極と前記生体との接触状態を検出する接触状態検出回路を有してもよい。

[0029] これにより、電極の被検者の皮膚への接触状態を確認することができ、適切な計測が可能な装着状態の確保及び維持を図ることができる。

[0030] また、前記電源回路は、充電可能な電池と、前記基板に設けられた接続端子と、前記接続端子から供給される電力で前記電池を充電する充電回路とを有してもよい。

[0031] これにより、この生体信号計測装置を被検者が装着するウェアラブルな計測装置として使用することができる。

[0032] なお、これらの包括的又は具体的な態様は、システム、集積回路、コンピュータプログラム又はコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、また、これらのシステム、集積回路、コンピュータプログラム及び記録媒体からの任意な組み合わせで実現されてもよい。

発明の効果

[0033] 本発明によれば、被検者に与える装着感及び違和感が抑えられ、かつ計測の簡便さと精度とを両立させた生体信号計測装置が提供される。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]図1は、本発明の実施の形態に係る生体信号計測装置の構成の概要を示すブロック図である。

[図2]図2は、本発明の実施例に係る、脳波計として用いられる生体信号計測装置の構成の外観を示す模式図である。

[図3]図3は、本発明の実施例に係る生体信号計測装置の、被検者による装着例を示す図である。

[図4]図4は、本発明の実施例に係る生体信号計測装置の、信号取得部を含む貼付部及び基板の構成例を示す図である。

[図5]図5は、本発明の実施例に係る生体信号計測装置の、信号取得部を含む貼付部及び基板の構成の他の例を示す図である。

[図6A]図6Aは、本発明の実施例に係る生体信号計測装置によって計測された脳波と、同時に医療用の脳波計測装置によって計測された脳波とを比較するための図である。

[図6B]図6Bは、本発明の実施例に係る生体信号計測装置によって計測された脳波と、同時に医療用の脳波計測装置によって計測された脳波とを比較するための図である。

発明を実施するための形態

[0035] 以下、実施の形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

[0036] なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的又は具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

[0037] (実施の形態)

[1. 全体構成]

図1は、本実施の形態に係る生体信号計測装置10の構成の概要を示すブロック図である。

[0038] 生体信号計測装置10は、生体に起こる電位の経時的な変化を電極で計測して生体信号として取得し、この生体信号のデータを出力する装置である。

ここでいう生体の電位の変化とは例えば脳、又は心臓その他筋肉の活動によって生じる、微弱な電位（数十マイクロボルト～数十ミリボルト）の変化である。

[0039] 生体信号計測装置 10 は、入力部 100、制御部 200、電源部 300、及び出力部 400 を備える。これらの構成要素の物理的な配置については例を用いて後述する。

[0040] 入力部 100 は、生体の皮膚を介して検出可能な体内の電位を計測し、計測した電位の時系列変化を示す信号を制御部 200 へ出力する。入力部 100 は、信号取得部 110、貼付部 115、増幅部 120、及びアナログ－デジタル変換器（図 1 及び以下では A/D 変換器と表記する）130 を備える。

[0041] 信号取得部 110 は複数の薄膜状の電極であり、粘着性を有するシートである貼付部 115 の片面に露出するように形成される。なお、以下では、信号取得部 110 が露出する側の貼付部 115 の面を貼付部 115 の表面といい、その反対側の面を裏面ともいう。貼付部 115 は、表面が生体の皮膚と接触するように生体に貼り付けられる。信号取得部 110 はこの状態で電位を検出する。複数の電極である信号取得部 110 はそれぞれに電位の計測が可能であり、各電極による電位の計測によって取得された生体信号は、個別の伝送路（チャンネル）で増幅部 120 及び A/D 変換器 130 を経て制御部 200 に入力される。なお、これらの電極の中には 1 個以上の基準電極と 1 個以上の計測電極とが含まれ、生体信号は、各計測電極と当該計測電極に対応する基準電極との間の電位差を計測して取得される。

[0042] 信号取得部 110 及び貼付部 115 は、いずれも伸縮性及び自在に屈曲が可能な柔軟性を有し、被検者の体表に貼り付けられると、その貼り付けられた場所の形状及び動きに追従する。

[0043] このような特性を有する貼付部 115 としては、例えば湿布等の基材に使われるシリコン素材からなる粘着基材が用いられる。このような材料からなる貼付部 115 は高い伸縮性及び柔軟性に加えて水分透過性を有するため

、装着時の被検者の違和感及び発汗を抑えることができる。また、このような材料は生体適合性が高いため、貼付部 115 は長時間の装着が可能である。

[0044] また、電極である信号取得部 110 の素材としては、金属粒子を用いた伸縮導体を使用することができる。さらにこの伸縮導体は、貼付部 115 に形成される、信号を信号取得部 110 から貼付部 115 の外部まで伝送する配線の材料としても用いられる。この伸縮導体を材料とする電極及び配線は 700% 程度まで伸長可能である。この金属粒子としては、例えば銀ナノワイヤーが用いられ、これにより 10000 S/cm 程度の導電率が得られる。したがって、被検者の生体信号は、低抵抗及び低ノイズの電極及び配線を通じて後述の増幅部 120 に入力される。つまり、伸縮導体を材料とする信号取得部 110 及び配線は、伸縮性と、好適な透明性及び導電性を兼ね備え、その伸長性能により被験者の動きを妨げない。

[0045] このような信号取得部 110 及び配線が形成された貼付部 110 は、全体として伸縮及び屈曲自在で、かつ粘着性を有するシートであり、長時間の装着が可能である。

[0046] なお、信号取得部 110 において、この金属粒子の伸縮導体が貼付部 115 の表面に露出していなくてもよい。例えば信号取得部 110 は、層状に重なる導電性のゲル材料と伸縮導体とで構成され、貼付部 115 の表面にはこのゲル材料が露出し、伸縮導体は貼付部 115 内に包埋されていてもよい。これにより、金属粒子の酸化などによる伸縮導体の劣化が抑えられ、また、金属に対するアレルギーを有する被検者であっても本実施の形態に係る生体信号計測装置 10 を利用することができる。

[0047] 増幅部 120 は、信号取得部 110 から入力された生体信号を増幅して A/D 変換器 130 に出力する。このような増幅部 120 は、例えば後述する基板上の、オペアンプを含む増幅回路として実現されてもよい。

[0048] A/D 変換器 130 は、増幅部 120 から入力されたアナログ信号である生体信号をデジタル信号に変換して制御部 200 に出力する。なお、従来の

医療機器と同等の精度（分解能）を得るために、本実施の形態における生体信号計測装置 10 の A/D 変換器 130 は、アナログ信号を 20 ビット以上のビット数のデジタル信号に変換する A/D 変換器で実現される。例えば 24 ビットの $\Delta\Sigma$ 型 A/D 変換器が用いられる。

[0049] 制御部 200 は、生体信号計測装置 10 の動作全体を制御する。制御部 200 は、中央処理装置（以下、CPU (central processing unit) ともいい、図 1 では CPU と表記）210、ベースバンドデジタル信号処理部（以下、ベースバンド DSP (digital signal processor) ともいい、図 1 では DSP と表記）220、接触状態検出部 230、クロック生成部 240、電源管理部 250、及び電力安定部 260 を備える。

[0050] CPU 210 は、記憶部（図示なし）からプログラムを読みだして実行し、生体信号計測装置 10 を構成する各構成要素の動作の管理や制御を行う。

[0051] ベースバンド DSP 220 は、入力部 100 から入力されたデジタル信号に所定の処理をした上で出力部 400 を介して外部に出力する。

[0052] 接触状態検出部 230 は、電極である信号取得部 110 と生体との接触状態を検出する電子回路（接触状態検出回路）である。具体的には、接触状態検出部 230 は、信号取得部 110 と生体の皮膚との間の接触インピーダンスを計測し、この接触インピーダンスの大きさに基づいて接触状態の良不良を判定する。例えば装着時及び生体信号の計測中にこの判定が実行されることで、生体信号計測装置 10 の適正な装着状態が確保される。なお、接触状態が不良であると判定される基準は、設定により適宜変更されてよい。例えば入力部 100 が備える信号入力の経路が 8 チャンネルである場合、この 8 チャンネルのうち、被検者からの電極の外れ（リードオフ）が 1 チャンネルでも検出された場合に不良と判定されてもよいし、過半数の 5 チャンネルについてリードオフが検出された場合に不良と判定されてもよい。

