(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
2018年8月30日(30.08.2018)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2018/155386 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/04 (2006.01) *H02J 7/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/005778

(22) 国際出願日： 2018年2月19日(19.02.2018)

(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 2017-035208 2017年2月27日(27.02.2017) JP
特願 2017-035211 2017年2月27日(27.02.2017) JP
特願 2017-035212 2017年2月27日(27.02.2017) JP

(71) 出願人: 株式会社テクノ・コモンズ (TECHNO-COMMONS INC.) [JP/JP]; 〒3890111 長野県北佐久郡軽井沢町大字長倉４６９６－４ Nagano (JP).

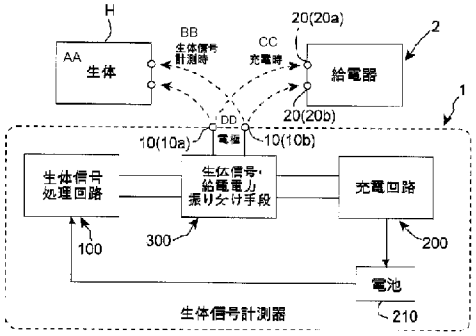
(72) 発明者: 田中 昭生(TANAKA Akio); 〒6712280 兵庫県姫路市書写２１６７ 兵庫県立大学オープン実験棟８１１１内 Hyogo (JP). 陳 振傑(CHAN ChunKit); 〒6712280 兵庫県姫路市書写２１６７ 兵庫県立大学オープン実験棟８１１１内 Hyogo (JP). 樋口 行平(HIGUCHI Kohei); 〒6712280 兵庫県姫路市書写２１６７ 兵庫県立大学オープン実験棟８１１１内 Hyogo (JP). 前中 一介(MAENAKA Kazusuke); 〒6712280 兵庫県姫路市書写２１６７ 兵庫県立大学大学院工学研究科内 Hyogo (JP).

(74) 代理人: 大原 拓也(OHARA Takuya); 〒1020083 東京都千代田区麹町３丁目１２番１１号 麹町田村ビル 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

(54) **Title:** BIO-SIGNAL MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称： 生体信号計測装置



1 Bio-signal measuring device
2 Power supply
100 Bio-signal processing circuit
200 Charging circuit
210 Battery
300 Bio-signal and supplied power dividing means
AA Living body
BB During bio-signal measurement
CC During charging
DD Electrode

(57) **Abstract:** [Problem] To enable a secondary battery, which is built in a bio-signal measuring device (a wearable biosensor), to be charged without using a dedicated charging terminal. [Solution] This bio-signal measuring device is provided with: a battery, which serves as an internal power source, and a charging circuit (200) for the battery; electrodes (10a, 10b) which contact the skin of the human body during a bio-signal measurement and are connected to a predetermined power supply (2) during battery charging; a bio-signal processing circuit (100) which processes, in a predetermined manner, the bio-signal detected at the electrodes (10a, 10b); and a bio-signal and supplied power dividing means (130). The bio-signal processing circuit (100) and the charging circuit (200) are connected through the bio-signal and supplied power dividing means (300) so as to be switchable with respect to the electrodes (10a, 10b). During battery charging, the electrodes (10a, 10b) are used as terminals for charging.

WO 2018/155386 A1

[続葉有]

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, 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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約:【課題】生体信号計測器(ウェアラブル生体センサ)に内蔵されている二次電池を専用の充電端子によることなく充電できるようにする。【解決手段】内部電源としての電池およびその充電回路(２００)と、生体信号計測時に人体の皮膚面と接触し電池の充電時には所定の給電器(２)に接続される電極(１０ａ,１０ｂ)と、電極(１０ａ,１０ｂ)にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路(１００)と、生体信号・給電電力振り分け手段(１３０)とを備え、電極(１０ａ,１０ｂ)に対して生体信号処理回路(１００)と充電回路(２００)とが生体信号・給電電力振り分け手段(３００)を介して切り換え可能に接続されており、電池の充電時には電極(１０ａ,１０ｂ)を充電用端子として用いる。

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、生体信号計測装置に関し、さらに詳しく言えば、絆創膏のように生体（人体）に貼り付けて使用する生体信号計測器（ウェアラブル生体センサ）およびその内蔵電池を充電する給電器を含む生体信号計測装置に関するものである。

背景技術

[0002] ウェアラブル型の生体信号計測器には、例えば心電信号、筋電信号や脳波信号等を計測して処理する生体信号計測処理部のほかに、生体信号計測処理部に電源を供給する内部電源としての電池が内蔵されている。

[0003] 通常、電池にはリチウムイオン電池等の二次電池が用いられるため、二次電池を充電するためのＳＤ端子や専用の充電端子を備え、二次電池を充電する際には、給電器の給電端子を充電端子に接続して充電するようにしている（例えば、特許文献１参照）。

[0004] しかしながら、ウェアラブル用に作製された小型の回路基板に耐久性のある充電端子を設けるためには、回路基板の強度を上げる必要があり、これが小型化、軽量化、薄型化あるいはフレキシブル性の妨げとなっている。

[0005] また、例えば入浴中においても計測を可能とするためには、センサ全体を防水構造にする必要があるが、ＳＤ端子等の充電端子に防水対策を施すにはかなりの工夫が必要で、構造が複雑になりコスト高の要因となる。

[0006] また、一部の機種では、生体信号計測器内に無線通信手段（例えばブルートゥース（登録商標）等）を組み込み、計測した生体信号をリアルタイムで携帯端末などの外部機器に送信することが行われているが、通信範囲が狭くまた電池の消耗が激しい等の問題がある。

[0007] そこで、多くの場合、計測した生体信号を内蔵メモリに蓄積し、生体信号計測器を人体から取り外してパソコンや携帯端末に接続して、内蔵メモリか

ら生体信号を回収するようにしている。

[0008] しかしながら、生体信号の回収と二次電池への充電を別々に行うのは効率が悪く好ましくない。

[0009] また、生体信号計測処理部等に二次電池より動作電源（駆動電源）が供給されるが、二次電池の消耗をできるだけ抑えるうえで、生体信号計測器が実際に人体に装着されているときにだけ、生体信号計測処理部等に動作電源を供給することが好ましい。

先行技術文献

特許文献

[0010] 特許文献1：特開２０１５－１６３２２５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] そこで、本発明の第１の課題は、生体信号計測器（ウェアラブル生体センサ）に内蔵されている二次電池を専用の充電端子によることなく充電できるようにすることにある。また、小型かつ薄型で生体にほとんど違和感なく装着し得る生体信号計測器を提供することにある。

[0012] また、本発明の第２の課題は、生体信号計測器に内蔵されている二次電池への充電時に、その充電に用いられる給電器を介して生体信号の回収が行えるようにすることにある。

[0013] また、本発明の第３の課題は、生体信号計測器（ウェアラブル生体センサ）に内蔵されている電池の消耗を可及的に少なくすることにある。また、本発明は、機構的な電源スイッチをなくして防水性を高めることを課題としている。

課題を解決するための手段

[0014] 上記第１の課題を解決するため、第１の発明は、生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、上記生体信号計測器は、内部電源としての電池およびその充電回路と、生体信号計測時に人体の皮膚面と接触し、上記電池の

充電時には所定の給電器に接続される複数の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、生体信号・給電電力振り分け手段とを備え、

上記電極に対して上記生体信号処理回路と上記充電回路とが上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して切り換え可能に接続されており、

生体信号計測時には、上記電極にて検出された生体信号が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記生体信号処理回路に供給され、

上記電池の充電時には、上記給電器より出力される給電電力が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記充電回路に供給されることを特徴としている。

[0015] 第１の発明において、上記生体信号・給電電力振り分け手段は、信号伝達回路と電力伝達回路とを有し、上記信号伝達回路は、上記生体信号計測時には上記生体信号を上記生体信号処理回路に導くとともに、上記電池の充電時には上記給電電力の上記生体信号処理回路への流れ込みを阻止し、上記電力伝達回路は、上記電池の充電時には上記給電電力を上記充電回路に導くとともに、上記生体信号計測時には上記生体信号の上記充電回路への流れ込みを阻止する。

[0016] 上記給電器より供給される給電電力が直流である場合、好ましくは上記信号伝達回路にＤＣカットフィルタが用いられ、上記電力伝達回路にはダイオードもしくはトランジスタを含む非線形回路が用いられる。

[0017] また、上記給電器より供給される給電電力が交流である場合、好ましくは上記信号伝達回路にローパスフィルタが用いられ、上記電力伝達回路にはハイパスフィルタと整流回路とが用いられる。

[0018] 第１の発明の別の態様として、上記電力伝達回路に、オンオフのスイッチ回路が用いられてよい。

[0019] 上記スイッチ回路に、上記給電器側に設けられている磁気発生手段の磁気より制御されるリードスイッチを用いることができる。

[0020] また、別の態様として、上記スイッチ回路に、上記電極間の電圧もしくは

上記電極間のインピーダンスに応じてオンオフする半導体スイッチが用いられてもよい。

[0021] また、別の態様として、上記生体信号・給電電力振り分け手段に、上記電極を上記生体信号処理回路に接続する第１接点と、上記電極を上記充電回路に接続する第２接点とを有する２接点切替回路が用いられ、上記生体信号計測時には上記第１接点側が閉じられ、上記電池の充電時には上記第２接点側が閉じられるようにしてもよい。

[0022] 上記２接点切替回路に、常態において上記第１接点側が閉じられているリードスイッチが用いられてもよく、この場合には、上記電池の充電時には上記給電器側に設けられている磁気発生手段の磁気より第２接点側が閉じられることになる。

[0023] 別の態様として、上記電極間の電圧が所定電圧値以下もしくは上記電極間のインピーダンスが所定値以上のとき上記第１接点側が閉じられ、上記電極間の電圧が所定電圧値以上もしくは上記電極間のインピーダンスが所定値以下のとき上記第２接点側が閉じられるようにしてもよい。

[0024] 第１の発明は、上記電池の充電時に上記電極に接触する給電端子を有する給電器をさらに備え、上記給電器には、上記給電端子に流れる電流が所定値以下のとき上記電池への充電を終了する充電終了判定回路が設けられていることも特徴の一つとしている。

[0025] 第１の発明の好ましい態様によれば、上記電極間の抵抗値が所定値以下のときに、上記電極が生体に接触していると判断して上記生体信号処理回路に上記電池の電源を供給する自動電源スイッチを備えている。

[0026] また、上記生体信号処理回路には、心電信号計測処理部、筋電信号計測処理部、脳波信号計測処理部が含まれており、これら計測信号のいずれかが異常値を示すときには装着不良として所定の警報手段を作動させる装着状態チェック機能を備えている態様も第１の発明に含まれる。

[0027] さらに、上記生体信号処理回路と上記給電器は、上記電極および上記給電端子を介して通信を行う通信機能を有し、上記電池の充電時に、上記生体信

号処理回路にて処理された生体信号データが上記給電器側に送信される態様も第１の発明に含まれる。

[0028] 上記電池の充電時に、上記給電器より上記生体信号処理回路に対して所定のコマンドを与えることができる。

[0029] また、第１の発明は、一方の面に上記生体信号処理回路が搭載される第１基板と、一方の面に上記電池およびその充電回路が搭載される第２基板とを有し、上記第１基板および上記第２基板の他方の面側にそれぞれ上記電極が設けられ、上記第１基板と上記第２基板とが導通配線を有する低曲げ剛性部を介して連結されていることを特徴としている。

[0030] 好ましくは、上記第１基板と上記第２基板の各々は、上記電極を露出させる開口部を有し上記電極以外の部分を覆う防水カバーを備えている。

[0031] 別の態様として、上記第１基板、上記第２基板および上記低曲げ剛性部を含めて上記生体信号計測器全体をカバーする低剛性材料からなる防水カバーを備えていてもよく、このような態様も第１の発明に含まれる。

[0032] また、第１の発明は、使用上の利便性をよくするうえで、上記生体信号計測に先だって生体に貼り付けられる装着用粘着テープを有し、上記装着用粘着テープには、磁性材料からなる生体への接続電極が上記電極と等間隔として配置されており、上記電極は永久磁石材からなり、上記電極の上記接続電極への磁気吸着により上記生体信号計測器が上記装着用粘着テープを介して生体に装着される。

[0033] 上記第２の課題を解決するため、第２の発明は、人体の皮膚面と接触して生体信号を検出する複数の電極、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理してメモリに記憶する生体信号処理回路、内部電源としての電池およびその充電回路を有し、人体に装着して用いられる生体信号計測器と、上記充電回路を介して上記電池に所定の充電電力を供給する給電器とを含む生体信号計測装置において、

上記給電器は、上記メモリに記憶されている上記生体信号を所定の外部機器に送信する通信手段を備えていることを特徴としている。

[0034] 第２の発明において、好ましくは、上記通信手段は双方向通信機能を有し、上記外部機器から上記通信手段を介して上記生体信号処理回路に上記生体データの処理プログラムを含む所定の情報が与えられる。

[0035] また、第２の発明の好ましい態様によると、上記給電器は上記電極に着脱自在に接続される給電端子を有し、上記給電器と上記生体信号計測器との通信は上記電極と上記給電端子を介して行われる。

[0036] より好ましくは、上記生体信号計測器は、上記メモリ内から上記生体データを読み出して送信する送信部と、上記電極に上記給電端子が接続されると接続検知信号を出力する接続検知手段とを有し、上記接続検知手段より上記接続検知信号が出されると、上記送信部は上記生体データを上記給電器に送信する。

[0037] また、上記生体データの上記給電器への送信後に、上記メモリ内の生体データが消去されることが好ましい。

[0038] 上記第３の課題を解決するため、第３の発明は、生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、上記生体信号計測器は、生体信号計測時に生体と接触する一対の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、上記生体信号処理回路に電源を供給する電池とを備えている生体信号計測装置において、

上記電池より上記生体信号処理回路に供給される電源をオンオフする電源起動スイッチと、上記電源起動スイッチを制御する制御部とを有し、上記制御部は、上記電極間に存在する電極間抵抗を監視し、上記電極間抵抗が所定の閾値を超える値のときには上記電源起動スイッチをオフとし、上記電極間抵抗が上記閾値以下のときには上記電源起動スイッチをオンにして上記電池より上記生体信号処理回路に電源を供給することを特徴としている。

[0039] 第３の発明において、好ましい態様として、上記制御部は、２入力型のコンパレータを有し、装置内の電源電圧をＶ０として、上記コンパレータの一方の入力端子には、装置内電源とグランド間に接続された抵抗Ｒ１，Ｒ２を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ１（＝Ｒ２／（Ｒ

１＋Ｒ２））が印加され、上記コンパレータの他方の入力端子には、上記一方の電極と上記装置内電源との間に接続された抵抗Ｒ３、上記他方の電極とグランジとの間に接続された抵抗Ｒ４および上記電極間抵抗Ｒ５を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ２（＝Ｒ４／（Ｒ３＋Ｒ４＋Ｒ５））が印加され、上記抵抗Ｒ２，Ｒ３，Ｒ４は同一抵抗値Ｒａで、抵抗Ｒ１は上記抵抗値Ｒａよりも高い抵抗値Ｒｂを有し、上記閾値がＲｂ－Ｒａで定義される。

[0040] 第３の発明において、上記抵抗Ｒ１～Ｒ４は消費電流が１μＡ以下の高抵抗素子であることが好ましい。

発明の効果

[0041] 第１の発明によれば、本来生体信号を検出するための電極を充電用端子として使用することにより、ＳＤ端子等の専用充電端子を設ける必要がなく、生体信号計測器の構成が簡素化され、より一層の小型、軽量、薄型化がはかれるとともに、十分な防水対策を施すことができる。

[0042] また、一方の面に上記生体信号処理回路が搭載される第１基板と、一方の面に上記電池およびその充電回路が搭載される第２基板とを有し、上記第１基板および上記第２基板の他方の面側にそれぞれ上記電極が設けられ、上記第１基板と上記第２基板とが導通配線を有する低曲げ剛性部を介して連結されている、という構成を採用したことにより、小型かつ薄型で生体にほとんど違和感なく装着し得る生体信号計測器を提供することができる。

[0043] 第２の発明によれば、生体信号計測器（センサチップ）のメモリに蓄積された生体データを給電器を介して電池の充電時にも外部機器に転送することができ、逆に、外部機器から給電器を介してセンサチップに所定のコマンドを与えたりファームウェア等の書き換えができるため、データを解析するうえで有効な生体信号を収集することができる。

[0044] 第３の発明によれば、生体信号計測器（ウェアラブル生体センサ）が人体に装着されているときにだけ、電源起動スイッチがオンで電池より生体信号処理回路に電源が供給され、それ以外のときには電源起動スイッチがオフで

あるから、電池の消耗を可及的に少なくすることができる。また、電源スイッチはコンパレータと抵抗素子よりなり、機構的な電源スイッチがないため、防水性を高めることができる。。

図面の簡単な説明

[0045] [図1]本発明による生体信号計測装置の第１実施形態を示す模式図。

[図2]上記第１実施形態が備える生体信号・給電電力振り分け手段の第１実施例を示す模式図。

[図3]上記生体信号・給電電力振り分け手段の第２実施例を示す模式図。

[図4]上記第２実施例における非線形回路の具体的な２例を示す回路図。

[図5]上記生体信号・給電電力振り分け手段の第３実施例を示す模式図。

[図6]上記生体信号・給電電力振り分け手段の第４実施例を示す模式図。

[図7]上記第４実施例における切替回路の具体的な３例を示す回路図。

[図8]上記生体信号・給電電力振り分け手段の第５実施例を示す模式図。

[図9]上記第５実施例における切替回路の具体的な３例を示す回路図。

[図10]本発明による生体信号計測装置に含まれる給電器の構成を示す模式図。

[図11]本発明による生体信号計測装置の第２実施形態を示す模式図。

[図12]本発明による生体信号計測装置の第３実施形態を示す模式図。

[図13]上記第３実施形態で行う判定の手順を示す模式図。

[図14]本発明による生体信号計測装置の第４実施形態を示す模式図。

[図15]本発明による生体信号計測装置の第５実施形態を示す模式図。

[図16]上記第５実施形態で転送するデータの一例を示す模式図。

[図17]生体信号計測器の（ａ）部品実装側の正面図、（ｂ）電極側の背面図、（ｃ）側面図。

[図18]上記生体信号計測器の基板接続構造を説明するための模式図。

[図19]上記生体信号計測器に防水カバーを付けた（ａ）部品実装側の正面図、（ｂ）電極側の背面図、（ｃ）（ｂ）のＡ－Ａ線断面図。

[図20]上記防水カバーの別の例を示す（ａ）正面図、（ｂ）背面図。

[図21]上記生体信号計測器、装着用粘着テープ、給電器の関係を示す模式図。

[図22]上記生体信号計測器と上記装着用粘着テープとを分離して示す側面図。

[図23]本発明の生体信号計測装置の使用状態の一例を示す模式図。

[図24]上記生体信号計測器とサーバー等の外部機器との通信回線を介しての接続状態を示す模式図。

発明を実施するための形態

[0046] 次に、図面を参照しながら、本発明のいくつかの実施形態について説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。

