

(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5月2日(02.05.2024)



(10) 国際公開番号

WO 2024/089758 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/24 (2021.01) H04B 1/40 (2015.01)
H04B 1/3827 (2015.01) H04B 13/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2022/039662

(22) 国際出願日: 2022年10月25日(25.10.2022)

(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

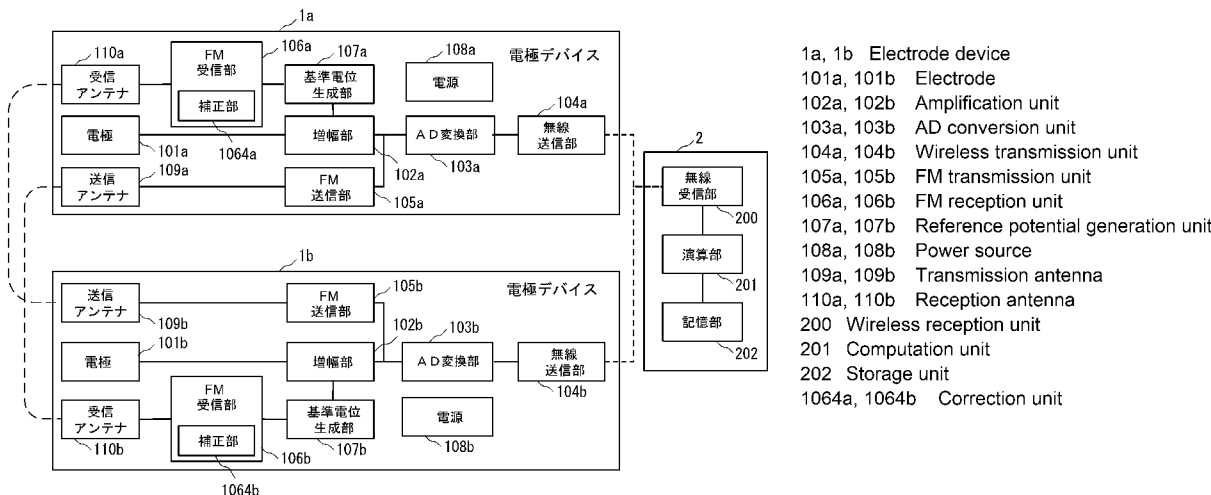
東京都武蔵野市緑町3丁目9-11 NTT 知的財産センタ内 Tokyo (JP).

(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,

(54) Title: BIOLOGICAL SIGNAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号計測システム



(57) Abstract: Sensor devices (1a, 1b) respectively comprise: amplification units (102a, 102b) that amplify biological potentials detected by electrodes (101a, 101b); FM transmission units (105a, 105b) that modulate carrier waves in accordance with the biological potentials, and wirelessly transmit the modulated signals to another sensor device; FM reception units (106a, 106b) that demodulate the modulated signals transmitted from the other sensor device and extract information about the biological potentials; reference potential generation units (107a, 107b) that generate reference potentials for the amplification units (102a, 102b); and correction units (1064a, 1064b) that correct the oscillation frequency of a voltage-controlled oscillator used in the demodulation by the FM reception units (106a, 106b).



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, 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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: センサデバイス (1 a, 1 b) は、電極 (101 a, 101 b) によって検出された生体電位を増幅する増幅部 (102 a, 102 b) と、生体電位に応じて搬送波を変調して、被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するFM送信部 (105 a, 105 b) と、他方のセンサデバイス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 (106 a, 106 b) と、増幅部 (102 a, 102 b) の基準電位を生成する基準電位生成部 (107 a, 107 b) と、FM受信部 (106 a, 106 b) の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正する補正部 (1064 a, 1064 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22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22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：河西奈保子他，“着るだけで生体情報計測を可能とする機能素

材 hitoeの開発および実用化”，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

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、配線を無くして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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、前記計測対象者の皮膚と接触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増幅部と、前記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、被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するように構成された送信部と、他方のセンサデバイス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ように構成された受信部と、前記増幅部によって増幅された生体電位と前記受信部から出力された生体電位とに基づいて前記増幅部の基準電位を生成するように構成された基準電位生成部と、前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を補正するように構成された補正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。また、本発明では、補正部を設けることにより、送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を補正することができる。これにより、外環境からの影響で生じる送信部と受信部の発振周波数のばらつきを最小限に留めることができ、第1のセンサデバイスと第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、生体電位の計測精度を向上させることができる。

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、VCOの発振周波数の個体差の例を示す図である。

[図4]図4は、本発明の第1の実施例に係るFM受信部の基本構成を示す図である。

[図5]図5は、本発明の第1の実施例に係るFM受信部のVCOの基本構成を示す図である。

[図6]図6は、本発明の第1の実施例に係るFM受信部のVCOに補正部を付加した構成を示す図である。

[図7]図7は、本発明の第1の実施例に係るFM受信部の調整方法を説明するフローチャートである。

[図8]図8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構成を示すブロック図である。

[図10]図10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11]図 1 1 は、本発明の第 2 の実施例に係る F M 送信部の基本構成を示す図である。

