

(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6月6日(06.06.2024)



(10) 国際公開番号

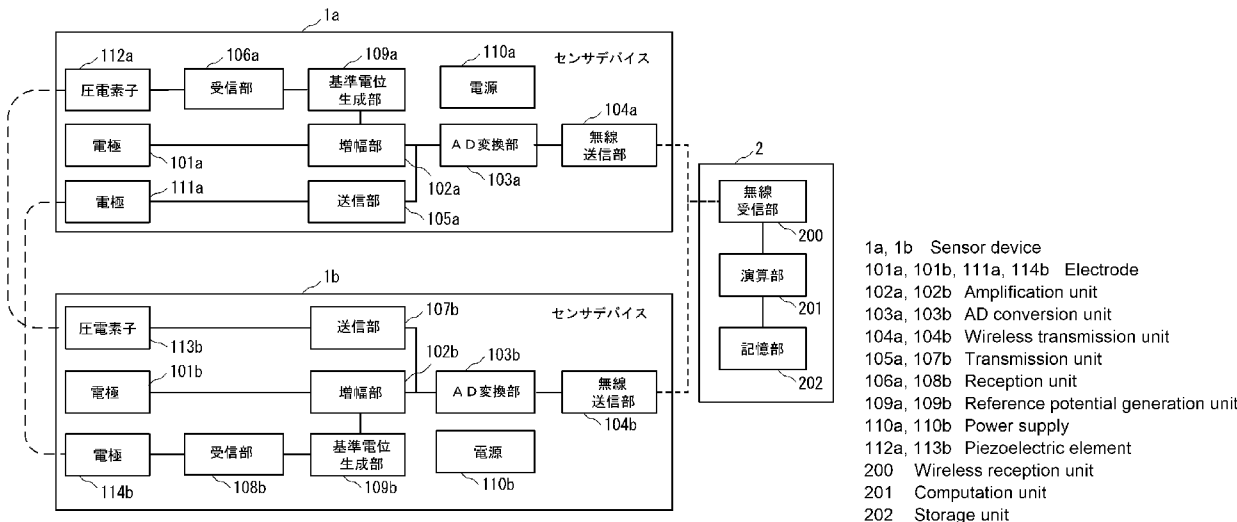
WO 2024/116262 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/308 (2021.01) A61B 5/332 (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/043897
- (22) 国際出願日: 2022年11月29日(29.11.2022)
- (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, 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, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS,

(54) Title: BIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号計測システム



(57) Abstract: A sensor device (1a) comprises: a transmission unit (105a) for transmitting a biopotential detected by an electrode (101a); a reception unit (106a) for demodulating the output signal of a piezoelectric element (112a) that has received elastic waves; and a reference potential generation unit (109a) for generating a reference potential for an amplification unit (102a). A sensor device (1b) comprises: a transmission unit (107b) for transmitting a biopotential detected by an electrode (101b); a piezoelectric element (113b) for converting the output signal of the transmission unit (107b) into elastic waves; a reception unit (108b) for demodulating a signal transmitted from the sensor device (1a); and a reference potential generation unit (109b) for generating a reference potential for an amplification unit (102b).



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, ME, 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：センサデバイス（1 a）は、電極（1 0 1 a）によって検出された生体電位を送信する送信部（1 0 5 a）と、弾性波を受信した圧電素子（1 1 2 a）の出力信号を復調する受信部（1 0 6 a）と、増幅部（1 0 2 a）の基準電位を生成する基準電位生成部（1 0 9 a）とを備える。センサデバイス（1 b）は、電極（1 0 1 b）によって検出された生体電位を送信する送信部（1 0 7 b）と、送信部（1 0 7 b）の出力信号を弾性波に変換する圧電素子（1 1 3 b）と、センサデバイス（1 a）から送信された信号を復調する受信部（1 0 8 b）と、増幅部（1 0 2 b）の基準電位を生成する基準電位生成部（1 0 9 b）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、心電図信号等の生体信号を計測す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] 生体電位計測の一種である心電図の計測では、人体の左右両側に配置した電極間の電位差を計測する。生体信号計測システムは、人が着用するコンプレッションウェア等に設けられる。図9の例では、胴体中央部に対応するコンプレッションウェア302の部分にデバイス301を装着し、左右腰部に接触するように設けられた電極304とデバイス301とをコンプレッションウェア302に這わせた配線303によって接続する（非特許文献1）。

[0003] 図9の例のように計測対象者の胴体に電極を装着することは、圧迫感による不快感や装着の手間が大きく、計測対象者に忌避感を生じさせる。そこで、胴体以外の場所として、例えば、四肢への電極の装着が考えられる。しかしながら、電極を計測対象者の右手と左手に装着する場合、あるいは右足と左足に装着する場合、左右の電極間を繋ぐ配線を必要とするため、計測対象者の活動が制限される可能性がある。

[0004] 配線を無くすことができれば、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。配線を無くしてデバイスを分離する場合、左右のデバイスの電位計測の基準が共通化されていることが重要である。基準電位が不一致になると、それにより計測精度が劣化し、生体電位計測が困難になる可能性があった。

先行技術文献

非特許文献

[0005] 非特許文献1：河西 奈保子，小笠原 隆行，中島 寛，塚田 信吾，“着るだけで生体情報計測を可能とする機能素材hitoeの開発及び実用化”，

電子情報通信学会，通信ソサイエティマガジン，11巻，1号，17－23頁，2017年，Online ISSN 2186-0661，<<https://doi.org/10.1587/bpluss.11.17>>

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、配線無くして2つのデバイスに分離した形態で生体電位を容易に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、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第1の電極と、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に応じて搬送波を変調して、第1の被変調信号を前記第2のセンサデバイスへ無線送信するように構成された第1の送信部と、前記第2のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第2の被変調信号に変換するように構成された第1の圧電素子と、前記第2の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第1の受信部と、前記第1の増幅部によって増幅された生体電位と前記第1の受信部から出力された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するように構成された第1の基準電位生成部とを備え、前記第2のセンサデバイスは、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第2の電極と、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2の増幅部によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調するように構成された第2の送信部と、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号を弾性波に変換して前記第1のセンサデバイスへ送信

するように構成された第2の圧電素子と、前記第1のセンサデバイスから送信された第1の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第2の受信部と、前記第2の増幅部によって増幅された生体電位と前記第2の受信部から出力された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ように構成された第2の基準電位生成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、第1のセンサデバイスと第2のセンサデバイスとの間を無線通信により接続することにより、第1のセンサデバイスと第2のセンサデバイスとの間を接続する配線を無くすることができる。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。本発明では、第1、第2のセンサデバイスで検出した生体電位を互いに送受信することで、第1、第2のセンサデバイスの電位計測の基準電位を共通化することができるので、心電図信号の計測精度を向上させることができる。また、本発明では、電気信号によって第1のセンサデバイスから第2のセンサデバイスへ生体電位の情報を伝送し、弾性波によって第2のセンサデバイスから第1のセンサデバイスへ生体電位の情報を伝送することで、混信の可能性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の実施例に係る増幅部の構成を示す回路図である。

[図3]図3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4]図4は、本発明の第3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5]図5は、本発明の第4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4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7]図7は、本発明の第5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8]図8は、本発明の第1～第5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。

[図9]図9は、従来の生体信号計測システムの構成を示す図である。

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、計測対象者の右側部位に装着されるセンサデバイス1aと、左側部位に装着されるセンサデバイス1bと、生体信号生成装置2とから構成される。

[0011] センサデバイス1aは、計測対象者の右側部位の皮膚と接触する電極101aと、電極101aによって検出された生体電位を増幅する増幅部102aと、増幅された生体電位をデジタルデータに変換するAD変換部103aと、AD変換部103aから出力されたデジタルデータを生体信号生成装置2に無線送信する無線送信部104aと、増幅部102aによって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号をセンサデバイス1bへ送信するための送信部105aと、センサデバイス1bから送信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す受信部106aと、増幅部102aの基準電位を生成する基準電位生成部109aと、増幅部102aとAD変換部103aと無線送信部104aと送信部105aと受信部106aと基準電位生成部109aとに電力を供給する電源110aと、計測対象者の右側部位の皮膚と接触し、送信部105aから出力された被変調信号を計測対象者の身体を介してセンサデバイス1bへ送信するための電極111a

と、センサデバイス 1 b から送信された弾性波を受信して電気信号に変換する圧電素子 1 1 2 a とを備えている。

[0012] センサデバイス 1 b は、計測対象者の左側部位の皮膚と接触する電極 1 0 1 b と、電極 1 0 1 b によって検出された生体電位を増幅する増幅部 1 0 2 b 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 1 0 3 b と、A D 変換部 1 0 3 b から出力されたデジタルデータを生体信号生成装置 2 に無線送信する無線送信部 1 0 4 b と、増幅部 1 0 2 b によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号をセンサデバイス 1 a へ送信するための送信部 1 0 7 b と、センサデバイス 1 a から送信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す受信部 1 0 8 b と、増幅部 1 0 2 b の基準電位を生成する基準電位生成部 1 0 9 b と、増幅部 1 0 2 b と A D 変換部 1 0 3 b と無線送信部 1 0 4 b と送信部 1 0 7 b と受信部 1 0 8 b と基準電位生成部 1 0 9 b とに電力を供給する電源 1 1 0 b と、送信部 1 0 7 b から出力された被変調信号を弾性波に変換して計測対象者の身体を介してセンサデバイス 1 a へ送信するための圧電素子 1 1 3 b と、計測対象者の左側部位の皮膚と接触し、センサデバイス 1 a から計測対象者の身体を介して被変調信号を受信するための電極 1 1 4 b とを備えている。