[0047] 図１に示すように、この実施形態（第１実施形態）に係る生体信号計測装置には、ウェアラブル生体センサ（センサチップ）としての生体信号計測器１と、生体信号計測器１に内蔵されている二次電池２１０に充電電力を給電する給電器（充電器）２とが含まれる。

[0048] 生体信号計測器１は、基本的な構成として、一対の電極１０ａ，１０ｂと、生体信号処理回路１００と、内部電源としての二次電池２１０と、二次電池２１０を充電するための充電回路２００と、生体信号・給電電力振り分け手段３００とを備えている。電極１０ａ，１０ｂに対して、生体信号処理回路１００と充電回路２００とが生体信号・給電電力振り分け手段３００を介して切り換え可能に接続されている。

[0049] 電極１０ａ，１０ｂは、生体信号計測時には生体（人体）Ｈに接触し、充電時には給電器２の給電端子２０ａ，２０ｂと接触する。すなわち、本発明において、電極１０ａ，１０ｂは、生体信号検出用端子と充電用端子とに兼用され、特に充電専用の端子は持たない。

[0050] なお、電極１０ａ，１０ｂを区別する必要がない場合には、総称として電極１０と言う。同様に、給電端子２０ａ，２０ｂを区別する必要がない場合には、総称として給電端子２０と言う。電極１０は３電極以上でもよい。

[0051] 生体信号処理回路１００は、電極１０にて検出された生体データとしての

心電位、筋電位、脳波、皮膚抵抗等の電位や電流を処理する。生体信号処理回路１００として、差動アンプ、Ａ／Ｄ変換器、ＭＣＵやメモリ等を用いることができる。なお、皮膚抵抗を測る目的で、電極１０を通じて生体Ｈに電流を流す電圧生成器もしくは電流生成器が用いられてもよい。

[0052] 充電回路２００は、生体信号計測器１に搭載されているリチウムイオン電池等の二次電池２１０（単に「電池」ということがある）を充電する。電池２１０は、生体信号計測器１の各部に電力を供給する。

[0053] 生体信号・給電電力振り分け手段３００は、生体信号計測時には生体信号を生体信号処理回路１００に導き、充電時には給電器２からの給電電力を充電回路２００に導く。生体信号・給電電力振り分け手段３００には、いくつかの構成例がある。

[0054] まず、図２に示す第１実施例おいて、生体信号・給電電力振り分け手段３００には、信号伝達回路３１０と電力伝達回路３２０とが用いられている。

[0055] 信号伝達回路３１０は、電極１０と生体信号処理回路１００との間に接続され、生体信号計測時には生体信号を生体信号処理回路１００に導くとともに、電池の充電時には給電電力の生体信号処理回路への流れ込みを阻止する。

[0056] 電力伝達回路３２０は、電極１０と充電回路２００との間に接続され、電池の充電時には給電電力を充電回路２００に導くとともに、生体信号計測時には生体信号の充電回路２００への流れ込みを阻止する。

[0057] 生体信号・給電電力振り分け手段３００の第２実施例として、ＤＣ給電の場合には、図３に示すように、信号伝達回路３１０にＤＣカットフィルタ３１１が用いられる。ＤＣカットフィルタ３１１は、生体信号（交流）を通過させ、ＤＣ電力の通過を阻止する。ＤＣカットフィルタ３１１はキャパシタであってよい。

[0058] また、ＤＣ給電の場合には、図３に示すように、電力伝達回路３２０に、非線形回路３２１が好ましく採用される。非線形回路３２１は、給電電圧が高電圧のとき低インピーダンスとなり、生体電圧のように低い電圧では高イ

ンピーダンスとなり、電力伝達回路３２０として機能する。

[0059] 非線形回路３２１には、図４（ａ）に示す４つのダイオードＤ１～Ｄ４のブリッジ接続とキャパシタＣとを有する非線形回路３２２と、図４（ｂ）に示す４つの半導体スイッチとしてのトランジスタ（この例ではＦＥＴ）Ｔｒ１～Ｔｒ４のブリッジ接続とキャパシタＣとを有する非線形回路３２３とを例示することができる。

[0060] 非線形回路３２２，３２３は、２つの非線形素子により構成されてもよいが、４つの非線形素子でブリッジを組んで全波整流回路とすることにより、例えば給電端子２０ａが＋極，給電端子２０ｂが－極であるとして、電極１０ａに＋給電端子２０ａが接続され、電極１０ｂに－給電端子２０ｂが接続され、これとは逆に、電極１０ａに－給電端子２０ｂが接続され、電極１０ｂに＋給電端子２０ａが接続されても正常に動作する。

[0061] 図４（ａ）に示すようにダイオードＤが用いられる場合、ダイオードＤの立ち上がり電圧は０．５～０．７Ｖであることから、通常の生体信号ではダイオードＤはオンにならない。したがって、生体信号が充電回路２００に流れ込むことはない。

[0062] また、図４（ｂ）に示すようにトランジスタ（ＦＥＴ）Ｔｒが用いられる場合には、トランジスタＴｒはしきい値によってさらにオンする電圧を高めたり、リーク電流を減らすことができる。

[0063] なお、非線形素子のダイオードＤやトランジスタＴｒのオン抵抗や流す電流によって異なるが、ＤＣ給電として使用する電圧が例えば６～８Ｖであるとすると、非線形回路３２２，３２３の出力電圧は例えば４．５～６．５Ｖ程度となる。

[0064] 次に、生体信号・給電電力振り分け手段３００の第３実施例として、ＡＣ給電の場合には、図５に示すように、信号伝達回路３１０にローパスフィルタ３１２が用いられ、電力伝達回路３２０にハイパスフィルタ３２４と整流回路３２５が用いられる。

[0065] ローパスフィルタ３１２は、生体信号を通過させるが、交流の給電電力は

その通過を阻止する。これに対して、ハイパスフィルタ３２４は、交流の給電電力を通過させるが生体信号はその通過を阻止する。

[0066] ＡＣ給電として差動構成（バランス駆動）を採用することが好ましい。その理由は、高インピーダンスである２つの電極１０ａ，１０ｂに対してシングルエンド構成（アンバランス駆動）を使うと、生体信号計測器１のＧＮＤ（グランド）電位が不安定になり、ＧＮＤに触れると整流回路３２５の出力電圧が変化することがあるからである。

[0067] 生体信号の周波数成分は、０．０１Ｈｚ～数ｋＨｚあたりに存在する。ＡＣ給電に使用する周波数を例えば１３．５６ＭＨｚ（Ｉｎｄｕｓｔｒｙ－Ｓｃｉｅｎｃｅ－Ｍｅｄｉｃａｌバンド）とすることにより、生体信号から４桁程度離すことができ、ローパスフィルタ３１２を有効に使用することができる。

[0068] また、ローパスフィルタ３１２のカットオフ周波数を数ｋＨｚ～数１０ｋＨｚとすることにより、１次のフィルタにおいても－４０ｄＢ程度給電電力を減衰させることができるため、給電電力の十分な阻止性能が得られる。

[0069] なお、整流回路３２５には、図４（ａ），（ｂ）に示した非線形回路３２２，３２３が用いられてよい。

[0070] 生体信号・給電電力振り分け手段３００の第４実施例として、図６に示すように、電力伝達回路３２０に切替回路３２６を用いることもできる。ここでの切替回路３２６は、切替制御手段３２７によってオンオフ駆動されるスイッチ回路で、これには、図７（ａ）～（ｃ）に示すスイッチを例示することができる。

[0071] 図７（ａ）のスイッチは、リードスイッチ３２６ａである。この場合には、給電器２側に切替制御手段３２７として永久磁石３２７ａが設けられ、給電時（充電時）には永久磁石３２７ａによりリードスイッチ３２６ａがオンとなり、給電器２から充電回路２００に充電電力が供給され、生体信号計測時には永久磁石３２７ａが距離的に離されることにより、リードスイッチ３２６ａはオフとなる。

[0072] 図７（ｂ）のスイッチは、半導体スイッチとしてのトランジスタ（この例ではＦＥＴ）３２６ｂよりなり、電極１０ａ，１０ｂ間の電圧に応じてオンオフする。切替制御手段３２７には、電極１０ａ，１０ｂ間の電圧を検出するＡ／Ｄ変換器（コンパレータ）３２７ｂが用いられる。

[0073] これによれば、充電のため電極１０ａ，１０ｂに給電器２が接続され、例えば電極１０ａ，１０ｂ間の電圧が５Ｖ以上でトランジスタ３２６ｂがオンになる。生体計測時にはオフである。

[0074] 図７（ｃ）のスイッチも、図７（ｂ）のスイッチと同じく、半導体スイッチとしてのトランジスタ（ＦＥＴ）３２６ｃよりなるが、この場合には、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスに応じてオンオフする。

[0075] 切替制御手段３２７には、電極１０ａ，１０ｂ間に所定周波数の測定信号を供給する信号発生器３２７ｃと、測定信号印加時の電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスを検出するＡ／Ｄ変換器（コンパレータ）３２７ｄが用いられる。

[0076] これによれば、充電のため給電器２が接続され、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスが例えば１００Ω以下になったときにトランジスタ３２６ｃがオンになる。ちなみに、生体信号計測時、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスは例えば１０ｋΩ以上の値を示す。

[0077] また、図８に示すように、生体信号・給電電力振り分け手段３００の第５実施例として、切替回路３３０が用いられてもよい。この切替回路３３０によれば、電極１０が生体信号処理回路１００と充電回路２００のいずれかに選択的に接続される。図９（ａ）～（ｃ）にその３例を示す。

[0078] 図９（ａ）の例では、２つのリードスイッチ３３０ａ，３３０ｂが用いられる。いずれもコモン端子ｃにリード片を介して選択的に接続される第１接点ａと第２接点ｂとを備えている２接点切替型である。

[0079] リードスイッチ３３０ａ，３３０ｂは、それらコモン端子ｃが電極１０ａ，１０ｂ側に接続され、第１接点ａは生体信号処理回路１００に接続され、第２接点ｂは充電回路２００に接続される。切替制御手段３２７には、先の

図７（ａ）で説明したのと同じく給電器２側に設けられる永久磁石３２７ａが用いられる。

[0080] これによれば、給電時（充電時）には、永久磁石３２７ａによりリードスイッチ３３０ａ，３３０ｂがともに第２接点ｂ側に切り替えられて給電器２から充電回路２００に充電電力が供給される。

[0081] これに対して、生体信号計測時には、永久磁石３２７ａが距離的に離されることにより、リードスイッチ３３０ａ，３３０ｂがともに第１接点ａ側に切り替えられ、電極１０ａ，１０ｂが生体信号処理回路１００に接続される。

[0082] 図９（ｂ）の例では、半導体スイッチとして４つのトランジスタ（この例ではＦＥＴ）Ｔｒ１～Ｔｒ４が用いられる。

[0083] 第１トランジスタＴｒ１と第２トランジスタＴｒ２は、例えばそれらのソースがともに一方の電極１０ａ側に接続され、第１トランジスタＴｒ１のドレインは生体信号処理回路１００に接続され、これに対して、第２トランジスタＴｒ２のドレインは充電回路２００に接続される。

[0084] 第３トランジスタＴｒ３と第４トランジスタＴｒ４は、例えばそれらのソースがともに他方の電極１０ｂ側に接続され、第３トランジスタＴｒ３のドレインは生体信号処理回路１００に接続され、これに対して、第４トランジスタＴｒ４のドレインは充電回路２００に接続される。

[0085] 切替制御手段３２７には、先の図７（ｂ）で説明したのと同じく、電極１０ａ，１０ｂ間の電圧を検出するＡ／Ｄ変換器（コンパレータ）３２７ｂが用いられてよい。

[0086] これによれば、充電のため給電器２が接続され、例えば電極１０ａ，１０ｂ間の電圧が５Ｖ以上になると、Ａ／Ｄ変換器３２７ｂより第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４のゲートに所定の制御電圧が印加され、これにより第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４が導通となり（このとき第１トランジスタＴｒ２と第３トランジスタＴｒ４はともに非導通）、電極１０に対して充電回路２００が接続される。

[0087] これに対して、生体信号計測時には、電極１０ａ，１０ｂ間の電圧が５Ｖ未満になるので、Ａ／Ｄ変換器３２７ｂより第１トランジスタＴｒ２と第３トランジスタＴｒ４のゲートに所定の制御電圧が印加され、これにより第１トランジスタＴｒ１と第３トランジスタＴｒ３が導通となり（このとき第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４はともに非導通）、電極１０に対して生体信号処理回路１００が接続される。

[0088] 図９（ｃ）の例では、図９（ｂ）の例と同じく、半導体スイッチとして４つのトランジスタ（ＦＥＴ）Ｔｒ１～Ｔｒ４が用いられる。また、切替制御手段３２７には、先の図７（ｃ）の切替制御手段と同じく、電極１０ａ，１０ｂ間に所定周波数の測定信号を供給する信号発生器３２７ｃと、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスを検出するＡ／Ｄ変換器（コンパレータ）３２７ｄが用いられる。

[0089] これによれば、充電のため給電器２が接続され、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスが例えば１００Ω以下になると、Ａ／Ｄ変換器３２７ｄより第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４のゲートに所定の制御電圧が印加され、これにより第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４が導通となり（このとき第１トランジスタＴｒ１と第３トランジスタＴｒ３はともに非導通）、電極１０に対して充電回路２００が接続される。

[0090] これに対して、生体信号計測時には、電極１０ａ，１０ｂ間のインピーダンスは例えば１０ｋΩ以上になるため、Ａ／Ｄ変換器３２７ｄより第１トランジスタＴｒ１と第３トランジスタＴｒ３のゲートに所定の制御電圧が印加され、これにより第１トランジスタＴｒ１と第３トランジスタＴｒ３が導通となり（このとき第２トランジスタＴｒ２と第４トランジスタＴｒ４はともに非導通）、電極１０に対して生体信号処理回路１００が接続されることになる。

[0091] 次に、図１０を参照して、給電器２について説明する。給電器２は、電圧変換器２１と、充電終了判定回路２２と、過電流保護回路２３のほかに、通信手段２４、制御部としてのＭＰＵ（マイクロプロセッサユニット）２５お

よびメモリ２６をを備えている。

[0092] 電圧変換器２１は、ＤＣ－ＤＣコンバータもしくはＤＣ－ＡＣコンバータであってよく、例えばＵＳＢのＤＣ電圧（５Ｖ）をＤＣもしくはＡＣ電圧に変換する。ＡＣ給電の場合には、例えば１３．５６ＭＨｚ、片側７～１０Ｖｐ－ｐ程度の差動電圧を出力する。ＤＣ給電の場合には、例えば６～８Ｖの電圧を出力する。

[0093] 充電終了判定回路２２は、給電端子２０ａ，２０ｂにおける給電電力の減衰状態から充電終了を判定する。給電端子２０ａ，２０ｂに流れる電流から充電終了判定を行うことにより、判定電流が小さくなっても対応できる。

[0094] 生体信号計測器１に搭載する二次電池２１０として、例えば１０ｍＡｈの容量を用いた場合、充電終了前の充電電流は１ｍＡ程度になる。充電終了判定に用いる電流値はこれより小さい電流値となるが、抵抗やカレントトランスを用いることにより検出することができる。

[0095] 過電流保護回路２３は、例えば給電端子２０ａ，２０ｂ間が何らかの原因で短絡された場合に動作し、電圧変換器２１内の図示しない給電スイッチをオフにする。

[0096] また、通信手段２４は、後述するように、生体信号計測器１に蓄積された生体データ等を外部機器（例えば、クラウドサーバー等）に送信する機能と、外部機器からのコマンド等を生体信号計測器１に伝達する機能とを備えている。

[0097] ＭＰＵ２５は、電源上の制約がある生体信号計測器１内のＭＣＵ１２１（図１４参照）で行えないような高度な処理を行う。例えば、個人情報保護の観点から個人が特定できないような暗号化処理や匿名化処理を行う。メモリ２６には、過去のデータの蓄積やクラウド上の症例データ等を一時的に保存する。

[0098] 次に、図１１により、生体信号計測装置の第２実施形態について説明する。この第２実施形態において、生体信号計測器１は、生体信号処理回路１００内に生体を検知して自動的に電源をオンにする（立ち上げる）自動電源ス

イッチ１１０を備えている。

[0099] 自動電源スイッチ１１０は、２入力型のコンパレータ１１１を有し、コンパレータ１１１の一方の入力端子Ｉｎ１には、抵抗Ｒ１と抵抗Ｒ２の各一端が並列として接続されている。抵抗Ｒ１の他端は装置内電源Ｖ０に接続され、抵抗Ｒ２の他端はグランドに接続されている。

[0100] コンパレータ１１１の他方の入力端子Ｉｎ２は、電極１０ｂの信号線Ｌｂと接続されており、他方の入力端子Ｉｎ２とグランドとの間には抵抗Ｒ４が接続されている。電極１０ａの信号線Ｌａと装置内電源Ｖ０との間には抵抗Ｒ３が接続されている。