[0053] クロック生成部 240 は、CPU 210 の内部クロックを生成するクロック生成回路である。

- [0054] 電源管理部250及び電力安定部260は、後述する電源部300と共に電源回路を構成し、電源部300から入力される電力を制御部200その他の構成要素を駆動させる電力として供給する。電源管理部250は例えばDC-DCコンバータを備え、入力部100及び出力部400には、電源管理部250で変圧された異なる電圧の電力がそれぞれ供給される。電力安定部260は、供給される電力を安定化するレギュレータである。
- [0055] 電源部300は、上記の電源管理部250及び電力安定部260を介して生体信号計測装置10の各構成要素の動作のために必要な電力を供給する。電源部300は充電回路310及び充電電池320を備える。
- [0056] 充電回路310は、充電電池320を充電するために、生体信号計測装置10の外部から電力を取り込み、取り込んだ電力を電圧及び電流を制御して充電電池320に供給する回路である。充電回路310は電力を取り込むための接続端子330を備える。この接続端子330は、例えば商用電源のコンセントからケーブルを介して電力を取り込むための受電端子でもよいし、給電可能な外部の装置から受電可能なUSB (universal serial bus) 等のポートでもよい。
- [0057] 充電電池320は生体信号計測装置10の各構成要素に供給されるための電力が蓄電される、充電可能な電池である。充電電池320は用途に応じた容量のものが用いられる。例えば被検者の覚醒時又は睡眠時のモニタリングが可能な程度に長い連続使用を可能とする程度の容量のものであってもよい。また、容量に加えて使用時に被検者に与える装着感なども考慮して、充電電池320は例えばボタン型の電池、又は薄膜バッテリーを用いて実現される。これにより、生体信号計測装置10の装着感を増す重量や大きさの増加、及び生体の形状への追従性の低下を抑えることができる。
- [0058] 出力部400は、無線でデータの送信が可能な無線通信モジュールであり、ベースバンドDSP220から出力された生体信号を生体信号計測装置10の外部の機器、例えば記憶装置、モニターなどの表示装置、又はこれらを備える情報端末へリアルタイムで出力する。本実施の形態における出力部4

00には、例えばBluetooth（登録商標）やWi-Fi（登録商標）等の通信規格に拠る通信方式が用いられる。また、生体信号計測装置10の連続使用時間の長時間化のために、Bluetooth（登録商標）Low Energy（BLE）のような低消費電力の通信方式が用いられてもよい。なお、リアルタイムで出力できる情報量（送信レート）には各通信方式の帯域幅による上限があるため、A/D変換器130によるアナログ信号のサンプリングレートは、通信方式と計測のチャンネル数とに応じて変更される。

[0059] 上記の構成を有する本実施の形態に係る生体信号計測装置10は、貼付部115によって生体に貼り付けて使用される。この使用時において、上記の電源部300と出力部400とを備える生体信号計測装置10には、電力を常時供給する電源ケーブル、及び生体信号を常時出力するための通信ケーブルが不要である。したがって、生体信号計測装置10を装着する被検者は、これらのケーブルによる装着感を感じたり、動きの制限を受けたりしない。また、生体信号計測装置10には、被検者の動きや発汗などによってリードオフが生じて、複数の電極を用いることによる冗長性があり、また、リードオフ検出に基づく装着状況の監視が可能である。これにより、生体信号計測装置10を用いれば、例えば長時間にわたるモニタリングであっても高い確実性を持って実行することができる。

[0060] また、上記の構成を有する生体信号計測装置10は、24ビットの計測分解能による、高精度かつ広いダイナミックレンジでの電位計測が可能である。具体的には、 ± 2.5 Vの計測レンジにわたって、 $1 \mu\text{V}$ 以下の微弱な生体信号を $0.2 \mu\text{V}$ の分解能で取得することができる。このような生体信号計測装置10は、脳波、並びに心電位及び眼電位を含む各種の筋電位の測定に応用できる高い汎用性を有する。

[0061] [2. 実施例]

上記の構成を有する生体信号計測装置10は、上述のとおり、脳波計、心電計、筋電計等として用いることができる。以下では、本実施の形態に係る

生体信号計測装置 10 の実施例として、脳波計として用いられる生体信号計測装置 10 を具体的に説明する。

[0062] [2-1. 概要]

図 2 は、脳波計として用いられる生体信号計測装置 10 の外観を示す模式図である。本図の (a) は平面図、(b) は正面図である。なお、図 1 で示された構成要素の一部は、本図では見やすさのために図示が省略されている。例えば貼付部 115 は透明であってその裏面側からも信号取得部 110 が視認可能であってもよいが、本図では信号取得部 110 の図示を省略している。なお、(b) に示される図で下側の面が表面であり、この面が被検者の額に接触するように貼り付けて装着される。

[0063] 図 2 の (a) 及び (b) に示されるように、脳波計として用いられる生体信号計測装置 10 では、貼付部 115 の裏面側 (図の上方) に基板 500 及び充電電池 320 が重なるように配置される。充電電池 320 は、ケーブル 700 を介して基板 500 に接続されている。

[0064] 本実施例に係る生体信号計測装置 10 において、上述のとおり伸縮及び屈曲自在で、かつ粘着性を有するシートである貼付部 115 の外形は、本図の (a) に示される平面視で、人の額に収まる程度の形状及び大きさを有する。なお、貼付部 115 は、一続きのシートをなす貼付部本体 115a と接続部 115b とからなる。信号取得部 110 を含む貼付部本体 115a は略矩形であり、大きさは奥行き (図中の D) × 幅 (図中の W) が 5 cm × 15 cm の矩形に収まる程度である。これは、装着時の違和感が抑えられた生体信号計測装置 10 は乳幼児に用いられる脳波計としても適していることに鑑み、乳幼児の額にも収まる大きさにしたものである。なお、信号取得部 110 の各電極の大きさは、この大きさの貼付部 115 の中でもある程度の間隔において複数配置することができる程度に小さいものである。接続部 115b は信号取得部 110 から出る配線 (図 2 では図示省略) を含む。この配線は、接続部 115b の先端まで延びて露出する。接続部 115b は可撓性を有し、本実施例に係る生体信号計測装置 10 の使用時には上記のとおりシート

状の貼付部 115 を折り返すように曲げられて、平面視において先述の矩形に収まる。

[0065] 基板 500 は、本図の (b) に示されるように、貼付部 115 の裏面と対向するように重ねられる。本実施例では、基板 500 は粘着性のあるゲル状の物質からなるクッション 600 を介して貼付部 115 に重ねられている。この基板 500 には例えばフレキシブル基板が用いられる。これにより、前述のクッション 600 と相俟って生体信号計測装置 10 の装着時に被検者の額の形状、及び皮膚又は筋肉の動きへのある程度の追従性を持たせて装着時の違和感を抑えている。このフレキシブル基板には、信号取得部 110 が取得した生体信号を処理するための回路（以下、信号処理回路ともいう）が実装されている。また、基板 500 には、信号取得部 110 が取得したが生体信号が配線を通してこの信号処理回路に入力されるように接続部 115 b の先端が接続される。基板 500 については詳細を後述する。

