

(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
2024年3月14日(14.03.2024)



(10) 国際公開番号

WO 2024/052977 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/28 (2021.01) A61B 5/256 (2021.01)
A61B 5/0533 (2021.01) A61B 5/26 (2021.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2022/033384

(22) 国際出願日: 2022年9月6日(06.09.2022)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 渡辺 健斗 (WATANABE, Kento); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).
松永 賢一 (MATSUNAGA, Kenichi); 〒1808585

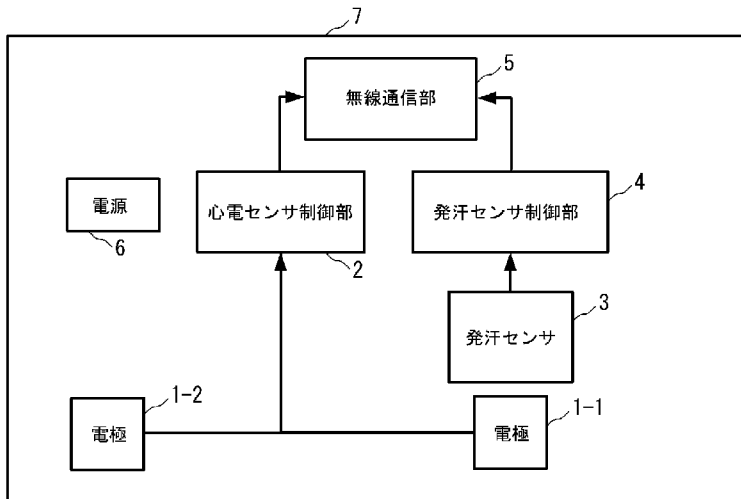
東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 山川 茂樹, 外(YAMAKAWA, Shigeki et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町2丁目11番1号 山王パークタワー4階 山川国際特許事務所内 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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, 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,

(54) Title: BIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号計測システム



1-1, 1-2 Electrode
2 Electrocardiogram sensor control unit
3 Perspiration sensor
4 Perspiration sensor control unit
5 Wireless communication unit
6 Power supply

(57) Abstract: This biological signal measurement system comprises: electrodes (1-1, 1-2) which come into contact with a portion of the skin on the limbs of a measurement subject; an electrocardiogram sensor control unit (2) for acquiring cardiogram signals of the measurement subject on the basis of the biological potential detected through the electrodes (1-1, 1-2); a perspiration sensor (3) for measuring electrical characteristics derived from the perspiration of a portion of the limbs of the measurement subject; and a perspiration sensor control unit (4) for calculating the psychological perspiration amount of the measurement target on the basis of the electrical characteristics measured through the perspiration sensor (3).



SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, SC, 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: 生体信号計測システムは、計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触する電極(1-1, 1-2)と、電極(1-1, 1-2)によって検出された生体電位に基づいて計測対象者の心電図信号を得る心電センサ制御部(2)と、計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測する発汗センサ(3)と、発汗センサ(3)によって計測された電気的特性に基づいて計測対象者の精神性発汗量を算出する発汗センサ制御部(4)とを備える。

明 細 書

発明の名称：生体信号計測システム

技術分野

[0001] 本発明は、人のストレスや感情のモニタリング等に使用される生体信号計測システムに関するものである。

背景技術

[0002] 近年、生体信号計測の応用分野として、人のストレスや感情のモニタリングが研究されている。モニタリングに使用される生体信号としては、脳波や心電図、精神性発汗をはじめとする多様なものが有効だとして提案されている。生体信号の中でも、心電図や精神性発汗は比較的計測が容易であり、これらを同時に計測することでモニタリングの精度向上が期待されている。

[0003] 非特許文献1には、人の胸部に貼り付ける心電センサデバイスを用いて心電図を計測し、手掌部に貼り付ける発汗センサデバイスを用いて発汗を計測するセンサシステムが開示されている。

[0004] ストレスや感情のモニタリングにおいて、多数の配線を伴うセンサデバイスを着用者の身体に装着することや、これらセンサデバイスと接続される計測装置を装着することは、モニタリングの結果に干渉し悪影響を及ぼす可能性がある。特に心電計などの貼付型のセンサデバイスは、電極を胸部に貼り付けることによる不快感などが問題視されている。

先行技術文献

非特許文献

[0005] 非特許文献1：Antonio Affanni, “Wireless Sensors System for Stress Detection by Means of ECG and EDA Acquisition”, Sensors(Basel), Vol.20 (7):2026, Published 2020 Apr 4, doi:10.3390/s20072026, <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7181292/>>

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明は、上記課題を解決するためになされたもので、計測対象者の不快感の少ない部位で心電図信号と精神性発汗量とを計測することができる生体信号計測システムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の生体信号計測システムは、計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触するように構成された電極と、前記電極によって検出された生体電位に基づいて前記計測対象者の心電図信号を得るように構成された第1の制御部と、前記計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測するように構成された発汗センサと、前記発汗センサによって計測された電気的特性に基づいて前記計測対象者の精神性発汗量を算出するように構成された第2の制御部とを備えることを特徴とするものである。

発明の効果

[0008] 本発明によれば、計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触する電極と、計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測する発汗センサとを設けることにより、計測対象者の不快感の少ない部位で心電図信号と精神性発汗量とを計測することができる。その結果、本発明では、計測結果を利用するアプリケーションへの悪影響を低減することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、本発明の第1の実施例に係る生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、本発明の第1の実施例に係る心電センサ制御部の構成を示すブロック図である。

[図3]図3は、本発明の第1の実施例に係る心電センサ制御部の別の構成を示すブロック図である。

[図4]図4は、本発明の第1の実施例に係る生体信号計測システムの別の構成を示すブロック図である。

[図5]図5は、本発明の第2の実施例に係る生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。

[図6]図6は、本発明の第2の実施例に係る心電センサ制御部の構成を示すブロック図である。

[図7]図7は、本発明の第2の実施例に係る増幅部の構成を示す回路図である。

[図8]図8は、本発明の第2の実施例に係る心電センサ制御部の構成を示すブロック図である。

[図9]図9は、本発明の第2の実施例に係る生体信号計測システムの別の構成を示すブロック図である。

[図10]図10は、本発明の第1、第2の実施例に係る生体信号計測システムを実現するコンピュータの構成例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0010] [第1の実施例]

以下、本発明の実施例について図面を参照して説明する。図1は本発明の第1の実施例に係る生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。生体信号計測システムは、計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触する2つ以上の電極1-1、1-2と、電極1-1、1-2によって検出された生体電位に基づいて計測対象者の心電図信号を得る心電センサ制御部2（第1の制御部）と、計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測する発汗センサ3と、発汗センサ3によって計測された電気的特性に基づいて計測対象者の精神性発汗量を算出する発汗センサ制御部4（第2の制御部）と、心電図信号と精神性発汗量の情報を外部に無線送信する無線通信部5と、心電センサ制御部2と発汗センサ3と発汗センサ制御部4と無線通信部5への電力供給を行う電源6とを備えている。

[0011] 心電図波形のピークであるR波の間隔は、人の交感神経と副交感神経の二重支配を受けており、人の精神的な状態によって時間領域、周波数領域で変動が生じる。また、精神性発汗は、交感神経に支配されている。精神的に緊張することで、人の手掌部や足底部に発汗が生じる。これら心電図や精神性発汗といった生体信号をマルチモーダルに計測することで、より高精度な精

神のモニタリングが期待できる。

[0012] 非特許文献 1 に開示された技術では、計測対象者の胸部に心電センサを装着し、手掌部に発汗センサを装着している。しかしながら、各センサを独立に装着することは簡便ではあるものの、装着部位や装着方法によっては計測対象者に強い不快感を与え、精神のモニタリングに影響を与えてしまう可能性がある。

[0013] 一方、図 1 に示した構成では、計測対象者が素足で乗るマット状のセンサデバイス 7 の内部に、電極 1-1, 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とを設ける。生体信号として心電図信号を計測する場合には、計測対象者の心臓を挟むような位置に複数の電極 1-1, 1-2 を配置する必要があるので、計測対象者の右足底と左足底のそれぞれに少なくとも 1 つずつ接触するように電極 1-1, 1-2 を配置する。発汗センサ 3 は、右足底と左足底のうち少なくとも一方に接触すればよい。

[0014] このように、本実施例では、生体信号計測システムを、計測対象者が日常使用し得る形態にすることで装着の不快感を軽減することができるため、計測対象者の緊張度合いやストレスの計測、感情の推定といった精神のモニタリングに好適である。

[0015] 図 2 は心電センサ制御部 2 の構成を示すブロック図である。心電センサ制御部 2 は、計測対象者の皮膚と接触している電極 1-1, 1-2 によって検出された生体電位を増幅する増幅部 20-1, 20-2 と、増幅された生体電位をデジタルデータに変換する A/D 変換部 21-1, 21-2 と、電極 1-1 によって検出された生体電位と電極 1-2 によって検出された生体電位との差を心電図信号として算出する演算部 22 とから構成される。