[0101] 電極１０ａ，１０ｂ間の抵抗をＲ５、一方の入力端子Ｉｎ１に印加される電圧をＶ１、他方の入力端子Ｉｎ２に印加される電圧をＶ２として、Ｖ１とＶ２は、

Ｖ１＝Ｖ０×Ｒ２／（Ｒ１＋Ｒ２）

Ｖ２＝Ｖ０×Ｒ４／（Ｒ３＋Ｒ４＋Ｒ５）

で表される。

[0102] コンパレータ１１１は、Ｖ１とＶ２を比較し、Ｖ２＞Ｖ１のとき電源起動ＩＣ１１２に起動を指示する。例えば、Ｒ２，Ｒ３，Ｒ４を１０ＭΩ、Ｒ１を１１ＭΩとすれば、抵抗Ｒ５の抵抗値が１ＭΩ以下の場合にＶ２＞Ｖ１となり、生体に接触しているとして電源起動ＩＣ１１２に起動を指示し、自動的に電源をオンにする。

[0103] 自動電源スイッチ１１０は、電源起動後に電源から切り離すことが好ましいが、上記のようにＲ１～Ｒ４を高抵抗とすれば、電源起動後に自動電源スイッチ１１０を電源から切り離さなくても、消費電力の消耗を最小限とすることができる。

[0104] この例では、上記のようにＲ１～Ｒ４を高抵抗として、コンパレータ１１１や各抵抗Ｒ１～Ｒ４に流れる消費電流を１μＡにして常に電極間をモニタしている。一例として、１０ｍＡｈの電池で１μＡの電流による半減期間は約６ヵ月であるため、生体データを採る数日間の使用には影響しない。

[0105] なお、電源起動後は、この自動電源スイッチの機能は停止させることが好ましい。その理由は、電極１０ａ，１０ｂに流れるＤＣ電流が生体信号検出にとってノイズになる場合があるためである。

[0106] 次に、図１２により、生体信号計測装置の第３実施形態について説明する。この第３実施形態において、生体信号計測器１は、装着状態チェック機能を備えている。

[0107] 生体信号計測器１の生体信号処理回路１００内には、先の図１１で説明した自動電源スイッチ機能のほかに本来の計測・処理機能として、皮膚抵抗計測・処理部、心電信号計測・処理部、筋電信号計測・処理部、脳波信号計測・処理部、環境物理量計測・処理部等を備えており、これらの各種データから生体信号計測器１が正しく生体に装着されているかどうかの装着状態をチェックする。

[0108] その判定方法（アルゴリズム）として、期待される信号レベルの範囲内にあるかの判定、心電波形等、期待される波形のテンプレートとの整合比較（マッチドフィルタ）、周波数解析を行って期待される周波数分布との量的比較、期待される信号対ノイズ比（Ｓ／Ｎ比）による判定等を使用できる。

[0109] その一例として、図１３（ａ）（ｂ）に心電波形の整合比較により装着状態を判定する手順を示す。

[0110] 心電波形を例にして、まず、図１３（ｂ）の（ｂ－１）に示すように、Ｒ波，Ｐ波，Ｔ波，Ｑ波，Ｓ波に対してしきい値ｒ１，ｒ２，ｒ３（ｒ３＜ｒ２＜ｒ１）を設定し、Ｒ波についてはｒ１以上（ｒ１≦Ｒ波）、Ｐ波，Ｔ波についてはｒ２以上ｒ１未満（ｒ２≦Ｐ波，Ｔ波＜ｒ１）、Ｑ波，Ｓ波についてはｒ３未満（Ｑ波，Ｓ波＜ｒ３）かどうかを判定する。

[0111] 図１３（ａ）を参照して、このしきい値に対する論理判定を行うにあたって、バンドパスフィルタによって、生信号から不要な信号成分を取り除く。その際、必要に応じて微分信号を用いてもよい。論理判定は、コンパレータ（デシタル、アナログどちらでも可）によって行うことができる。図１３（ｂ）の（ｂ－２）に、しきい値に対する論理判定の結果を示すが、最大のピ

ーク（この例ではＲ波）で正規化してもよい。

[0112] 次に、あらかじめ用意された期待論理（判定基準となるテンプレートで、図１３（ｂ）の（ｂ－３）参照）と、図１３（ｂ）の（ｂ－２）に示したしきい値に対する論理判定との論理積をとる。その結果の一例を図１３（ｂ）の（ｂ－４）に示す。

[0113] そして、ノイズ等の影響を避けるため上記論理積を一定期間積分し、整合判定として、その積分結果のしきい値判定を行う。その結果、図１３（ｂ）の（ｂ－５）に示すように、例えばｔ０時点の積分結果が総合判定しきい値を超えていれば、期待する心電波形を検出したと判定、すなわち生体信号計測器１が生体Ｈに正しく装着されていると判定する。そうでない場合には、ＬＥＤやバイブレータ、ブザー等のアラーム手段１１３を動作させて装着者に装着異常であることを報知する。

[0114] 次に、図１４により、生体信号計測装置の第４実施形態について説明する。この第４実施形態において、生体信号計測器１は、給電器２との通信機能を備えている。

[0115] 給電器２と通信を行うため、生体信号計測器１の生体信号処理回路１００内には、ＭＣＵ（マイクロコントローラユニット）１２１、メモリ１２２、Ｉ／Ｏインターフェイス１２３およびＡＤＣ（アナログ－デジタル変換回路）１２４等が設けられている。

[0116] ＭＣＵ１２１は、生体信号を処理した結果をメモリ１２２に蓄積し、給電器２との通信を制御する。生体信号の処理の一例として、心電波形から心拍揺らぎを求める、加速度から移動距離や運動量を求めることが挙げられる。

[0117] メモリ１２２には、ＲＡＭ（ランダムアクセスメモリ）とＲＯＭ（リードオンリーメモリ）とが含まれ、ＲＡＭにはＭＣＵ１２１にて処理された生体信号データ等が保存され、ＲＯＭには処理プログラム等が書き込まれる。

[0118] Ｉ／Ｏインターフェイス１２３は、給電器２にデータを送るための信号を生成する。また、ＡＤＣ１２４は、給電器２からデータや計測プログラム等を受信し、ファームウェアの入替等を行う。

[0119] 給電器２との通信機能の他の実施形態（本発明の第５実施形態）として、図１５に示すように、接続検知手段としてのウェークアップ（Ｗａｋｅｕｐ）回路１３１、変調用のスイッチ（ＳＷ）１３２、ＡＤＣ１３３、誤り訂正復号化回路１３４ａ，誤り訂正符号化回路１３４ｂおよび通信制御部１３５を備える態様も本発明に含まれる。

[0120] Ｗａｋｅｕｐ回路１３１は、給電電力（充電電力）を検知することにより、本器（生体信号計測器１）が給電器２にセットされたと判断し、通信機能を動作状態とする。

[0121] 変調用のスイッチ１３２は、給電電力を変調させるために差動間のインピーダンスを変化させる。耐圧が高い外付けトランジスタを置くことができる。

[0122] ＡＤＣ（コンパレータでも可）１３３は、給電電力の変調を２値または多値に変換する。必要に応じて保護抵抗や保護ダイオードを置くことができる。

[0123] 誤り訂正復号化回路１３４ａ，誤り訂正符号化回路１３４ｂは、リードソロモン、ビタビ、ターボ、ＬＤＰＣ等で伝送路の歪みの影響を低減する。通信制御部１３５は、送受信のタイミングを生成し、各部を制御する。

[0124] 図１６に生体信号計測器１と給電器２との間の通信回路で転送されるデータの一例を示し、これについて説明する。

[0125] ＭＣＵ１２１のＦｌｏｔｉｎｇ　Ｕｎｉｔや専用のＨＷ（ハードウェア）により、心電波形から心拍揺らぎを求め、可変帯域制限フィルタを通して心拍揺らぎを例えば１６階調に周波数分解する。これには、ＩＩＲ帯域制限フィルタ（ＢＰＦ）の帯域を少しずつ変化させて分解するとよい。

[0126] ある時間ごとに記録、例えば１０秒に１回の割合で記録する。情報量は２４時間（８６４００秒）で、１６周波数×１６階調（８ｂｉｔ）×８６４０＝約８．６ｋＢとなる。

[0127] 同様に、加速度を周波数分解した場合の２４時間の情報量は約１０ｋＢ、その加速度を積分した移動距離の２４時間の情報量は約１０ｋＢとなる。

[0128] 本発明によれば、給電器２はドッキングステーションとも呼ばれ、生体信号計測器１を給電器２に接続し充電しながら、メモリ１２２に蓄積された情報（生体データ等）を給電器２を介して例えばクラウドサーバー等に送信することができる。

[0129] 次に、図１７を参照して、生体信号計測器１の市場に提供される製品形態（センサチップ）の一例について説明する。

[0130] センサチップ１は、第１および第２の２枚の基板３０，４０と、これら基板３０，４０を接続する低曲げ剛性部５０とを備える。

[0131] 基板３０，４０には銅張り積層基板等の硬質基板が用いられ、低曲げ剛性部５０にはフレキシブル配線板が好ましく採用される。以下、低曲げ剛性部５０をフレキシブル配線板と言うことがある。

[0132] 図１７（ａ）に示されている基板３０，４０の一方の面（正面）が部品実装面３０ａ，４０ａで、この例では、第１基板３０の部品実装面３０ａに生体信号処理回路１００が実装され、第２基板４０の部品実装面４０ａに充電回路２００が実装され、また、電源としての二次電池２１０が搭載されている。二次電池２１０は他の部品に比べて重量があるため、連結部側に配置するのが好ましい。生体信号・給電電力振り分け手段３００は第１基板３０、第２基板４０のいずれかに設けられてよい。

[0133] 図１７（ｂ）に示されている基板３０，４０の他方の面が背面３０ｂ，４０ｂで、第１基板３０の背面３０ｂに一方の電極１０ａが設けられ、これに対して、第２基板４０の背面４０ｂに他方の電極１０ｂが設けられている。先にも説明したように、電極１０ａ，１０ｂは生体信号・給電電力振り分け手段３００を介して生体信号処理回路１００と充電回路２００に接続されている。

[0134] フレキシブル配線板５０の長さＬは、電極１０ａ，１０ｂが皮膚から剥がれようとする力を小さくするうえで、できるだけ長い方がよい。基板３０，４０の各辺は３０ｍｍ以下、好ましくは２０ｍｍ以下とする。

[0135] また、図１７（ｃ）を参照して、電極１０、基板３０，４０、生体信号処

理回路１００と充電回路２００および電池２１０、その他の部材を含めた厚さは１０ｍｍ以下、好ましくは５ｍｍ以下とする。

[0136] これは皮膚からの高さを低くして、剥がれようとする力（曲げモーメント）を小さくするためである。なお、基板３０，４０は必ずしも四角形である必要はなく、曲線部分があってもよい。

[0137] 図１８を参照して、基板３０，４０は、内層回路を含む多層のビルドアップ基板からなり、そのビルドアップ時に所定の内層間にフレキシブル配線板５０が挟み込まれるが、強度を高めるうえで、基板３０，４０の接続側の対向する端部付近に貫通ビア５１を形成することが好ましい。なお、貫通ビア５１内にはメッキやレジスト等が充填されてよい。

[0138] 実装部品の配置について、図１８（ｂ）に示すように、一方の第１基板３０側に生体信号処理回路１００と電池２１０を配置し、他方の第２基板４０側に充電回路２００を配置してもよいが、好ましくは、図１８（ａ）に示すように、一方の第１基板３０側に生体信号処理回路１００を配置し、他方の第２基板４０側に充電回路２００と電池２１０を配置するとよい。

[0139] すなわち、図１８（ａ）に示す配置によれば、第１基板３０側は生体信号処理に関わる配線、第２基板４０側は電源系の配線にまとめられるため、フレキシブル配線板５０に形成する回路パターンは電源配線と制御配線の最小限でよく、フレキシブル配線板５０をより柔軟にすることができる。

[0140] また、通常では生体信号処理回路１００の方が充電回路２００よりも回路面積が大きいため、図１８（ａ）に示す配置とすれば、第１基板３０と第２基板４０とを面積的にほぼ同じ大きさにできる。

[0141] これにより、フレキシブル配線板５０がセンサチップ１の長さ方向（図１８において左右方向）のほぼ中央部分に配置されるとともに、両基板３０，４０の長さを長くできることから、センサチップ１を生体の皮膚から剥がれにくくすることができる。

[0142] 図１９にセンサチップ１の防水カバー６０を示す。同図（ａ）はセンサチップ１の部品実装面３０ａ，４０ａ側を覆う防水カバー６０の正面図、同図

（ｂ）はセンサチップ１の背面３０ｂ，４０ｂ側を覆う防水カバー６０の背面図、同図（ｃ）は（ｂ）のＡ－Ａ線断面図である。

[0143] 防水カバー６０は、低剛性材料、好ましくはシリコンゴムからなり、内部に図１７に示されているセンサチップ１を収納する袋状に形成されている。図１９（ｂ）に示すように、背面側に電極１０ａ，１０ｂを露出させるための開口部６１ａ，６１ｂが設けられている。

[0144] 防水カバー６０の別の例として、図２０に示すように、防水カバー６０を第１基板３０を覆う第１防水カバー６０ａと、第２基板４０を覆う第２防水カバー６０ｂの２部材として、第１基板３０と第２基板４０を個別的に防水する構成とする。

[0145] なお、図２０（ｂ）に示すように、第１防水カバー６０ａの背面側には、電極１０ａを露出させるための開口部６１ａが設けられ、第２防水カバー６０ｂの背面側には、電極１０ｂを露出させるための開口部６１ｂが設けられる。

[0146] これによれば、フレキシブル配線基板５０の部分は、防水カバーによって覆われないため、フレキシブル配線基板５０本来の柔軟性が損なわれない。

[0147] センサチップ１は直接生体の皮膚に取り付けられてもよいが、好ましくは図２１（ａ）（ｂ）に示す装着用粘着テープ７０を用いる。なお、図２１（ｃ）はセンサチップ１の電極面側を示す模式図で、図２１（ｄ）は給電器２の給電端子側を示す模式図である。

[0148] 装着用粘着テープ７０は、図２１（ａ）の皮膚貼着面側（のり面側）の左右２箇所に生体親和性を有するゲル等よりなる皮膚側電極７１ａ，７１ｂを備えている。図示しないが、不使用時、皮膚側電極７１ａ，７１ｂは剥離紙でカバーされている。

[0149] 装着用粘着テープ７０の図２１（ｂ）に示す表面側（おもて面側）には、皮膚側電極７１ａ，７１ｂに対応して接続電極７２ａ，７２ｂが設けられている。接続電極７２ａ，７２ｂは鉄等の磁性体からなり、センサチップ１の電極１０ａ，１０ｂと等間隔で配置されている。また、給電器２の給電端子

２０ａ，２０ｂも鉄等の磁性体からなり、センサチップ１の電極１０ａ，１０ｂと等間隔で配置されている。

[0150] これに対して、センサチップ１の電極１０ａ，１０ｂは永久磁石材よりなり、その磁気吸着力により、センサチップ１は装着用粘着テープ７０と給電器２とに選択的に保持される。図２２に、センサチップ１の装着用粘着テープ７０への取り付け状態を示す。

[0151] 次に、図２３（ａ）～（ｆ）により、センサチップ１の使用手順の一例について説明する。まず、（ａ）装着用粘着テープ７０から剥離紙を剥がして皮膚側電極７１ａ，７１ｂを露出させ、（ｂ）装着用粘着テープ７０を生体（人体）の所定部位、例えば胸に貼り付ける。

[0152] 次に、（ｃ）充電済みのセンサチップ１を図２２に示すように装着用粘着テープ７０に取り付ける。このとき、センサチップ１は、電極１０ａ，１０ｂが接続電極７２ａ，７２ｂに磁気的に吸着することにより、装着用粘着テープ７０に保持される。生体の複数箇所にセンサチップ１を装着してもよい。

[0153] （ｄ）例えば、数時間～数日間にわたって生体データを取得してメモリ１２２に蓄積したら、センサチップ１を装着用粘着テープ７０から外して、（ｅ）センサチップ１を給電器２にセットする。このときも、電極１０ａ，１０ｂが給電端子２０ａ，２０ｂに磁気的に吸着することにより、センサチップ１が給電器２に確実に保持される。

[0154] 給電器２にセンサチップ１がセットされると、センサチップ１の電池２１０に対して給電器２から充電が行われるが、これと並行して、生体信号処理回路１００のメモリ１２２に蓄積されている生体データが給電器２のメモリ２６に転送される。

[0155] この生体データの転送は、給電器２のＭＰＵ２５および／またはセンサチップ１のＭＣＵ１２１の指示によって行われる。なお、この実施形態において、給電器２は充電ランプ２ａと通信ランプ２ｂとを有し、充電中は充電ランプ２ａが点灯し、データ転送中は通信ランプ２ｂが点灯する。

[0156] センサチップ１から給電器２への生体データ転送終了後、センサチップ１のメモリ１２２から生体データが削除される。このデータ削除は、センサチップ１のＭＣＵ１２１もしくは給電器２のＭＰＵ２５のいすれかの指示によって行われる。（ｆ）このようにして、生体データが削除され充電されたセンサチップ１は再び生体データの取得に回される。

[0157] 給電器２は、図２４に例示するように、好ましくは公衆回線への接続機能を持つ接続端末８０に接続され、センサチップ１から取得した生体データを例えば公衆回線を介して外部機器としてのサーバー（クラウドサーバー）８１等に転送する。

[0158] なお、センサチップ１のメモリ１２２からの生体データの削除は、サーバー８１へのデータ転送確認後に行われてもよい。また、接続端末８０には、パソコン、携帯タブレット、マイコン搭載ボード等が用いられてよい。

[0159] 給電器２から生体データが送信されたサーバー８１側では、運動量や脈拍変化、心拍揺らぎ、呼吸数、血圧変化等から身体能力、ストレス状態、病気である可能性もしくは病気になる直前の状態等を判定する。