[0066] 充電電池 320 は、例えば厚さ約 1 mm のシート状の柔軟性を有する電池であり、基板 500 に接続された状態で、本図の (b) に示されるように基板 500 に対向するように重ねられる。容量は用途に応じたものが用いられ、例えば生体信号計測装置 10 を睡眠中の被検者のモニタリングに用いる場合は、10 時間以上の連続使用が可能な大きさ、例えば生体信号計測装置 10 の駆動電流が 20 mA として、200 mAh 以上あるものを用いてもよい。

[0067] 本実施例に係る生体信号計測装置 10 では、このように貼付部 115、クッション 600、基板 500、及び充電電池 320 は重ねられる。クッション 600、基板 500、及び充電電池は、この状態で生体信号計測装置 10 を平面視すると、すべて上述の貼付部 115 の矩形状の範囲に収まる大きさに抑えられる。なお、基板 500 と充電電池 320 とを接続するケーブル 700 もこの範囲に収まるものが用いられる。また、生体信号計測装置 10 全体の厚さ（図中の H）及び重量も極力抑えられる。このように大きさ及び重さを抑えることで、生体信号計測装置 10 を額に装着する被検者の装着感や違和感を小さくすることができる。上記の実施の形態に係る生体信号計測装置 10

を本実施例の構成で基板 500 及び充電電池 320 を貼付部 115 の外形に収める場合、例えば厚さは 7 mm、重量は 25 g を超えない程度に抑えることができる。なお、信号取得部 110 を含む貼付部 115 の厚さは軽量化のためには極力薄いものが望ましいが、実用的な取扱いをし易い程度の強度を持たせるために適度な厚みを持たせてもよい。例えば本実施例の大きさの貼付部 115 の場合、厚さは 1 mm 程度で実用的な強度を得ることができる。

[0068] 本実施例に係る生体信号計測装置 10 の、被検者による装着例を図 3 に示す。本図では、充電電池 320 の上から図 2 で示されていないカバーでさらに被った生体信号計測装置 10 を、貼付部本体 115 a の表面が被検者の額に接するよう貼り付けている。このように、本実施例に係る生体信号計測装置 10 は市販の冷却ジェルシートのように額に貼付して用いられる。生体信号計測装置 10 から外部に伸びる信号又は電力を伝送するケーブル類はなく、被検者は計測データの伝送先と無線通信が可能な範囲であれば自由に移動することができる。計測データの伝送先にノート型のパーソナルコンピュータやタブレット、スマートフォンなどの移動型の情報端末や記憶装置を用いることで、被検者の行動範囲の制限をさらに小さくすることができる。

[0069] また、従来、医療用途よりも簡易な構成の、研究又は民生用途の脳波計がある。これらの脳波計では、電極は弾性のある樹脂又はゴム等を用いた固定具を介して被検者の頭部に固定される。しかしこのような固定具は適用可能な頭部の大きさに上限及び下限がある。一方、本実施例における生体信号計測装置 10 では、そのような固定具を介さずに電極を被検者の頭部に固定できるため、例えば頭囲の小さい乳幼児にも使用することができる。また、本実施例における生体信号計測装置 10 では、弾性のある固定具のような頭部を絞める力が働かないため、例えば被検者の頭部に怪我があっても使用できる可能性が従来の脳波計よりも高い。

[0070] [2-2. 貼付部及び信号取得部]

図 4 は、図 2 に示される本実施例に係る生体信号計測装置 10 の、信号取得部 110 を含む貼付部 115 及び基板 500 の構成例を示す図である。本

図では、貼付部 115 を折り返さない状態で、貼付部 115 と基板 500 とがコネクタ 350 を介して接続されている様子が示されている。

[0071] 本図中、貼付部本体 115 a 内にあるハッチングが施された 8 つの円 (110 a ~ 110 h) は、それぞれ個別の電極である信号取得部 110 を示す。本図に示される例では、貼付部 115 には、4 つの信号取得部 110 の並びからなる、貼付部 115 の長手方向に延びる列が 2 つ並行して配置されている。また、各信号取得部 110 から接続部 115 b の右端まで延びる、ハッチングが施された線は、生体信号の経路である配線を示す。なお、信号取得部 110 の形状、個数、列数、信号取得部 110 どうしの位置関係はこの例に限定されない。また、配線のパターンはこの図に示される例に限定されない。

[0072] 上述のとおり、これらの信号取得部 110 には基準電位を取得するための基準電極と、各場所で基準電位からの電位差を計測する計測電極とが含まれる。例えば、信号取得部 110 a は基準電極であり、信号取得部 110 b は、信号取得部 110 a が取得する基準電位からの電位差を計測する計測電極であってもよい。すなわち、信号取得部 110 a は計測電極である信号取得部 110 b の基準電極である。同様に、信号取得部 110 c は計測電極である信号取得部 110 d の基準電極であり、信号取得部 110 e は計測電極である信号取得部 110 f の基準電極であり、信号取得部 110 g は計測電極である信号取得部 110 h の基準電極であってもよい。この場合、生体信号計測装置 10 は 4 チャネルで生体信号を計測することができる。または、信号取得部 110 a は、計測電極である信号取得部 110 b ~ 110 h の基準電極であってもよい。この場合、生体信号計測装置 10 は 7 チャネルで生体信号を計測することができる。なお、信号取得部 110 の個数は上記のとおりこの例に限定されず、より多くの信号取得部 110 を用いてより多くのチャネルで計測することも可能である。

[0073] また、これらの複数の信号取得部 110 には、貼付部 115 と着脱可能な電極が含まれ、この電極が耳朶等の額以外の場所で基準電位を計測するため

の基準電極として用いられてもよい。例えば図5に示されるように、信号取得部110aが貼付部本体115aから分離可能な基準電極であってもよい。図5は、図2に示される本実施例に係る生体信号計測装置10の、信号取得部110を含む貼付部115及び基板500の構成の別の例を示す図である。図5では破線で示される位置に貼り付けられていた信号取得部110aが貼付部本体115aから剥がされて分離している状態が示されている。なお、貼付部本体115aから分離している信号取得部110も、信号の経路である配線との接続は維持する。このように貼付部本体115aから一旦剥がされた信号取得部110は、貼付部115の粘着性によって貼付部115に再度貼り付くことができる。

[0074] また、上述のとおり、接続部115bは可撓性を有するが、可撓性の程度は場所によって変化させてもよい。例えば、生体信号計測装置10の取り回しにおける付勢や接続部115bの変形による応力は、基板500との接続用のコネクタ350に噛ませる接続部115bの先端の部分に集中する。接続部115bが貼付部本体115aと同様に柔軟な素材である場合は、この応力によってこの先端の部分が破損しやすい。このような早期の破損を防ぐために、例えば接続部115bは、信号取得部110（貼付部本体115a）に近い箇所から先端に近くなるほど硬度を増すような構成を有していてもよい。例えば図4において、Aの範囲、つまり貼付部本体115a、及び接続部115bのうち貼付部本体115aに近い部分は、共通して上述の伸縮性を有する柔軟なシリコン素材である。続くBの範囲では、容易に撓む程度に柔軟性は有するものの、Aの範囲のような伸縮性はないプラスチック樹脂製とし、さらに続く、接続部115bの先端を含むCの範囲では、Bの範囲と同様に伸縮性はなく可撓性はあるものの、Bの範囲のプラスチック樹脂よりさらに硬いプラスチック樹脂製としてもよい。この構成では、上述のような応力は接続部115bの先端部分に集中せず、接続部115bにおいて素材が切り替わる箇所にも分散される。これにより、応力による接続部115bの破損を遅らせて、貼付部115の耐用寿命を延ばすことができる。

[0075] [2-3. 基板]