[図12]図 1 2 は、本発明の第 2 の実施例に係る F M 送信部の V C O に補正部を付加した構成を示す図である。

[図13]図 1 3 は、本発明の第 2 の実施例に係る F M 送信部の調整方法を説明するフローチャートである。

[図14]図 1 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15]図 1 5 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別の構成を示すブロック図である。

[図16]図 1 6 は、本発明の第 3 の実施例に係る F M 送信部と F M 受信部の調整方法を説明するフローチャートである。

[図17]図 1 7 は、本発明の第 3 の実施例の効果を説明する図である。

[図18]図 1 8 は、本発明の第 3 の実施例に係る F M 送信部と F M 受信部の別の調整方法を説明するフローチャートである。

[図19]図 1 9 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20]図 2 0 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21]図 2 1 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22]図 2 2 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 1 a と、左側部位に装着されるセンサデバイス 1 b 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 1 a は、計測対象者の右側部位の皮膚と接触する電極 1 0 1 a と、電極 1 0 1 a によって検出された生体電位を増幅する増幅部 1 0 2 a 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 a と、A D 変換部 1 0 3 a 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 a と、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 F M (Frequency Modulation) 送信部 1 0 5 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 F M 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 7 a と、増幅部 1 0 2 a と A D 変換部 1 0 3 a と無線送信部 1 0 4 a と F M 送信部 1 0 5 a と F M 受信部 1 0 6 a と基準電位生成部 1 0 7 a とに電力を供給する電源 1 0 8 a と、F M 送信部 1 0 5 a から出力された被変調信号をセンサデバイス 1 b へ無線送信するための送信アンテナ 1 0 9 a と、センサデバイス 1 b から送信された被変調信号を受信するための受信アンテナ 1 1 0 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 F M 送信部 1 0 5 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 F M 受信部 1 0 6 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 7 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 F M 送信部 1 0 5 b と F M 受信部 1 0 6 b と基準電位生成部 1 0 7 b とに電力を供給する電源 1 0 8 b と、F M 送信部 1 0 5 b から出力された被変調信号をセンサデバイ

ス 1 a へ無線送信するための送信アンテナ 1 0 9 b と、センサデバイス 1 a から送信された被変調信号を受信するための受信アンテナ 1 1 0 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 1 0 1 a, 1 0 1 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 A g / A g C l 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。

- [0017] 電極101a, 101b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102a, 102bによる信号増幅が必要となる。増幅部102a, 102b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102a, 102b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102a, 102b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102a, 102bとして非反転増幅回路を用いる場合、2つの増幅部102a, 102b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1aと1bとの間が配線で接続されていないため、増幅部102a, 102b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1aと1b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1a, 1bの増幅部102a, 102b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1bの電極101bによって検出され、増幅部102bによって増幅された生体電位は、FM送信部105bによってセンサデバイス1aへ無線送信される。センサデバイス1aのFM受信部106aは、センサデバイス1bから送信され、受信アンテナ110a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1aの基準電位生成部107aは、電極101aによって検出され、増幅部102aによって増幅された生体電位とFM受信部106aから出力された生体電位（センサデバイス1b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102aの構成例を示す回路図である。増幅部102aは、オペアンプA1と、抵抗R1、R2とから構成される。基準電位Vrefは、基準電位生成部107aから増幅部102aの抵抗R1の一端に供給される。
- [0023] 一方、センサデバイス1aの電極101aによって検出され、増幅部102aによって増幅された生体電位は、FM送信部105aによってセンサデバイス1bへ無線送信される。センサデバイス1bのFM受信部106bは、センサデバイス1aから送信され、受信アンテナ110b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1bの基準電位生成部107bは、電極101bによって検出され、増幅部102bによって増幅された生体電位とFM受信部106bから出力された生体電位（センサデバイス1a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Vrefを生成し、増幅部102bに基準電位Vrefを供給する。増幅部102bの構成は増幅部102aと同じである。基準電位生成部107a、107b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1aのAD変換部103aは、増幅部102a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104aは、AD変換部103a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1bのAD変換部103bは、増幅部102b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104bは、AD変換部103b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104a、104bと生体信号生成装置2の無線受信部200との間の無線通信規格としては、キャリア通信、Wi-Fi（登録商標）、Bluetooth（登録商標）など任意のものが適用可能である。Bluetooth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、本実施例のセンサデバイス 1 a, 1 b 間の F M 送受信について更に詳細に説明する。センサデバイス 1 a の F M 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 F M 変調して、被変調信号を送信アンテナ 1 0 9 a からセンサデバイス 1 b へ送信する。センサデバイス 1 a の F M 受信部 1 0 6 a は、センサデバイス 1 b から送信され、受信アンテナ 1 1 0 a 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。

[0030] 同様に、センサデバイス 1 b の F M 送信部 1 0 5 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 F M 変調して、被変調信号を送信アンテナ 1 0 9 b からセンサデバイス 1 a へ送信する。センサデバイス 1 b の F M 受信部 1 0 6 b は、センサデバイス 1 a から送信され、受信アンテナ 1 1 0 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。