[0016] 電極 1-1, 1-2 によって検出された生体電位は非常に微弱な信号であるため、増幅部 20-1, 20-2 による信号増幅が必要となる。増幅部 20-1, 20-2 は、生体電位の損失を減らすために高い入力インピーダンスが必要となる。反転増幅回路は、入力インピーダンスを決定する抵抗がゲ

イン設定にも影響し、さらにそのまま熱雑音として寄与してしまうため、生体電位のS/N比を低下させてしまう。一方、非反転増幅回路は、高入力インピーダンス構成にしてもノイズが増加しにくいという特徴を有する。したがって、増幅部20-1, 20-2として、非反転増幅回路を用いることが有効である。また、増幅部20-1, 20-2にローパスフィルタを設けるようにしてもよい。

[0017] 演算部22は、電極1-1によって検出され増幅部20-1によって増幅された生体電位と、電極1-2によって検出され増幅部20-2によって増幅された生体電位との差を心電図信号として算出する。

[0018] 発汗センサ3としては、計測対象者の皮膚と接触している電極に電流または電圧を印加して、発汗による計測対象者の皮膚のインピーダンスの変化を計測する皮膚電位計がある。皮膚電位計を用いる場合、発汗センサ制御部4は、計測された皮膚のインピーダンスの変化に基づいて計測対象者の精神性発汗量を推定する。

[0019] また、発汗センサ3として、計測対象者の皮膚から水分を収集する構造を有し、収集した水分に由来する電気信号を出力するセンサを用いてもよい。このようなセンサを用いる場合、発汗センサ制御部4は、センサから出力された電気信号に基づいて計測対象者の精神性発汗量を推定する。

[0020] 発汗センサ3として皮膚電位計を用いる場合には、小型化が可能である。一方、計測対象者の皮膚から水分を収集する構造が必要な発汗センサ3の場合、嵩張るため、計測対象者の活動に支障をきたす可能性がある。

[0021] 発汗センサ3として皮膚電位計を用いる場合、皮膚インピーダンス計測のための電極と心電図信号計測のための電極1-1, 1-2とを共用することで電極を別途用意する必要がなくなる。電極を共用する場合、皮膚インピーダンス計測のために電極に印加する信号を、生体電位と同じ周波数帯の信号にしてしまうと、電極に印加する信号と生体電位との分離が困難となるため、皮膚インピーダンス計測と心電図信号計測とを同時に行うことは不可能である。

[0022] 皮膚インピーダンス計測と心電図信号計測とを同時に行うためには、皮膚インピーダンス計測のために電極に印加する信号を生体電位と異なる周波数の交流信号とすればよい。この場合、電極 1-1, 1-2 の電位には、様々な周波数成分が含まれる。心電センサ制御部 2 は、発汗センサ 3 が印加する信号を除去する周波数フィルタリング処理によって生体電位を抽出することができる。心電センサ制御部 2 の周波数フィルタリング処理は、増幅部 20-1, 20-2 のローパスフィルタによって実現することができる。また、発汗センサ 3 は、生体電位を除去する周波数フィルタリング処理によって皮膚インピーダンスを計測することができる。

[0023] 生体電位の周波数は概ね 50 Hz 以下である。増幅部 20-1, 20-2 に設けられるローパスフィルタのカットオフ周波数は例えば 50 Hz または 100 Hz となっている。したがって、発汗センサ 3 が皮膚インピーダンス計測のために電極に印加する交流信号の周波数を 100 Hz 以上にする事で、電極に印加する信号と生体電位とを分離することができる。

[0024] 一方、皮膚インピーダンス計測と心電図信号計測とを時分割で行うようにしてもよい。皮膚インピーダンス計測と心電図信号計測とを時分割で行う場合の心電センサ制御部 2 の構成を図 3 に示す。図 3 の例では、電極 1-1, 1-2 と増幅部 20-1, 20-2 との間にスイッチ 23-1, 23-2 を追加している。スイッチ 23-1, 23-2 の例としては、例えば CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) スイッチがある。

[0025] 心電図信号のサンプリングレートは通常 1 kHz 以下であり、皮膚インピーダンスのサンプリングレートは数 Hz 程度である。したがって、MCU (Micro Controller Unit) などからなる演算部 22 によってスイッチ 23-1, 23-2 を制御することが可能である。演算部 22 は、発汗センサ 3 が皮膚インピーダンス計測を行うタイミングでは、スイッチ 23-1, 23-2 をオフにして、電極 1-1, 1-2 と発汗センサ 3 とを接続し、心電図信号計測を行うタイミングでは、スイッチ 23-1, 23-2 をオンにして、電極 1-1, 1-2 と増幅部 20-1, 20-2 とを接続すればよい。

- [0026] なお、皮膚インピーダンス計測を行う場合、計測対象者の同じ部位に複数の電極を設けることが望ましい。例えば計測対象者の右足底と接触する電極 1-1 を 2 つ以上設け、左足底と接触する電極 1-2 を 2 つ以上設ける。電極 1-1 を用いて右足底の皮膚インピーダンスを計測してもよいし、電極 1-2 を用いて左足底の皮膚インピーダンスを計測してもよいし、電極 1-1 を用いる皮膚インピーダンス計測と電極 1-2 を用いる皮膚インピーダンス計測を同時に行ってもよい。
- [0027] 図 3 の例では、増幅部 20-1, 20-2 と A/D 変換部 21-2, 21-2 の数を電極 1-1, 1-2 の数に合わせているが、図 3 の構成は必須の構成ではない。少なくとも 1 つの電極 1-1 によって検出された生体電位と少なくとも 1 つの電極 1-2 によって検出された生体電位との差を演算部 22 で算出可能な構成であればよい。
- [0028] 電極 1-1, 1-2 および発汗センサ 3 の電極としては、様々な材質や構成の電極が利用可能である。医療用途で用いられている Ag/AgCl 電極をはじめとして、導電性を有する布電極や、金属製の電極など任意のものを利用することができる。計測対象者の身体に直接接着しなくてもよい布製や金属製の電極を用いて、衣服の上から電極を装着する非接触電極構成にすることによって、計測対象者の自由度をさらに向上させることも可能である。
- [0029] 図 1 の例では、マット状のセンサデバイス 7 の内部に、電極 1-1, 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とを設ける例について説明したが、生体信号計測システムを計測対象者の右手と左手に分離して装着してもよいし、右足と左足に分離して装着してもよい。
- [0030] 生体信号計測システムを計測対象者の右手と左手に分離して装着する場合、例えば手袋型または指輪型のセンサデバイスに電極 1-1, 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とを設ける例が考えられる。計測対象者は、右手と左手にそれぞれ手袋や指輪をはめるようにして生体信号計測システムを装着する。

- [0031] 生体信号計測システムを計測対象者の右足と左足に分離して装着する場合、例えば靴下型のセンサデバイスまたはスリッパ型のセンサデバイスに、電極 1-1, 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とを設ける例が考えられる。計測対象者は、右足と左足にそれぞれ靴下を履くようにして、または右足と左足にそれぞれスリッパを履くようにして生体信号計測システムを装着する。
- [0032] 精神性発汗の検出力が弱まるため精度としては落ちるが、利便性のためにリストバンド型のセンサデバイスに、電極 1-1, 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とを設けるようにしてもよい。計測対象者は、右手と左手にそれぞれリストバンドを着けるようにして生体信号計測システムを装着する。
- [0033] 生体信号計測システムを計測対象者の右側部位と左側部位に分離して装着する場合の生体信号計測システムの構成を図 4 に示す。図 4 の例の生体信号計測システムは、計測対象者の右側部位に装着されるセンサデバイス 7 a と、左側部位に装着されるセンサデバイス 7 b とに分離して設けられる。
- [0034] センサデバイス 7 a には、電極 1-1 が設けられる。センサデバイス 7 b には、電極 1-2 と心電センサ制御部 2 と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と電源 6 とが設けられる。電極 1-1 と心電センサ制御部 2 との間は、配線 8 によって電氣的に接続される。センサデバイス 7 a, 7 b は、手袋、指輪、靴下、スリッパまたはリストバンドの形状をしている。靴下や手袋のような布製品をセンサデバイス 7 a, 7 b の基材とする場合、電極 1-1, 1-2 および発汗センサ 3 の電極としては、導電繊維を用いた布電極が特に好適である。センサデバイス 7 a を計測対象者の左側部位に装着し、センサデバイス 7 b を右側部位に装着してもよいことは言うまでもない。
- [0035] 図 4 の構成においても、皮膚インピーダンス計測のための発汗センサ 3 の電極と心電図信号計測のための電極 1-2 とを共用することが可能である。
- [0036] また、図 1、図 4 に示すように、心電図信号と精神性発汗量の情報を例え