基板500には、上述のとおり信号処理回路が実装されている。ここでいう信号処理回路には、入力部100のうちの増幅部120とA/D変換器130、制御部200、電源部300のうちの充電回路310、及び出力部400が含まれる。これらの構成要素のうち、生体の体表での電位の計測によって得られたアナログ信号を処理してデジタル信号に変換する増幅部120及びA/D変換器130はアナログ回路に、このデジタル信号の処理に関連する、制御部200のCPU210、ベースバンドDSP220、接触状態検出部230、及びクロック生成部240、並びに処理されたデジタル信号を無線で送信する出力部400はデジタル回路に、アナログ回路及びデジタル回路に電力を供給する、制御部200の電源管理部250及び電力安定部260、並びに電源部300の充電回路310及び充電電池320は電源回路に分けられる。そして、これらのアナログ回路、デジタル回路、及び電源回路は、基板500の実装面を3つの領域に分割して得られる領域に第1領域、第2領域、及び第3領域にそれぞれ実装される。例えば図4においてaで示される範囲が第1領域、cで示される範囲が第2領域、bで示される範囲が第3領域である。このようにアナログ回路の領域とデジタル回路の領域とを分けることで、一方で発生するノイズの他方へのまわり込みを抑えている。また、アナログ回路とデジタル回路とでは駆動電力の電圧が異なるため、充電電池320からの出力系統はアナログ回路とでデジタル回路とで分けられる。一方でGNDラインはアナログ回路とでデジタル回路とで共通である。したがって、このようにアナログ回路とデジタル回路が実装される領域を分け、基板500内で極力離すことでノイズの影響を抑えている。

[0076] なお、図4に示される例では基板500を分割して得られる各領域の形状及び大きさはほぼ同じであるが、本発明において基板500の分割の仕方はこの例に限定されない。また、基板500は物理的に連続する1枚のフレキシブル基板でなくてもよい。例えば第1～第3領域のそれぞれ又は一部が別個のフレキシブル基板に実装され、これらのフレキシブル基板が信号や電力

を伝送するための配線で接続されてもよい。

[0077] また、電源回路のうち、充電電池 320 は基板 500 上に実装されなくてもよい。例えば基板 500 上に設けられたホルダーを介して基板 500 上に実装されてもよいし、図 2 に示されるように、ケーブルを介してフレキシブル基板と接続されてもよい。

[0078] また、上記では基板 500 がフレキシブル基板である場合が説明されているが、基板 500 はフレキシブル基板には限定されない。つまり、基板 500 はリジッド基板であってもよい。基板 500 がリジッド基板であっても、生体信号計測装置 10 に占める大きさを極力小さくすることで、クッション 600 及び貼付部 115 を介して基板 500 が被検者に与える違和感は抑えられる。

[0079] [2-4. 精度]

本実施例に係る生体信号計測装置 10 は、従来の医療用の脳波計測装置に比べてごく小さく、かつ簡便に利用が可能である。しかし、これを用いて計測される生体信号の精度が十分でなければ、医療機器としての用途に適さない。

[0080] 図 6 A 及び図 6 B は、本実施例に係る生体信号計測装置 10、及び医療用の脳波計測装置（日本光電株式会社製、Neurofax（登録商標） EEG-1200、以下、Neurofax と表記する）の両方を、1 人の被検者の額に装着し、並行して脳波を計測して得た脳波図である。なお、基準電位は耳朶にて取得した。図 6 A は被検者が眼を開いている状態、図 6 B は被検者が眼を開いている状態で計測された脳波の脳波図である。これらの脳波図の曲線のうち、実線は本実施例に係る生体信号計測装置 10 で取得した脳波を示し、破線は Neurofax で取得した脳波を示す。これらの脳波図からわかるように、両装置で取得された脳波は高い一致を示した。また、取得された脳波の周波数解析の結果も高い一致を示し、さらに、両装置で取得された脳波間では、相関係数 0.99 以上の高い相関が見られた。このように、本実施例に係る生体信号計測装置 10 は、例えば脳波のような微弱な

電位変化であっても、医療用の脳波計測機器と同等の精度で計測することができる。

[0081] [2-5. 利用例]

本実施例に係る、脳波計として用いられる生体信号計測装置10は、従来の医療用その他用途の脳波計に比べて装着している被検者の負担が小さく、簡便に脳波の計測ができる。また装着したままの移動やある程度の作業が可能であることから、いわゆるウェアラブル機器として用いて日常生活に近い状態での脳波の常時計測を可能にする。

[0082] このような脳波計としての生体信号計測装置10は、例えば睡眠時無呼吸症候の患者の自宅での睡眠状態管理、高齢者の自動車運転や機械作業等の能力の脳活動データによる定量的評価、脳活動の異変を伴う認知症、パーキンソン病、てんかん、精神疾患等の、脳活動の定量的評価による診断及びモニタリング、手術時の麻酔深度のモニタリング、脳の発達科学等の研究等で利用することができる。

[0083] また、創薬の分野においては、神経系の薬の投薬による脳活動の定量的変化のデータの収集に利用することができる。あるいは、医療の現場において、同目的の複数の薬から、患者に最適な薬を選択する指標となるデータの収集に利用することができる。

[0084] 介護の分野においては、意思疎通に困難がある場合でも、脳波に基づいて温度や痛みなどの不快感を検知するための被介護者のモニタリングにも利用することができる。

[0085] さらに、実用化される製品としては、従来の脳波計よりも被検者の費用的な負担が小さくなることを見込まれる。これにより個々人での導入が容易になり、個別化医療を目的とするヘルスケアモニタリングの実現を促す。また、医療以外の分野では、脳波による機器の制御手段、脳波に基づく機器の自動運転と手動運転との切り替え手段等におけるユーザインターフェースとしての個人による利用が考えられる。

[0086] [3. その他の適用例]

上記の実施例では脳波計として用いられる生体信号計測装置 10 について説明したが、上述のとおり、生体信号計測装置 10 は心電計、眼電計、筋電計等の各種の電位に基づく生体信号の計測機器に適用できる。そして生体信号計測装置 10 は、これらの計測機器としても、従来の機器に比べて装着感が少なく、かつ十分な精度での計測が可能な機器として提供される。

[0087] なお、これらの脳波以外の生体信号の計測機器として提供される生体信号計測装置 10 も、基本的な構成は上述の実施の形態のとおりであり、電極である信号取得部 110 の個数及び配置、計測部位を被う貼付部 115 の形状及び大きさ、取得された生体信号の可視化のための処理アルゴリズム等の点で適宜変更して調整される。

[0088] このような計測機器は、例えば出産のタイミングの早期検知のための、家庭内での妊婦の子宮の筋電計として利用することができる。また、胎児の健康状態に異常がある場合のモニタリングのための手段、または胎児とのコミュニケーションツールとしての胎児の心拍計としての利用することができる。

[0089] また、スポーツやリハビリなどにおける身体制御のデータ収集に利用することもできる。このような用途においては、装着感が少なく運動を妨げないこと、かつ冗長性があるため、運動によって一部の電極が外れても計測を継続できることが本発明に係る生体信号計測装置 10 の利点となる。

[0090] これらの用途の場合、貼付部 115 の形状及び大きさは、例えば、各用途に応じた信号取得部 110 の個数及び配置、並びに装着された状態での生体信号計測装置 10 の安定性及びこれによって被検者に生じる装着感を考慮して適宜決定されるものであり、上記の実施例には限定されない。

[0091] さらに、装着感が小さいことから、上記の脳波計と併用して、比較的軽い被検者の負担で脳波と他の生体信号とを同時に計測することができる。

[0092] また、本発明は人体に用いる生体信号計測装置としての実施の形態及び実施例を用いて説明したが、人体以外の生体又は生体以外の電位変化の計測にも適用することができる。例えば、植物の表面の電位差の変化をモニタリン

グすることで農作物の生育管理に利用したり、建造物のコンクリート部分の表面の電位差をマッピングすることで、内部腐食の有無など内部状態の検査をしたりすることができる。なお、人体以外の用途においては、貼付部 115 の形状及び大きさは、例えば、各用途に応じた信号取得部 110 の個数及び配置、並びに設置された状態での生体信号計測装置 10 の安定性を考慮して適宜決定されるものであり、上記の実施例には限定されない。

[0093] [4. 変形例]