[0013] 生体信号生成装置 2 は、センサデバイス 1 a, 1 b から送信されたデジタルデータを受信する無線受信部 2 0 0 と、心電図信号を算出する演算部 2 0 1 と、演算部 2 0 1 によって算出された心電図信号を記憶する記憶部 2 0 2 とを備えている。

[0014] 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 0 1 a, 1 0 1 b を配置する必要がある。計測対象者にとって使用感の良い計測部位として、四肢の少なくとも 2 ヶ所に、センサデバイス 1 a, 1 b を装着することが考えられる。このようなセンサデバイス 1 a, 1 b の装着形態を採用することによって、ウェアの着用などによる圧迫感や不快感を大幅に軽減させることができる。なお、生体信号計測システムは、心電図に限らず、筋電や脳波などの計測においても応用可能で

ある。

- [0015] 本実施例では、センサデバイス 1 a, 1 b は、例えば手袋、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。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センサデバイス 1 a, 1 b を装着する。あるいは、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センサデバイス 1 a, 1 b を装着する。あるいは、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センサデバイス 1 a, 1 b を装着する。
- [0016] 電極 101 a, 101 b, 111 a, 114 b 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。
- [0017] 電極 101 a, 101 b 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 102 a, 102 b による信号増幅が必要となる。増幅部 102 a, 102 b 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 SN (signal-to-noise) 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 102 a, 102 b 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 102 a, 102 b にローパスフィルタを設けるようにしてもよい。
- [0018] 増幅部 102 a, 102 b として非反転増幅回路を用いる場合、2つの増幅部 102 a, 102 b 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 1 a と 1 b との間が配線で接続されていないため、増幅部 102 a, 102 b 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。
- [0019] 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 1 a と 1 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 1 a, 1 b の増幅部 1 0 2 a, 1 0 2 b における基準電位 V_{ref} を共通化する。

[0020] 後述のように、センサデバイス 1 b の電極 1 0 1 b によって検出され、増幅部 1 0 2 b によって増幅された生体電位は、圧電素子 1 1 3 b によって弾性波に変換され計測対象者の身体を介してセンサデバイス 1 a へ送信される。センサデバイス 1 a の受信部 1 0 6 a は、センサデバイス 1 b から送信され、圧電素子 1 1 2 a によって受信された信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0021] センサデバイス 1 a の基準電位生成部 1 0 9 a は、電極 1 0 1 a によって検出され、増幅部 1 0 2 a によって増幅された生体電位と受信部 1 0 6 a から出力された生体電位（センサデバイス 1 b から送信された生体電位）との加算平均を求めることで基準電位 V_{ref} を生成する。

[0022] 図 2 は増幅部 1 0 2 a の構成例を示す回路図である。増幅部 1 0 2 a は、オペアンプ A 1 と、抵抗 R_1 , R_2 とから構成される。基準電位 V_{ref} は、基準電位生成部 1 0 9 a から増幅部 1 0 2 a の抵抗 R_1 の一端に供給される。

[0023] 一方、センサデバイス 1 a の電極 1 0 1 a によって検出され、増幅部 1 0 2 a によって増幅された生体電位は、送信部 1 0 5 a と電極 1 1 1 a とによってセンサデバイス 1 b へ無線送信される。センサデバイス 1 b の受信部 1 0 8 b は、センサデバイス 1 a から送信され、電極 1 1 4 b によって受信された信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0024] センサデバイス 1 b の基準電位生成部 1 0 9 b は、電極 1 0 1 b によって検出され、増幅部 1 0 2 b によって増幅された生体電位と受信部 1 0 8 b から出力された生体電位（センサデバイス 1 a から送信された生体電位）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 1 0 2 b に基準電位 V_{ref} を供給する。増幅部 1 0 2 b の構成は増幅部 1 0 2 a と同じである。基準電位生成部 1 0 9 a, 1 0 9 b の各々は、例えば 1 段のオペアン

プから構成することが好適である。

[0025] センサデバイス 1 a の A D 変換部 1 0 3 a は、増幅部 1 0 2 a によって増幅された生体電位をデジタルデータに変換する。無線送信部 1 0 4 a は、A D 変換部 1 0 3 a から出力された生体電位のデータを生体信号生成装置 2 に無線送信する。

[0026] 同様に、センサデバイス 1 b の A D 変換部 1 0 3 b は、増幅部 1 0 2 b によって増幅された生体電位をデジタルデータに変換する。無線送信部 1 0 4 b は、A D 変換部 1 0 3 b から出力された生体電位のデータを生体信号生成装置 2 に無線送信する。

[0027] 無線送信部 1 0 4 a , 1 0 4 b と生体信号生成装置 2 の無線受信部 2 0 0 との間の無線通信規格としては、キャリア通信、W i - F i (登録商標)、B l u e t o o t h (登録商標) など任意のものが適用可能である。B l u e t o o t h などの近距離通信規格を採用する場合には、計測対象者の身近の端末であるスマートフォンなどを生体信号生成装置 2 とすることができる。また、W i - F i などを採用する場合には、サーバ装置などを生体信号生成装置 2 とすることができる。

[0028] 生体信号生成装置 2 の演算部 2 0 1 は、センサデバイス 1 a から送信された生体電位とセンサデバイス 1 b から送信された生体電位との差を心電図信号として算出する。心電図信号は、記憶部 2 0 2 に保存される。

[0029] 次に、センサデバイス 1 a , 1 b 間の通信について更に詳細に説明する。本実施例では、センサデバイス 1 a , 1 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る。通信のための電力は、センサデバイス 1 a , 1 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。また、外環境への電界放射が少なくなるので、電

波通信のように特定の周波数に送信周波数を合わせる必要がなくなる。

[0030] センサデバイス 1 a の送信部 1 0 5 a は、増幅部 1 0 2 a によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号を電極 1 1 1 a から計測対象者の身体を介してセンサデバイス 1 b に送信する。センサデバイス 1 a の圧電素子 1 1 2 a は、センサデバイス 1 b から送信された弾性波を計測対象者の身体を介して受信して電気信号に変換する。受信部 1 0 6 a は、圧電素子 1 1 2 a から出力された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0031] センサデバイス 1 b の送信部 1 0 7 b は、増幅部 1 0 2 b によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号を圧電素子 1 1 3 b に出力する。圧電素子 1 1 3 b は、送信部 1 0 7 b から出力された被変調信号を弾性波（超音波）に変換して計測対象者の身体に放射する。この弾性波は、計測対象者の身体を介してセンサデバイス 1 a に伝わる。センサデバイス 1 b の受信部 1 0 8 b は、センサデバイス 1 a の電極 1 1 1 a から送信され、電極 1 1 4 b によって受信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0032] 圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b は、圧電効果を有する素子であり、電圧を入力すると電圧に応じた圧力を生じ、圧力を入力すると電圧を生じる。圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b の材料の例としては、チタン酸鉛とジルコン酸鉛とからなるジルコン酸チタン酸鉛（P Z T）や、有機圧電薄膜などが挙げられる。

[0033] P Z T は、信号の変換に大きな電力を必要としないため、電極 1 1 1 a, 1 1 4 b 間の通信のように電気信号を直接送信する場合の消費電力に比べて低電力化できる。有機圧電薄膜は、物理的な柔軟性がある。このため、圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b の材料として有機圧電薄膜を利用することで、センサデバイス 1 a, 1 b と計測対象者との密着性を高めることができ、より安定した計測が行えるので、本発明において好適である。

[0034] 圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b は、圧電体を 2 つの電極で挟んだ構造をして

いる。通常、圧電素子 112a, 113b の電極は絶縁保護されている。本実施例では、圧電素子 112a, 113b の計測対象者側の電極を絶縁保護しないことで、圧電素子 112a, 113b の計測対象者側の電極を心電図信号計測のための電極 101a, 101b として活用することができる。これにより、電極 101a, 101b を別途用意する必要がなくなるので、ウェアラブルデバイスで重要視される小型化が期待できる。

[0035] 生体電位の周波数は 1 kHz 程度である。超音波によって計測対象者の身体に生じる振動（弾性波）の周波数として、生体電位よりも十分高い周波数を利用することで、電極 111a, 114b 間の信号伝送と圧電素子 112a, 113b 間の信号伝送の分離が可能となる。