[0160] また、必要に応じてユーザーに合った生体信号計測プログラム（例えば更年期障害、起立性調節障害、不整脈等に係る生体信号計測、特異なＳＴ波を詳細にモニタして保存する等のプログラム）を給電器２を介してセンサチップ１に書き込む。

[0161] このときも、給電器２の通信ランプ２ｂが点灯するが、必ずしも充電中であることを要しない。すなわち、センサチップ１から給電器２への生体データの転送、給電器２からサーバー８１への生体データの転送、サーバー８１から給電器２を介してのセンサチップ１へのプログラム書き込みは、センサチップ１の充電前や充電後に行われてもよい。

[0162] 以上説明したように、本発明によれば、本来生体信号を検出するための電極を充電用端子として使用することにより、ＳＤ端子等の専用充電端子を設ける必要がなく、生体信号計測器の構成が簡素化され、より一層の小型、軽量、薄型化がはかれるとともに、十分な防水対策を施すことができる。

[0163] また、給電器は通信機能（好ましくは双方向通信）を有し、生体信号計測器（センサチップ）のメモリに蓄積された生体データを給電器を介して電池の充電時にも外部機器に転送することができ、逆に、外部機器から給電器を介してセンサチップに所定のコマンドを与えたりファームウェア等の書き換えができるため、データを解析するうえで有効な生体信号を収集することができる。

[0164] また、生体信号計測器（センサチップ）が人体に装着されているときにだけ、電源起動スイッチがオンで電池より生体信号処理回路に電源が供給され、それ以外のときには電源起動スイッチがオフであるから、電池の消耗を可及的に少なくすることができる。

符号の説明

[0165] １　生体信号計測器（センサチップ）

２　給電器

１０（１０ａ，１０ｂ）　電極

２０（２０ａ，２０ｂ）　給電端子

３０，４０　基板

５０　低曲げ剛性部（フレキシブル配線板）

６０　防水カバー

７０　装着用粘着テープ

７０ａ，７０ｂ　皮膚側電極

７１ａ，７１ｂ　接続電極

１００　生体信号処理回路

２００　充電回路

３００　生体信号・給電電力振り分け手段

請求の範囲

[請求項1] 生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、

上記生体信号計測器は、内部電源としての電池およびその充電回路と、生体信号計測時に人体の皮膚面と接触し、上記電池の充電時には所定の給電器に接続される複数の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、生体信号・給電電力振り分け手段とを備え、

上記電極に対して上記生体信号処理回路と上記充電回路とが上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して切り換え可能に接続されており、

生体信号計測時には、上記電極にて検出された生体信号が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記生体信号処理回路に供給され、

上記電池の充電時には、上記給電器より供給される給電電力が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記充電回路に供給されることを特徴とする生体信号計測装置。

[請求項2] 上記生体信号・給電電力振り分け手段は、信号伝達回路と電力伝達回路とを有し、上記信号伝達回路は、上記生体信号計測時には上記生体信号を上記生体信号処理回路に導くとともに、上記電池の充電時には上記給電電力の上記生体信号処理回路への流れ込みを阻止し、

上記電力伝達回路は、上記電池の充電時には上記給電電力を上記充電回路に導くとともに、上記生体信号計測時には上記生体信号の上記充電回路への流れ込みを阻止することを特徴とする請求項１に記載の生体信号計測装置。

[請求項3] 上記給電器より供給される給電電力が直流である場合、上記信号伝達回路にＤＣカットフィルタが用いられ、上記電力伝達回路にはダイオードもしくはトランジスタを含む非線形回路が用いられることを特徴とする請求項２に記載の生体信号計測装置。

[請求項4] 上記給電器より供給される給電電力が交流である場合、上記信号伝達回路にローパスフィルタが用いられ、上記電力伝達回路にはハイパスフィルタと整流回路とが用いられることを特徴とする請求項２に記載の生体信号計測装置。

[請求項5] 上記電力伝達回路に、オンオフのスイッチ回路が用いられることを特徴とする請求項２に記載の生体信号計測装置。

[請求項6] 上記スイッチ回路に、上記給電器側に設けられている磁気発生手段の磁気より制御されるリードスイッチが用いられることを特徴とする請求項５に記載の生体信号計測装置。

[請求項7] 上記スイッチ回路に、上記電極間の電圧もしくは上記電極間のインピーダンスに応じてオンオフする半導体スイッチが用いられることを特徴とする請求項５に記載の生体信号計測装置。

[請求項8] 上記生体信号・給電電力振り分け手段に、上記電極を上記生体信号処理回路に接続する第１接点と、上記電極を上記充電回路に接続する第２接点とを有する２接点切替回路が用いられ、上記生体信号計測時には上記第１接点側が閉じられ、上記電池の充電時には上記第２接点側が閉じられることを特徴とする請求項１ないし７のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項9] 上記２接点切替回路に、常態において上記第１接点側が閉じられているリードスイッチが用いられ、上記電池の充電時には上記給電器側に設けられている磁気発生手段の磁気より第２接点側が閉じられることを特徴とする請求項８に記載の生体信号計測装置。

[請求項10] 上記電極間の電圧が所定電圧値未満もしくは上記電極間のインピーダンスが所定値以上のとき上記第１接点側が閉じられ、上記電極間の電圧が所定電圧値以上もしくは上記電極間のインピーダンスが所定値未満のとき上記第２接点側が閉じられることを特徴とする請求項８に記載の生体信号計測装置。

[請求項11] 上記電池の充電時に上記電極に接触する給電端子を有する給電器を

さらに備え、上記給電器には、上記給電端子に流れる電流が所定値以下のとき上記電池への充電を終了する充電終了判定回路が設けられていることを特徴とする請求項１ないし１０のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項12] 上記電極間の抵抗値が所定値以下のときに、上記電極が生体に接触していると判断して上記生体信号処理回路に上記電池の電源を供給する自動電源スイッチを備えていることを特徴とする請求項１ないし１１のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項13] 上記生体信号処理回路には、心電信号計測処理部、筋電信号計測処理部、脳波信号計測処理部が含まれており、これら計測信号のいずれかが異常値を示すときには装着不良として所定の警報手段を作動させる装着状態チェック機能を備えていることを特徴とする請求項１ないし１２のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項14] 上記生体信号処理回路と上記給電器は、上記電極および上記給電端子を介して通信を行う通信機能を有し、上記電池の充電時に、上記生体信号処理回路にて処理された生体信号データが上記給電器側に送信されることを特徴とする請求項１１ないし１３のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項15] 上記電池の充電時に、上記給電器より上記生体信号処理回路に対して所定のコマンドが与えられることを特徴とする請求項１４に記載の生体信号計測装置。

[請求項16] 一方の面に上記生体信号処理回路が搭載される第１基板と、一方の面に上記電池およびその充電回路が搭載される第２基板とを有し、上記第１基板および上記第２基板の他方の面側にそれぞれ上記電極が設けられ、上記第１基板と上記第２基板とが導通配線を有する低曲げ剛性部を介して連結されていることを特徴とする請求項１ないし１５のいずれか１項に記載の生体信号計測装置。

[請求項17] 上記第１基板と上記第２基板の各々は、上記電極を露出させる開口

部を有し上記電極以外の部分を覆う防水カバーを備えていることを特徴とする請求項１６に記載の生体信号計測装置。

[請求項18] 上記第１基板、上記第２基板および上記低曲げ剛性部を含めて上記生体信号計測器全体をカバーする低剛性材料からなる防水カバーを備えていることを特徴とする請求項１６に記載の生体信号計測装置。

[請求項19] 上記生体信号計測に先だって生体に貼り付けられる装着用粘着テープを有し、上記装着用粘着テープには、磁性材料からなる生体への接続電極が上記電極と等間隔として配置されており、上記電極は永久磁石材からなり、上記電極の上記接続電極への磁気吸着により上記生体信号計測器が上記粘着テープを介して生体に装着されることを特徴とする請求項１６または１７に記載の生体信号計測装置。

[請求項20] 人体の皮膚面と接触して生体信号を検出する複数の電極、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理してメモリに記憶する生体信号処理回路、内部電源としての電池およびその充電回路を有し、人体に装着して用いられる生体信号計測器と、上記充電回路を介して上記電池に所定の充電電力を供給する給電器とを含む生体信号計測装置において、

上記給電器は、上記メモリに記憶されている上記生体信号を所定の外部機器に送信する通信手段を備えていることを特徴とする生体信号計測装置。

[請求項21] 上記通信手段は双方向通信機能を有し、上記外部機器から上記通信手段を介して上記生体信号処理回路に上記生体データの処理プログラムを含む所定の情報が与えられることを特徴とする請求項２０に記載の生体信号計測装置。

[請求項22] 上記給電器は上記電極に着脱自在に接続される給電端子を有し、上記給電器と上記生体信号計測器との通信は上記電極と上記給電端子を介して行われることを特徴とする請求項２０または２１に記載の生体信号計測装置。

[請求項23] 上記生体信号計測器は、上記メモリ内から上記生体データを読み出して送信する送信部と、上記電極に上記給電端子が接続されると接続検知信号を出力する接続検知手段とを有し、上記接続検知手段より上記接続検知信号が出されると、上記送信部は上記生体データを上記給電器に送信することを特徴とする請求項２２に記載の生体信号計測装置。

[請求項24] 上記生体データの上記給電器への送信後に、上記メモリ内の生体データが消去されることを特徴とする請求項２３に記載の生体信号計測装置。

[請求項25] 生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、

上記生体信号計測器は、生体信号計測時に生体と接触する一対の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、上記生体信号処理回路に電源を供給する電池とを備えている生体信号計測装置において、

上記電池より上記生体信号処理回路に供給される電源をオンオフする電源起動スイッチと、上記電源起動スイッチを制御する制御部とを有し、

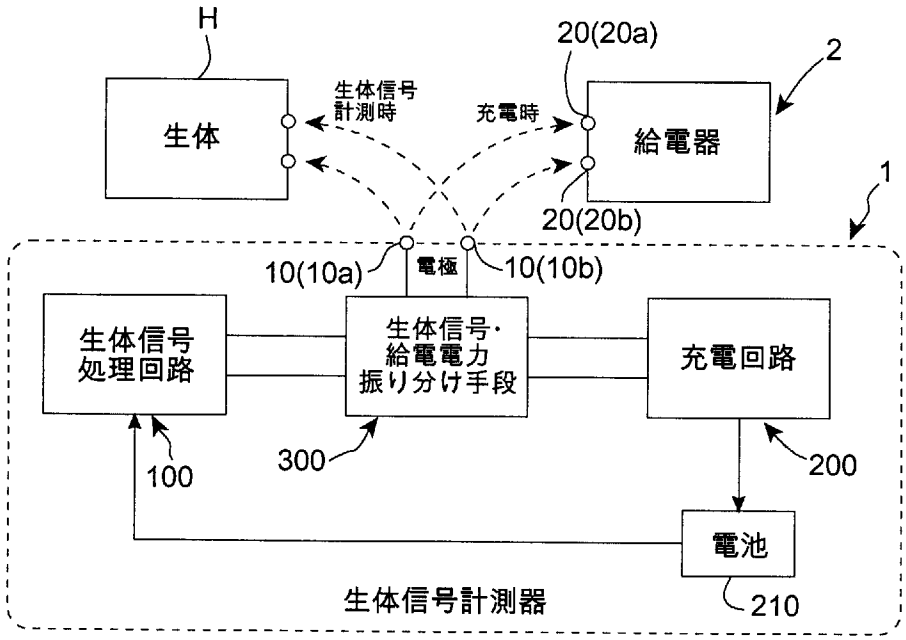
上記制御部は、上記電極間に存在する電極間抵抗を監視し、上記電極間抵抗が所定の閾値を超える値のときには上記電源起動スイッチをオフとし、上記電極間抵抗が上記閾値以下のときには上記電源起動スイッチをオンにして上記電池より上記生体信号処理回路に電源を供給することを特徴とする生体信号計測装置。

[請求項26] 上記制御部は、２入力型のコンパレータを有し、装置内の電源電圧をＶ０として、上記コンパレータの一方の入力端子には、装置内電源とグランド間に接続された抵抗Ｒ１，Ｒ２を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ１（＝Ｒ２／（Ｒ１＋Ｒ２））が印加され、上記コンパレータの他方の入力端子には、上記一方の電極と上記装置内電源との間に接続された抵抗Ｒ３、上記他方の電極とグラ

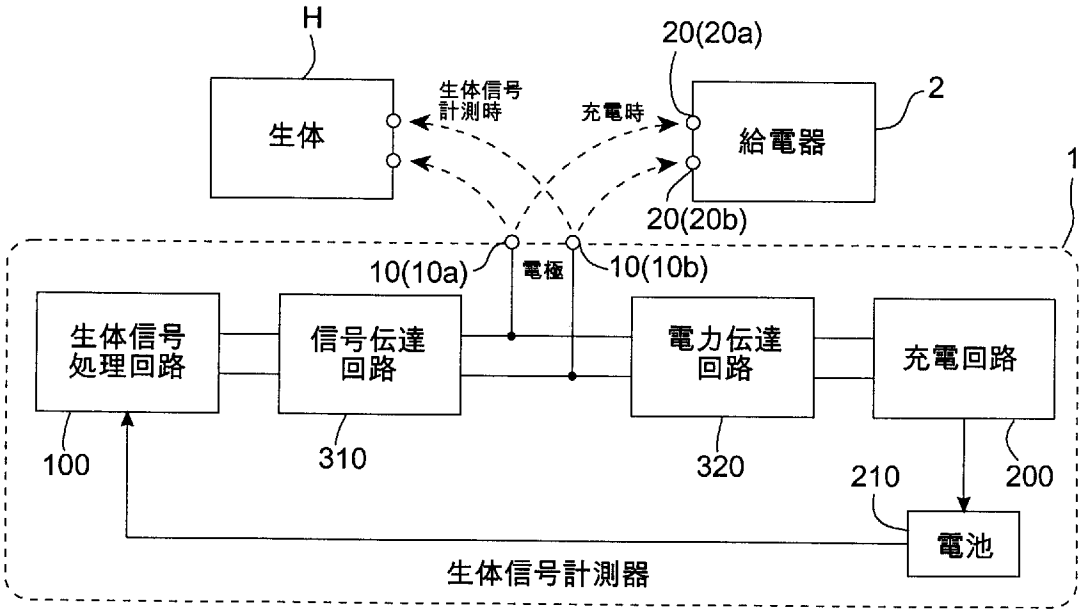
ンジとの間に接続された抵抗Ｒ４および上記電極間抵抗Ｒ５を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ２（＝Ｒ４／（Ｒ３＋Ｒ４＋Ｒ５））が印加され、上記抵抗Ｒ２，Ｒ３，Ｒ４は同一抵抗値Ｒａで、抵抗Ｒ１は上記抵抗値Ｒａよりも高い抵抗値Ｒｂを有し、上記閾値がＲｂ－Ｒａで定義されることを特徴とする請求項２５に記載の生体信号計測装置。

[請求項27] 上記抵抗Ｒ１～Ｒ４は消費電流が１μＡ以下の高抵抗素子であることを特徴とする請求項２６に記載の生体信号

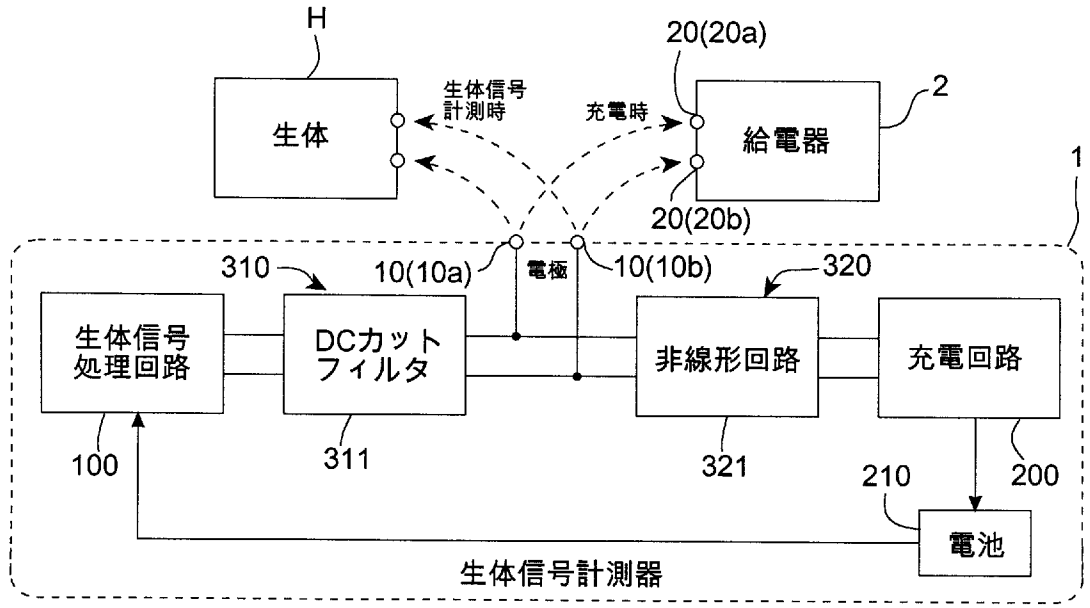
[図1]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
電極
10(10b)
生体信号
処理回路
生体信号・
給電電力
振り分け手段
充電回路
100
300
200
電池
210
生体信号計測器