[0031] 本実施例では、F M 送信部 1 0 5 a, 1 0 5 b における搬送波の F M 変調に電圧制御オシレータ (V C O : Voltage Controlled Oscillator) を使用し、F M 受信部 1 0 6 a, 1 0 6 b における復調にフェーズロックドループ (P L L) を使用する。V C O は、一般的に電圧によって容量が変化するバラクタダイオードを用いて発振周波数を変化させる。V C O の発振周波数 f は次式で表され、インダクタンス L とキャパシタンス C による共振周波数で定まる。

[0032] [数1]

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad \dots (1)$$

[0033] キャパシタンスCは、バラクタダイオードと複数のコンデンサによって構成されることが多い。また、FM受信部106a, 106bのPLLの構成要素にもVCOが用いられている。このため、FM送信部105a, 105bとFM受信部106a, 106bのそれぞれのVCO間で等しい発振周波数に設定する必要がある。

[0034] しかしながら、VCOの素子の精度や個体差によって発振周波数が変化してしまうので、送信側と受信側で発振周波数が異なりうる。図3にVCOの発振周波数の個体差の例を示す。ここでは、5個のVCO300-1~300-5の制御電圧-発振周波数特性を示している。いずれのVCOも設計上では同一の素子を使用しており、理論上では同一の制御電圧-発振周波数特性を示す筈であるが、大きな個体差が生じている。

[0035] 図3の例では、VCO300-2と300-5との間に約200kHzのオフセット誤差が生じており、電圧換算すると約1V程の誤差になる。ウェアラブルデバイス等で用いられる回路電圧が3V~5Vであることを考えると、この誤差は回路電圧の20%以上に相当し、計測結果に極めて大きな影響を与えてしまう。

[0036] 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、増幅部102a, 102bの基準電位Vrefを一致させ、心電図信号の計測精度を向上させる。しかしながら、センサデバイス1a, 1bで検出した生体電位を正しく復調することができない場合には、心電図信号の計測精度が著しく劣化するため、VCOの発振周波数の誤差を補正することが非常に重要である。

[0037] 補正方法の1例として、基準電位生成部107a, 107bが生成する基準電位Vrefにオフセットを加えたり、基準電位生成部107a, 107bの増幅度を調整してVCOの制御電圧-発振周波数の傾きを調整したりすることが考えられる。しかしながら、この補正方法では1次の補正関数を用いることになるが、VCOの制御電圧-発振周波数の傾きと切片の2変数を解かなければならないため、処理が複雑になる。また、VCOの制御電圧-

発振周波数の傾きを1未満にするためには、例えば反転増幅回路が必要になるが、出力を反転させるためにノイズゲインが信号ゲインより大きくなり、ノイズが増大する。

[0038] さらに、基準電位生成部107a, 107bの増幅度を調整するために可変抵抗を用いる場合、時間や温度変化によるドリフトによって補正が時間とともにずれていってしまう可能性がある。また、VCOの発振周波数の違いが大きい場合、発振周波数に対応する制御電圧が電源電圧（GNDやVDD）の値で飽和してしまい、1次の補正関数の計算のための情報が得られず、補正が行えない場合があり得る。

[0039] したがって、VCOの発振周波数そのものを補正することが解決策となる。また、図3によると、VCOに大きな個体差が存在するものの、制御電圧に対する発振周波数の変化率は、発振周波数のオフセットと比べて個体差が少なく、制御電圧－発振周波数の傾きはほぼ一定である。

[0040] したがって、本実施例では、発振周波数のオフセットを変化させることで補正を行う。具体的には、センサデバイス1a, 1bのFM受信部106a, 106bのVCOに補正部1064a, 1064bを設ける。

[0041] 図4はFM受信部106aの基本構成を示す図である。上記のとおり、FM受信部106aは、PLLの構成を有し、VCO1060aと、受信アンテナ110aによって受信された被変調信号VsとVCO1060aの出力信号Voとを位相比較する位相比較部1061aと、位相比較部1061aの出力信号Veを低域ろ波した結果を、復調された生体電位として出力するローパスフィルタ（LPF）1062aと、補正部1064aとから構成される。LPF1062aの出力は、制御電圧VctrlとしてVCO1060aに入力される。FM受信部106bの構成はFM受信部106aと同じである。

[0042] なお、図4の構成は1例であって、FM受信部106a, 106bは図4の構成に限るものではない。例えば、LPF1062aとVCO1060aとの間に増幅部を挿入して、LPF1062aから出力された生体電位を増

幅した電圧をVCO1060aの制御電圧V_{ctrl}としてもよい。

[0043] 図5はVCO1060aの基本構成を示す図である。VCO1060aは、バラクタダイオードD1と、コンデンサC1、C2と、インダクタL1と、増幅部1065とから構成される。バラクタダイオードD1とコンデンサC1とによるキャパシタンスの変動成分をC_{var}、コンデンサC2によるキャパシタンスの定数成分をC_{const}、インダクタL1のインダクタンスをLとすると、VCO1060aの発振周波数fは次式のようにになる。

[0044] [数2]

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L(C_{var}+C_{const})}} \quad \dots (2)$$

[0045] インダクタンスLを変化させると、変動成分の係数も変化するため所望の周波数特性を得ることが困難である。したがって、キャパシタンスC_{const}を変化させて発振周波数fを変化させることが効率的である。