ばスマートフォンやサーバ装置等の外部機器に無線送信する無線通信部 5 をセンサデバイス 7, 7 b に設けるようにしてもよい。

[0037] [第 2 の実施例]

次に、本発明の第 2 の実施例について説明する。図 5 は本発明の第 2 の実施例に係る生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。本実施例では、図 4 と同様に生体信号計測システムを計測対象者の右側部位と左側部位に分離して装着する例について説明する。図 4 の構成では、右側部位と左側部位とを接続するために配線 8 を必要とするため、計測対象者の活動が制限される可能性がある。本実施例は、このような活動の制限を解決するものである。

[0038] 計測対象者の右側部位に装着されるセンサデバイス 7 a には、電極 1-1 と、心電センサ制御部 2 a と、電源 6 a と、心電センサ制御部 2 a の増幅部の基準電位を生成する基準電位生成部 9 a と、センサデバイス 7 b とデータを送受信する無線通信部 10 a とが設けられている。

[0039] 電源 6 a は、心電センサ制御部 2 a と基準電位生成部 9 a と無線通信部 10 a への電力供給を行う。

図 6 は心電センサ制御部 2 a の構成を示すブロック図である。心電センサ制御部 2 a は、増幅部 20-1 と、A/D 変換部 21-1 と、電極 1-1 によって検出された生体電位をデジタルデータに変換する A/D 変換部 24 a と、センサデバイス 7 b から送信され無線通信部 10 a によって受信されたデジタルデータを生体電位に変換する D/A 変換部 25 a とから構成される。

[0040] 無線通信部 10 a は、A/D 変換部 24 a から出力されたデジタルデータをセンサデバイス 7 b に無線送信すると共に、センサデバイス 7 b から送信されたデジタルデータを受信する。また、無線通信部 10 a は、A/D 変換部 21-1 から出力されたデジタルデータをセンサデバイス 7 b に無線送信する。

[0041] 増幅部 20-1, 20-2 として非反転増幅回路を用いる場合、2 つの増幅部 20-1, 20-2 の基準電位が共通化されていることが重要である。

本実施例では、センサデバイス 7 a と 7 b との間が配線で接続されていないため、増幅部 20-1, 20-2 の基準電位が不一致となり、それにより計測精度が劣化する場合があり得る。

[0042] そこで、本実施例では、心電図の計測精度を向上させるため、センサデバイス 7 a と 7 b 間で生体電位の情報を送受信することで、各センサデバイス 7 a, 7 b の増幅部 20-1, 20-2 における基準電位 V_{ref} を共通化する。

[0043] 後述のように、センサデバイス 7 b の電極 1-2 によって検出された生体電位は、AD変換部 24 b によってデジタルデータに変換され、センサデバイス 7 b の無線通信部 10 b から送信される。無線通信部 10 a は、センサデバイス 7 b から送信されたデジタルデータを受信する。DA変換部 25 a は、無線通信部 10 a が受信したデジタルデータを生体電位に変換する。

[0044] 基準電位生成部 9 a は、電極 1-1 によって検出された生体電位と DA変換部 25 a から出力された生体電位（電極 1-2 によって検出された生体電位）との加算平均を求めることで基準電位 V_{ref} を生成する。

[0045] 図 7 は増幅部 20-1 の構成例を示す回路図である。増幅部 20-1 は、オペアンプ A1 と、抵抗 R1, R2 とから構成される。基準電位 V_{ref} は、基準電位生成部 9 a から増幅部 20-1 の抵抗 R1 の一端に供給される。

[0046] 一方、計測対象者の左側部位に装着されるセンサデバイス 7 b には、電極 1-2 と、心電センサ制御部 2 b と、発汗センサ 3 と、発汗センサ制御部 4 と、無線通信部 5 と、電源 6 b と、心電センサ制御部 2 b の増幅部の基準電位を生成する基準電位生成部 9 b と、センサデバイス 7 a とデータを送受信する無線通信部 10 b とが設けられている。センサデバイス 7 a, 7 b は、図 4 の例と同様に手袋、指輪、靴下、スリッパまたはリストバンドの形状をしている。

[0047] 電源 6 b は、心電センサ制御部 2 b と発汗センサ 3 と発汗センサ制御部 4 と無線通信部 5 と基準電位生成部 9 b と無線通信部 10 b への電力供給を行う。

図8は心電センサ制御部2bの構成を示すブロック図である。心電センサ制御部2bは、増幅部20-2と、AD変換部21-2と、演算部22と、電極1-2によって検出された生体電位をデジタルデータに変換するAD変換部24bと、センサデバイス7aから送信され無線通信部10bによって受信されたデジタルデータを生体電位に変換するDA変換部25bとから構成される。

[0048] 無線通信部10bは、AD変換部24bから出力されたデジタルデータをセンサデバイス7aに無線送信する。また、無線通信部10bは、センサデバイス7aの電極1-1によって検出された生体電位のデータをセンサデバイス7aから受信する。DA変換部25bは、無線通信部10bが受信したデジタルデータを生体電位に変換する。

[0049] 基準電位生成部9bは、電極1-2によって検出された生体電位とDA変換部25bから出力された生体電位（電極1-1によって検出された生体電位）との加算平均を求めることで基準電位 V_{ref} を生成し、増幅部20-2に基準電位 V_{ref} を供給する。増幅部20-2の構成は増幅部20-1と同様である。

[0050] センサデバイス7aの無線通信部10aからは、増幅前の生体電位だけでなく、増幅部20-1によって増幅されAD変換部21-1によってデジタルデータに変換された生体電位も無線送信される。無線通信部10bは、増幅された生体電位のデータをセンサデバイス7aから受信する。

[0051] 演算部22は、センサデバイス7aの増幅部20-1によって増幅された生体電位と、センサデバイス7bの増幅部20-2によって増幅された生体電位との差を心電図信号として算出する。

発汗センサ3と発汗センサ制御部4と無線通信部5の動作は第1の実施例と同じである。

[0052] センサデバイス7aを計測対象者の左側部位に装着し、センサデバイス7bを右側部位に装着してもよいことは言うまでもない。

第1の実施例と同様に、本実施例においても、皮膚インピーダンス計測の

ための発汗センサ 3 の電極と心電図信号計測のための電極 1 - 2 とを共用することが可能である。

[0053] 以上のように、本実施例では、センサデバイス 7 a と 7 b 間を接続する配線無くすことができる。これにより、配線による計測対象者の不快感を軽減することができ、また計測対象者の身体の拘束性を解消することができるので、モニタリング中であることを計測対象者に意識させることなく、心電図信号と精神性発汗量とを計測することが可能となる。本実施例では、計測対象者の歩行や運動を妨げることなく日常の生活の中で容易に計測を行うことができる。

[0054] また、本実施例では、各センサデバイス 7 a, 7 b に設けた基準電位生成部 9 a, 9 b によって生成される共通化された基準電位 V_{ref} を用いる。これにより、センサデバイス 7 a, 7 b において増幅部 20-1, 20-2 の基準電位 V_{ref} が共通化された信号増幅が可能となり、心電図信号の計測精度を向上させることができる。

[0055] 無線通信の方法としては様々な方法を適用することができる。例えば電波通信用のモジュールは、広く流通しているため、容易にかつ低コストで実装することが可能である。電波による無線通信を行う場合、無線通信部 10 a, 10 b の送信側回路として、変調回路と送信用のアンテナとを設け、受信側回路として、受信用のアンテナと復調回路とを設けるようにすればよい。

[0056] 送信側の変調回路は、送信するデータを用いて、キャリア信号にデジタル変調を施す。変調された信号は、送信用のアンテナから受信側のセンサデバイスに送信される。受信側の復調回路は、送信側のセンサデバイスから送信されアンテナによって受信された信号を復調してデータを取り出す。

[0057] 電波による無線通信を行う場合、各センサデバイス 7 a, 7 b において送信する電波のキャリア周波数を互い異なる周波数に設定することで、互いに干渉することなくデータを送受信することができる。送信用のアンテナと受信用のアンテナを共用してもよいことは言うまでもない。

[0058] センサデバイス 7 a と 7 b 間でデータを送受信する他の方法として、光通

信を用いてもよい。光通信を利用することによって、広く利用されている、既存の無線通信の影響を低減して安定したデータの送受信が可能となり、通信傍受がされにくいことによるセキュリティの向上が期待できる。

[0059] 光通信を用いる場合には、無線通信部 10a, 10b の送信側回路として、変調回路と E/O (Electrical/Optical) 変換器とを設け、受信側回路として、O/E (Optical/Electrical) 変換器と復調回路とを設けるようにすればよい。

[0060] 送信側の変調回路は、送信するデータを用いて、キャリア信号にデジタル変調を施す。E/O 変換器は、変調された信号を光に変換して受信側のセンサデバイスに送信する。受信側の O/E 変換器は、送信側のセンサデバイスからの光信号を受光して電気信号に変換する。復調回路は、O/E 変換器から出力された信号を復調してデータを取り出す。