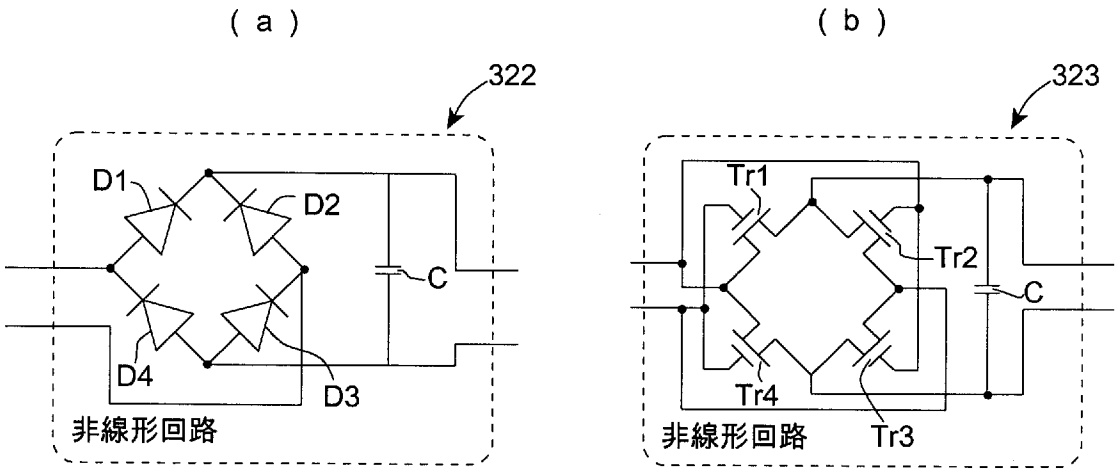
[図2]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
電極
10(10b)
生体信号
処理回路
信号伝達
回路
電力伝達
回路
充電回路
100
310
320
210
200
電池
生体信号計測器

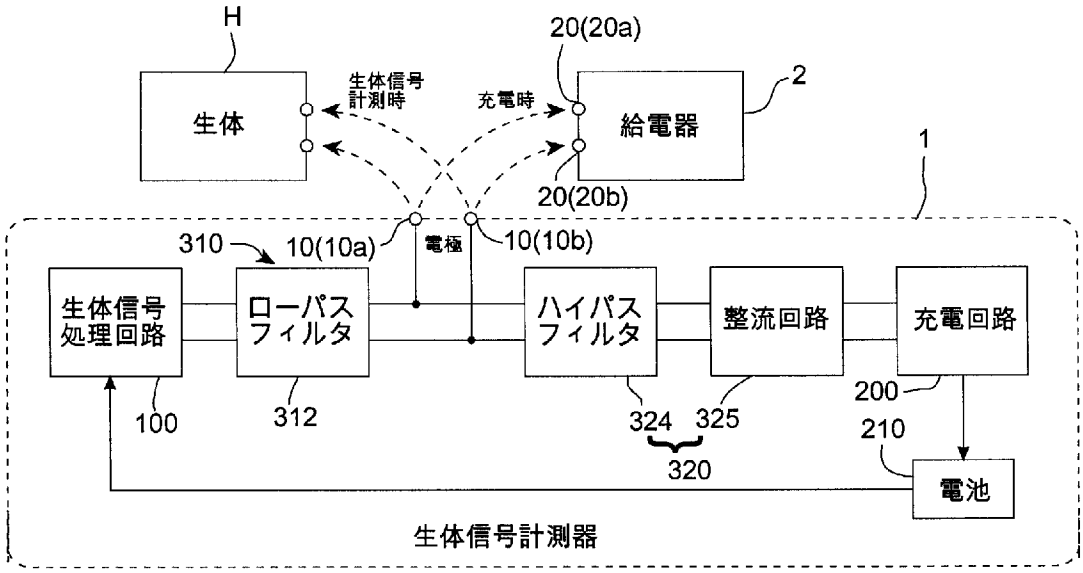
[図3]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
310
10(10a)
電極
10(10b)
320
生体信号
処理回路
DCカット
フィルタ
非線形回路
充電回路
100
311
321
210
200
電池
生体信号計測器

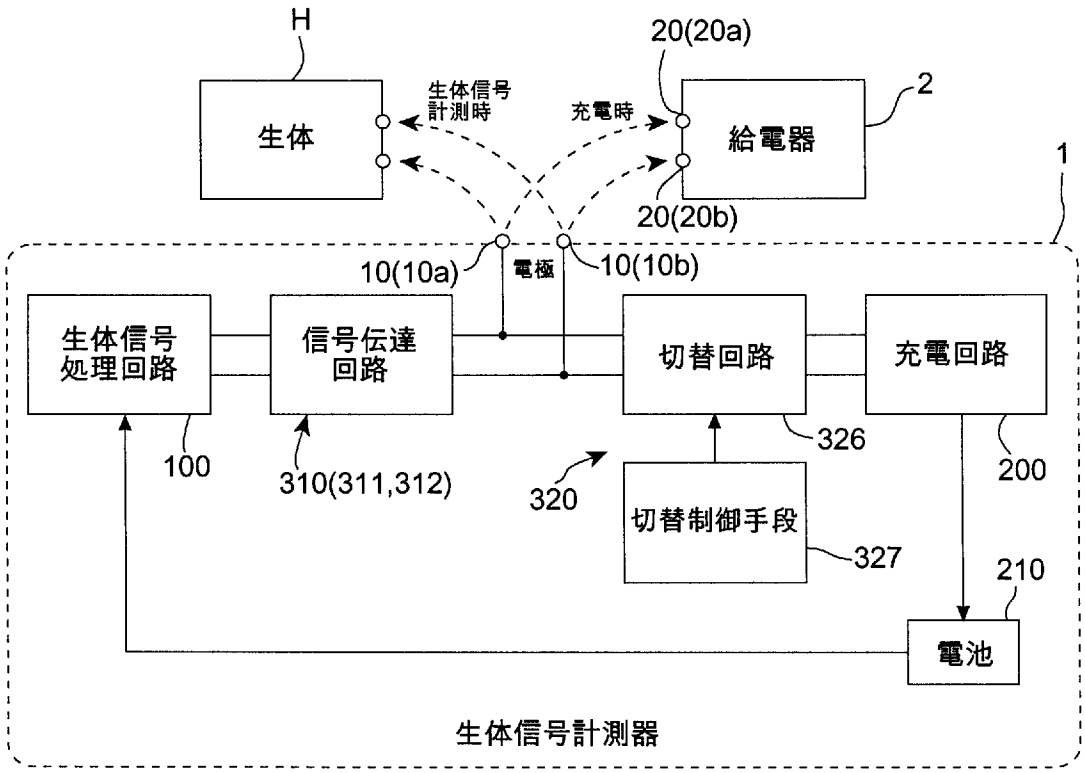
[図4]


(a)
(b)
322
323
D1
D2
C
D4
D3
非線形回路
Tr1
Tr2
C
Tr4
非線形回路
Tr3

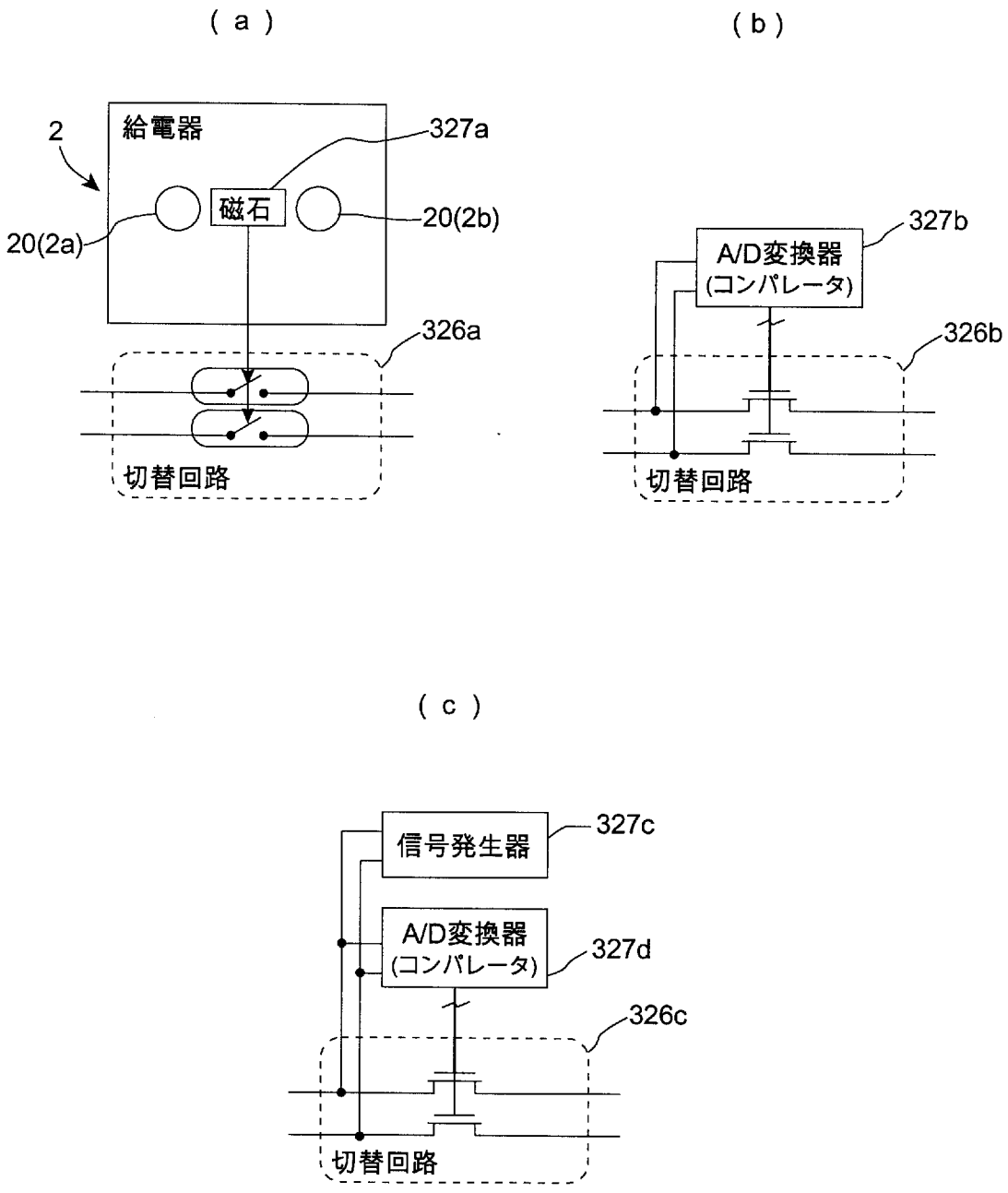
[図5]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
310
10(10a)
電極
10(10b)
生体信号
処理回路
ローパス
フィルタ
ハイパス
フィルタ
整流回路
充電回路
100
312
324
325
320
200
210
電池
生体信号計測器

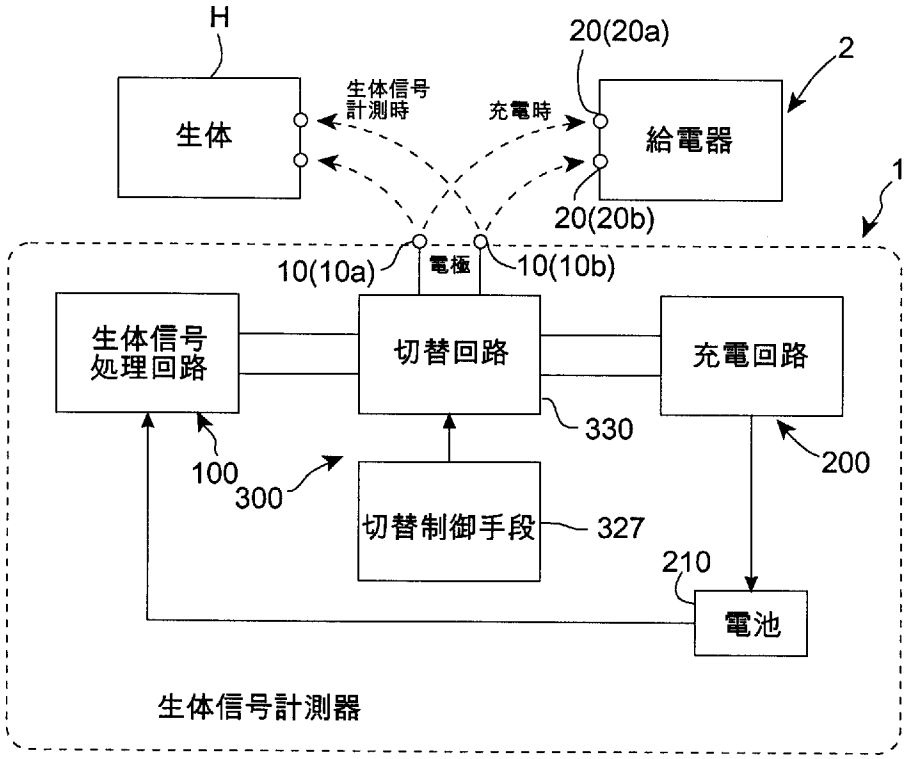
[図6]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
電極
10(10b)
生体信号
処理回路
信号伝達
回路
切替回路
充電回路
100
310(311,312)
320
326
200
切替制御手段
327
210
電池
生体信号計測器

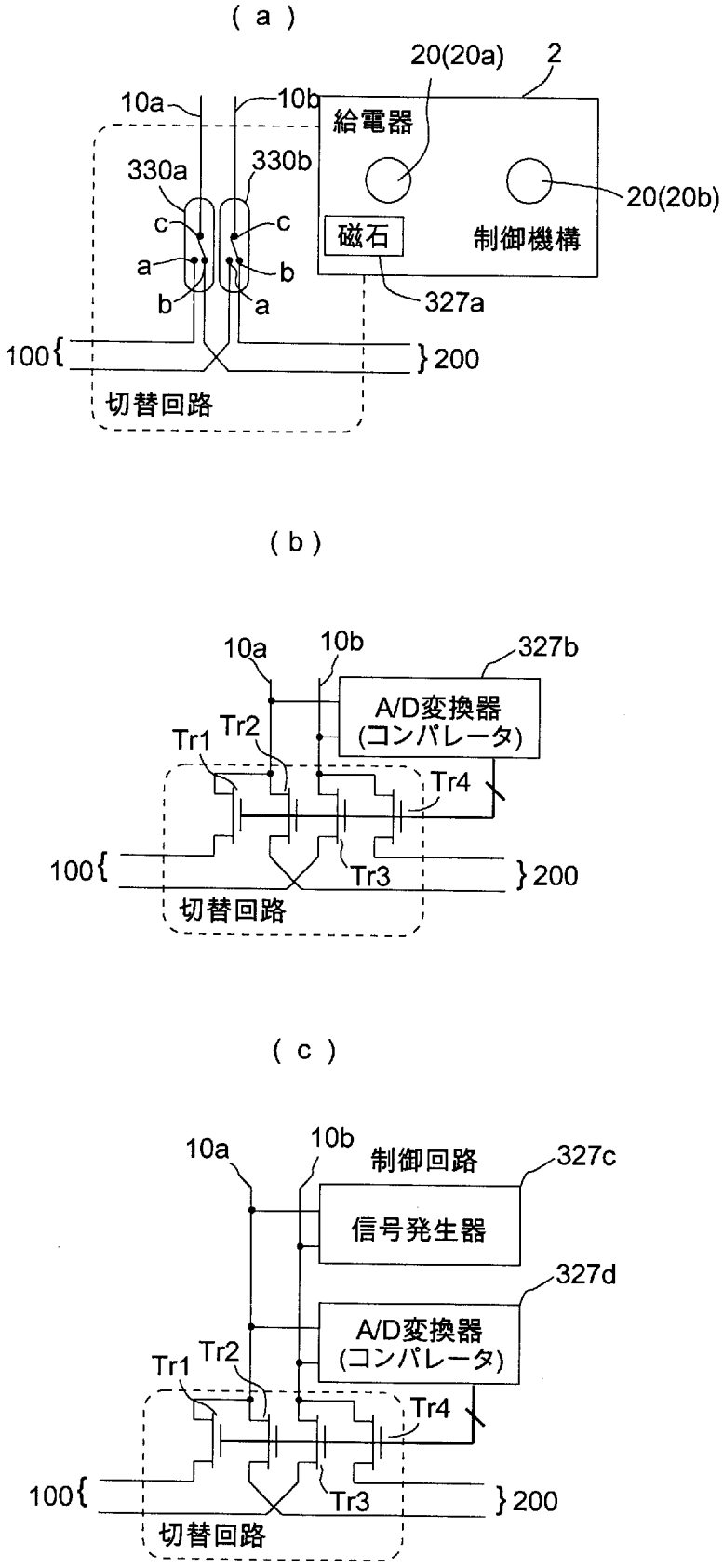
[図7]


(a)
(b)
(c)
2
給電器
327a
磁石
20(2a)
20(2b)
326a
切替回路
A/D変換器
(コンパレータ)
327b
326b
切替回路
信号発生器
327c
A/D変換器
(コンパレータ)
327d
326c
切替回路

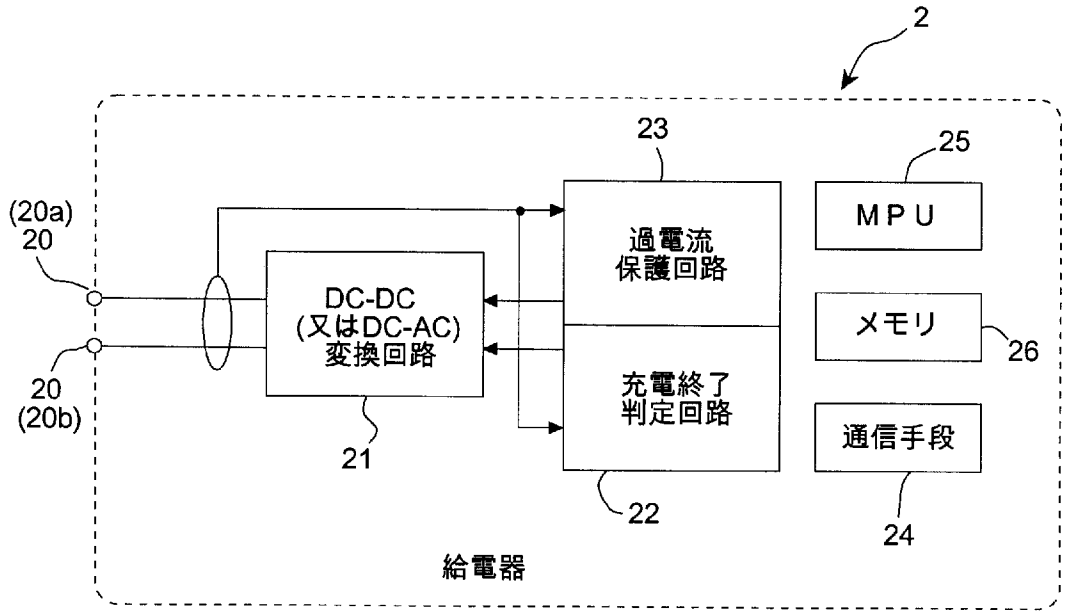
[図8]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
電極
10(10b)
生体信号
処理回路
切替回路
充電回路
330
100
300
200
切替制御手段
327
210
電池
生体信号計測器