[0046] 図6はVCO1060aに補正部1064aを付加した構成を示す図である。VCO1060aの発振周波数fは、キャパシタンスを増加させると低下し、キャパシタンスを減少させると高くなる。このため、補正部1064aとして、コンデンサC1と直列および並列に可変容量C3、C4を設けることによって、VCO1060aの発振周波数fのオフセットを変化させることができる。

[0047] 可変容量C3、C4は、バラクタダイオードや、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) バリコン、コンデンサをアレイ状に配置したものなどで構成することができる。ディスクリート部品を用いた回路構成においては、バラクタダイオードやMEMSバリコンによる実装が、部品点数が少なく、制御が容易なことから有利である。一方、回路をLSI (Large Scale Integration) に集積化する場合には、可変容量C3、C4としてコンデンサアレイを用いる方が容易に実装できるため、好適である。補正部1064bの構成は補正部1064aと同じである。

[0048] なお、FM受信部106a、106bと補正部1064a、1064bの

構成は図4～図6に示した構成に限るものではなく、同様の機能を果たす回路構成でもよいことは言うまでもない。

[0049] 図7はFM受信部106a, 106b(補正部1064a, 1064b)の調整方法を説明するフローチャートである。まず、FM受信部106a, 106bを調整しようとする作業者は、あらかじめ決めておいた任意の電圧 x [V]をセンサデバイス1aのFM送信部105aに与えて、電圧 x [V]に応じて搬送波をFM変調させて、被変調信号を送信アンテナ109aからセンサデバイス1bへ送信させる(図7ステップS100)。

[0050] センサデバイス1bのFM受信部106bは、センサデバイス1aから送信され、受信アンテナ110bによって受信された被変調信号を復調して電圧 y [V]を出力する(図7ステップS101)。FM受信部106bのVCOの誤差により、電圧 y [V]は元の x [V]と異なる。そこで、作業者は、VCOの出力電圧 y [V]が x [V]と一致するように、補正部1064bの可変容量の値を調整する(図7ステップS102)。可変容量の値は、制御電圧 V_{ct12} によって設定可能である。

[0051] 続いて、作業者は、電圧 x [V]をセンサデバイス1bのFM送信部105bに与えて、電圧 x [V]に応じて搬送波をFM変調させて、被変調信号を送信アンテナ109bからセンサデバイス1aへ送信させる(図7ステップS103)。

[0052] センサデバイス1aのFM受信部106aは、センサデバイス1bから送信され、受信アンテナ110aによって受信された被変調信号を復調して電圧 y [V]を出力する(図7ステップS104)。作業者は、FM受信部106aのVCOの出力電圧 y [V]が x [V]と一致するように、補正部1064aの可変容量 $C3$, $C4$ の値を調整する(図7ステップS105)。

[0053] 以上で、FM受信部106a, 106b(補正部1064a, 1064b)の調整が完了し、VCOの発振周波数を補正することができたので、生体信号の計測を開始できる。図7の例では、センサデバイス1bのFM受信部106bを先に調整した後に、センサデバイス1aのFM受信部106aを

調整しているが、順番を逆にしてもよいし、同時に調整してもよい。

[0054] 特に、調整を同時に実施する場合には、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を異なる周波数にすることが好適である。その理由は、同一の周波数を使用すると相互に混信してしまう可能性が高くなるからである。使用する周波数を増やすことで、本発明はセンサデバイスをペアとする構成だけでなく、より多くのセンサデバイスを使用することが可能となる。

[0055] 本実施例のように、FM受信部 106 a, 106 b に補正部 1064 a, 1064 b を設ける構成は、計測対象者の身体を伝送路として用いる人体通信を行う場合に特に好適である。一般的な空中に電波を飛ばす無線通信の場合、空間に飛び交っている不要な被変調信号に合わせて誤った補正を行ってしまう可能性がある。また、周波数帯によって許容される無線電波強度が異なる。このため、発振周波数の誤差によって厳しい強度制限の周波数帯に入り込んで補正される恐れがある。

[0056] 一方、人体通信の場合には、外環境の影響を受けにくい。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、センサデバイス 1 a, 1 b の送信周波数に FM 受信部 106 a, 106 b の VCO の発振周波数を合わせればよい。ため、簡易な機構で補正機能を実現することができる。

[0057] 人体通信を用いる場合の生体信号計測システムの構成を図 8 に示す。図 8 の構成では、図 1 のアンテナ 109 a, 110 a の代わりに、計測対象者の右側部位の皮膚と接触する電極 109 a', 110 a' を設けている。また、アンテナ 109 b, 110 b の代わりに、計測対象者の左側部位の皮膚と接触する電極 109 b', 110 b' を設けている。

[0058] 図 8 の構成では、センサデバイス 1 a の FM 送信部 105 a は、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 FM 変調して、被変調信号を電極 109 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。FM受信部106aは、センサデバイス1bから送信され、電極110a'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。

[0059] 同様に、センサデバイス1bのFM送信部105b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、被変調信号を電極109b'から計測対象者の身体を介してセンサデバイス1aに送信する。FM受信部106bは、センサデバイス1aから送信され、電極110b'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。