[0061] 電波による無線通信を行う場合と同様に、各センサデバイス 7a, 7b で用いる光の波長を異なるものに設定することで、互いに干渉することなくデータを送受信することができる。

[0062] ワイヤレスイヤホン等で利用されている磁気通信も本実施例に好適である。磁気通信では、磁界変化による別のデバイスとの相互誘導によって信号伝達を行う。磁界は水分等の人体構成成分に対して透過性を示す。このため、低干渉に通信を行うことができるので、センサデバイス 7a, 7b を計測対象者に装着した場合においても、安定したデータの送受信が可能である。

[0063] 磁気通信を用いる場合には、無線通信部 10a, 10b の送信側回路として、変調回路と、トランスコンダクタンスアンプ等の電圧電流変換器と、アンテナとなるコイルとを設け、受信側回路として、コイルと、トランスインピーダンスアンプ等の電流電圧変換器と、復調回路とを設けるようにすればよい。

[0064] 送信側の変調回路は、送信するデータを用いて、キャリア信号にデジタル変調を施す。電圧電流変換器は、変調された信号を電流に変換して、コイルに供給する。送信側のセンサデバイスのコイルに供給された電流によって磁

界変化が生じる。受信側の電流電圧変換器は、送信側のセンサデバイスによる磁界変化によって受信側のコイルに生じた電流を電圧に変換する。復調回路は、電流電圧変換器から出力された信号を復調してデータを取り出す。

[0065] センサデバイス 7 a と 7 b 間においてデータを送受信する方法として、計測対象者の身体を伝送路として用いる人体通信を用いてもよい。この場合の生体信号計測システムの構成を図 9 に示す。人体通信を用いる場合には、図 9 に示すように、各センサデバイス 7 a, 7 b は、電極 1-1, 1-2 に加えて、人体通信を行うための電極 11-1, 11-2 を備える。

[0066] 通信のための電力は、センサデバイス 7 a, 7 b の消費電力の多くを占める。電波を用いた空間伝搬では、信号強度は伝搬距離の 2 乗に反比例して減衰する。一方、人体通信の場合には、伝搬距離に反比例した信号の減衰にとどまる。このため、人体通信を用いることで、より少ない送信電力でのデータ送信が可能となる。データの送受信を、人体を介して行うことで消費電力の削減に寄与することができる。

[0067] 図 9 の無線通信部 10 a, 10 b は、送信するデータを用いて、キャリア信号にデジタル変調を施し、変調した信号を、計測対象者の皮膚と接触する電極 11-1, 11-2 から計測対象者の身体を介して他のセンサデバイスに送信する。また、無線通信部 10 a, 10 b は、他のセンサデバイスから送信され電極 11-1, 11-2 によって受信された信号を復調してデータを取り出す。

[0068] データの送受信に人体通信を用いることで、電力の削減に加えて、基準電位を生成するための生体電位信号のサンプリングレートと生体信号を生成するための生体電位信号のサンプリングレートを独立に設定することが可能となり、設計の自由度が向上するという利点がある。

[0069] 人体を伝送路とする場合、各センサデバイス 7 a, 7 b で用いるキャリア周波数を異なる周波数とすることで混信を回避することができる。使用する周波数帯は、人体の電氣的性質に基づいて数 MHz から 100 MHz 程度にすることで、損失が少ない人体通信を実現することができる。

- [0070] 図9に示すように、各センサデバイス7a, 7bにおいて電極1-1, 1-2と電極11-1, 11-2とを個別に設けてもよい。また、センサデバイス7aにおいて電極1-1と電極11-1とを共用し、センサデバイス7bにおいて電極1-2と電極11-2とを共用してもよい。
- [0071] 電極を共用する場合には、通過帯域の異なるバンドパスフィルタを設けることで、送受信する信号と心電図信号計測のために検出する生体電位とを分離することができる。電極数を少なくすることで、計測対象者と接触する部位が減るため、計測対象者の快適性を向上させることができる。
- [0072] センサデバイス7a, 7bにおいてキャリア信号をデジタル変調する際に、QPSK (Quadrature Phase shift Keying) などの多値変調を利用し、さらに、各センサデバイス7a, 7bが使用する異なる信号点を設定することで、1つのキャリア信号において、送受信する信号を分離することが可能である。これにより、デジタル変調に使用するデバイスとして共通のデバイスを使用することができるため、デバイスの量産性やメンテナンス性を向上させることができる。
- [0073] なお、計測したデータの分析において心電図信号の利用方法は心拍変動解析のみであることが多い。心拍変動解析において必要となる情報は、心電図波形全体ではなく、心拍間隔を特徴量として抽出できればよい。心拍間隔は心電図波形のピークの間隔なので、心電図波形の中で最も鋭いピークを有するR波を検出できればよい。
- [0074] R波を検出する場合、電極1-1, 1-2をそれぞれ2つ設け、例えば計測対象者の右手掌部と接触する2つの電極1-1間の電位差、または左手掌部と接触する2つの電極1-2間の電位差を算出すれば、通常的心電図信号よりも微小ではあるが、R波に関する信号を得ることができる。つまり、計測対象者の右側部位と左側部位のどちらか一方のみにセンサデバイスを装着してR波を検出することが可能である。右側部位と左側部位のどちらか一方のみでR波を検出できる理由は、心臓の電気活動による人体の電界分布が均一でなく、場所に応じて僅かに異なるため、電位差の検出が行えるためと考

えられる。

[0075] このように、計測対象者の右側部位と左側部位のどちらか一方のみにセンサデバイスを装着する場合でもR波を検出できるため、計測対象者の右手と左手のどちらか一方のみにセンサデバイスを装着してもよいし、右足と左足のどちらか一方のみに装着してもよい。このようにして、計測対象者の身体の拘束性を解消することができる。

[0076] 心電図計測と類似した技術として、脈波センサによって脈拍間隔を計測する技術がある。ただし、脈波センサは、橈骨動脈や毛細血管など体表に近い血管について、光学的または物理的な方法によって心臓の拍動に伴う血管の体積変化を計測する仕組みである。そのため、血管の体積変化の伝播に遅れがあり、また測定部位の動きや位置によっても血管の体積が変化してしまうので、脈拍間隔は心拍間隔に比べて実用上精度が低く、モニタリングに適さない。本発明では、心電図計測によってストレスや感情のモニタリングに好適な結果を得ることができる。

[0077] 第1、第2の実施例で説明した演算部22と発汗センサ制御部4とは、CPU (Central Processing Unit)、記憶装置及びインタフェースを備えたコンピュータと、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。このコンピュータの構成例を図10に示す。

[0078] コンピュータは、CPU100と、記憶装置101と、インタフェース装置(I/F)102とを備えている。I/F102には、発汗センサ3、無線通信部5、10b、AD変換部21-1、21-2等が接続される。本発明の方法を実現させるためのプログラムは記憶装置101に格納される。CPU100は、記憶装置101に格納されたプログラムに従って第1、第2の実施例で説明した処理を実行する。また、演算部22と発汗センサ制御部4の少なくとも一部をFPGA (field-programmable gate array) 等のハードウェアロジックで構成してもよい。

[0079] 上記の実施例の一部又は全部は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

- [0080] (付記1) 本発明の生体信号計測システムは、計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触するように構成された電極と、前記電極によって検出された生体電位に基づいて前記計測対象者の心電図信号を得るように構成された第1の制御部と、前記計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測するように構成された発汗センサと、前記発汗センサによって計測された電気的特性に基づいて前記計測対象者の精神性発汗量を算出するように構成された第2の制御部とを備える。
- [0081] (付記2) 付記1記載の生体信号計測システムは、前記計測対象者の右側部位と左側部位のうちの一方に装着されるように構成された第1のセンサデバイスと、前記右側部位と左側部位のうちの他方に装着されるように構成された第2のセンサデバイスとを備え、前記第1のセンサデバイスは、前記右側部位と左側部位のうちの一方の皮膚と接触するように構成された第1の前記電極を備え、前記第2のセンサデバイスは、前記右側部位と左側部位のうちの他方の皮膚と接触するように構成された第2の前記電極と、前記第1の制御部と、前記発汗センサと、前記第2の制御部とを備え、前記第1の制御部は、前記第1、第2の電極によって検出された生体電位に基づいて前記計測対象者の心電図信号を得る。
- [0082] (付記3) 付記1または2記載の生体信号計測システムにおいて、前記発汗センサは、前記電気的特性として前記計測対象者の皮膚のインピーダンスの変化を計測し、前記第2の制御部は、計測された皮膚のインピーダンスの変化に基づいて前記計測対象者の精神性発汗量を算出する。
- [0083] (付記4) 付記2記載の生体信号計測システムは、前記発汗センサが前記電気的特性を計測するための電極と前記第2の電極とが共通であり、前記発汗センサは、前記生体電位と異なる周波数の信号を前記第2の電極に印加して前記電気的特性を計測し、前記第1の制御部は、周波数フィルタリング処理によって前記生体電位を抽出する。
- [0084] (付記5) 付記2記載の生体信号計測システムは、前記発汗センサが前記電気的特性を計測するための電極と前記第2の電極とが共通であり、前記発