以上、本発明に係る生体信号計測装置について実施の形態及び実施例を用いて説明したが、本発明は上記の実施の形態及び実施例に限定されない。以下に、本発明に係る生体信号計測装置に加えられる変形例を挙げる。

[0094] 例えば、上述の生体信号計測装置 10 は、基板 500 と貼付部 115 との間のクッション 600 を備えなくてもよい。例えば基板 500 は貼付部 115 に直接固定されてもよいし、図 3 に示されるカバーに固定されてもよい。また、基板 500 と貼付部 115 とは必ずしも重ねて配置されなくてもよい。例えば図 4 に示されるように、接続部で折り曲げることなく展開した状態で用いられてもよい。

[0095] また、生体信号計測装置 10 は、さらに生体信号のデータを記憶するための記憶装置を備えてもよい。この記憶装置は、例えば外部との無線通信が不可能な場合のデータの一時的な保存場所として用いられる。このデータは、無線通信が可能な状態で出力部 400 を介して外部に出力されてもよい。または、生体信号計測装置 10 は、脱着可能な通信用のケーブルでも出力できるように構成されてもよい。例えば、充電回路 310 が備える USB のポートに接続されるケーブルからデータが出力されてもよい。

[0096] また、生体信号計測装置 10 を装着する被検者の場所や行動、生体信号計測装置の用途に応じて、光や振動などを利用する環境発電を電源として併用してもよい。これにより連続使用時間を伸ばすことができる。なお、バッテリーの持続時間の調整は、目的に応じて必要な計測データを取得可能な範囲で、チャンネル数、アナログ信号のサンプリングレート等を変更しても行うこ

とができる。

[0097] また、電極である信号取得部 110 及び配線が形成されるシートである貼付部 115 は、上述のように伸縮及び屈曲が自在で、かつ、粘着性を有するものであればよく、その素材はシリコン素材に限定されない。例えば貼付部 115 は、絆創膏のように、樹脂、ゴム、又は繊維（布）等の素材、又はこれらの組み合わせが用いられた同様の特性を有するシートであってもよい。

[0098] また、信号取得部 110 及び配線の素材である伸縮導体に用いられる材料は、上記の銀ナノワイヤーに限られない。導体である、金や銅等の他の金属のナノワイヤー又はカーボンナノファイバーに代えたり、これらが混合して用いられたいしてもよい。

[0099] 上述の実施の形態及びその変形例の記載は、本発明の技術内容を説明することを目的とする例示としてなされたものであり、本願に係る発明の技術的範囲をこの記載に限定する趣旨ではない。本願に係る発明の技術的範囲は、明細書、図面、及び請求の範囲又はこれに均等の範囲において当業者が想到可能な限り、変更、置き換え、付加、省略されたものも含む。

産業上の利用可能性

[0100] 本発明は、脳波計、心電計、眼電計、筋電計等の生体信号計測装置として利用可能であり、また、生体以外であっても、構造物の表面での電位計測のための装置として利用可能である。

符号の説明

[0101] 10 生体信号計測装置
100 入力部
110、110a～110h 信号取得部
115 貼付部
115a 貼付部本体
115b 接続部
120 増幅部

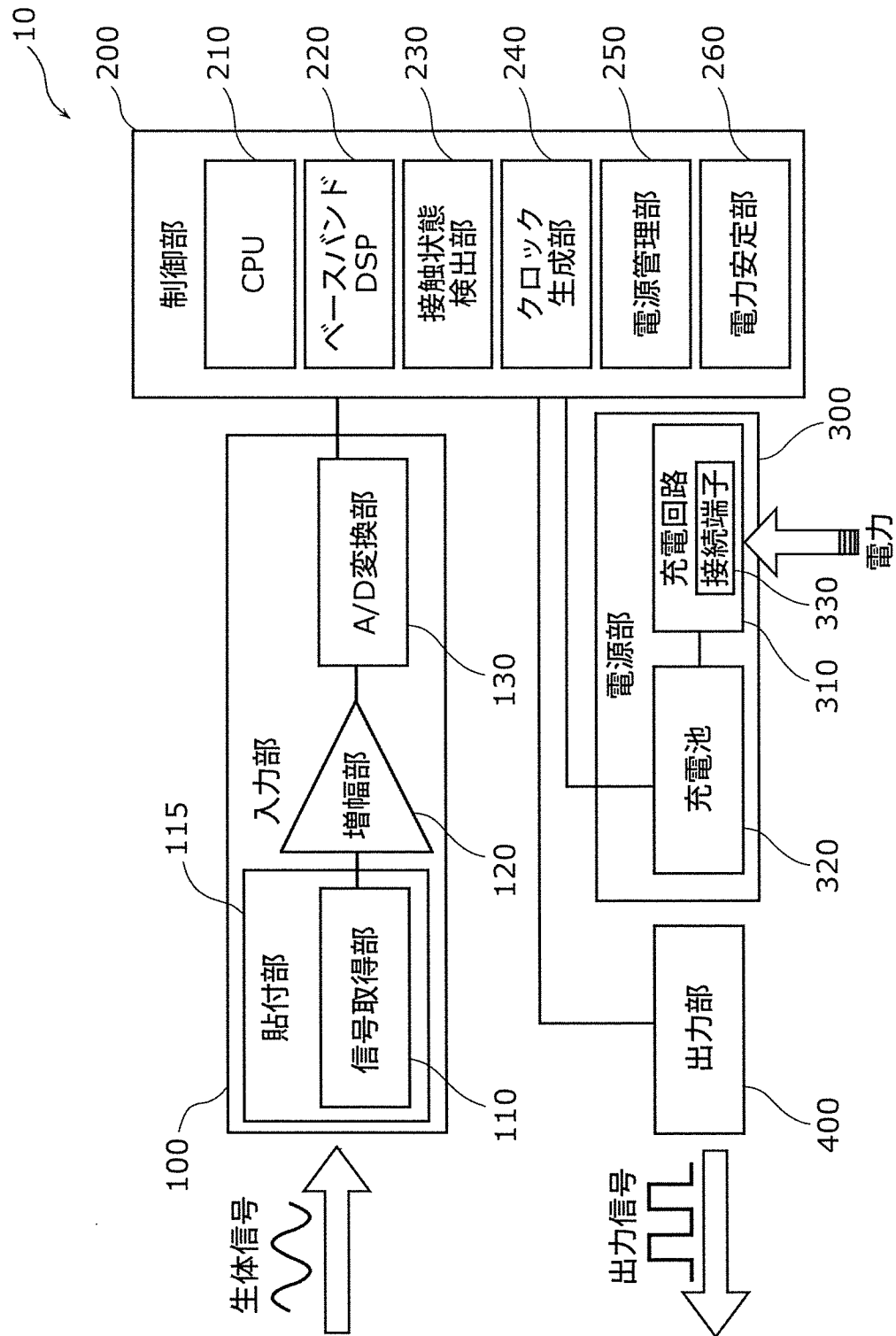
- 1 3 0 A／D変換器
- 2 0 0 制御部
- 2 1 0 C P U
- 2 2 0 ベースバンドD S P
- 2 3 0 接触状態検出部
- 2 4 0 クロック生成部
- 2 5 0 電源管理部
- 2 6 0 電力安定部
- 3 0 0 電源部
- 3 1 0 充電回路
- 3 2 0 充電池
- 3 3 0 接続端子
- 3 5 0 コネクタ
- 4 0 0 出力部
- 5 0 0 基板
- 6 0 0 クッション
- 7 0 0 ケーブル