[0060] 通信のための電力は、センサデバイス1a, 1b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。

[0061] 以上のように、本実施例では、FM受信部106a, 106bのVCOの発振周波数を補正することができるので、外環境からの影響で生じるFM送信部105a, 105bとFM受信部106a, 106bの発振周波数のばらつきを最小限に留めることができ、センサデバイス1a, 1bの電位計測の基準電位を共通化することができるので、生体電位の計測精度を向上させることができる。本実施例では、一方のセンサデバイスのFM送信部と他方のセンサデバイスのFM受信部の正確な発振周波数を特定する必要がなく、FM送信部とFM受信部の発振周波数を合わせることができればよく、簡易な回路で低コストに補正を実現することができる。

[0062] [第2の実施例]

図1、図8の構成では、センサデバイス1a, 1bのFM受信部106a, 106bのVCOに補正部1064a, 1064bを設けているが、FM送信部105a, 105bのVCOに補正部を設けるようにしてもよい。図1の構成においてFM送信部105a, 105bのVCOに補正部1054

a, 1054bを設ける場合の構成を図9に示し、図8の構成においてFM送信部105a, 105bのVCOに補正部1054a, 1054bを設ける場合の構成を図10に示す。

[0063] 図11は、図9、図10の構成におけるFM送信部105aの基本構成を示す図である。FM送信部105aは、VCO1050aと、搬送波Vcを出力する水晶発振器1051aと、搬送波VcとVCO1050aの出力信号Voとを位相比較する位相比較部1052aと、位相比較部1052aの出力信号Veを低域ろ波した結果を出力するLPF1053aと、補正部1054aとから構成される。LPF1053aの出力信号と増幅部102aによって増幅された生体電位Vs2とが混合された信号が、制御電圧Vct1としてVCO1050aに入力される。VCO1050aの出力信号Voは、被変調信号として送信アンテナ109aまたは電極109a'に出力される。FM送信部105bの構成はFM送信部105aと同じである。

[0064] なお、図11の構成は1例であって、FM送信部105a, 105bは図11の構成に限るものではない。例えばVCO1050aと、送信アンテナ109aまたは電極109a'との間に増幅部を挿入して、被変調信号を増幅するようにしてもよい。また、水晶発振器1051aと位相比較部1052aとの間、およびVCO1050aと位相比較部1052aとの間にそれぞれ分周器を挿入してもよい。

[0065] 図12はVCO1050aに補正部1054aを付加した構成を示す図である。VCO1050aの構成はVCO1060aと同様であり、補正部1054aの構成は補正部1064aと同様なので、説明は省略する。補正部1054bの構成は補正部1054aと同じである。

[0066] 図13は本実施例のFM送信部105a, 105b（補正部1054a, 1054b）の調整方法を説明するフローチャートである。まず、FM送信部105a, 105bを調整しようとする作業者は、あらかじめ決めておいた任意の電圧×[V]をセンサデバイス1aのFM送信部105aに与えて、電圧×[V]に応じて搬送波をFM変調させて、被変調信号を送信アンテナ

ナ 109 a または電極 109 a' からセンサデバイス 1 b へ送信させる（図 13 ステップ S200）。

[0067] センサデバイス 1 b の FM 受信部 106 b は、センサデバイス 1 a から送信され、受信アンテナ 110 b または電極 110 b' によって受信された被変調信号を復調して電圧 y [V] を出力する（図 13 ステップ S201）。作業者は、FM 受信部 106 b の出力電圧 y [V] が x [V] と一致するように、FM 送信部 105 a の補正部 1054 a の可変容量 C_3 、 C_4 の値を調整する（図 13 ステップ S202）。可変容量の値は、制御電圧 V_{ctrl} によって設定可能である。

[0068] 続いて、作業者は、電圧 x [V] をセンサデバイス 1 b の FM 送信部 105 b に与えて、電圧 x [V] に応じて搬送波を FM 変調させて、被変調信号を送信アンテナ 109 b または電極 109 b' からセンサデバイス 1 a へ送信させる（図 13 ステップ S203）。

[0069] センサデバイス 1 a の FM 受信部 106 a は、センサデバイス 1 b から送信され、受信アンテナ 110 a または電極 110 a' によって受信された被変調信号を復調して電圧 y [V] を出力する（図 13 ステップ S204）。作業者は、FM 受信部 106 a の出力電圧 y [V] が x [V] と一致するように、FM 送信部 105 b の補正部 1054 b の可変容量の値を調整する（図 13 ステップ S205）。

[0070] 以上で、FM 送信部 105 a、105 b（補正部 1054 a、1054 b）の調整が完了し、VCO の発振周波数を補正することができたので、生体信号の計測を開始できる。図 13 の例では、センサデバイス 1 a の FM 送信部 105 a を先に調整した後に、センサデバイス 1 b の FM 送信部 105 b を調整しているが、順番を逆にしてもよいし、同時に調整してもよい。第 1 の実施例で説明したように、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を異なる周波数にすることが好ましい。

[0071] [第 3 の実施例]