[0036] 弾性波は骨や肉などの組織を伝播して計測対象者の身体内を伝わるため、人体通信に好適である。高周波になるほど強い信号減衰が発生するため、従来、超音波の周波数としては 1 MHz ~ 10 MHz が利用され、骨伝導の周波数としては 1 Hz ~ 100 kHz 程度が利用されている。したがって、本実施例においても、この周波数範囲内での利用が良いと考えられる。

[0037] 人体通信は、電気信号および弾性波の人体への閉じ込めが可能であるため、外部に対する双方向の干渉を低減可能という利点がある。したがって、生体信号の漏洩という観点でも情報を盗聴されにくくできるため、有利に働くことが期待できる。

[0038] 以上のように、本実施例では、センサデバイス 1a, 1b 間を無線通信により接続することにより、センサデバイス 1a, 1b 間を接続する配線無くすることができる。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。本実施例では、センサデバイス 1a, 1b で検出した生体電位を互いに送受信することで、センサデバイス 1a, 1b の電位計測の基準電位 V_{ref} を共通化することができるので、心電図信号の計測精度を向上させることができる。

[0039] 本実施例では、センサデバイスの分割によって定まらなくなった基準電位

V_{ref}を一致させるため、センサデバイス1 a, 1 b間でアナログ無線通信を行う。アナログ無線通信には、デジタル演算等の、遅れ時間が生じる処理が存在しない。このため、センサデバイス1 a, 1 bをカップリングをさせた際の発振や動作の不安定さを防止する回路構成を実現可能である。

[0040] センサデバイス1 aからセンサデバイス1 bへ送信する被変調信号の周波数と、センサデバイス1 bからセンサデバイス1 aへ送信する被変調信号の周波数が重なってしまうと混信し、生体電位の復調が行えなくなる。そこで、本実施例では、センサデバイス1 aからセンサデバイス1 bへの送信とセンサデバイス1 bからセンサデバイス1 aへの送信のうち一方に弾性波通信を利用することで混信の可能性を低減することができる。

[0041] [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3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。本実施例は、第1の実施例の具体例を説明するものである。

[0042] 本実施例のセンサデバイス1 aは、電極101 aと、増幅部102 aと、AD変換部103 aと、無線送信部104 aと、増幅部102 aによって増幅された生体電位に応じて搬送波を周波数変調して、被変調信号をセンサデバイス1 bへ送信するためのFM (Frequency Modulation) 送信部115 aと、センサデバイス1 bから送信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すFM受信部116 aと、基準電位生成部109 aと、増幅部102 aとAD変換部103 aと無線送信部104 aとFM送信部115 aとFM受信部116 aと基準電位生成部109 aとに電力を供給する電源110 aと、電極111 aと、圧電素子112 aとを備えている。

[0043] 本実施例のセンサデバイス1 bは、電極101 bと、増幅部102 bと、AD変換部103 bと、無線送信部104 bと、増幅部102 bによって増幅された生体電位に応じて搬送波を周波数変調して、被変調信号をセンサデバイス1 aへ送信するためのFM送信部117 bと、センサデバイス1 aから送信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すFM受信部1

18bと、基準電位生成部109bと、増幅部102bとAD変換部103bと無線送信部104bとFM送信部117bとFM受信部118bと基準電位生成部109bとに電力を供給する電源110bと、圧電素子113bと、電極114bとを備えている。

[0044] センサデバイス1aのFM送信部115aは、増幅部102aによって増幅された生体電位に応じて搬送波をFM変調して、被変調信号を電極111aから計測対象者の身体を介してセンサデバイス1bに送信する。FM受信部116aは、圧電素子112aから出力された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0045] センサデバイス1bのFM送信部117bは、増幅部102bによって増幅された生体電位に応じて搬送波をFM変調して、被変調信号を圧電素子113bに出力する。FM受信部118bは、センサデバイス1aの電極111aから送信され、電極114bによって受信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。その他の構成は第1の実施例と同じである。

[0046] 電気信号によってセンサデバイス1a, 1b間の双方向通信を行う場合、人体という同一の経路に信号を伝播させるために、センサデバイス1aからセンサデバイス1bへ送信する信号の周波数と、センサデバイス1bからセンサデバイス1aへ送信する信号の周波数を変える必要がある。

[0047] FM変調は、最大振幅で信号を送信することができるため、状態によって信号減衰量が変化する人体などに対して特に好適である。ただし、FM変調によって搬送波の周波数を変化させるため、被変調信号の周波数が重ならないようにする必要がある。また、センサデバイス1a, 1bで搬送波周波数が重ならないように十分離した場合でも、搬送波周波数の整数倍の高調波が被変調信号に重畳していることがあるため、注意した設計が求められる。

[0048] 電気信号によってセンサデバイス1a, 1b間の双方向通信を行う場合、被変調信号の周波数が重なると、強い波に支配される可能性がある。つまり、自デバイスの送信信号によって受信信号がかき消され、情報伝送が失敗する可能性がある。例えばセンサデバイス1aが10MHz帯の発振、具体的

には9.5MHz～10.5MHzで発振するとした場合に、センサデバイス1bでは10MHz帯に加え、19MHz～21MHzの間に被変調信号の周波数が含まれるような発振をしてしまうと、情報伝送が失敗する可能性がある。3次以降の高調波についても同様の影響があるが、一般に高次の高調波は減衰するため影響は少なくなる。

[0049] 一方、本実施例では、電気信号によってセンサデバイス1aからセンサデバイス1bへ生体電位の情報を伝送し、弾性波によってセンサデバイス1bからセンサデバイス1aへ生体電位の情報を伝送することで、混信の可能性を低減することができる。本実施例では、回路素子のばらつきや基板寄生容量により搬送波周波数が意図した設計値と異なってしまった場合でも影響なく信号を伝送することが可能となる。

[0050] また、本実施例では、対となるセンサデバイス1a, 1bの搬送波周波数の制限がなくなるため、FM変調の変調幅を最大限確保することができ、伝送信号のSN比を飛躍的に向上させることができ、ロバスト性に優れた生体電位計測を実現することができる。さらに、本実施例では、搬送波周波数を2系統以上設定する必要がなく、センサデバイス1a, 1bで同一の搬送波周波数を用いて双方向通信を行うことができるため、人体とデバイスとの接点を電極にするか圧電素子にするかを選択するだけでよい。これにより、異なる搬送波周波数を出力するための回路素子が不要となり、量産性の向上とコスト低減とを実現することができる。

[0051] [第3の実施例]

次に、本発明の第3の実施例について説明する。図4は本発明の第3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。本実施例のセンサデバイス1aは、電極101aと、増幅部102aと、AD変換部103aと、無線送信部104aと、FM送信部115aと、FM受信部116aと、基準電位生成部109aと、電源110aと、圧電素子112a, 119aとを備えている。

[0052] 本実施例のセンサデバイス1bは、電極101bと、増幅部102bと、

A D変換部103bと、無線送信部104bと、FM送信部117bと、FM受信部118bと、基準電位生成部109bと、電源110bと、圧電素子113b, 120bとを備えている。

[0053] センサデバイス1aの圧電素子119aは、FM送信部115aから出力された被変調信号を弾性波（超音波）に変換して計測対象者の身体に放射する。この弾性波は、計測対象者の身体を介してセンサデバイス1bに伝わる。

[0054] センサデバイス1bの圧電素子120bは、センサデバイス1aから送信された弾性波を計測対象者の身体を介して受信して電気信号に変換する。FM受信部118bは、圧電素子120bから出力された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。その他の構成は第2の実施例と同様である。

[0055] 電気信号によってセンサデバイス1a, 1b間の通信を行うと、この電気信号が生体電位に重畳し、生体電位のSN比が劣化することが予想される。FM変調は信号を最大振幅で送ることが基本である。このため、1mV程度の生体電位に対してノイズとなる被変調信号は例えば3Vに近く、生体電位と3000倍もの電位差が生じてしまう。

[0056] 生体電位は1kHz程度の周波数の信号であるため、被変調信号を十分に高い周波数にすれば、フィルタリングによって生体電位と被変調信号を適切に分離することが可能である。しかしながら、被変調信号は、周波数が高いほど減衰が強くなり、また低電力化のために低周波数にして送信出力を下げるのが求められる。したがって、生体電位の信号品質と被変調信号の周波数との間にトレードオフが発生する。

[0057] 一方、本実施例では、センサデバイス1aからセンサデバイス1bへの送信とセンサデバイス1bからセンサデバイス1aへの送信の両方に弾性波を利用することで、生体電位に被変調信号が重畳することがなくなるので、生体電位のSN比が劣化することがなく、生体信号計測を低電力に行うことができる。ただし、本実施例では、第2の実施例で説明した同一の搬送波周波数を使えるメリットを失い、センサデバイス1a, 1bで異なる搬送波周波

数を用いる必要がある。また、センサデバイス 1 a からセンサデバイス 1 b へ送信する被変調信号の周波数とセンサデバイス 1 b からセンサデバイス 1 a へ送信する被変調信号の周波数とが異なるようにする必要がある。