請求の範囲

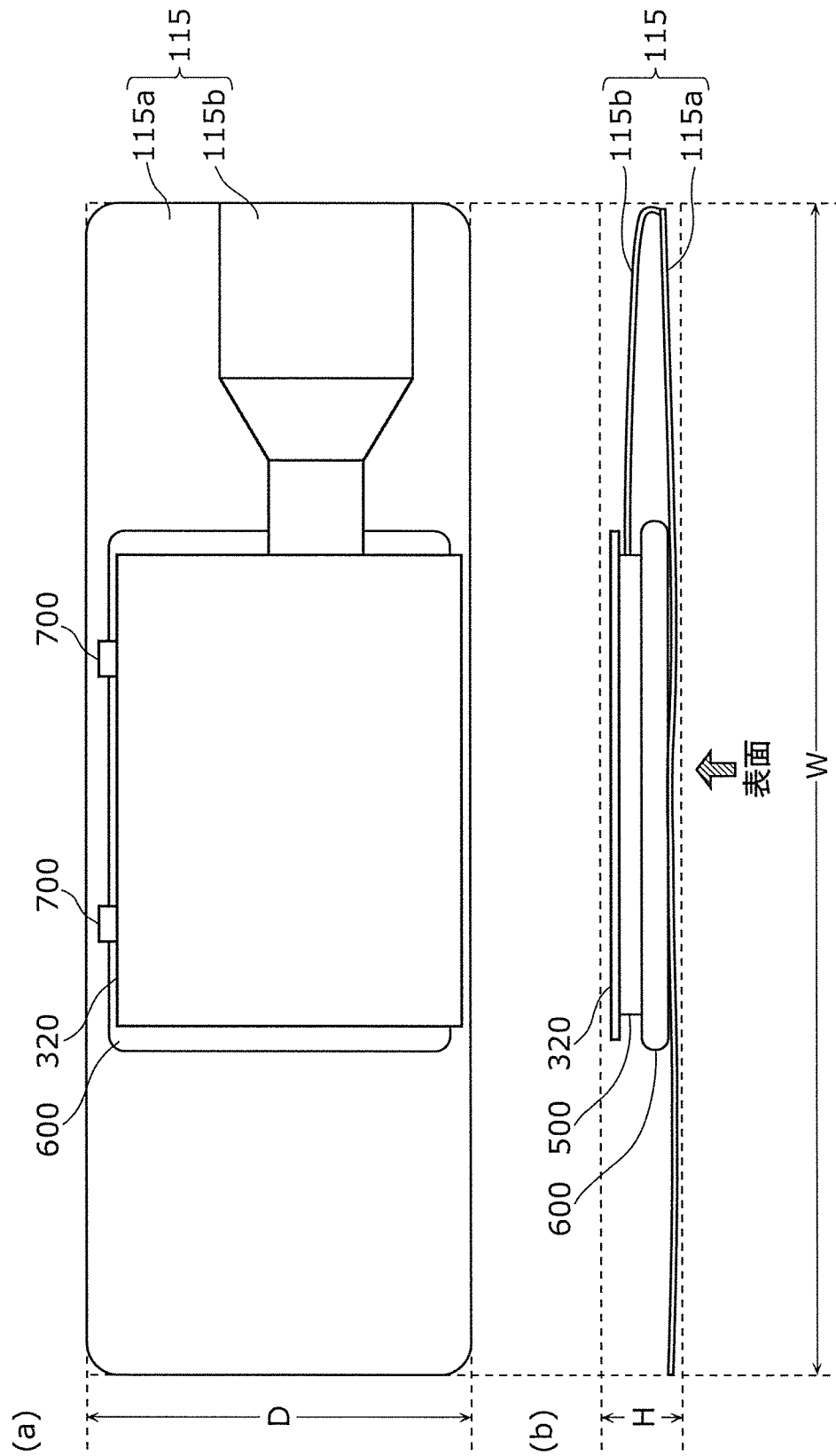
- [請求項1] 生体に貼り付けて用いられる生体信号計測装置であって、
複数の電極と前記複数の電極のそれぞれと接続される複数の配線とが形成され、伸縮及び屈曲自在で、かつ、粘着性を有するシートと、
前記複数の配線に接続され、前記複数の配線を介して得られる生体信号を無線で送信する信号処理回路が実装された基板とを備え、
前記複数の電極は、前記シートの表面に露出しており、
前記シートと前記基板とは、前記シートの裏面と前記基板とが対向するように重ねられる
生体信号計測装置。
- [請求項2] 前記シートの表面が前記生体に貼り付けられた状態で前記シート及び前記基板を平面視したときの外形は、5 c m × 1 5 c m の矩形に収まる大きさである
請求項 1 記載の生体信号計測装置。
- [請求項3] 前記複数の電極には、基準電極と、複数の計測電極とが含まれる
請求項 1 又は 2 記載の生体信号計測装置。
- [請求項4] 前記基準電極は、前記シートと着脱可能な態様で、前記シートに貼り付けられている
請求項 3 記載の生体信号計測装置。
- [請求項5] 前記複数の電極には、複数の電極の並びからなる列が少なくとも 2 列で並行して配置された電極が含まれる
請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の生体信号計測装置。
- [請求項6] 前記シートは、可撓性のある接続部を有し、
前記複数の配線のそれぞれは、対応する前記電極から前記接続部まで延びており、
前記接続部は、前記シートを折り返すように曲げられ、当該接続部の先端が前記信号処理回路に接続されている
請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の生体信号計測装置。

- [請求項7] 前記シートが有する前記接続部は、前記複数の電極に近い箇所から前記先端に近くなるほど硬度が増す
請求項6記載の生体信号計測装置。
- [請求項8] 前記信号処理回路は、前記複数の電極を介して得られるアナログ信号を処理してデジタル信号に変換するアナログ回路と、前記アナログ回路で得られたデジタル信号を処理して無線で送信するデジタル回路と、前記アナログ回路及び前記デジタル回路に電力を供給する電源回路とを有し、
前記アナログ回路、前記デジタル回路及び前記電源回路は、前記基板の実装面を3つの領域に分割して得られる第1領域、第2領域及び第3領域にそれぞれ実装されている
請求項1～7のいずれか1項に記載の生体信号計測装置。
- [請求項9] 前記アナログ回路は、前記アナログ信号を20ビット以上のビット数のデジタル信号に変換するA/D変換器を有する
請求項8記載の生体信号計測装置。
- [請求項10] 前記アナログ回路は、前記複数の電極と前記生体との接触インピーダンスを計測することによって前記複数の電極と前記生体との接触状態を検出する接触状態検出回路を有する
請求項8記載の生体信号計測装置。
- [請求項11] 前記電源回路は、
充電可能な電池と、
前記基板に設けられた接続端子と、
前記接続端子から供給される電力で前記電池を充電する充電回路とを有する
請求項8記載の生体信号計測装置。