第1、第2の実施例では、FM送信部とFM受信部のどちらか一方に補正部を設けているが、FM送信部とFM受信部の両方に補正部を設けるようにしてもよい。

[0072] 図14は本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。FM受信部106a、106bの構成は第1の実施例で説明したとおりであり、FM送信部105a、105bの構成は第2の実施例で説明したとおりである。人体通信を用いる場合の生体信号計測システムの構成を図15に示す。

[0073] 本実施例は、第1、第2の実施例の方法で補正が完了しない場合に補正量を増加させるものである。補正部1054a、1054b、1064a、1064bの可変容量の変動範囲および変復調器のばらつきによって、十分な補正量が得られない可能性がある。そこで、本実施例では、FM受信部106a、106bの補正部1064a、1064bに加え、FM送信部105a、105bにも補正部1054a、1054bを追加する。

[0074] 図16は本実施例のFM送信部105a、105bとFM受信部106a、106b（補正部1054a、1054b、1064a、1064b）の調整方法を説明するフローチャートである。ここでは、センサデバイス1bの補正が十分ではなかった場合のフローチャートを示している。

[0075] まず、作業者は、あらかじめ決めておいた任意の電圧 x 1[V]をセンサデバイス1aのFM送信部105aに与えて、電圧 x 1[V]に応じて搬送波をFM変調させて、被変調信号を送信アンテナ109aまたは電極109a'からセンサデバイス1bへ送信させる（図16ステップS300）。

[0076] センサデバイス1bのFM受信部106bは、センサデバイス1aから送信され、受信アンテナ110bまたは電極110b'によって受信された被変調信号を復調して電圧 y 1[V]を出力する（図16ステップS301）。作業者は、FM受信部106bの出力電圧 y 1[V]が x 1[V]と一致するように、補正部1064bの可変容量の値を調整する（図16ステップS302）。

- [0077] 続いて、作業者は、あらかじめ決めておいた任意の電圧 $x2$ [V] をセンサデバイス 1 b の FM 送信部 105 b に与えて、電圧 $x2$ [V] に応じて搬送波を FM 変調させて、被変調信号を送信アンテナ 109 b または電極 109 b' からセンサデバイス 1 a へ送信させる（図 16 ステップ S303）。
- [0078] センサデバイス 1 a の FM 受信部 106 a は、センサデバイス 1 b から送信され、受信アンテナ 110 a または電極 110 a' によって受信された被変調信号を復調して電圧 $y2$ [V] を出力する（図 16 ステップ S304）。作業者は、FM 受信部 106 a の出力電圧 $y2$ [V] が $x2$ [V] と一致するように、補正部 1064 a の可変容量 $C3$, $C4$ の値を調整する（図 16 ステップ S305）。第 1 の実施例で説明したとおり、ステップ S300 ~ S302 の調整とステップ S303 ~ S305 の調整を同時に行ってもよい。
- [0079] ここで、補正部 1064 b の可変容量の値を調整しても、FM 受信部 106 b の出力電圧 $y1$ [V] と $x1$ [V] が一致せず、補正が完了しなかったとする。作業者は、補正が完了しなかったセンサデバイス 1 b の FM 送信部 105 b に、あらかじめ決めておいた任意の電圧 $\alpha2$ [V] を与えて、電圧 $\alpha2$ [V] に応じて搬送波を FM 変調させて、被変調信号を送信アンテナ 109 b または電極 109 b' からセンサデバイス 1 a へ送信させる（図 16 ステップ S306）。
- [0080] センサデバイス 1 a の FM 受信部 106 a は、センサデバイス 1 b から送信され、受信アンテナ 110 a または電極 110 a' によって受信された被変調信号を復調して電圧 $\beta2$ [V] を出力する（図 16 ステップ S307）。
- [0081] 作業者は、FM 受信部 106 a の出力電圧 $\beta2$ [V] が一定の閾値電圧 V_{th} [V] 以上の場合、FM 送信部 105 a の VCO1050 a の発振周波数を上げる方向、つまり補正部 1054 a の可変容量 $C3$, $C4$ の値を低下させるように調整する。また、作業者は、FM 受信部 106 a の出力電圧 $\beta2$ [V] が閾値電圧 V_{th} [V] 未満の場合、VCO1050 a の発振周波

数を下げる方向、つまり補正部1054aの可変容量C3、C4の値を増加させるように調整する（図16ステップS308）。閾値電圧 V_{th} は、例えば $V_{dd}/2$ （ V_{dd} は電源電圧）とすればよい。

[0082] このときの補正部1054aの補正量は、選択可能な最大量でよい。送受信の補正量を全て等しくしていれば、補正部1054aの補正量を最大量変更してよいため、多数の繰り返しの調整作業は不要であり、調整作業を簡易に行うことができる。図16のステップS309～S311の処理は、ステップS300～S302と同じである。

[0083] 以上で、FM送信部105a、105bとFM受信部106a、106b（補正部1054a、1054b、1064a、1064b）の調整が完了し、VCOの発振周波数を補正することができたので、生体信号の計測を開始できる。

[0084] センサデバイス1bのFM受信部106bのVCOの制御電圧－発振周波数特性が図17に示す $f_{2H} \sim f_{2L}$ の範囲で、センサデバイス1aのFM送信部105aのVCOの制御電圧－発振周波数特性が $f_{1H} \sim f_{1L}$ の範囲であったとする。この場合、補正部1064bによってFM受信部106bのVCOの発振周波数 f_2 を下限值 f_{2L} に調整しても、センサデバイス1aのFM送信部105aのVCOの発振周波数 f_1 には至らない。