[0058] なお、第 1、第 2 の実施例と同様に、センサデバイス 1 a において圧電素子 1 1 2 a または 1 1 9 a の計測対象者側の電極を絶縁保護しないことで、圧電素子 1 1 2 a または 1 1 9 a の計測対象者側の電極を心電図信号計測のための電極 1 0 1 a として活用することができる。また、センサデバイス 1 b において圧電素子 1 1 3 b または 1 2 0 b の計測対象者側の電極を絶縁保護しないことで、圧電素子 1 1 3 b または 1 2 0 b の計測対象者側の電極を心電図信号計測のための電極 1 0 1 b として活用することができる。

[0059] [第 4 の実施例]

第 1 ～ 第 3 の実施例では、センサデバイス 1 a, 1 b 間の双方向通信を人体通信で行ったが、電波と弾性波による無線通信を行ってもよい。図 5 は本発明の第 4 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。

[0060] 図 5 の構成では、図 1 の電極 1 1 1 a の代わりに送信アンテナ 1 2 1 a を設け、電極 1 1 4 b の代わりに受信アンテナ 1 2 2 b を設けている。センサデバイス 1 a の送信部 1 0 5 a は、増幅部 1 0 2 a によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号を送信アンテナ 1 2 1 a からセンサデバイス 1 b へ送信すればよい。センサデバイス 1 b の受信部 1 0 8 b は、センサデバイス 1 a から送信され、受信アンテナ 1 2 2 b によって受信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。

[0061] また、第 1 の実施例では、センサデバイス 1 b の圧電素子 1 1 3 b は、弾性波を計測対象者の身体に放射していた。これに対して、本実施例では、圧電素子 1 1 3 b は、センサデバイス 1 a に向けて空間に弾性波（超音波）を放射すればよい。センサデバイス 1 a の圧電素子 1 1 2 a は、センサデバイス 1 b から送信された弾性波を空間を介して受信して電気信号に変換する。

[0062] 本実施例を第 2 の実施例に適用してもよい。この場合の構成を図 6 に示す

。図6の構成では、センサデバイス1aのFM送信部115aは、増幅部102aによって増幅された生体電位に応じて搬送波をFM変調して、被変調信号を送信アンテナ121aからセンサデバイス1bへ送信すればよい。センサデバイス1bのFM受信部118bは、センサデバイス1aから送信され、受信アンテナ122bによって受信された被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出す。圧電素子112a, 113bの動作は、図5の構成と同じである。

[0063] また、本実施例を第3の実施例に適用してもよい。この場合、センサデバイス1aの圧電素子119aは、センサデバイス1bに向けて空間に弾性波（超音波）を放射すればよい。センサデバイス1bの圧電素子120bは、センサデバイス1aから送信された弾性波を空間を介して受信して電気信号に変換する。圧電素子112a, 113bの動作は、図5の構成と同じである。

[0064] [第5の実施例]

第1～第4の実施例では、センサデバイス1a, 1bとは別に生体信号生成装置2を設けているが、生体信号生成装置2の構成をセンサデバイス1aと1bのどちらか一方に実装してもよい。図7は本発明の第5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。

[0065] 図7の構成では、センサデバイス1bの無線送信部104bが不要となる。センサデバイス1bに設けられた無線受信部200は、センサデバイス1aから送信された生体電位のデータを受信する。演算部201は、センサデバイス1aから送信された生体電位とAD変換部103bから出力された生体電位との差を心電図信号として算出する。心電図信号は、記憶部202に保存される。

[0066] 本実施例では、センサデバイス1a, 1bとは別に生体信号生成装置2を設ける必要がないので、計測対象者が生体信号生成装置2を持ち運ぶ必要がなく、計測対象者の利便性を向上させることができる。

[0067] 図7の例では、センサデバイス1bに生体信号生成装置2の構成を設けて

いるが、センサデバイス 1 a に設けてもよいことは言うまでもない。図 7 の構成は、図 1 の構成に本実施例を適用した例を示しているが、図 3 ～図 6 の構成に本実施例を適用してもよい。

第 1 ～第 5 の実施例において、センサデバイス 1 a を計測対象者の左側部位に装着し、センサデバイス 1 b を右側部位に装着してもよい。

[0068] また、第 1 ～第 5 の実施例において、計測対象者の皮膚と接触していた電極 1 0 1 a, 1 0 1 b, 1 1 1 a, 1 1 4 b や圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b, 1 1 9 a, 1 2 0 b を、皮膚と接しない非接触構成にしてもよい。非接触構成にすることでセンサデバイス 1 a, 1 b を計測対象者の衣服の上から装着することができ、計測対象者の負担をさらに低減し、日常動作を妨げない生体信号計測を実現することが可能となる。

[0069] 非接触構成では、電極 1 0 1 a, 1 0 1 b, 1 1 1 a, 1 1 4 b と皮膚との間に容量結合が形成されるので、電極 1 0 1 a, 1 0 1 b, 1 1 1 a, 1 1 4 b と皮膚との間に衣服がある場合でも生体信号および電気信号を送受することができる。また、弾性波は振動を伝えるものである。このため、圧電素子 1 1 2 a, 1 1 3 b, 1 1 9 a, 1 2 0 b と皮膚との間に衣服がある場合でも皮膚に振動が伝わるので、弾性波を送受可能である。非接触構成を適切に採用することで計測対象者のニーズごとに異なる装着部位が要求される場合でも、柔軟に対応することができ、生体信号計測システムの可用性を広げることができる。

[0070] 第 1 ～第 5 の実施例で説明した演算部 2 0 1 と記憶部 2 0 2 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 8 に示す。

[0071] コンピュータは、CPU 4 0 0 と、記憶装置 4 0 1 と、インタフェース装置 (I/F) 4 0 2 とを備えている。I/F 4 0 2 には、無線受信部 2 0 0 のハードウェア等が接続される。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 4 0 1 に格納される。CPU 4 0 0 は、記憶装置 4 0 1 に格納

されたプログラムに従って第１～第５の実施例で説明した処理を実行する。

また、演算部２０１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。

[0072] 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。

[0073] （付記１）本発明の生体信号計測システムは、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、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第１の電極と、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に応じて搬送波を変調して、第１の被変調信号を前記第２のセンサデバイスへ無線送信するように構成された第１の送信部と、前記第２のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第２の被変調信号に変換するように構成された第１の圧電素子と、前記第２の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第１の受信部と、前記第１の増幅部によって増幅された生体電位と前記第１の受信部から出力された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するように構成された第１の基準電位生成部とを備え、前記第２のセンサデバイスは、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第２の電極と、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２の増幅部によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調するように構成された第２の送信部と、前記第２の送信部から出力された第２の被変調信号を弾性波に変換して前記第１のセンサデバイスへ送信するように構成された第２の圧電素子と、前記第１のセンサデバイスから送信された第１の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第２の受信部と、前記第２の増幅部によって増幅された生体電位と前記第２の受信部から出力された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ように構成された第2の基準電位生成部とを備える。

[0074] (付記2) 本発明の生体信号計測システムは、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、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第1の電極と、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に応じて搬送波を変調するように構成された第1の送信部と、前記第1の送信部から出力された第1の被変調信号を弾性波に変換して前記第2のセンサデバイスへ送信するように構成された第1の圧電素子と、前記第2のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第2の被変調信号に変換するように構成された第2の圧電素子と、前記第2の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第1の受信部と、前記第1の増幅部によって増幅された生体電位と前記第1の受信部から出力された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するように構成された第1の基準電位生成部とを備え、前記第2のセンサデバイスは、前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第2の電極と、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2の増幅部によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調するように構成された第2の送信部と、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号を弾性波に変換して前記第1のセンサデバイスへ送信するように構成された第3の圧電素子と、前記第1のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第1の被変調信号に変換するように構成された第4の圧電素子と、前記第4の圧電素子から出力された第1の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第2の受信部と、前記第2の増幅部によって増幅された生体電位と前記第2の受信部から出力された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

するように構成された第2の基準電位生成部とを備え、前記第1の被変調信号と前記第2の被変調信号の周波数が異なることを特徴とするものである。

[0075] (付記3) 付記1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の送信部から出力された第1の被変調信号を前記計測対象者の身体を介して前記第2のセンサデバイスへ送信するための第3の電極をさらに備え、前記第2のセンサデバイスは、前記第1のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して第1の被変調信号を受信するための第4の電極をさらに備え、前記第2の圧電素子は、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、前記第1の圧電素子は、前記第2のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第2の被変調信号に変換する。

[0076] (付記4) 付記1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の送信部から出力された第1の被変調信号を前記第2のセンサデバイスへ無線送信するための送信アンテナをさらに備え、前記第2のセンサデバイスは、前記第1のセンサデバイスから送信された第1の被変調信号を受信するための受信アンテナをさらに備え、前記第2の圧電素子は、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号から変換した弾性波を前記第1のセンサデバイスに向けて空間に放射し、前記第1の圧電素子は、前記第2のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第2の被変調信号に変換する。