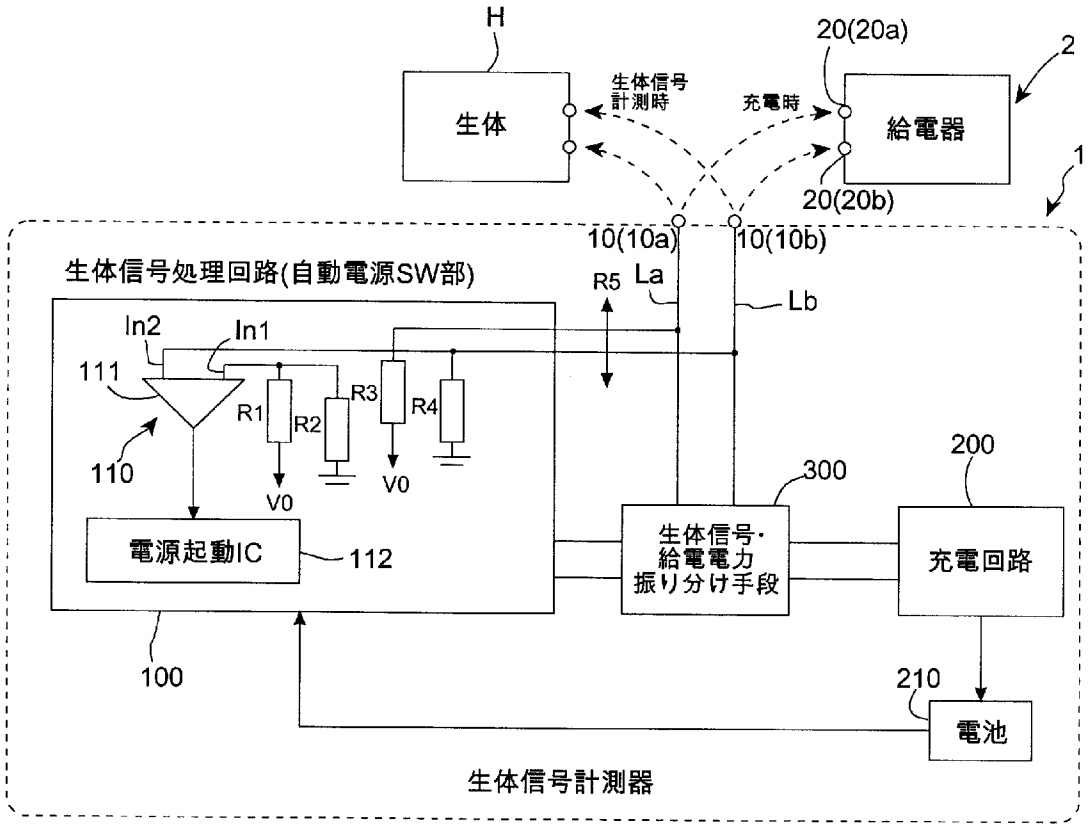
[図9]


(a)
20(20a)
2
10a
10b
給電器
330a
330b
20(20b)
c
c
磁石
制御機構
a
b
b
a
327a
100{
}200
切替回路
(b)
10a
10b
327b
A/D変換器
(コンパレータ)
Tr1
Tr2
Tr4
100{
Tr3
}200
切替回路
(c)
10a
10b
制御回路
327c
信号発生器
327d
A/D変換器
(コンパレータ)
Tr1
Tr2
Tr4
100{
Tr3
}200
切替回路

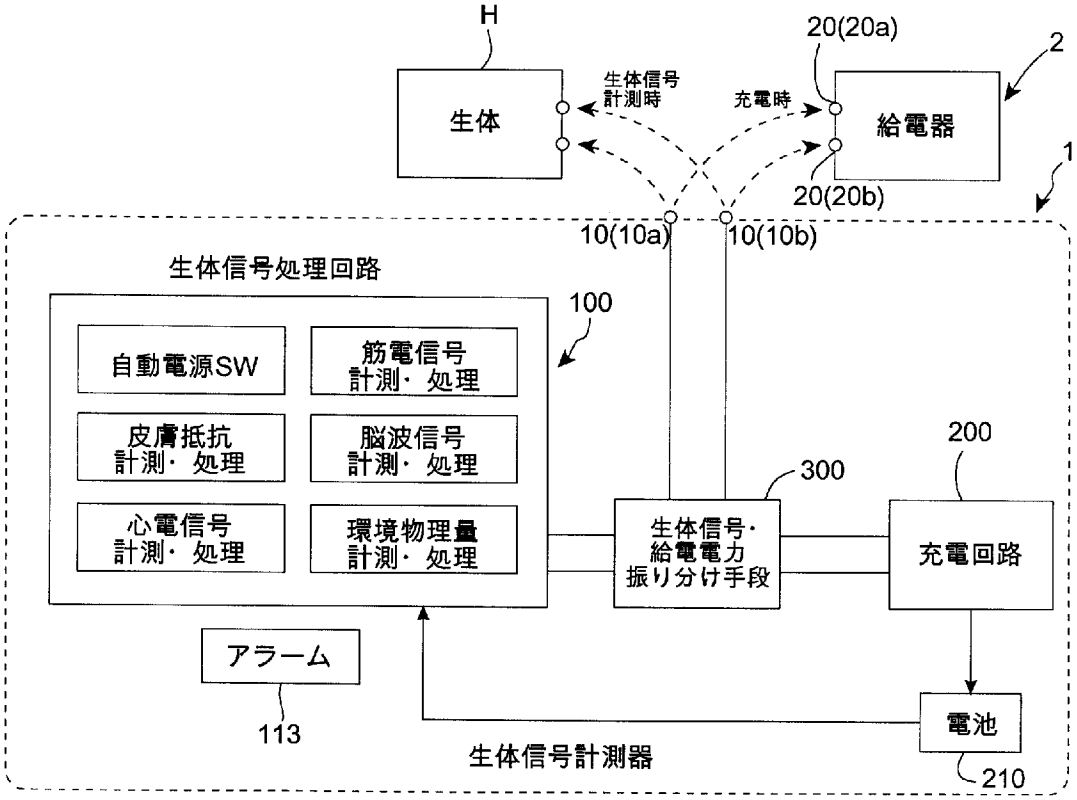
[図10]


2
23
25
(20a)
20
過電流
保護回路
MPU
DC-DC
(又はDC-AC)
変換回路
メモリ
26
20
(20b)
充電終了
判定回路
通信手段
21
22
24
給電器

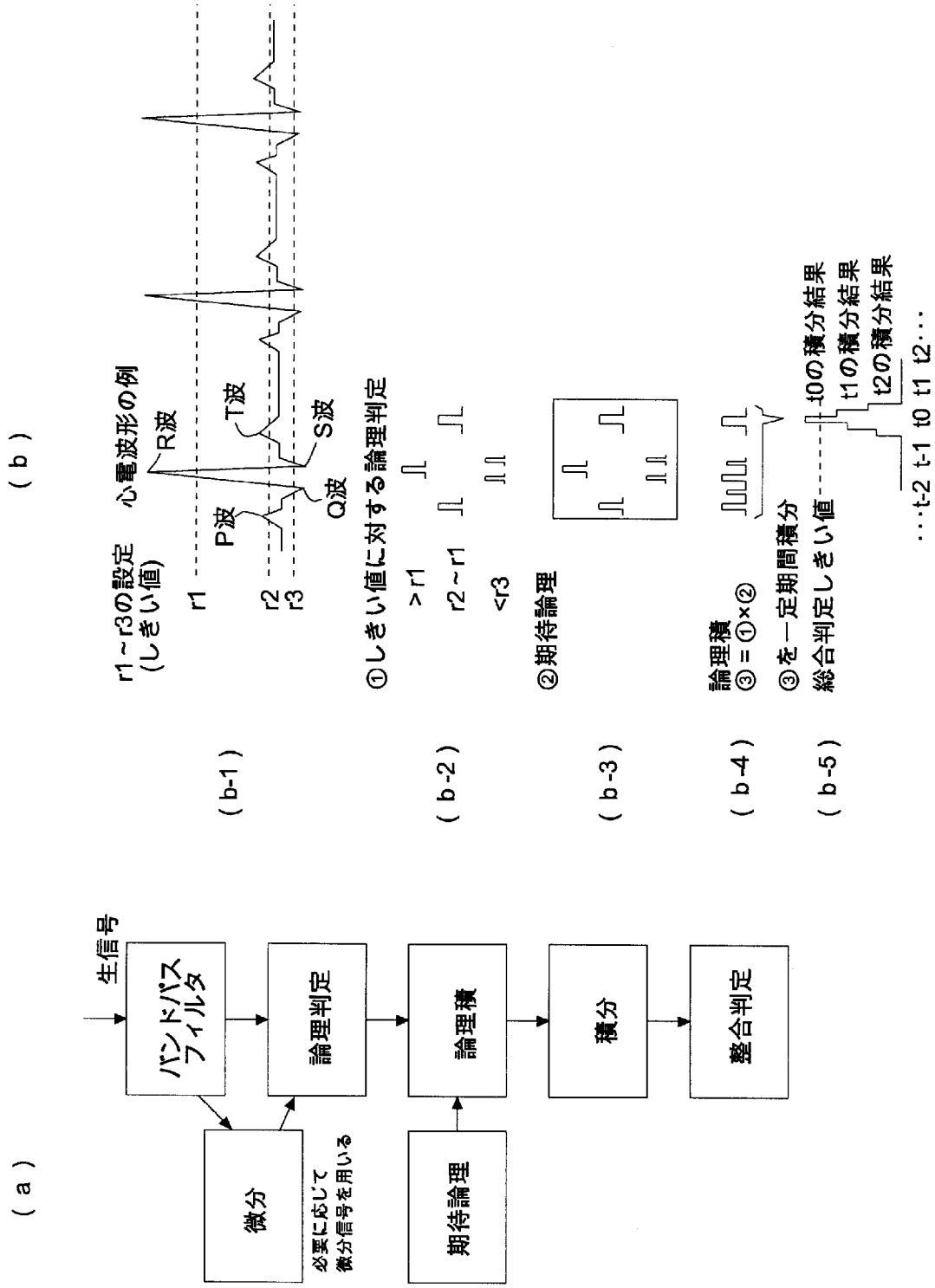
[図11]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
2
給電器
1
20(20b)
10(10a)
10(10b)
生体信号処理回路(自動電源SW部)
R5
La
Lb
In2
In1
111
R1
R2
R3
R4
110
V0
V0
200
300
電源起動IC
112
生体信号・
給電電力
振り分け手段
充電回路
100
210
電池
生体信号計測器

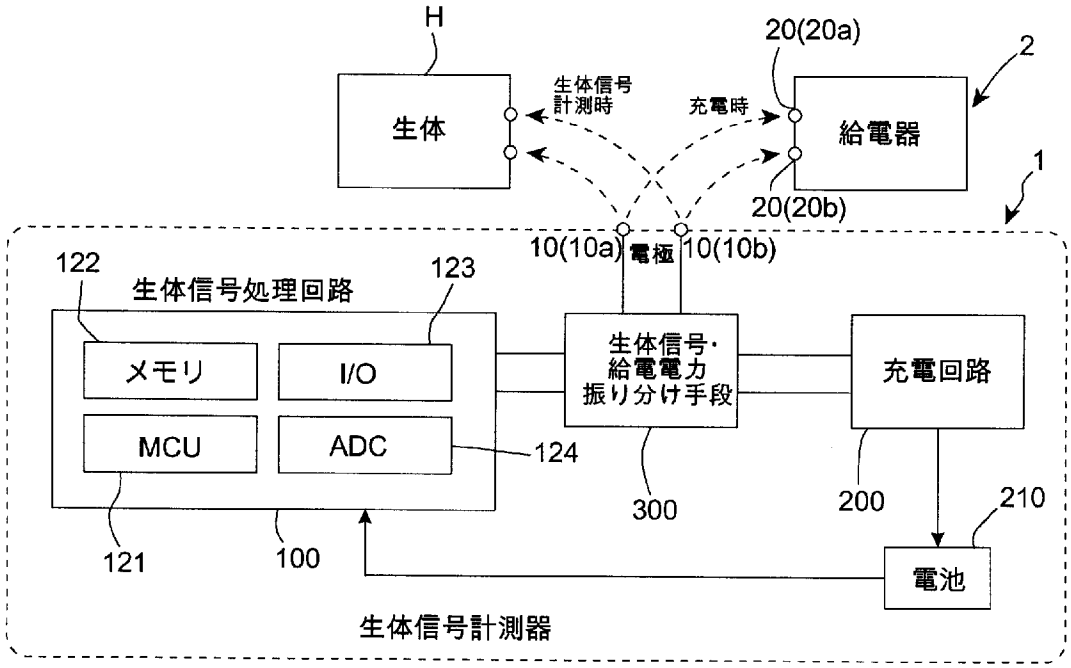
[図12]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
10(10b)
生体信号処理回路
100
自動電源SW
筋電信号
計測・処理
皮膚抵抗
計測・処理
脳波信号
計測・処理
心電信号
計測・処理
環境物理量
計測・処理
300
生体信号・
給電電力
振り分け手段
200
充電回路
アラーム
113
電池
210
生体信号計測器

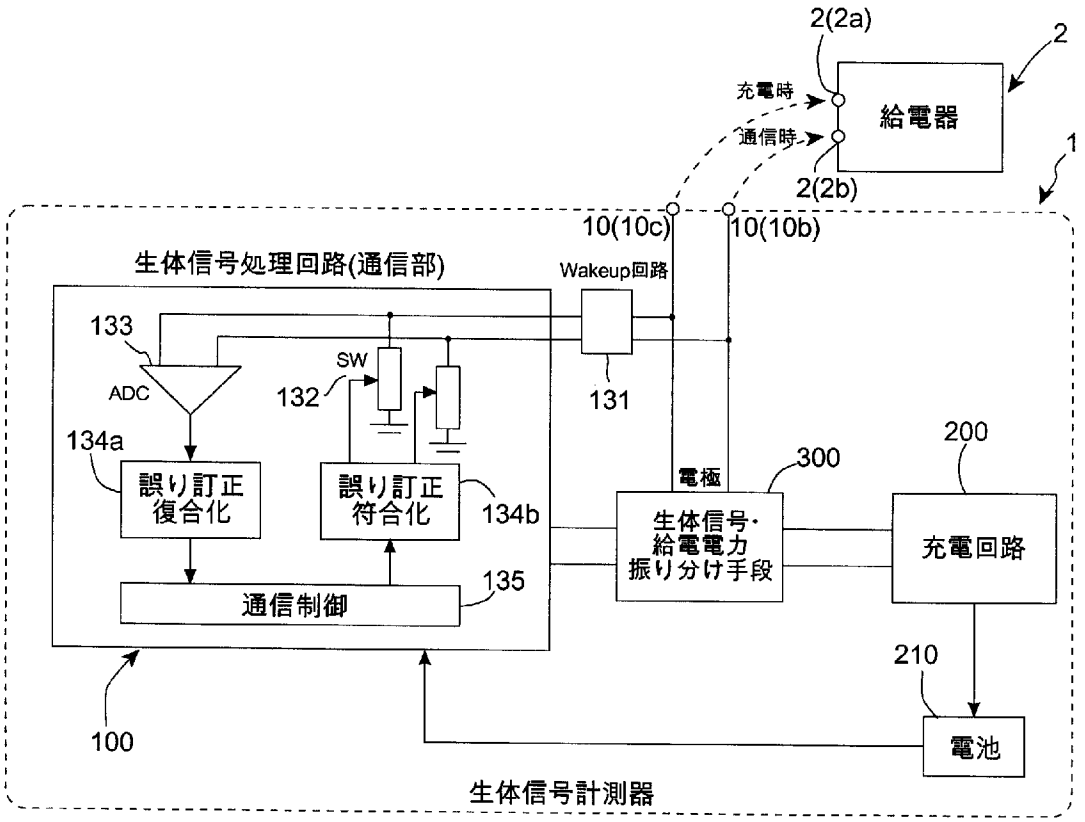
[図13]


(a)
生信号
バンドパスフィルタ
微分
必要に応じて微分信号を用いる
論理判定
期待論理
論理積
積分
整合判定
(b)
心電波形の例
R波
T波
P波
Q波
S波
r1～r3の設定(しきい値)
r1
r2
r3
(b-1)
①しきい値に対する論理判定
＞r1
r2～r1
＜r3
(b-2)
②期待論理
(b-3)
論理積
③＝①×②
(b-4)
③を一定期間積分
総合判定しきい値
t0の積分結果
t1の積分結果
t2の積分結果
…t-2 t-1 t0 t1 t2…
(b-5)