[0085] しかし、補正部1054aによってFM送信部105aのVCOの発振周波数 f_1 を上限值 f_{1H} に調整すれば、上限値 f_{1H} がセンサデバイス1bの補正範囲に収まるため、完全な補正が可能となる。周波数の大小関係が異なっても同様の議論により補正される。

[0086] 本実施例によれば、FM送信部とFM受信部の双方に補正部を設けることによって、FM送信部とFM受信部における補正量を小さくすることができる。式（2）で説明したキャパシタンス C_{const} を大きく補正してしまうと、キャパシタンス C_{const} と C_{var} との比が崩れ、FM送信部とFM受信部の間でVCOの制御電圧－発振周波数特性の傾きがずれてしまう可能性がある。本実施例によれば、このような傾きのずれを抑えることができる。

[0087] なお、補正部 1064 a の可変容量の値を調整しても、FM受信部 106 a の出力電圧 y_2 [V] と x_2 [V] が一致せず、補正が完了しなかった場合には、図 18 で説明する調整を行えばよい。図 18 のステップ S300～S305 の処理は、図 16 で説明したとおりである。

[0088] 作業者は、補正が完了しなかったセンサデバイス 1 a の FM 送信部 105 a に、あらかじめ決めておいた任意の電圧 α_1 [V] を与えて、電圧 α_1 [V] に応じて搬送波を FM 変調させて、被変調信号を送信アンテナ 109 a または電極 109 a' からセンサデバイス 1 b へ送信させる（図 18 ステップ S312）。

[0089] センサデバイス 1 b の FM 受信部 106 b は、センサデバイス 1 a から送信され、受信アンテナ 110 b または電極 110 b' によって受信された被変調信号を復調して電圧 β_1 [V] を出力する（図 18 ステップ S313）。

[0090] 作業者は、FM 受信部 106 b の出力電圧 β_1 [V] が閾値電圧 V_{th} [V] 以上の場合、FM 送信部 105 b の VCO の発振周波数を上げる方向、つまり補正部 1054 b の可変容量の値を低下させるように調整する。また、作業者は、FM 受信部 106 b の出力電圧 β_1 [V] が閾値電圧 V_{th} [V] 未満の場合、FM 送信部 105 b の VCO の発振周波数を下げる方向、つまり補正部 1054 b の可変容量の値を増加させるように調整する（図 18 ステップ S314）。図 18 のステップ S315～S317 の処理は、ステップ S303～S305 と同じである。

[0091] [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 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 1 a と 1 b のどちらか一方に実装してもよい。図 19 は本実施例の生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。

[0092] 図 19 の構成では、センサデバイス 1 b の無線送信部 104 b が不要となる。センサデバイス 1 b に設けられた無線受信部 200 は、センサデバイス

1 a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1 aから送信された生体電位とA/D変換部103 b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。

[0093] 本実施例では、センサデバイス1 a, 1 b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。

[0094] 図19の例では、センサデバイス1 b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。

また、図19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8～図10、図14、図15の構成に本実施例を適用してもよい。

[0095] [第5の実施例]

第1～第4の実施例では、生体信号の計測開始前の調整時においても無線通信で調整を行っているが、センサデバイス1 a, 1 bに有線接続部を設けて、有線通信により調整を行ってもよい。図20は本実施例の生体信号計測システムの構成を示すブロック図である。

[0096] センサデバイス1 aは、電極101 aと、増幅部102 aと、A/D変換部103 aと、無線送信部104 aと、FM送信部105 aと、FM受信部106 aと、基準電位生成部107 aと、電源108 aと、送信アンテナ109 aと、受信アンテナ110 aと、センサデバイス1 bと有線通信するための有線接続部111 a, 112 aとを備えている。

[0097] センサデバイス1 bは、電極101 bと、増幅部102 bと、A/D変換部103 bと、無線送信部104 bと、FM送信部105 bと、FM受信部106 bと、基準電位生成部107 bと、電源108 bと、送信アンテナ109 bと、受信アンテナ110 bと、センサデバイス1 aと有線通信するための有線接続部111 b, 112 bとを備えている。

[0098] 本実施例によれば、例えばセンサデバイス1 a, 1 bのペアを格納するケース内でセンサデバイス1 aと1 bを有線接続して、調整を行うことができ

る。センサデバイス 1 a, 1 b の電源 1 0 8 a, 1 0 8 b は電池であり、電池を充電するための装置が必要となる。そこで、センサデバイス 1 a, 1 b を充電ケースに装着したときに、電池の充電と同時に、充電ケース内の配線によって有線接続部 1 1 1 a と 1 1 2 b とが接続され、有線接続部 1 1 1 b と 1 1 2 a とが接続されるようにする。

[0099] 調整の方法は、図 7 のステップ S 1 0 0, S 1 0 3、図 1 3 のステップ S 2 0 0, S 2 0 3、図 1 6 のステップ S 3 0 0, S 3 0 3, S 3 0 6, S 3 0 9、図 1 8 のステップ S 3 0 0, S 3 0 3, S 3 1 2, S 3 1 5 の無線通信が有線通信となる点が第 1 ～第 4 の実施例と異なる。