[0077] (付記5) 付記2記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1の圧電素子は、前記第1の送信部から出力された第1の被変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、前記第4の圧電素子は、前記第1のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第1の被変調信号に変換し、前記第3の圧電素子は、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、前記第2の圧電素子は、前記第2のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第2の被変調信号に変換する。

[0078] (付記6) 付記2記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1の圧電素子は、前記第1の送信部から出力された第1の被変調信号から変換した弾性波を前記第2のセンサデバイスに向けて空間に放射し、前記第4の圧電素子は、前記第1のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第1の被変調信号に変換し、前記第3の圧電素子は、前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号から変換した弾性波を前記第1のセンサデバイスに向けて空間に放射し、前記第2の圧電素子は、前記第2のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第2の被変調信号に変換する。

[0079] (付記7) 付記1または2記載の生体信号計測システムにおいて、生体信号生成装置をさらに備え、前記第1のセンサデバイスは、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を前記生体信号生成装置に無線送信するように構成された第3の送信部をさらに備え、前記第2のセンサデバイスは、前記第2の増幅部によって増幅された生体電位のデータを前記生体信号生成装置に無線送信するように構成された第4の送信部をさらに備え、前記生体信号生成装置は、前記第1、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するように構成された第3の受信部と、前記第1のセンサデバイスから送信された生体電位と前記第2のセンサデバイスから送信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算出するように構成された演算部とを備える。

[0080] (付記8) 付記1または2記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1のセンサデバイスは、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を前記第2のセンサデバイスに無線送信するように構成された第3の送信部をさらに備え、前記第2のセンサデバイスは、前記第3の送信部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3の受信部と、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算出するように構成された演算部とをさらに備える。

産業上の利用可能性

[0081] 本発明は、生体信号を計測する技術に適用することができる。

符号の説明

[0082] 1 a, 1 b…センサデバイス、2…生体信号生成装置、101 a, 101 b, 111 a, 114 b…電極、102 a, 102 b…増幅部、103 a, 103 b…AD変換部、104 a, 104 b…無線送信部、105 a, 107 b…送信部、106 a, 108 b…受信部、109 a, 109 b…基準電位生成部、110 a, 110 b…電源、112 a, 113 b, 119 a, 120 b…圧電素子、115 a, 117 b…FM送信部、116 a, 118 b…FM受信部、121 a…送信アンテナ、122 b…受信アンテナ。

請求の範囲

[請求項1]

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、

前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第1の電極と、

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に応じて搬送波を変調して、第1の被変調信号を前記第2のセンサデバイスへ無線送信するように構成された第1の送信部と、

前記第2のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第2の被変調信号に変換するように構成された第1の圧電素子と、

前記第2の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第1の受信部と、

前記第1の増幅部によって増幅された生体電位と前記第1の受信部から出力された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するように構成された第1の基準電位生成部とを備え、

前記第2のセンサデバイスは、

前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第2の電極と、

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2の増幅部によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調するように構成された第2の送信部と、

前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号を弾性波に変換

して前記第 1 のセンサデバイスへ送信するように構成された第 2 の圧電素子と、

前記第 1 のセンサデバイスから送信された第 1 の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第 2 の受信部と、

前記第 2 の増幅部によって増幅された生体電位と前記第 2 の受信部から出力された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ように構成された第 2 の基準電位生成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]

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、

前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第 1 の電極と、

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に応じて搬送波を変調するように構成された第 1 の送信部と、

前記第 1 の送信部から出力された第 1 の被変調信号を弾性波に変換して前記第 2 のセンサデバイスへ送信するように構成された第 1 の圧電素子と、

前記第 2 のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第 2 の被変調信号に変換するように構成された第 2 の圧電素子と、

前記第 2 の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第 1 の受信部と、

前記第 1 の増幅部によって増幅された生体電位と前記第 1 の受信部から出力された生体電位とに基づいて前記第 1 の増幅部の基準電位を

生成するように構成された第1の基準電位生成部とを備え、

前記第2のセンサデバイスは、

前記計測対象者の生体電位を検出するように構成された第2の電極と、

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2の増幅部によって増幅された生体電位に応じて搬送波を変調するように構成された第2の送信部と、

前記第2の送信部から出力された第2の被変調信号を弾性波に変換して前記第1のセンサデバイスへ送信するように構成された第3の圧電素子と、

前記第1のセンサデバイスから送信された弾性波を受信して第1の被変調信号に変換するように構成された第4の圧電素子と、

前記第4の圧電素子から出力された第1の被変調信号を復調して生体電位の情報を取り出すように構成された第2の受信部と、

前記第2の増幅部によって増幅された生体電位と前記第2の受信部から出力された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ように構成された第2の基準電位生成部とを備え、

前記第1の被変調信号と前記第2の被変調信号の周波数が異な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の送信部から出力された第1の被変調信号を前記計測対象者の身体を介して前記第2のセンサデバイスへ送信するための第3の電極をさらに備え、

前記第2のセンサデバイスは、前記第1のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して第1の被変調信号を受信するための第4の電極をさらに備え、

前記第2の圧電素子は、前記第2の送信部から出力された第2の被

変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、

前記第 1 の圧電素子は、前記第 2 のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第 2 の被変調信号に変換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 1 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 の送信部から出力された第 1 の被変調信号を前記第 2 のセンサデバイスへ無線送信するための送信アンテナをさらに備え、

前記第 2 のセンサデバイスは、前記第 1 のセンサデバイスから送信された第 1 の被変調信号を受信するための受信アンテナをさらに備え、

前記第 2 の圧電素子は、前記第 2 の送信部から出力された第 2 の被変調信号から変換した弾性波を前記第 1 のセンサデバイスに向けて空間に放射し、

前記第 1 の圧電素子は、前記第 2 のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第 2 の被変調信号に変換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、

前記第 1 の圧電素子は、前記第 1 の送信部から出力された第 1 の被変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、

前記第 4 の圧電素子は、前記第 1 のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第 1 の被変調信号に変換し、

前記第 3 の圧電素子は、前記第 2 の送信部から出力された第 2 の被変調信号から変換した弾性波を前記計測対象者の身体に放射し、

前記第 2 の圧電素子は、前記第 2 のセンサデバイスから前記計測対象者の身体を介して弾性波を受信して第 2 の被変調信号に変換する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 2 記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第 1 の圧電素子は、前記第 1 の送信部から出力された第 1 の被変調信号から変換した弾性波を前記第 2 のセンサデバイスに向けて空間に放射し、

前記第 4 の圧電素子は、前記第 1 のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第 1 の被変調信号に変換し、

前記第 3 の圧電素子は、前記第 2 の送信部から出力された第 2 の被変調信号から変換した弾性波を前記第 1 のセンサデバイスに向けて空間に放射し、

前記第 2 の圧電素子は、前記第 2 のセンサデバイスから空間を介して弾性波を受信して第 2 の被変調信号に変換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 1 または 2 記載の生体信号計測システムにおいて、

生体信号生成装置をさらに備え、

前記第 1 のセンサデバイスは、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を前記生体信号生成装置に無線送信するように構成された第 3 の送信部をさらに備え、

前記第 2 のセンサデバイスは、前記第 2 の増幅部によって増幅された生体電位のデータを前記生体信号生成装置に無線送信するように構成された第 4 の送信部をさらに備え、

前記生体信号生成装置は、

前記第 1、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するように構成された第 3 の受信部と、

前記第 1 のセンサデバイスから送信された生体電位と前記第 2 のセンサデバイスから送信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算出するように構成された演算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8]