汗センサによる前記電気的特性の計測と前記第 1 の制御部による心電図信号の計測とを時分割で行う。

[0085] (付記 6) 付記 5 記載の生体信号計測システムにおいて、前記第 2 のセンサデバイスは、前記第 2 の電極の接続を切り替えるためのスイッチをさらに備え、前記第 1 の制御部は、前記発汗センサが前記電気的特性を計測するタイミングにおいて前記第 2 の電極と前記発汗センサとが接続され、前記第 1 の制御部が前記心電図信号を計測するタイミングにおいて前記第 2 の電極と前記第 1 の制御部とが接続されるように、前記スイッチを制御する。

[0086] (付記 7) 付記 2 記載の生体信号計測システムにおいて、前記第 1 のセンサデバイスは、前記第 1 の電極によって検出された生体電位を増幅するように構成された第 1 の増幅部と、前記第 1 の増幅部によって増幅された生体電位のデータを前記第 2 のセンサデバイスに送信するように構成された第 1 の無線通信部とをさらに備え、前記第 2 のセンサデバイスは、前記第 2 の電極によって検出された生体電位を増幅するように構成された第 2 の増幅部と、前記第 1 のセンサデバイスから送信された生体電位のデータを受信するように構成された第 2 の無線通信部とをさらに備え、前記第 1 の制御部は、前記第 2 の無線通信部が受信した生体電位と前記第 2 の増幅部によって増幅された生体電位とに基づいて前記計測対象者の心電図信号を得る。

[0087] (付記 8) 付記 7 記載の生体信号計測システムにおいて、前記第 1 のセンサデバイスは、前記第 1 の増幅部の基準電位を生成するように構成された第 1 の基準電位生成部をさらに備え、前記第 2 のセンサデバイスは、前記第 2 の増幅部の基準電位を生成するように構成された第 2 の基準電位生成部をさらに備え、前記第 1 の無線通信部は、前記第 1 の増幅部によって増幅された生体電位のデータに加えて、前記第 1 の増幅部によって増幅される前の生体電位のデータを前記第 2 のセンサデバイスに送信すると共に、前記第 2 のセンサデバイスから送信された生体電位のデータを受信し、前記第 2 の無線通信部は、前記第 2 の増幅部によって増幅された生体電位のデータに加えて、前記第 2 の増幅部によって増幅される前の生体電位のデータを前記第 1 のセ

ンサデバイスに送信し、前記第 1 の基準電位生成部は、前記第 2 の増幅部によって増幅される前の生体電位を前記第 1 の無線通信部を介して受信し、前記第 1 の増幅部によって増幅される前の生体電位と前記第 2 の増幅部によって増幅される前の生体電位とに基づいて前記第 1 の増幅部の基準電位を生成し、前記第 2 の基準電位生成部は、前記第 1 の増幅部によって増幅される前の生体電位を前記第 2 の無線通信部を介して受信し、前記第 2 の増幅部によって増幅される前の生体電位と前記第 1 の増幅部によって増幅される前の生体電位とに基づいて前記第 2 の増幅部の基準電位を生成する。

産業上の利用可能性

[0088] 本発明は、心電図信号と精神性発汗量とを計測する技術に適用することができる。

符号の説明

[0089] 1-1, 1-2, 11-1, 11-2…電極、2…心電センサ制御部、3…発汗センサ、4…発汗センサ制御部、5, 10a, 10b…無線通信部、6, 6a, 6b…電源、7, 7a, 7b…センサデバイス、8…配線、9a, 9b…基準電位生成部、20-1, 20-2…増幅部、21-2, 21-2, 24a, 24b…AD変換部、22…演算部、23-1, 23-2…スイッチ、25a, 25b…DA変換部。

請求の範囲

- [請求項1] 計測対象者の四肢の一部の皮膚と接触するように構成された電極と、
- 、
- 前記電極によって検出された生体電位に基づいて前記計測対象者の心電図信号を得るように構成された第1の制御部と、
- 前記計測対象者の四肢の一部の発汗に由来する電気的特性を計測するように構成された発汗センサと、
- 前記発汗センサによって計測された電気的特性に基づいて前記計測対象者の精神性発汗量を算出するように構成された第2の制御部とを備えることを特徴とする生体信号計測システム。
- [請求項2] 請求項1記載の生体信号計測システムにおいて、
- 前記計測対象者の右側部位と左側部位のうちの一方に装着されるように構成された第1のセンサデバイスと、
- 前記右側部位と左側部位のうちの他方に装着されるように構成された第2のセンサデバイスとを備え、
- 前記第1のセンサデバイスは、前記右側部位と左側部位のうちの一方の皮膚と接触するように構成された第1の前記電極を備え、
- 前記第2のセンサデバイスは、前記右側部位と左側部位のうちの他方の皮膚と接触するように構成された第2の前記電極と、前記第1の制御部と、前記発汗センサと、前記第2の制御部とを備え、
- 前記第1の制御部は、前記第1、第2の電極によって検出された生体電位に基づいて前記計測対象者の心電図信号を得ることを特徴とする生体信号計測システム。
- [請求項3] 請求項1または2記載の生体信号計測システムにおいて、
- 前記発汗センサは、前記電気的特性として前記計測対象者の皮膚のインピーダンスの変化を計測し、
- 前記第2の制御部は、計測された皮膚のインピーダンスの変化に基づいて前記計測対象者の精神性発汗量を算出することを特徴とする生

体信号計測システム。

[請求項4]

請求項2記載の生体信号計測システムにおいて、

前記発汗センサが前記電気的特性を計測するための電極と前記第2の電極とが共通であり、

前記発汗センサは、前記生体電位と異なる周波数の信号を前記第2の電極に印加して前記電気的特性を計測し、

前記第1の制御部は、周波数フィルタリング処理によって前記生体電位を抽出することを特徴とする生体信号計測システム。

[請求項5]

請求項2記載の生体信号計測システムにおいて、

前記発汗センサが前記電気的特性を計測するための電極と前記第2の電極とが共通であり、

前記発汗センサによる前記電気的特性の計測と前記第1の制御部による心電図信号の計測とを時分割で行うことを特徴とする生体信号計測システム。

[請求項6]

請求項5記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第2のセンサデバイスは、前記第2の電極の接続を切り替えるためのスイッチをさらに備え、

前記第1の制御部は、前記発汗センサが前記電気的特性を計測するタイミングにおいて前記第2の電極と前記発汗センサとが接続され、前記第1の制御部が前記心電図信号を計測するタイミングにおいて前記第2の電極と前記第1の制御部とが接続されるように、前記スイッチを制御することを特徴とする生体信号計測システム。

[請求項7]

請求項2記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第1のセンサデバイスは、

前記第1の電極によって検出された生体電位を増幅するように構成された第1の増幅部と、

前記第1の増幅部によって増幅された生体電位のデータを前記第2のセンサデバイスに送信するように構成された第1の無線通信部とを

さらに備え、

前記第2のセンサデバイスは、

前記第2の電極によって検出された生体電位を増幅するように構成された第2の増幅部と、

前記第1のセンサデバイスから送信された生体電位のデータを受信するように構成された第2の無線通信部とをさらに備え、

前記第1の制御部は、前記第2の無線通信部が受信した生体電位と前記第2の増幅部によって増幅された生体電位とに基づいて前記計測対象者の心電図信号を得ることを特徴とする生体信号計測システム。

[請求項8]

請求項7記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第1のセンサデバイスは、前記第1の増幅部の基準電位を生成するように構成された第1の基準電位生成部をさらに備え、

前記第2のセンサデバイスは、前記第2の増幅部の基準電位を生成するように構成された第2の基準電位生成部をさらに備え、

前記第1の無線通信部は、前記第1の増幅部によって増幅された生体電位のデータに加えて、前記第1の増幅部によって増幅される前の生体電位のデータを前記第2のセンサデバイスに送信すると共に、前記第2のセンサデバイスから送信された生体電位のデータを受信し、