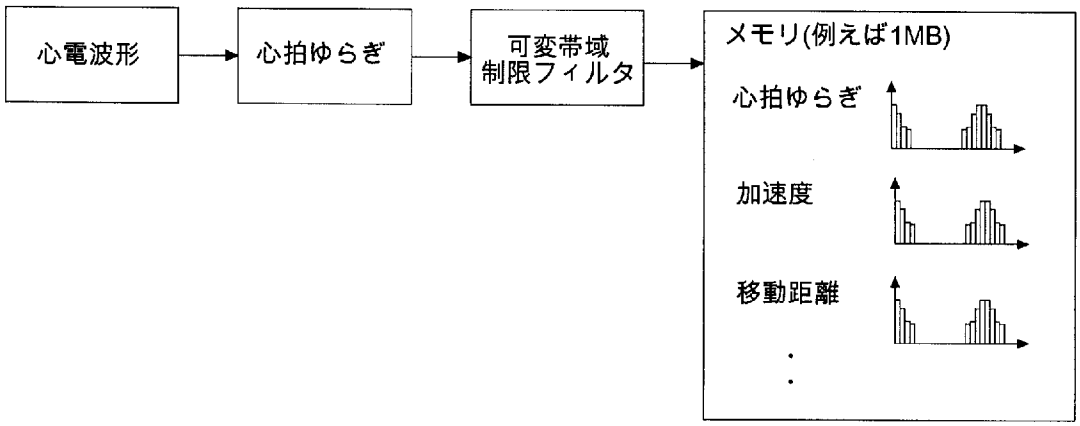
[図14]


H
生体
生体信号
計測時
充電時
20(20a)
給電器
2
1
20(20b)
10(10a)
電極
10(10b)
122
生体信号処理回路
123
メモリ
I/O
MCU
ADC
124
生体信号・
給電電力
振り分け手段
充電回路
300
200
210
121
100
電池
生体信号計測器

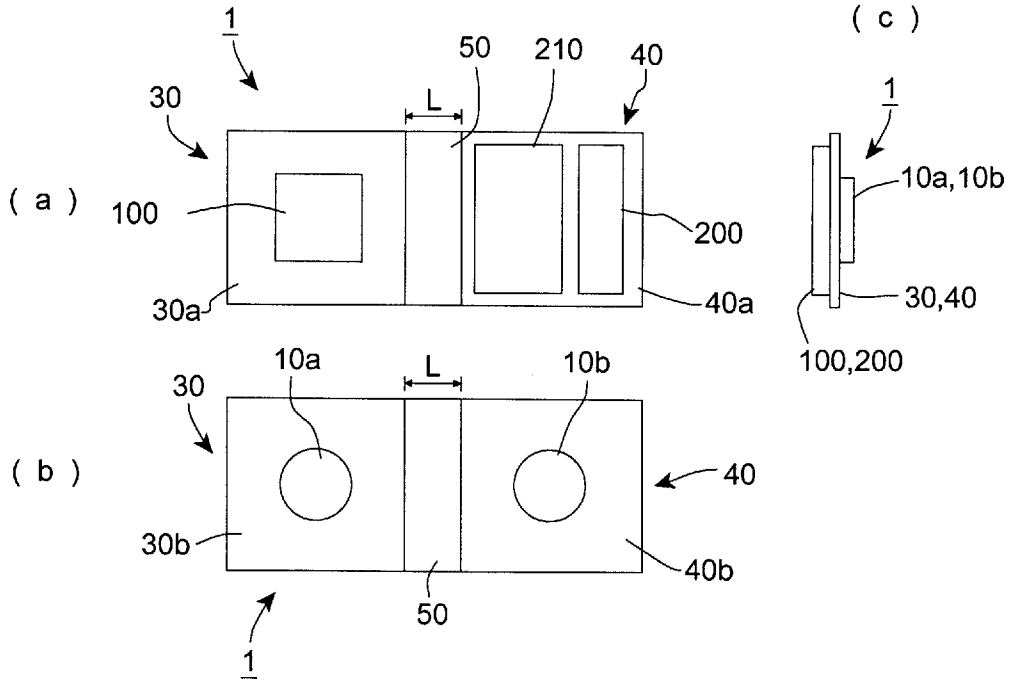
[図15]


2(2a)
2
充電時
通信時
給電器
1
2(2b)
10(10c)
10(10b)
生体信号処理回路(通信部)
Wakeup回路
133
ADC
SW
132
131
134a
誤り訂正
復合化
誤り訂正
符合化
134b
電極
300
200
生体信号・
給電電力
振り分け手段
充電回路
135
通信制御
210
100
電池
生体信号計測器

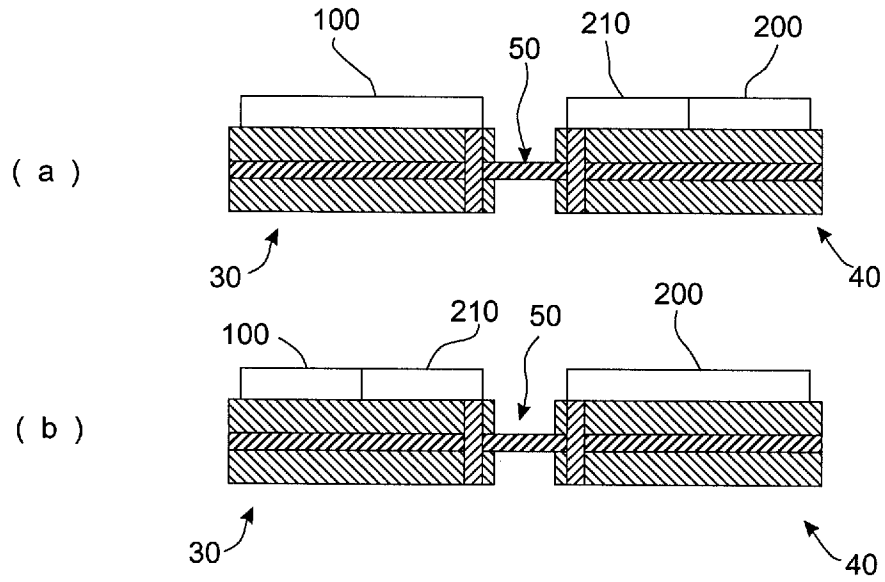
[図16]


心電波形
心拍ゆらぎ
可変帯域
制限フィルタ
メモリ(例えば1MB)
心拍ゆらぎ
加速度
移動距離

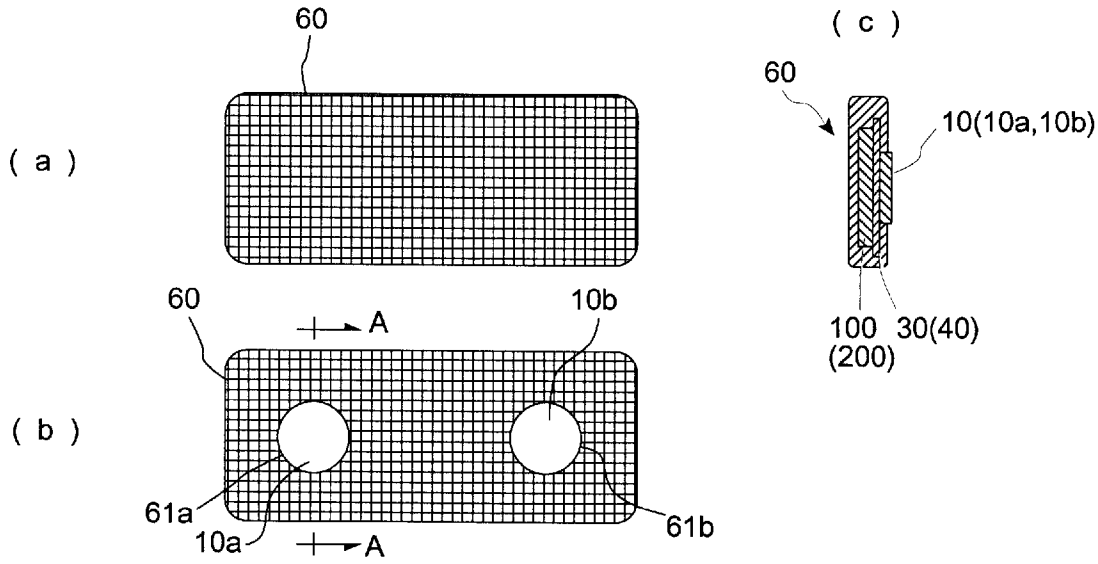
[図17]


(a)
(b)
(c)
1
30
100
30a
L
50
210
40
200
40a
10a
10b
30b
40b
10a,10b
30,40
100,200

[図18]

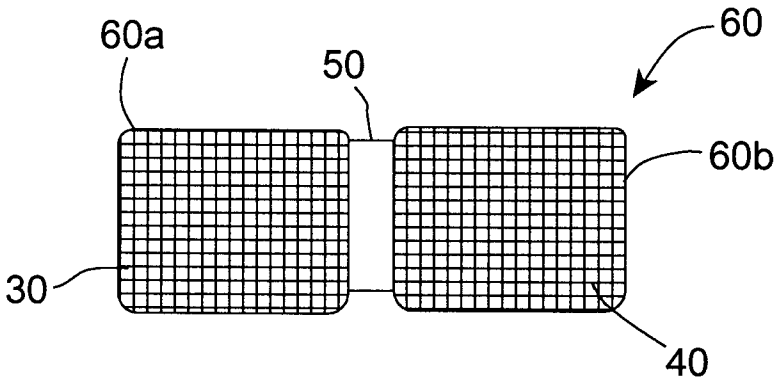

(a)
100
50
210
200
30
40
(b)
100
210
50
200
30
40

[図19]

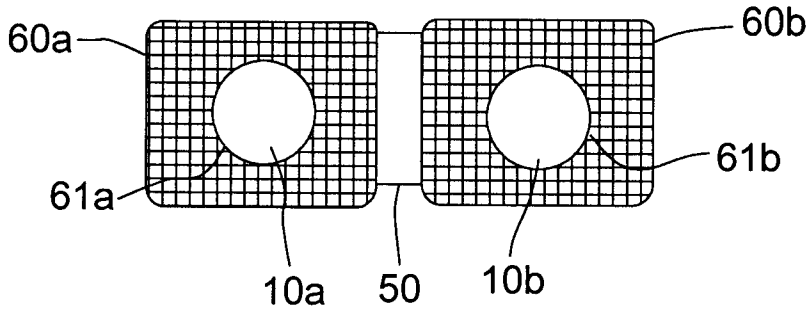

(a)
60
(b)
60
A
10b
61a
10a
A
61b
(c)
60
10(10a,10b)
100
(200)
30(40)

[図20]

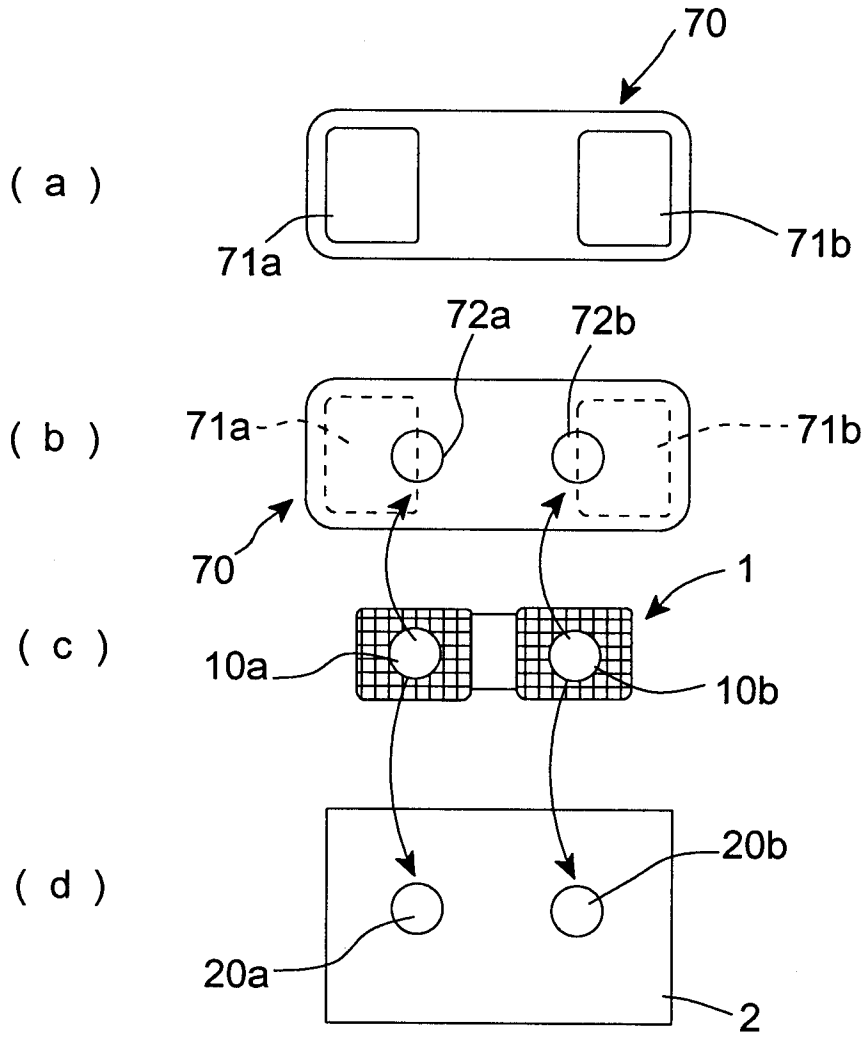
(a)



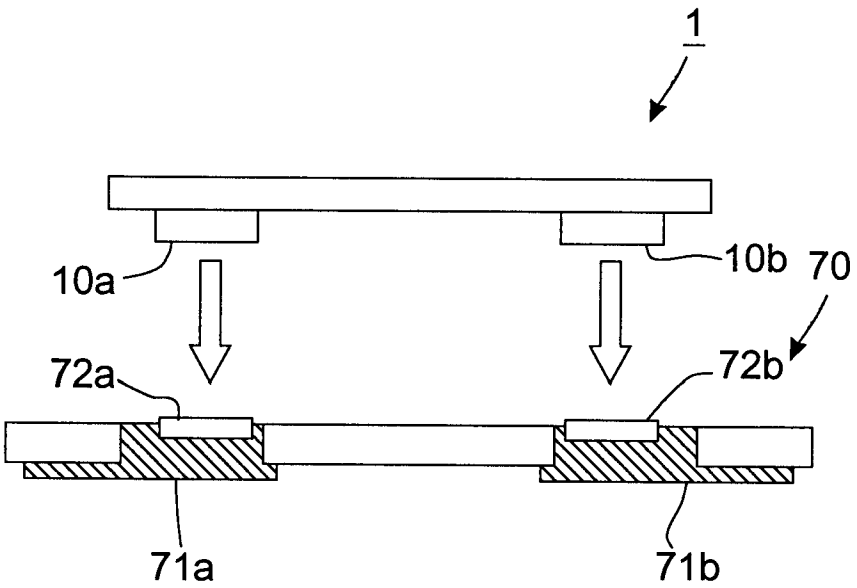
(b)



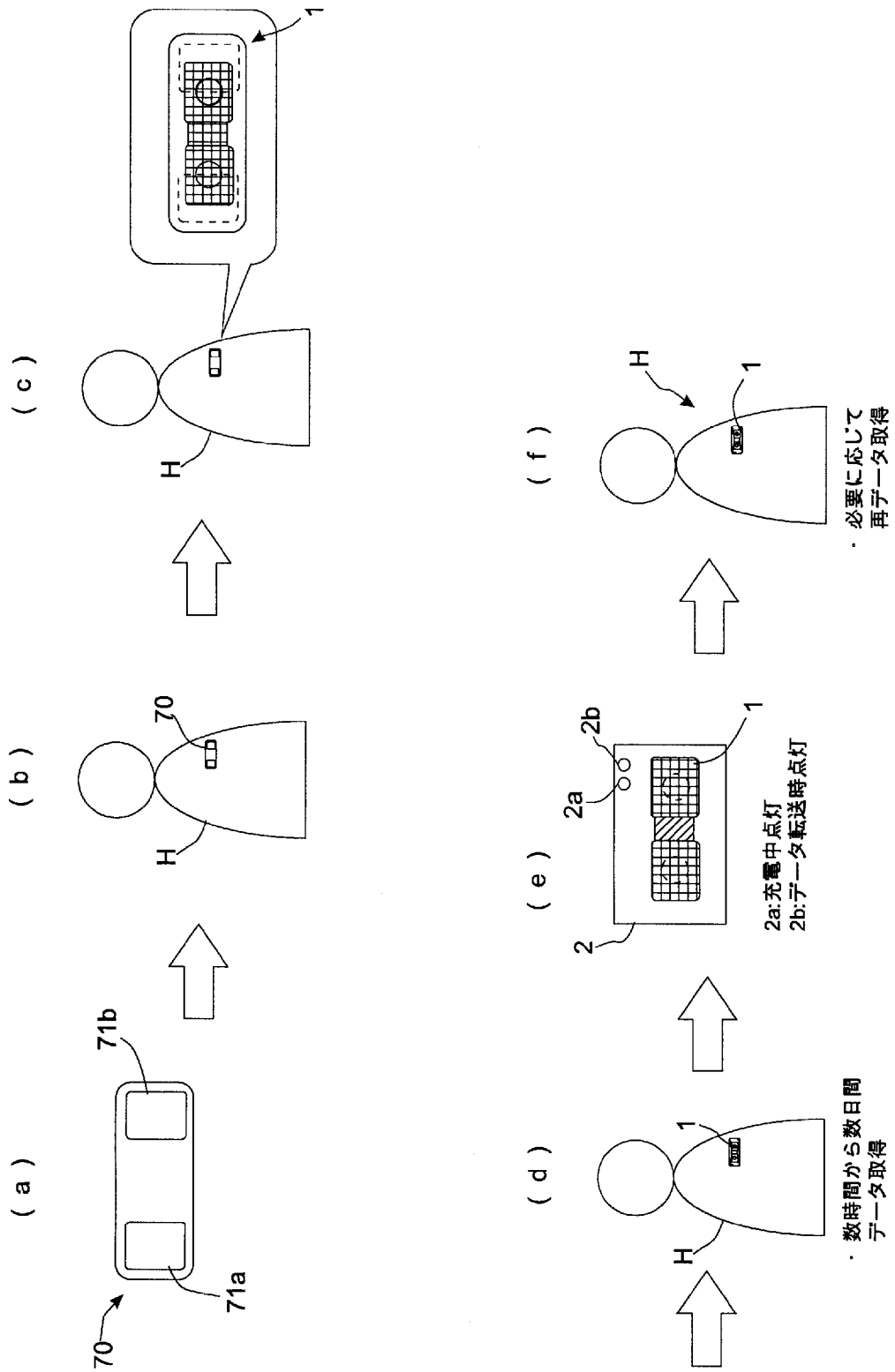
[図21]