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、

前記第 1 のセンサデバイスは、前記第 1 の増幅部によって増幅され

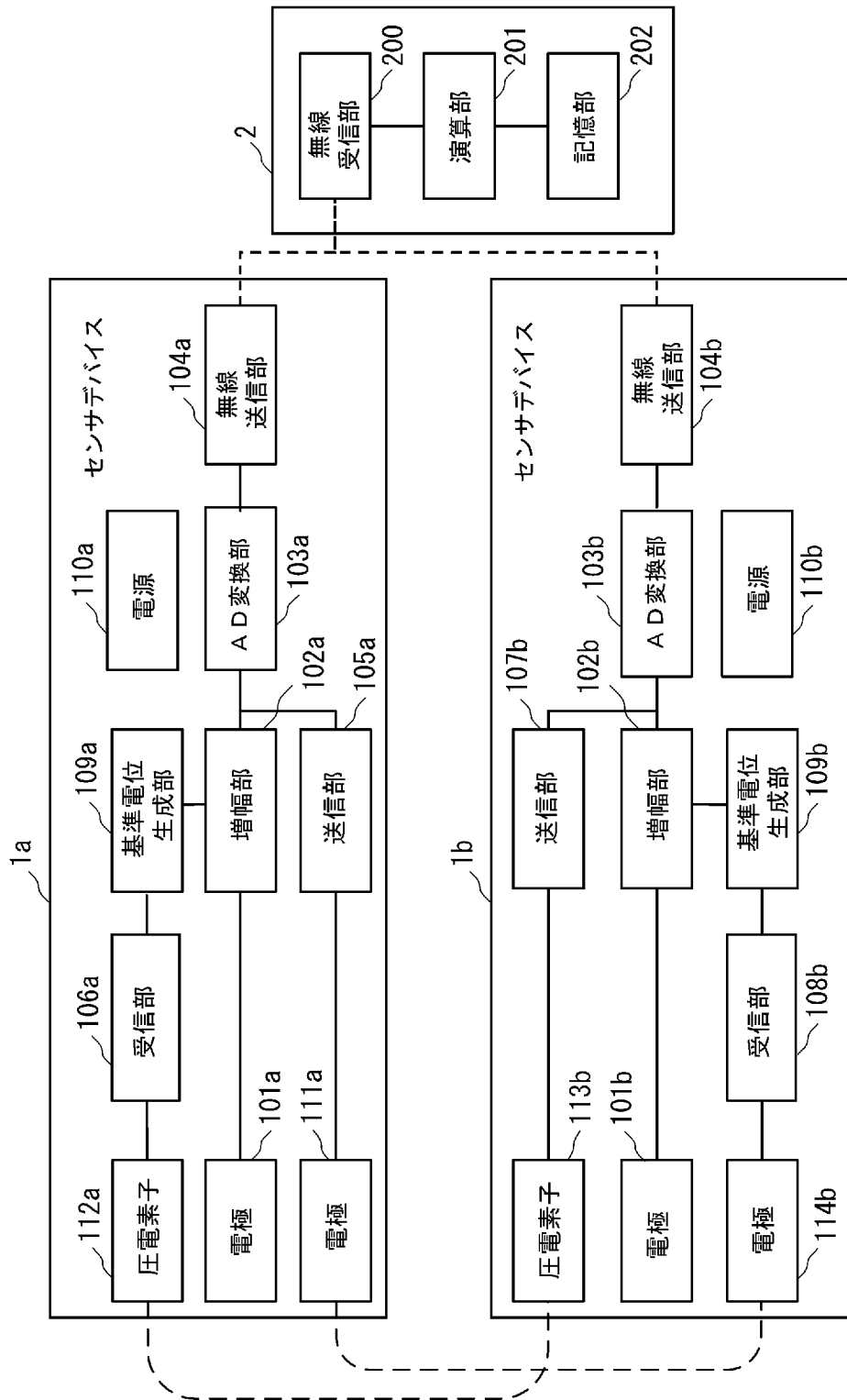
た生体電位のデータを前記第2のセンサデバイスに無線送信するように構成された第3の送信部をさらに備え、

前記第2のセンサデバイスは、

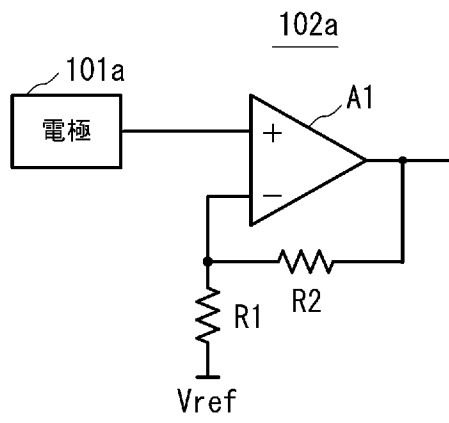
前記第3の送信部から送信された生体電位のデータを受信するように構成された第3の受信部と、

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算出するように構成された演算部とをさらに備えることを特徴とする生体信号計測システム。

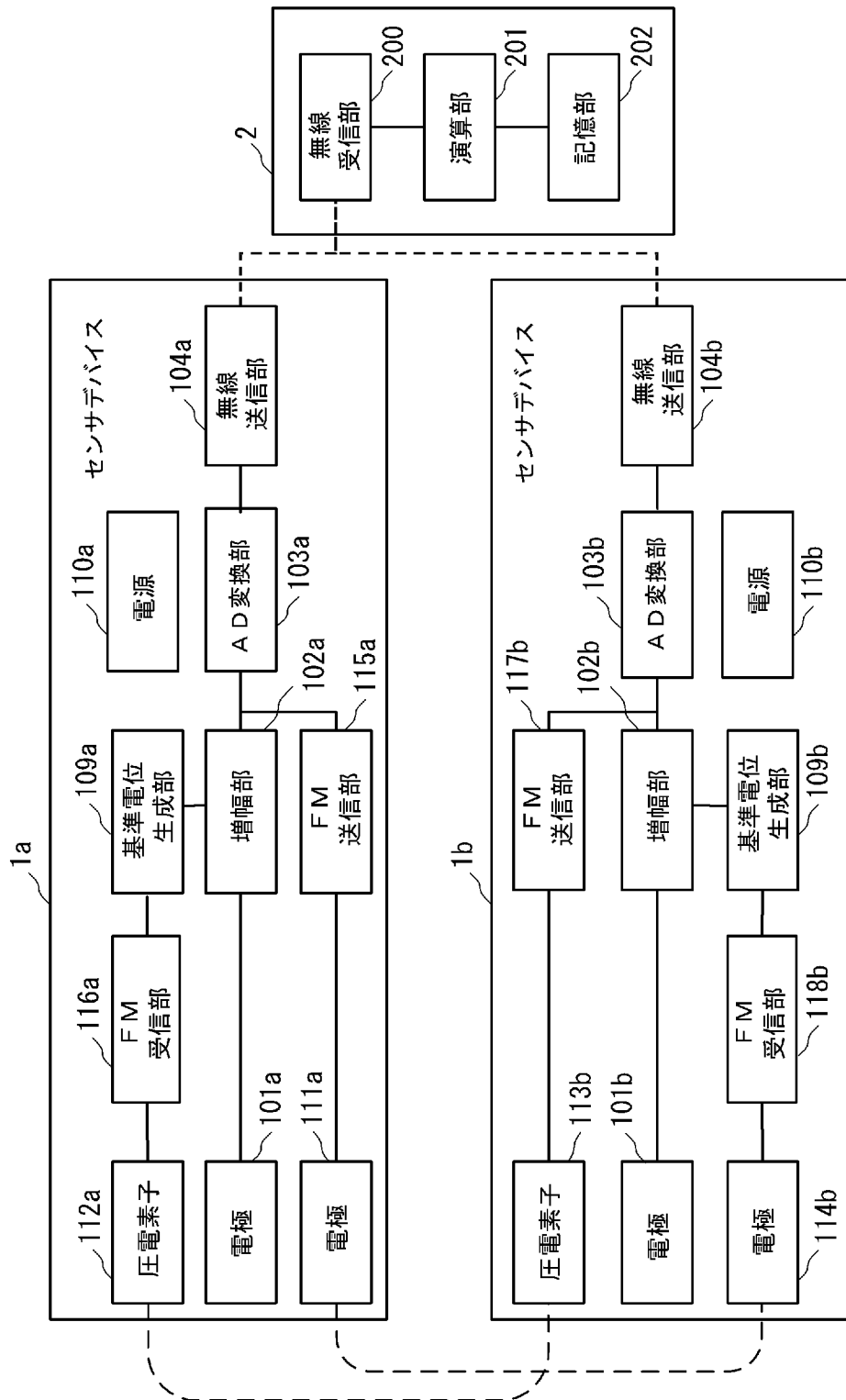
[図1]