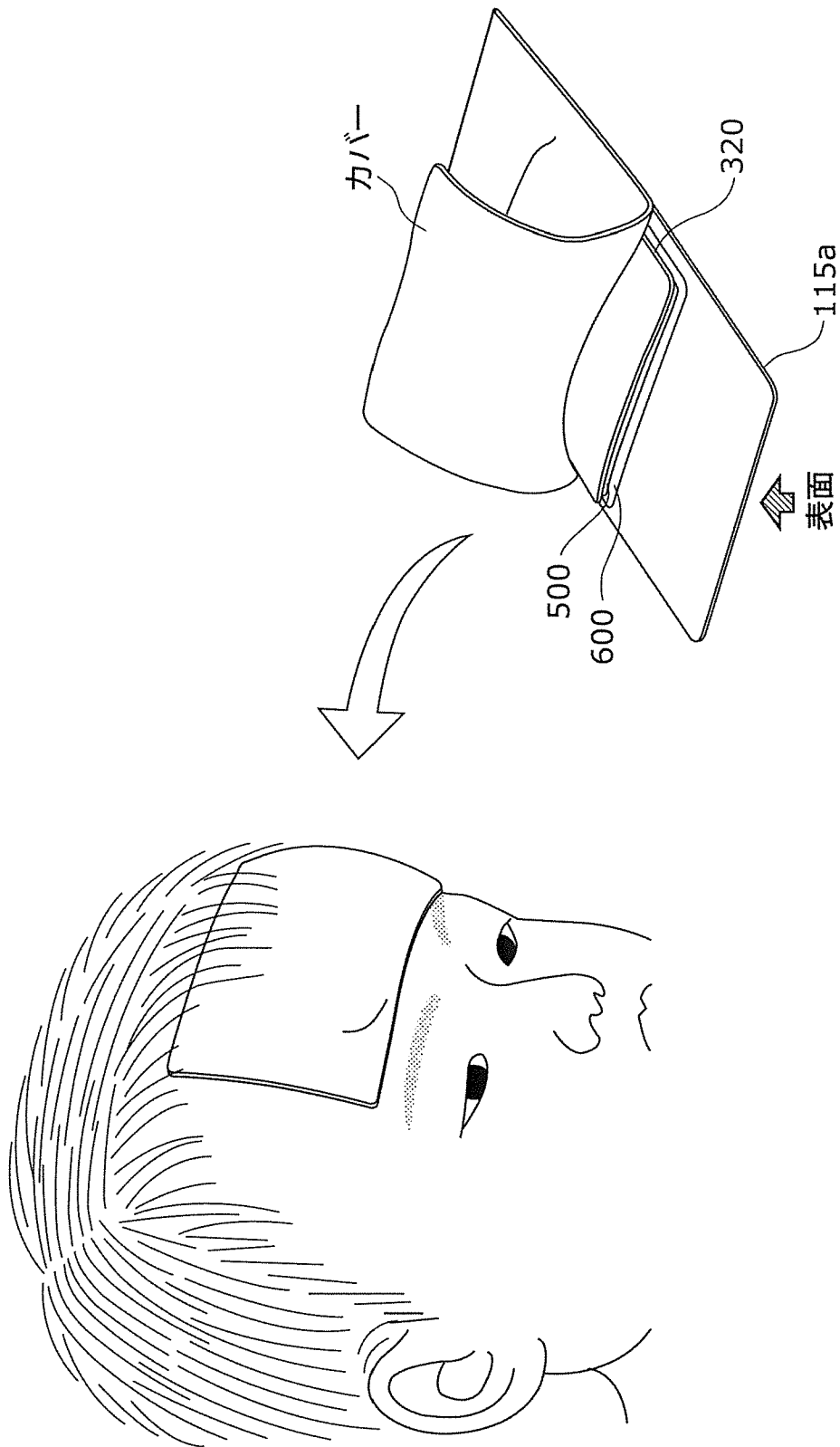
[図1]



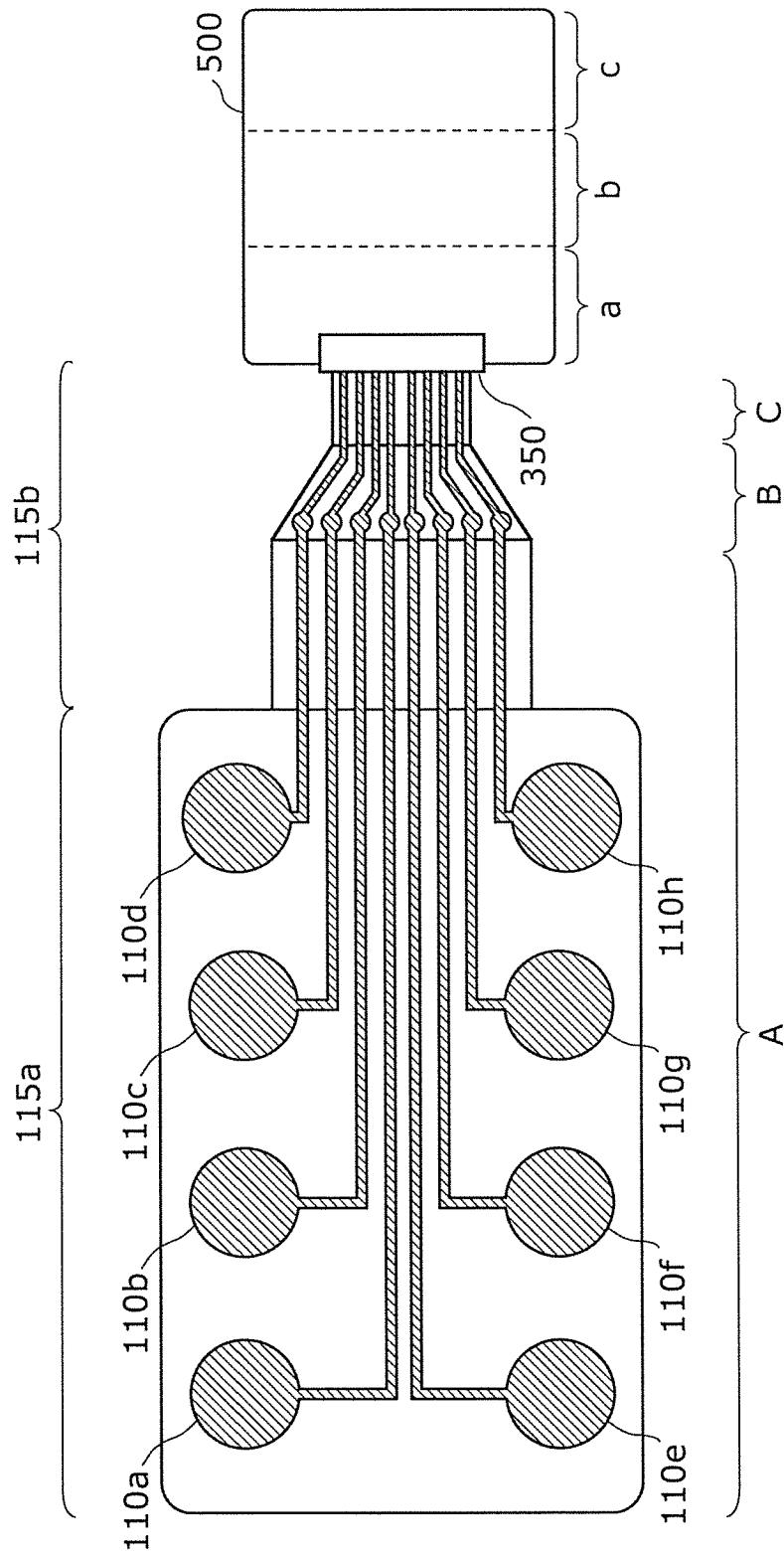
[図2]



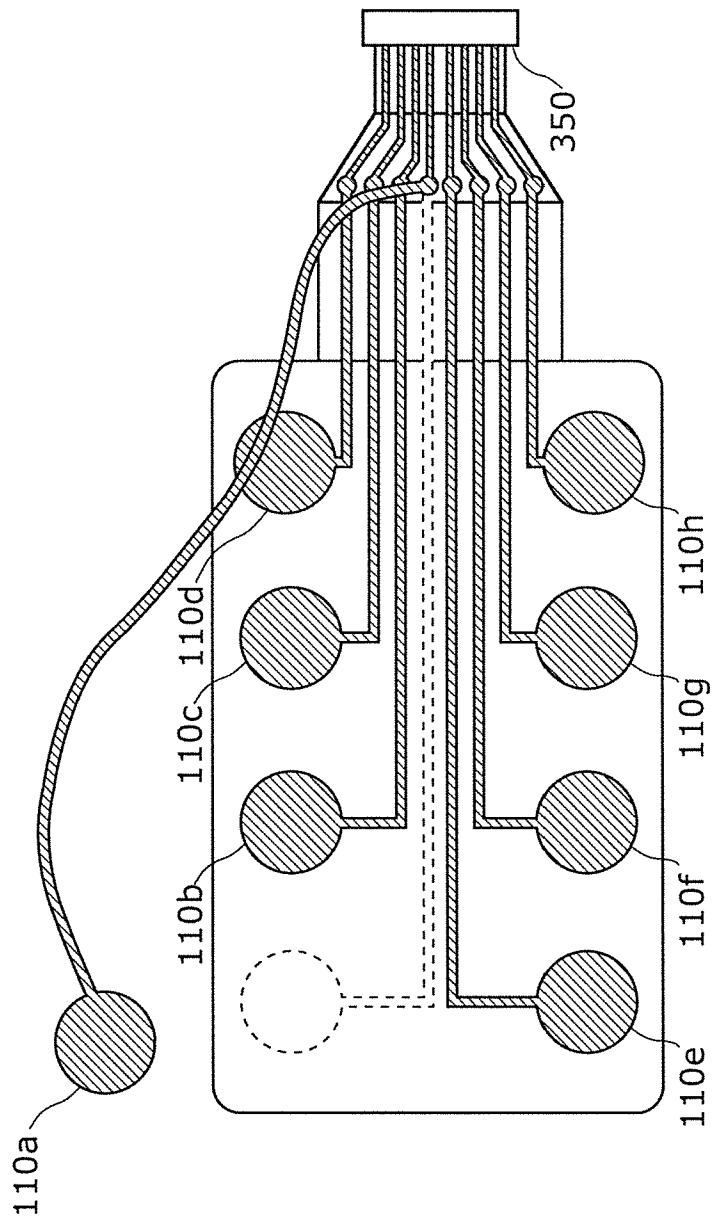
[図3]