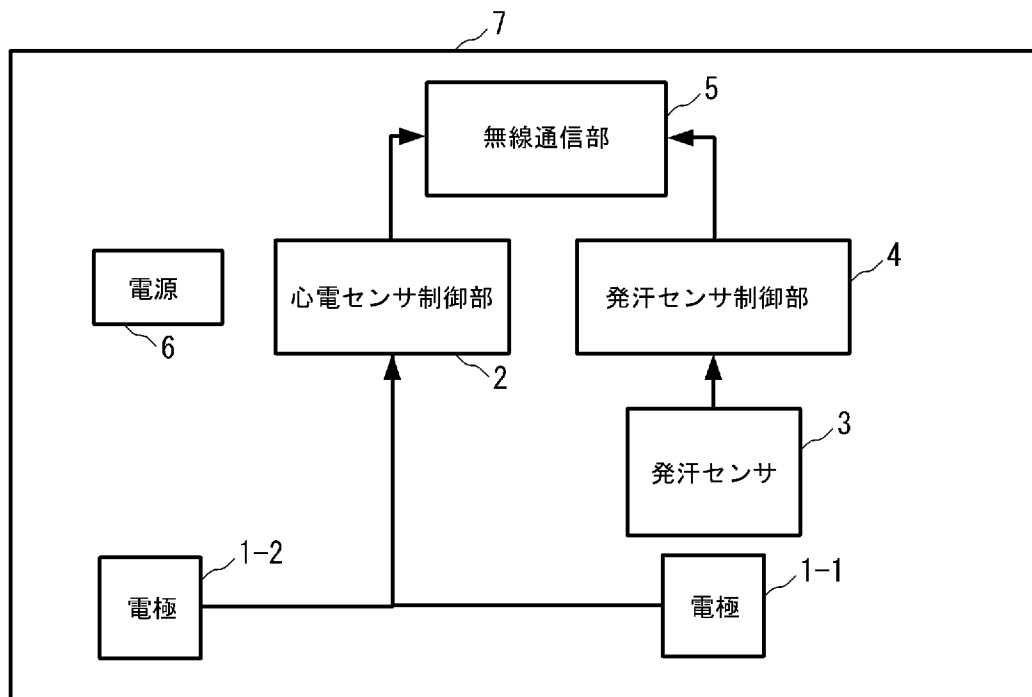
前記第2の無線通信部は、前記第2の増幅部によって増幅された生体電位のデータに加えて、前記第2の増幅部によって増幅される前の生体電位のデータを前記第1のセンサデバイスに送信し、

前記第1の基準電位生成部は、前記第2の増幅部によって増幅される前の生体電位を前記第1の無線通信部を介して受信し、前記第1の増幅部によって増幅される前の生体電位と前記第2の増幅部によって増幅される前の生体電位とに基づいて前記第1の増幅部の基準電位を生成し、

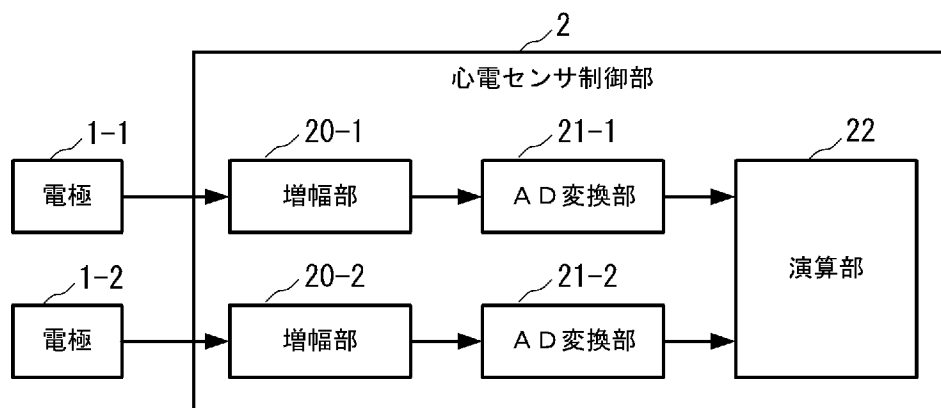
前記第2の基準電位生成部は、前記第1の増幅部によって増幅される前の生体電位を前記第2の無線通信部を介して受信し、前記第2の

増幅部によって増幅される前の生体電位と前記第 1 の増幅部によって増幅される前の生体電位とに基づいて前記第 2 の増幅部の基準電位を生成することを特徴とする生体信号計測システム。

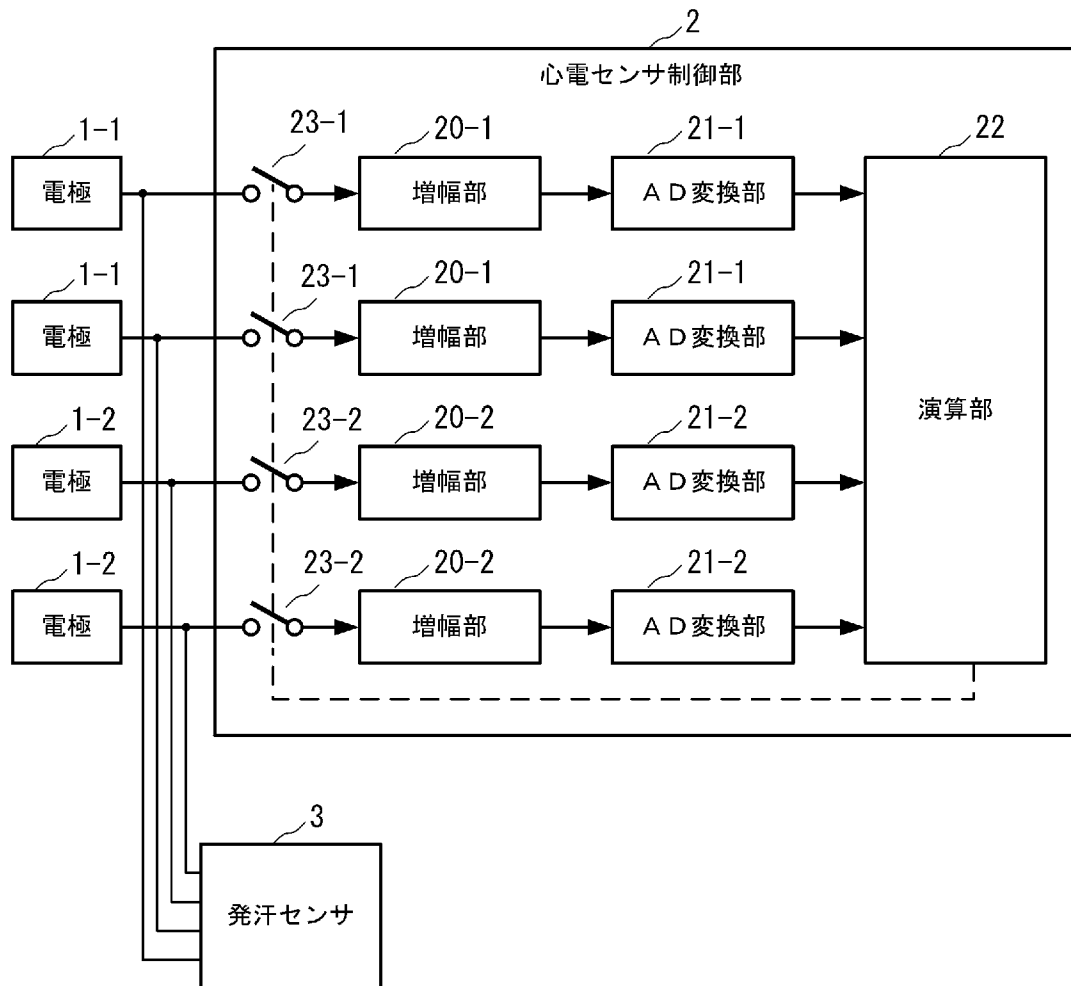
[図1]