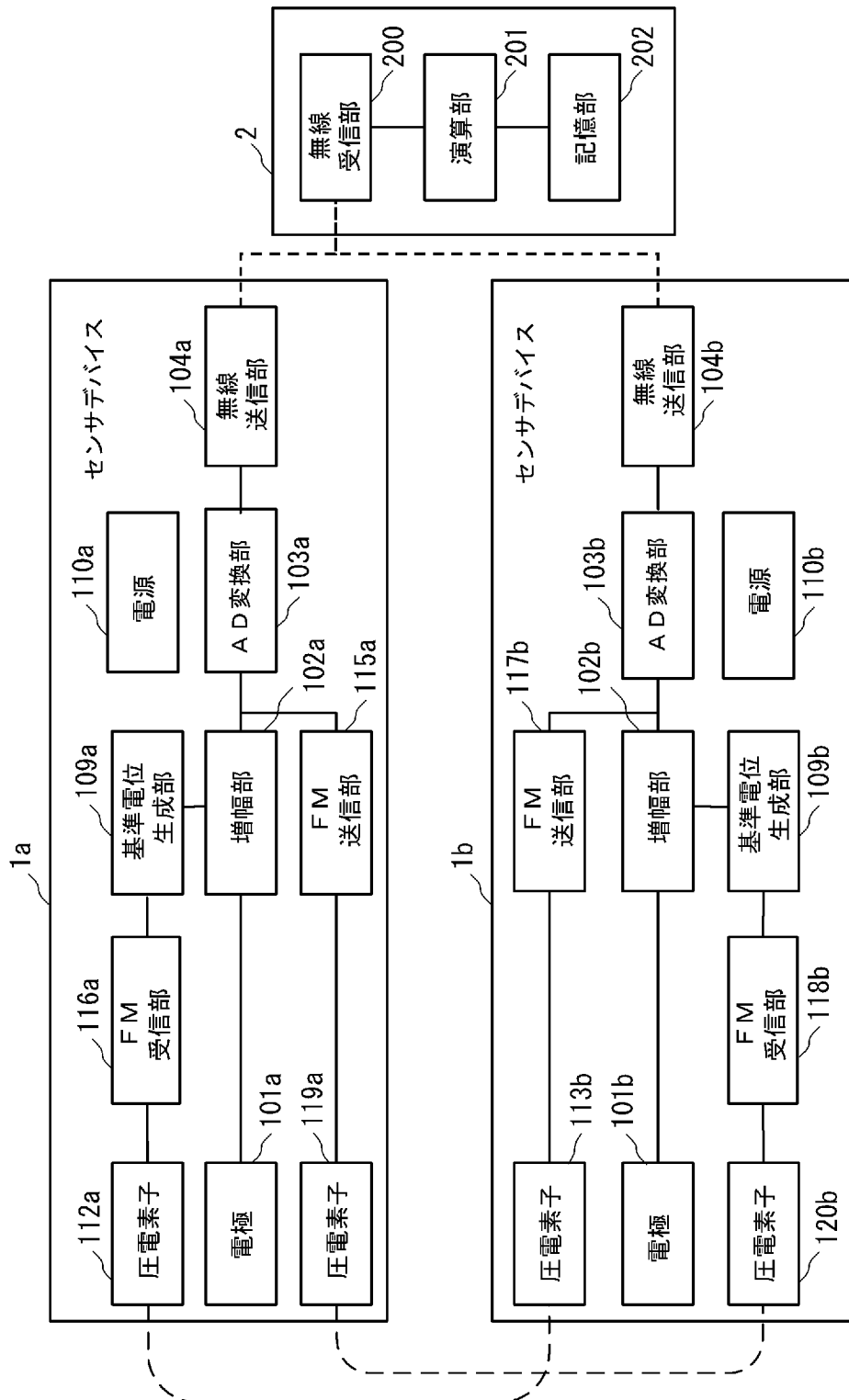
[図2]



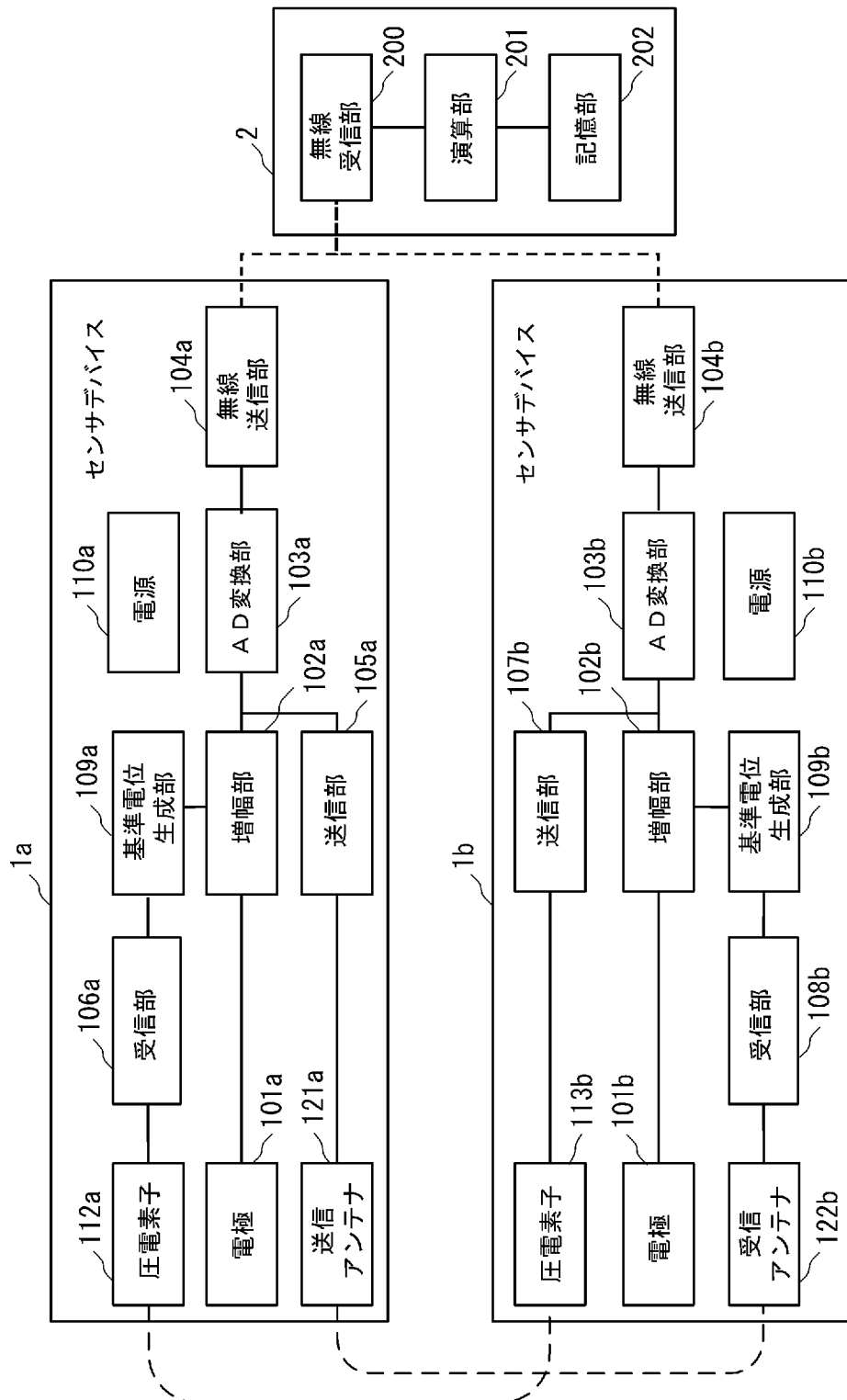
[図3]



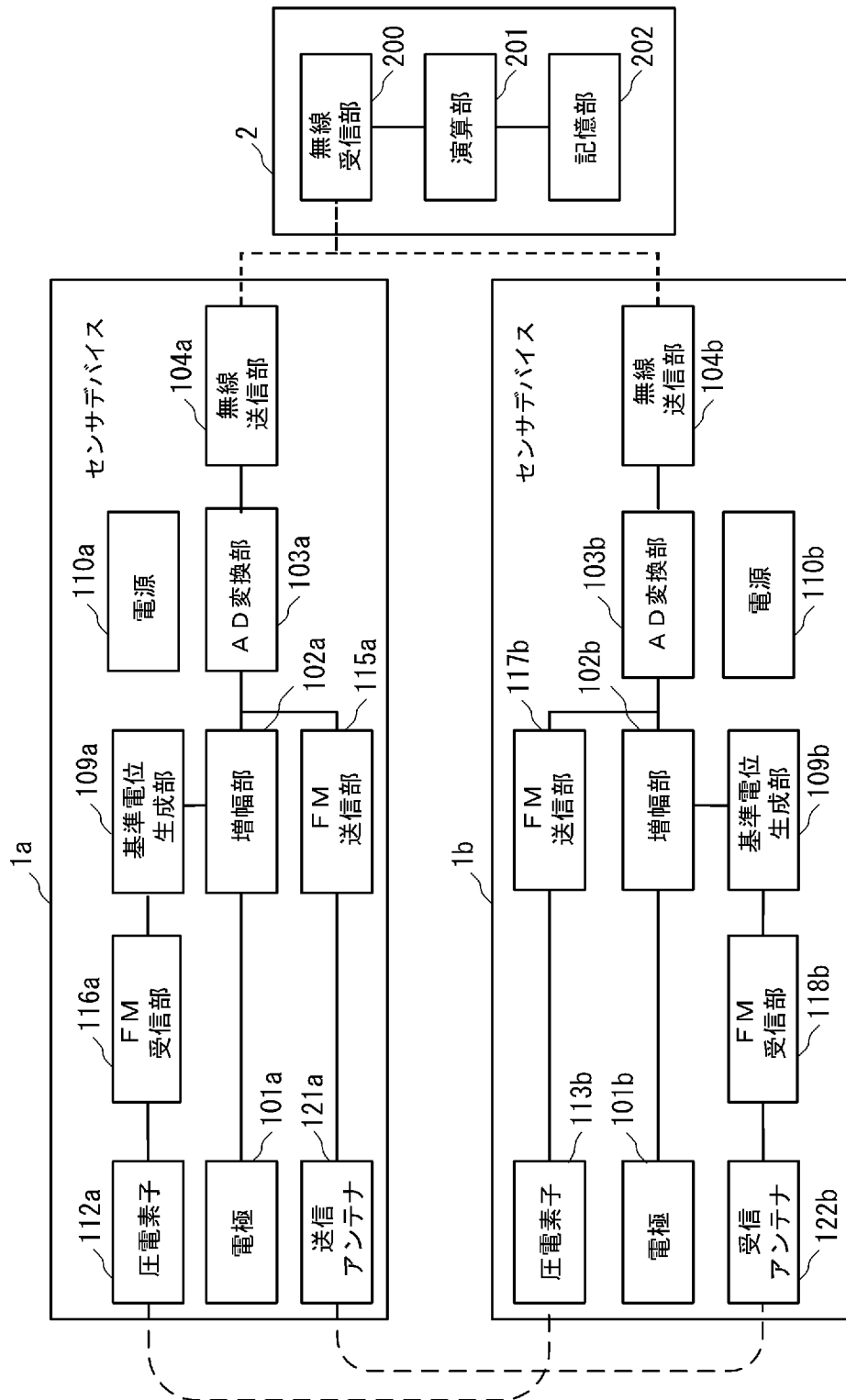
[図4]