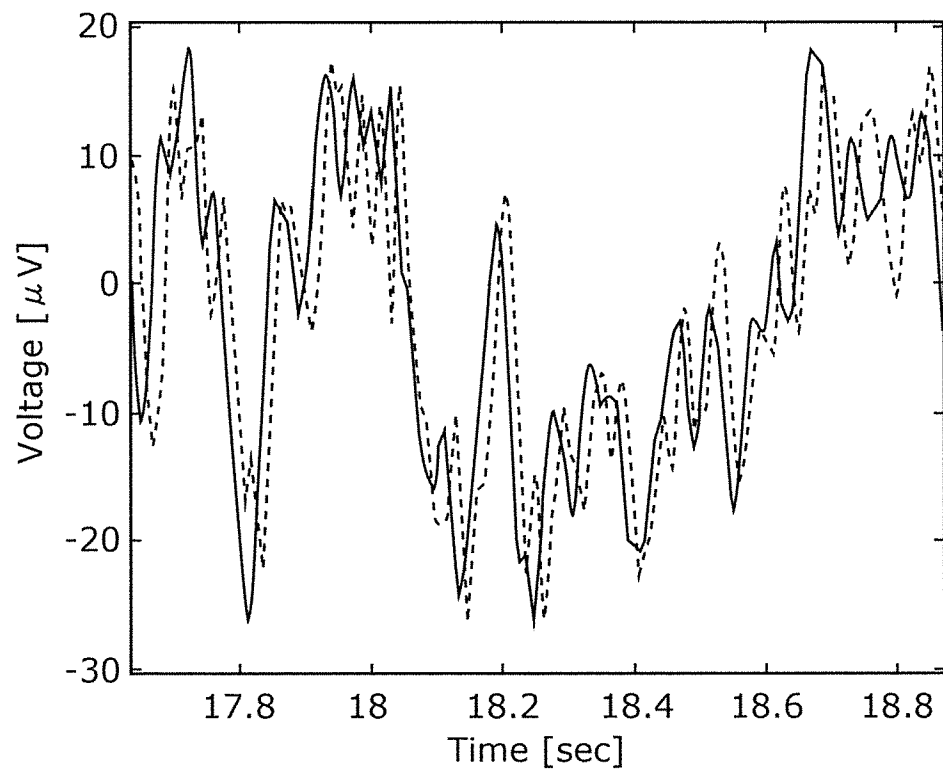
[図4]



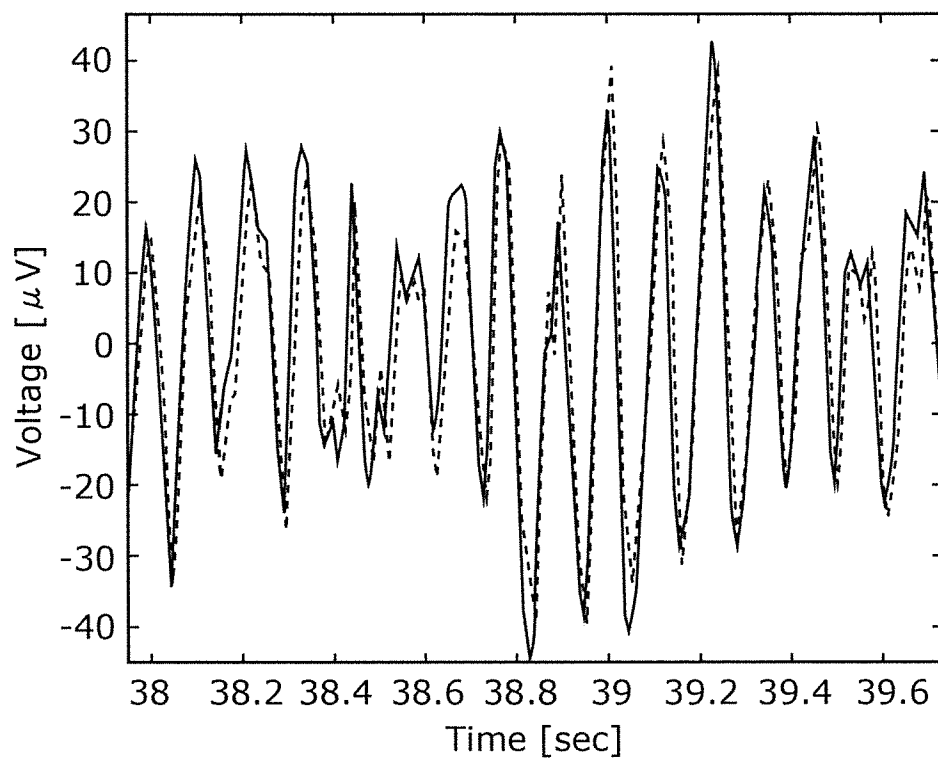
[図5]



[図6A]



[図6B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/073112

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/0478(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)

A61B5/0408, A61B5/0476, A61B5/0478, A61B5/0492

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 A	JP 2007-125104 A (Kyokko Electric Co., Ltd.), 24 May 2007 (24.05.2007), paragraphs [0039] to [0045]; fig. 1, 3, 5 (Family: none)	1-6 7-11
A	WO 2010/029966 A1 (University of Tsukuba), 18 March 2010 (18.03.2010), & JP 5409637 B2 & US 2011/0166491 A1 & EP 2335570 A1 & CN 102149318 A & KR 10-2011-0050668 A	1-11
A	JP 2014-505529 A (Cardioinsight Technologies, Inc.), 06 March 2014 (06.03.2014), & US 2013/0281814 A1 & WO 2012/088398 A2 & EP 2654556 A2	1-11

☐ 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 October 2016 (25.10.16)

Date of mailing of the international search report
01 November 2016 (01.11.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

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, A61B5/0492(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. A61B5/0408, A61B5/0476, A61B5/0478, A61B5/0492

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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 A	JP 2007-125104 A (旭光電機株式会社) 2007.05.24, [0039]-[0045], 図 1, 図 3, 図 5 (ファミリーなし)	1-6 7-11
A	WO 2010/029966 A1 (国立大学法人 筑波大学) 2010.03.18, & JP 5409637 B2 & US 2011/0166491 A1 & EP 2335570 A1 & CN 102149318 A & KR 10-2011-0050668 A	1-11
A	JP 2014-505529 A (カーディオインサイト テクノロジーズ イン コーポレイテッド) 2014.03.06, & US 2013/0281814 A1 & WO 2012/088398 A2 & EP 2654556 A2	1-11

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

25.10.2016

国際調査報告の発送日

01.11.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

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)

湯本 照基

2 Q

9 4 0 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292