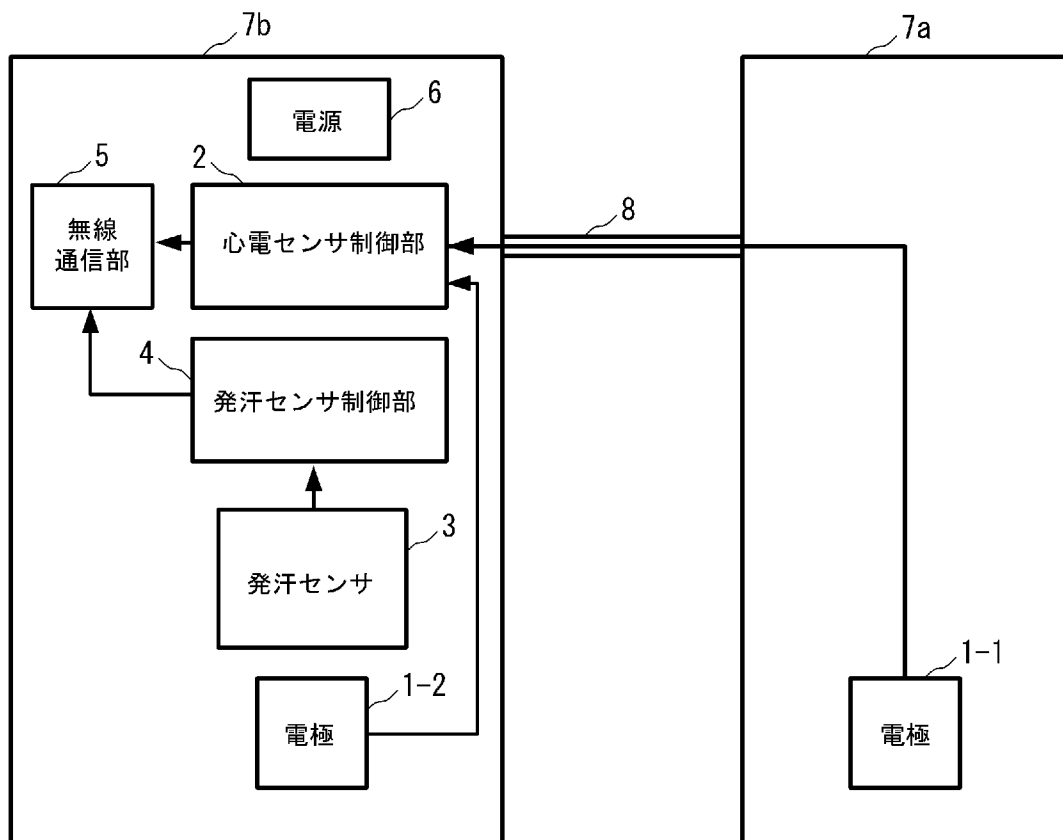
[図2]



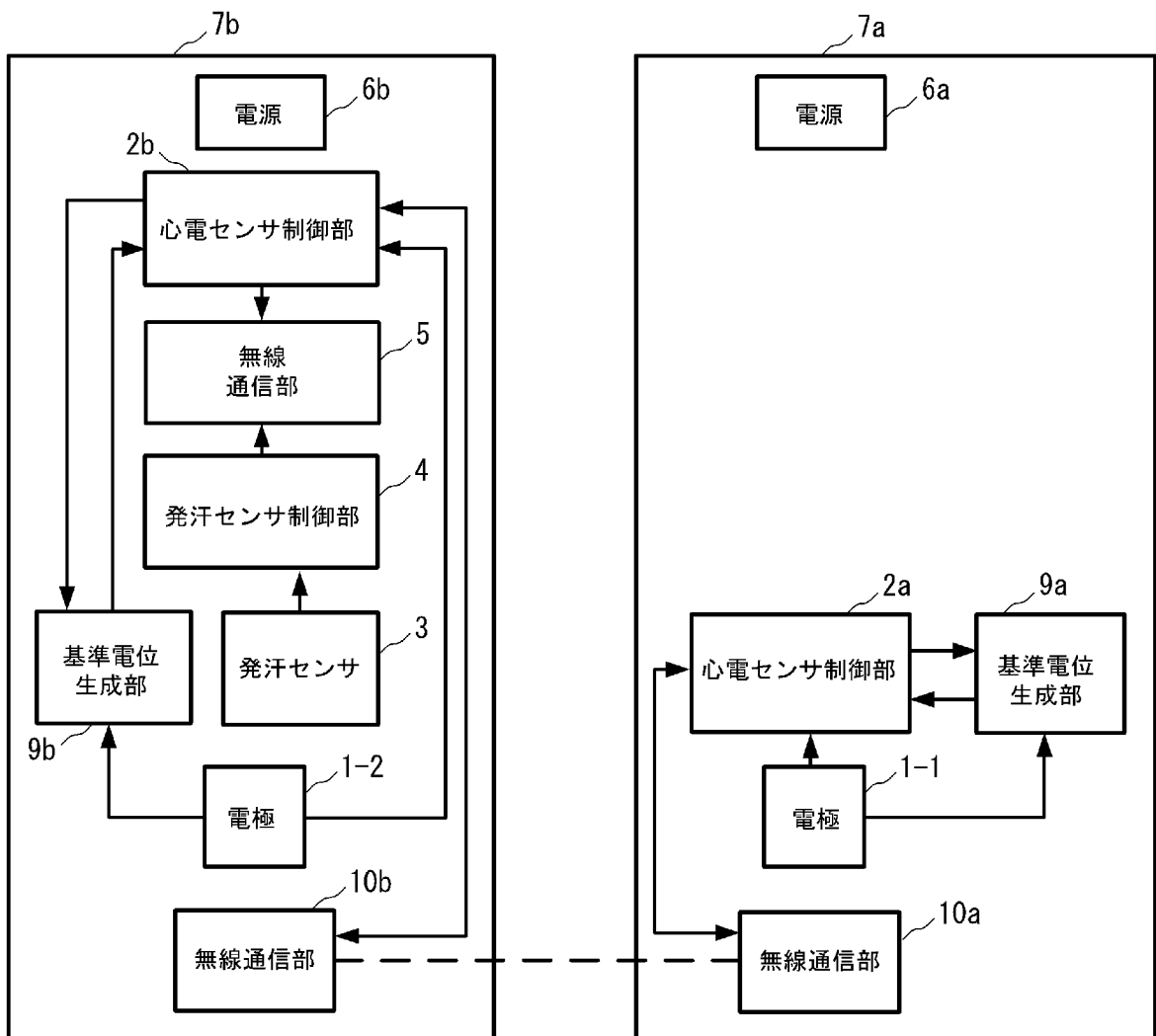
[図3]



[図4]

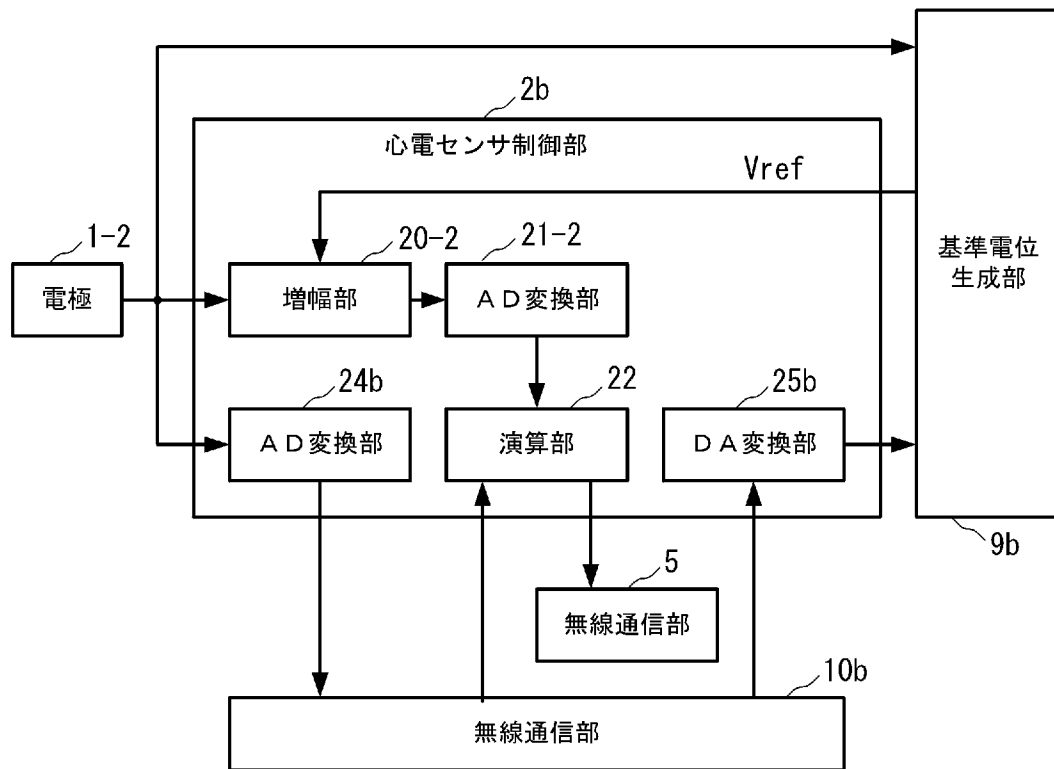


[図5]