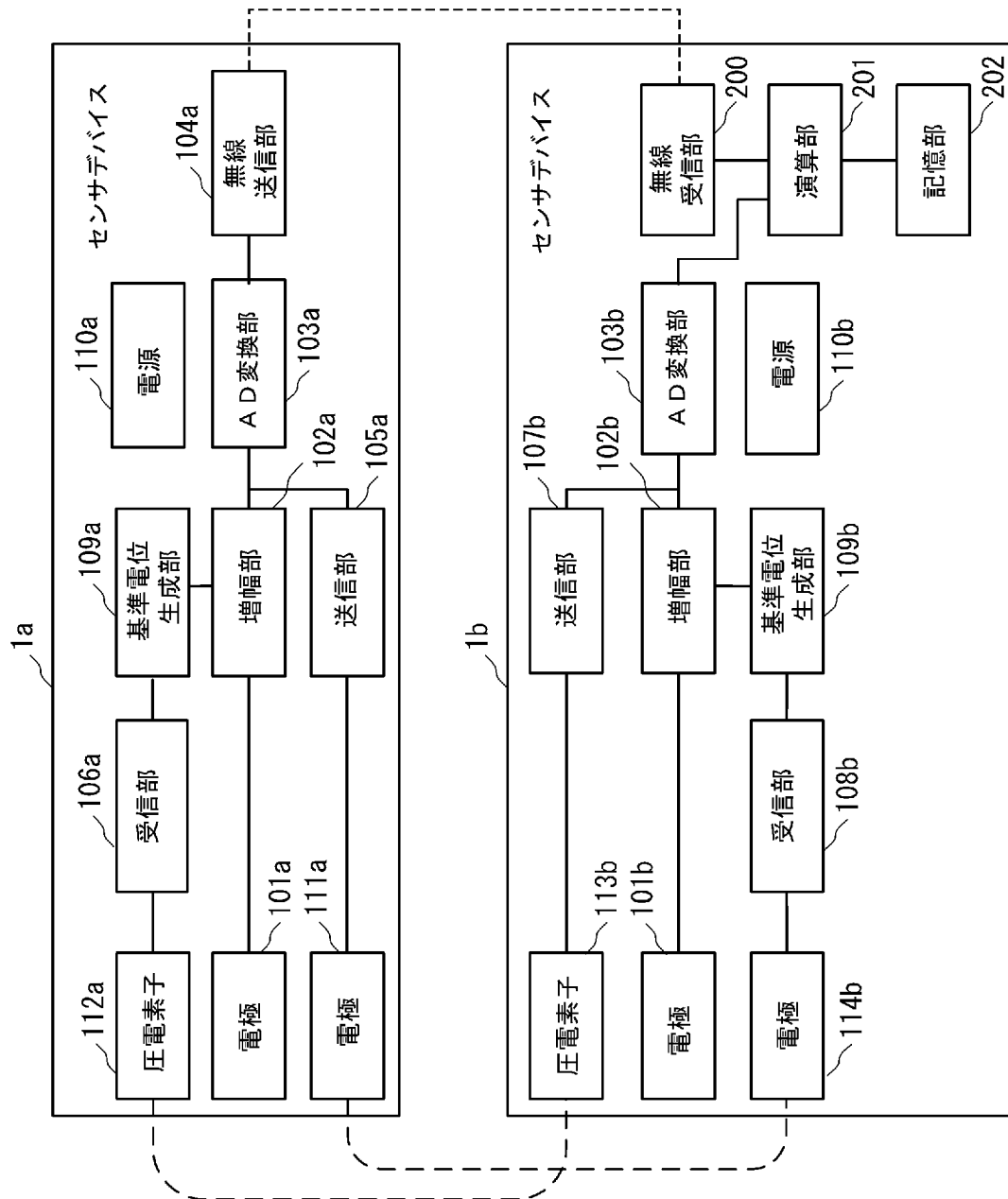
[図5]



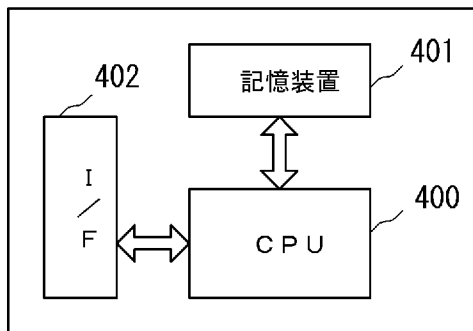
[図6]



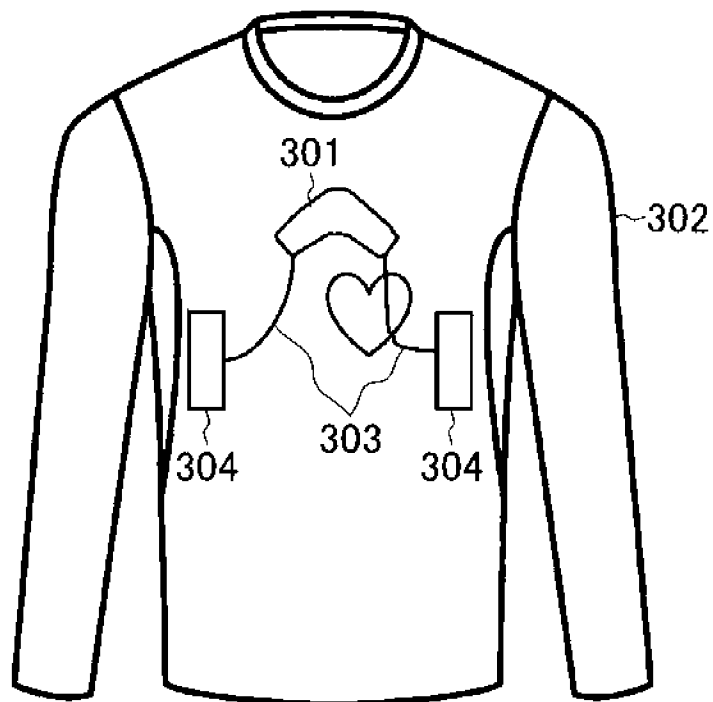
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/043897

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/308**(2021.01)i; **A61B 5/332**(2021.01)i

FI: A61B5/308; A61B5/332

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/01; 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 1971-2023

Registered utility model specifications of Japan 1996-2023

Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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.
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02 March 2017 (2017-03-02) entire text, all drawings	1-8
A	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12 August 2021 (2021-08-12) entire text, all drawings	1-8
A	JP 2020-171677 A (BIOTRONIK SE & CO. KG) 22 October 2020 (2020-10-22) entire text, all drawings	1-8

☐ 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

24 January 2023

Date of mailing of the international search report

07 February 2023

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
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/043897

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2017/0055862	A1	02 March 2017	KR	10-1651537	B1	
US	2021/0244337	A1	12 August 2021	WO	2020/224493	A1	
				CN	110327038	A	
JP	2020-171677	A	22 October 2020	US	2020/0324128	A1	
				whole document			
				EP	3721789	A1	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/308(2021.01)i; A61B 5/332(2021.01)i FI: A61B5/308; A61B5/332										
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）） A61B5/00-5/01; 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 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2023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 - 2023年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2023年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2023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 - 2023年									
日本国実用新案登録公報	1996 - 2023年									
日本国登録実用新案公報	1994 - 2023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								
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02.03.2017 (2017 - 03 - 02) 全文, 全図	1-8								
A	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12.08.2021 (2021 - 08 - 12) 全文, 全図	1-8								
A	JP 2020-171677 A (バイオロニックス エスエー アンド カンパニー カーゲー) 22.10.2020 (2020 - 10 - 22) 全文, 全図	1-8								
☐ 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。										
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの “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 </td> <td> “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 </td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの “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						
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの “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 24.01.2023		国際調査報告の発送日 07.02.2023								
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） ▲瀬▼戸井 綾菜 2Q 1569 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

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/JP2022/043897

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
US	2017/0055862	A1	02.03.2017	KR	10-1651537	B1	
US	2021/0244337	A1	12.08.2021	WO	2020/224493	A1	
				CN	110327038	A	
JP	2020-171677	A	22.10.2020	US	2020/0324128	A1	
				whole document			
				EP	3721789	A1	