(a)
70
71a
71b
(b)
72a
72b
71a
71b
70
(c)
1
10a
10b
(d)
20b
20a
2

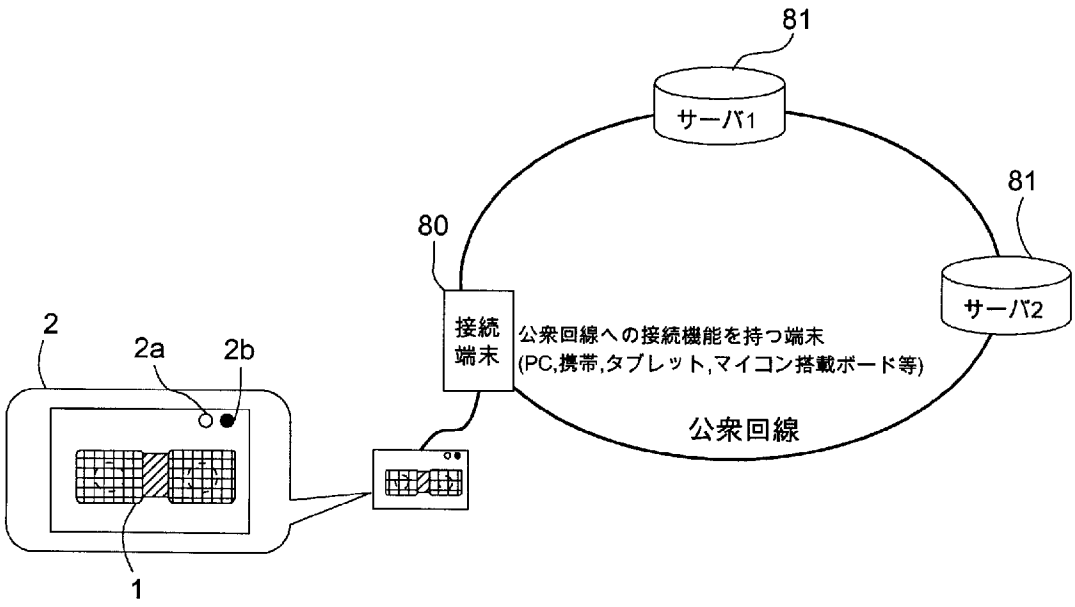
[図22]


1
10a
10b
70
72a
72b
71a
71b

[図23]


(a)
71b
71a
70
(b)
70
H
(c)
1
H
(d)
1
H
・数時間から数日間
データ取得
(e)
2b
2a
1
2
2a:充電中点灯
2b:データ転送時点灯
(f)
H
1
・必要に応じて
再データ取得

[図24]


81
サーバ1
81
サーバ2
80
接続
端末
公衆回線への接続機能を持つ端末
(PC,携帯,タブレット,マイコン搭載ボード等)
公衆回線
2
2a
2b
1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/005778

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/04(2006.01)i, H02J7/00(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)
Int.Cl. A61B5/04, H02J7/00

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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 Y A	US 2016/0192857 A1 (SALUTRON, INC.) 07 July 2016, paragraphs [0020]-[0047], [0058]-[0060], [0064], fig. 1A-6 (Family: none)	1-2, 5-11, 13 12, 14-15, 22-24 3-4, 16-19
X Y A	JP 2015-33568 A (AZIMI, Saeed) 19 February 2015, paragraphs [0006]-[0018], fig. 1-4, 9 & US 2015/0045629 A1, paragraphs [0016]-[0027], fig. 1-4, 9 & EP 2835100 A1 & CN 103584871 A & CA 2856879 A1	20-21 14-15, 22-24 16-19
X Y A	US 2014/0100707 A1 (QUANIA COMPUTER INC.) 10 April 2014, paragraphs [0004]-[0007], [0016]-[0038], fig. 1-4 & CN 103705305 A	25 12 16-19, 26-27
A	JP 2016-87174 A (TOSHIBA CORP.) 23 May 2016, paragraphs [0033]-[0035], fig. 17 & US 2016/0128598 A1, paragraphs [0078]-[0086], fig. 17	16-19

☐ 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	Date of mailing of the international search report
08 May 2018 (08.05.2018)	15 May 2018 (15.05.2018)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/005778

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.:

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.

Document 1: US 2016/0192857 A1 (SALUTRON, INC.) 07 July 2016, paragraphs [0020]-[0047], [0058]-[0060], [0064], fig. 1A-6
Document 2: JP 2015-33568 A (AZIMI, Saeed) 19 February 2015, paragraphs [0006]-[0018], fig. 1-4, 9
Document 3: US 2014/0100707 A1 (QUANTA COMPUTER INC.) 10 April 2014, paragraphs [0004]-[0007], [0016]-[0038], fig. 1-4

The claims are classified into the following three inventions.

(Invention 1) Claims 1-19

Document 1 discloses a "biometric signal measurement apparatus including a biometric signal measurement instrument which is used by being mounted on a living body, the biometric signal measurement instrument being provided with a battery as an internal power source, a charging circuit thereof, a plurality of electrodes, which contact the surface of the skin of a human body during the measurement of a biometric signal and are connected to a prescribed power feeder during the charging of the battery, a biometric signal processing circuit, which processes, in a prescribed manner, biometric signals detected by the electrodes, and a biometric signal/feed power distributing means, wherein the biometric signal processing circuit and the charging circuit are switchably connected to the electrodes via the biometric signal/feed power distributing means, and, during the measurement of a biometric signal, the biometric signals detected by the electrodes are supplied to the biometric signal processing circuit via the biometric signal/feed power distributing means, and, during the charging of the battery, the feed power supplied from the power feeder is supplied to the charging circuit via the biometric signal/feed power distributing means" and a "biometric signal measurement apparatus, in which the biometric signal/feed power distributing means has a signal transfer circuit and a power transfer circuit, wherein the signal transfer circuit guides the biometric signals to the biometric signal processing circuit during the measurement of a biometric signal, and prevents the feed power from flowing to the biometric signal processing circuit, and the power transfer circuit guides the feed power to the charging circuit during the charging of the battery, and prevents the biometric signals from flowing to the charging circuit during the measurement of a biometric signal". Claims 1-2 lack novelty in light of document 1, and thus do not have a special technical feature. However, claim 3, which is dependent on claim 1, has a special technical feature in which a "DC cut filter is used in the signal transfer circuit when feed power supplied from the power feeder is DC power". Claims 4-19 have the same special technical feature as claim 3. Therefore, claims 1-19 are classified as invention 1.

(Invention 2) Claims 20-24

Claims 20-24 are not considered to share identical or corresponding special technical features with claim 3 classified as invention 1. Furthermore, claims 20-24 are not dependent on claim 1 classified as invention 1. Furthermore, claims 20-24 are not substantially identical or equivalent to any of the claims classified as invention 1. Therefore, claims 20-24 cannot be classified as invention 1.

Document 2 discloses a "biometric signal measurement apparatus including: a plurality of electrodes, which contact the surface of the skin of a human body to detect biometric signals; a biometric signal processing circuit, which processes the biometric signals in a prescribed manner to store the biometric signals in a memory; a biometric signal measurement instrument, which has a battery as an internal power source and a charging circuit thereof, and is used by being mounted on a human body; and

a power feeder, which supplies prescribed charging power to the battery via the charging circuit, wherein the power feeder is provided with a communication means, which transmits the biometric signals stored in the memory to a prescribed external device" and a "biometric signal measurement apparatus, in which the communication means has a bidirectional communication function, and in which prescribed information including a biometric data processing program is provided from the external device to the biometric signal processing circuit via the communication means". Claims 20-21 lack novelty in light of document 2, and thus do not have a special technical feature. However, claim 22, which is dependent on claim 20, has a special technical feature in which "the power feeder has a power feeding terminal detachably connected to the electrode, and communication between the power feeder and the biometric signal measurement instrument is performed via the electrode and the power feeding terminal". Claims 23-24 have the same technical feature as claim 22. Therefore, claims 20-24 are classified as invention 2.

(Invention 3) Claims 25-27

Claims 25-27 are not considered to share identical or corresponding special technical features with claim 3 classified as invention 1 or claim 22 classified as invention 2. Furthermore, claims 25-27 are not dependent on claim 1 classified as invention 1 or claim 20 classified as invention 2. Furthermore, claims 25-27 are not substantially identical or equivalent to any of the claims classified as invention 1 or invention 2. Therefore, claims 20-24 cannot be classified as invention 1 or 2.

Document 3 discloses a "biometric signal measurement apparatus including a biometric signal measurement instrument, which is used by being mounted on a living body, the biometric signal measurement instrument being provided with a pair of electrodes, which contact a living body when measuring a biometric signal, a biometric signal processing circuit, which processes, in a prescribed manner, biometric signals detected by the electrodes, and a battery, which supplies power to the biometric signal processing circuit, the biometric signal measurement apparatus having a power start switch for turning on/off, power supplied from the battery to the biometric signal processing circuit, and a control unit for controlling the power start switch, wherein the control unit monitors an inter-electrode resistance present between the electrodes, and sets the power start switch to OFF when the inter-electrode resistance exceeds a prescribed threshold, and sets the power start switch to ON when the inter-resistance is equal to or smaller than the threshold, thereby supplying power from the battery to the biometric signal processing circuit". Claim 25 lacks novelty in light of document 3, and thus does not have a special technical feature. However, claim 26, which is dependent on claim 25, has a special technical feature in which "the control unit has a double-input-type comparator, and, when a power supply voltage in an apparatus is V0, a voltage V1 (=R2/(R1+R2)), obtained by dividing the power supply voltage V0 by using a voltage dividing circuit including resistors R1 and R2 connected between a power source in the apparatus and a ground, is applied to one input terminal of the comparator, and a voltage V2 (=R4/(R3+R4+R5)), obtained by dividing the power supply voltage V0 by using a voltage dividing circuit including a resistor R3 connected between the one electrode and the power source in the apparatus, a resistor R4 connected between the other electrode and the ground, and the inter-electrode resistor R5, is applied to the other input terminal of the comparator, wherein the resistors R2, R3, and R4 have the same resistance value Ra, the resistor R1 has a resistance value Rb higher than the resistance value Ra, and the threshold is defined as Rb-Ra". Claim 27 has the same technical feature as claim 26. Therefore, claims 25-27 are classified as invention 3.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／００５７７８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/04(2006.01)i, H02J7/00(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.　A61B5/04, H02J7/00

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	１９７１－２０１８年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１８年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１８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 Y A	US 2016/0192857 A1 (SALUTRON, INC.) 2016.07.07, [0020]-[0047],[0058]-[0060],[0064]、図 1A-6（ファミリーなし）	1-2,5-11,13 12,14-15,22-24 3-4,16-19
X Y A	JP 2015-33568 A (サイード　アズィミー) 2015.02.19, [0006]-[0018]、図 1-4,9 & US 2015/0045629 A1,[0016]-[0027],Figs.1-4,9 & EP 2835100 A1 & CN 103584871 A & CA 2856879 A1	20-21 14-15,22-24 16-19

☑　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 ０８．０５．２０１８	国際調査報告の発送日 １５．０５．２０１８
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　９２２４ 門田　宏 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　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 Y A	US 2014/0100707 A1 (QUANTA COMPUTER INC.) 2014.04.10, [0004]-[0007],[0016]-[0038]、図 1-4 & CN 103705305 A	25 12 16-19,26-27
A	JP 2016-87174 A (株式会社東芝) 2016.05.23, [0033]-[0035]、図 17 & US 2016/0128598 A1,[0078]-[0086], Fig.17	16-19

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／００５７７８

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。

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。

－特別ページ１－

文献１：US 2016/0192857 A1 (SALUTRON, INC.) 2016.07.07, [0020]-[0047],[0058]-[0060],[0064]、図 1A-6
文献２：JP 2015-33568 A (サイード　アズィミー) 2015.02.19, [0006]-[0018]、図 1-4,9
文献３：US 2014/0100707 A1 (QUANTA COMPUTER INC.) 2014.04.10, [0004]-[0007],[0016]-[0038]、図 1-4

請求の範囲は、以下の３ つの発明に区分される。

（発明１）　請求項１－１９
文献１には、
「生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、上記生体信号計測器は、内部電源としての電池およびその充電回路と、生体信号計測時に人体の皮膚面と接触し、上記電池の充電時には所定の給電器に接続される複数の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、生体信号・給電電力振り分け手段とを備え、上記電極に対して上記生体信号処理回路と上記充電回路とが上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して切り換え可能に接続されており、生体信号計測時には、上記電極にて検出された生体信号が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記生体信号処理回路に供給され、上記電池の充電時には、上記給電器より供給される給電電力が上記生体信号・給電電力振り分け手段を介して上記充電回路に供給される生体信号計測装置」及び、「上記生体信号・給電電力振り分け手段は、信号伝達回路と電力伝達回路とを有し、上記信号伝達回路は、上記生体信号計測時には上記生体信号を上記生体信号処理回路に導くとともに、上記電池の充電時には上記給電電力の上記生体信号処理回路への流れ込みを阻止し、上記電力伝達回路は、上記電池の充電時には上記給電電力を上記充電回路に導くとともに、上記生体信号計測時には上記生体信号の上記充電回路への流れ込みを阻止する生体信号計測装置」
が記載されており、請求項１－２は、文献１により新規性が欠如しているため、特別な技術的特徴を有しない。しかしながら、請求項１の従属請求項である請求３は、「上記給電器より供給される給電電力が直流である場合、上記信号伝達回路にＤＣカットフィルタが用いられ、上記電力伝達回路にはダイオードもしくはトランジスタを含む非線形回路が用いられる」という特別な技術的特徴を有しており、請求項４－１９も、請求項３と同一の特別な技術的特徴を有している。したがって、請求項１－１９を発明１に区分する。

（特別ページ２に続く）

－特別ページ２－

（発明２）　請求項２０－２４

請求項２０－２４は、発明１に区分された請求項３と、同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しているとはいえない。また、請求２０－２４は、発明１に区分された請求項１の従属請求項でもない。さらに、請求項２０－２４は、発明１に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。したがって、請求項２０－２４は発明 １ に区分できない。

文献２には、

「人体の皮膚面と接触して生体信号を検出する複数の電極、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理してメモリに記憶する生体信号処理回路、内部電源としての電池およびその充電回路を有し、人体に装着して用いられる生体信号計測器と、上記充電回路を介して上記電池に所定の充電電力を供給する給電器とを含む生体信号計測装置において、上記給電器は、上記メモリに記憶されている上記生体信号を所定の外部機器に送信する通信手段を備えている生体信号計測装置」及び、「上記通信手段は双方向通信機能を有し、上記外部機器から上記通信手段を介して上記生体信号処理回路に上記生体データの処理プログラムを含む所定の情報が与えられる生体信号計測装置」

が記載されており、請求項２０－２１は、文献２により新規性が欠如しているため、特別な技術的特徴を有しない。しかしながら、請求項２０の従属請求項である請求２２は、「上記給電器は上記電極に着脱自在に接続される給電端子を有し、上記給電器と上記生体信号計測器との通信は上記電極と上記給電端子を介して行われる」という特別な技術的特徴を有しており、請求項２３－２４も、請求項２２と同一の特別な技術的特徴を有している。したがって、請求項２０－２４を発明２に区分する。

（発明３）請求項２５－２７

請求項２５－２７は、発明１に区分された請求項３或いは発明２に区分された請求項２２と、同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しているとはいえない。また、請求２５－２７は、発明１に区分された請求項１或いは発明２に区分された請求項２０の従属請求項でもない。さらに、請求項２５－２７は、発明１或いは発明２に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。したがって、請求項２０－２４は発明１及び２に区分できない。

文献３には、

「生体に装着して使用される生体信号計測器を含み、上記生体信号計測器は、生体信号計測時に生体と接触する一対の電極と、上記電極にて検出される生体信号を所定に処理する生体信号処理回路と、上記生体信号処理回路に電源を供給する電池とを備えている生体信号計測装置において、上記電池より上記生体信号処理回路に供給される電源をオンオフする電源起動スイッチと、上記電源起動スイッチを制御する制御部とを有し、上記制御部は、上記電極間に存在する電極間抵抗を監視し、上記電極間抵抗が所定の閾値を超える値のときには上記電源起動スイッチをオフとし、上記電極間抵抗が上記閾値以下のときには上記電源起動スイッチをオンにして上記電池より上記生体信号処理回路に電源を供給する生体信号計測装置」

（特別ページ３に続く）

が記載されており、請求項２５は、文献３により新規性が欠如しているため、特別な技術的特徴を有しない。しかしながら、請求項２５の従属請求項である請求２６は、「上記制御部は、２入力型のコンパレータを有し、装置内の電源電圧をＶ０として、上記コンパレータの一方の入力端子には、装置内電源とグランド間に接続された抵抗Ｒ１，Ｒ２を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ１（＝Ｒ２／（Ｒ１＋Ｒ２））が印加され、上記コンパレータの他方の入力端子には、上記一方の電極と上記装置内電源との間に接続された抵抗Ｒ３、上記他方の電極とグランジとの間に接続された抵抗Ｒ４および上記電極間抵抗Ｒ５を含む分圧回路で上記電源電圧をＶ０を分圧してなる電圧Ｖ２（＝Ｒ４／（Ｒ３＋Ｒ４＋Ｒ５））が印加され、上記抵抗Ｒ２，Ｒ３，Ｒ４は同一抵抗値Ｒａで、抵抗Ｒ１は上記抵抗値Ｒａよりも高い抵抗値Ｒｂを有し、上記閾値がＲｂ－Ｒａで定義される」という特別な技術的特徴を有しており、請求項２７も、請求項２６と同一の特別な技術的特徴を有している。したがって、請求項２５－２７を発明３に区分する。