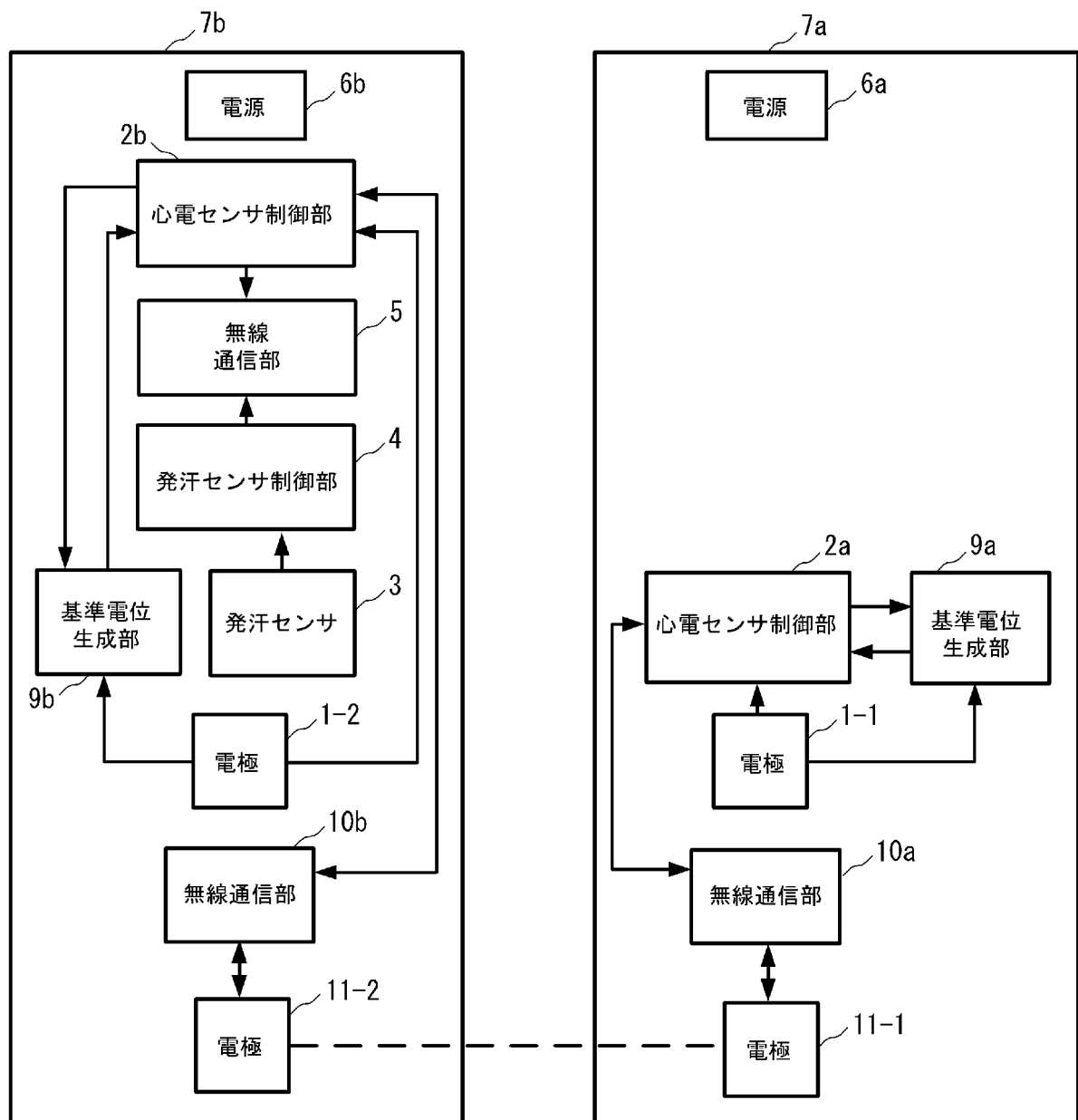


[illegible]

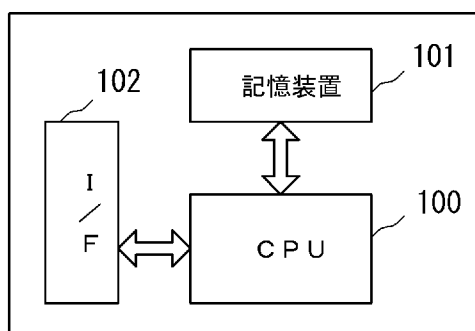
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/033384

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/28**(2021.01)i; **A61B 5/0533**(2021.01)i; **A61B 5/256**(2021.01)i; **A61B 5/26**(2021.01)i

FI: A61B5/28; A61B5/26 100; A61B5/256 230; A61B5/256 220; A61B5/0533

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)

A61B5/05-5/0538; A61B5/24-5/398

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 1971-2022
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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	US 2017/0291066 A1 (THE CONNECTED GRIP, INC.) 12 October 2017 (2017-10-12) paragraphs [0022]-[0028], [0172]-[0174], [0177], fig. 2, 7-9	1-3
Y		1-7
A		8
Y	US 2005/0192488 A1 (BIOPEAK CORPORATION) 01 September 2005 (2005-09-01) paragraphs [0051]-[0052], [0055], [0058]-[0060], [0065], [0070]-[0073], [0086], fig. 1-2, 5	1-7
A		8
Y	JP 2020-130737 A (RITSUMEIKAN) 31 August 2020 (2020-08-31) paragraphs [0031]-[0037], fig. 2	4
A		8
Y	WO 2014/006891 A1 (PANASONIC CORP.) 09 January 2014 (2014-01-09) paragraphs [0121]-[0134], [0152], fig. 3, 12	5-6
A		8

☒ 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

04 November 2022

Date of mailing of the international search report

15 November 2022

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)
 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915
 Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/033384**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02 March 2017 (2017-03-02)	7
A	paragraphs [0035], [0043]-[0071], fig. 1-5	8
A	Electrodermal Activity. Wikipedia. 14 August 2022 [retrieved on 01 November 2022], Internet: <URL: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Electrodermal_activity&oldid=1104359078 >, first to second paragraphs first to second paragraphs	1-8
A	US 2014/0296662 A1 (ROBERT BOSCH GMBH) 02 October 2014 (2014-10-02)	1-8
	paragraphs [0014], [0050], fig. 4	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/033384

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US	2017/0291066	A1	12 October 2017	(Family: none)	
US	2005/0192488	A1	01 September 2005	WO 2005/077260	A1
				CA 2555807	A1
JP	2020-130737	A	31 August 2020	(Family: none)	
WO	2014/006891	A1	09 January 2014	US 2014/0309540	A1
				paragraphs [0147]-[0160], [0178], fig. 3, 12	
US	2017/0055862	A1	02 March 2017	KR 10-1651537	B1
US	2014/0296662	A1	02 October 2014	GB 2513476	A
				DE 102013205403	A1

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/28(2021.01)i; A61B 5/0533(2021.01)i; A61B 5/256(2021.01)i; A61B 5/26(2021.01)i FI: A61B5/28; A61B5/26 100; A61B5/256 230; A61B5/256 220; A61B5/0533										
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）） A61B5/05-5/0538; A61B5/24-5/398										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2022年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2022年	日本国実用新案登録公報	1996-2022年	日本国登録実用新案公報	1994-2022年
日本国実用新案公報	1922-1996年									
日本国公開実用新案公報	1971-2022年									
日本国実用新案登録公報	1996-2022年									
日本国登録実用新案公報	1994-2022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	US 2017/0291066 A1 (THE CONNECTED GRIP, INC.) 12.10.2017 (2017 - 10 - 12) 段落[0022]-[0028], [0172]-[0174], [0177]、図2, 7-9	1-3								
Y		1-7								
A		8								
Y	US 2005/0192488 A1 (BIOPEAK CORPORATION) 01.09.2005 (2005 - 09 - 01) 段落[0051]-[0052], [0055], [0058]-[0060], [0065], [0070]-[0073], [0086]、図1-2, 5	1-7								
A		8								
Y	JP 2020-130737 A (学校法人立命館) 31.08.2020 (2020 - 08 - 31) 段落[0031]-[0037]、図2	4								
A		8								
Y	WO 2014/006891 A1 (パナソニックIPマネジメント株式会社) 09.01.2014 (2014 - 01 - 09) 段落[0121]-[0134], [0152]、図3, 12	5-6								
A		8								
☒ 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、一般的な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抵触するものではなく、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 04.11.2022		国際調査報告の発送日 15.11.2022								
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		権限のある職員（特許庁審査官） 磯野 光司 2Q 3411 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

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
Y	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02.03.2017 (2017 - 03 - 02) 段落[0035],[0043]-[0071]、図1-5	7
A		8
A	Electrodermal activity, Wikipedia, 2022.08.14 [検索日 2022.11.01], インターネット : <URL : https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Electrodermal_activity&oldid=1104359078 >, 第1-2段落 第1-2段落	1-8
A	US 2014/0296662 A1 (ROBERT BOSCH GMBH) 02.10.2014 (2014 - 10 - 02) 段落[0014],[0050]、図4	1-8

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2022/033384

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
US	2017/0291066	A1	12.10.2017	(ファミリーなし)	
US	2005/0192488	A1	01.09.2005	WO 2005/077260 A1	
				CA 2555807 A1	
JP	2020-130737	A	31.08.2020	(ファミリーなし)	
WO	2014/006891	A1	09.01.2014	US 2014/0309540 A1	
				段落[0147]-[0160], [0178]、図3, 12	
US	2017/0055862	A1	02.03.2017	KR 10-1651537 B1	
US	2014/0296662	A1	02.10.2014	GB 2513476 A	
				DE 102013205403 A1	