[0100] 図 2 0 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 8 ～図 1 0、図 1 4、図 1 5、図 1 9 の構成に本実施例を適用してもよい。また、充電ケースを介さずにセンサデバイス 1 a と 1 b を配線で接続してもよい。

[0101] 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 2 1 に示す。

[0102] 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 2 0 1 の少なくとも一部を F P G A (field-programmable gate array) 等のハードウェアロジックで構成してもよい。

[0103] 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。

[0104] (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的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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、前記計測対象者の皮膚と接触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増幅部と、前記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、被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するように構成された送信部と、他方のセンサデバイス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ように構成された受信部と、前記増幅部によって増幅された生体電位と前記受信部から出力された生体電位とに基づいて前記増幅部の基準電位を生成するように構成された基準電位生成部と、前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を補正するように構成された補正部とを備える。

[0105] （付記2）付記1記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、前記送信部から出力された被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するための送信アンテナと、他方のセンサデバイスから送信された被変調信号を受信するための受信アンテナとをさらに備える。

[0106] （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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、前記送信部から出力された被変調信号を前記計測対象者の身体を介して他方のセンサデバイスへ送信するための第2の電極と、他方のセンサデバイスから前記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第3の電極とをさらに備える。

[0107] （付記4）付記1記載の生体信号計測システムにおいて、前記補正部は、前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を変更することが可能な可変容量を備える。

[0108] （付記5）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

サデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、自身のセンサデバイスの前記送信部と他方のセンサデバイスの前記受信部とを有線で接続するための第1の有線接続部と、自身のセンサデバイスの前記受信部と他方のセンサデバイスの前記送信部とを有線で接続するための第2の有線接続部とをさらに備える。

[0109] (付記6) 付記1乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように設けられ、他方のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために与えられた第1の電位と、他方のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて自身のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記補正部によって調整されていることを特徴とする。

[0110] (付記7) 付記1乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように設けられ、自身のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために与えられた第1の電位と、自身のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて他方のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記補正部によって調整されていることを特徴とする。

[0111] (付記8) 付記1乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電

圧制御オシレータの発振周波数を補正するように構成された第1の補正部と、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように構成された第2の補正部とから構成され、他方のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために与えられた第1の電位と、他方のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて自身のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記第1の補正部によって調整され、さらに、前記第1の電位と前記第2の電位とが一致しなかった場合に、自身のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために第3の電位が与えられたときに、自身のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて他方のセンサデバイスの前記受信部から出力された第4の電位と所定の閾値電圧との比較結果に応じて、他方のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が他方のセンサデバイスの前記第2の補正部によって調整されていることを特徴とする。

産業上の利用可能性

[0112] 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

[0113] 1 a, 1 b…センサデバイス、2…生体信号生成装置、101 a, 101 b, 109 a', 109 b', 110 a', 110 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, 105 b…FM送信部、106 a, 106 b…FM受信部、107 a, 107 b…基準電位生成部、108 a, 108 b…電源、109 a, 109 b…送信アンテナ、110 a, 110 b…受信アンテナ、111 a, 111 b, 112 a, 112 b…有線接続部、200…無線受信部、201…演算部、202…記憶部、1051 a…水晶発振器、1060 a…VCO、1052 a, 1061 a…位相比較部、1053 a, 1062 a…ローパスフィルタ、1063 a…増幅部、1054 a, 1054 b

, 1 0 6 4 a, 1 0 6 4 b…補正部。

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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、

前記計測対象者の皮膚と接触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増幅部と、

前記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、被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するように構成された送信部と、

他方のセンサデバイス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ように構成された受信部と、

前記増幅部によって増幅された生体電位と前記受信部から出力された生体電位とに基づいて前記増幅部の基準電位を生成するように構成された基準電位生成部と、

前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を補正するように構成された補正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、

前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、

前記送信部から出力された被変調信号を他方のセンサデバイスへ無線送信するための送信アンテナと、

他方のセンサデバイスから送信された被変調信号を受信するための

受信アンテナ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。

[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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、

前記送信部から出力された被変調信号を前記計測対象者の身体を介して他方のセンサデバイスへ送信するための第2の電極と、

他方のセンサデバイスから前記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第3の電極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。

[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、

前記補正部は、前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数と前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数のうち少なくとも一方を変更することが可能な可変容量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5]

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のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれは、

自身のセンサデバイスの前記送信部と他方のセンサデバイスの前記受信部とを有線で接続するための第1の有線接続部と、

自身のセンサデバイスの前記受信部と他方のセンサデバイスの前記送信部とを有線で接続するための第2の有線接続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。

[請求項6]

請求項1乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように設けられ、

他方のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために与えられた第1の電位と、他方のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて自身のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記補正部によって調整されてい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乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、

前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように設けられ、

自身のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために与えられた第1の電位と、自身のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて他方のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記補正部によって調整されてい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乃至5のいずれか1項に記載の生体信号計測システムにおいて、

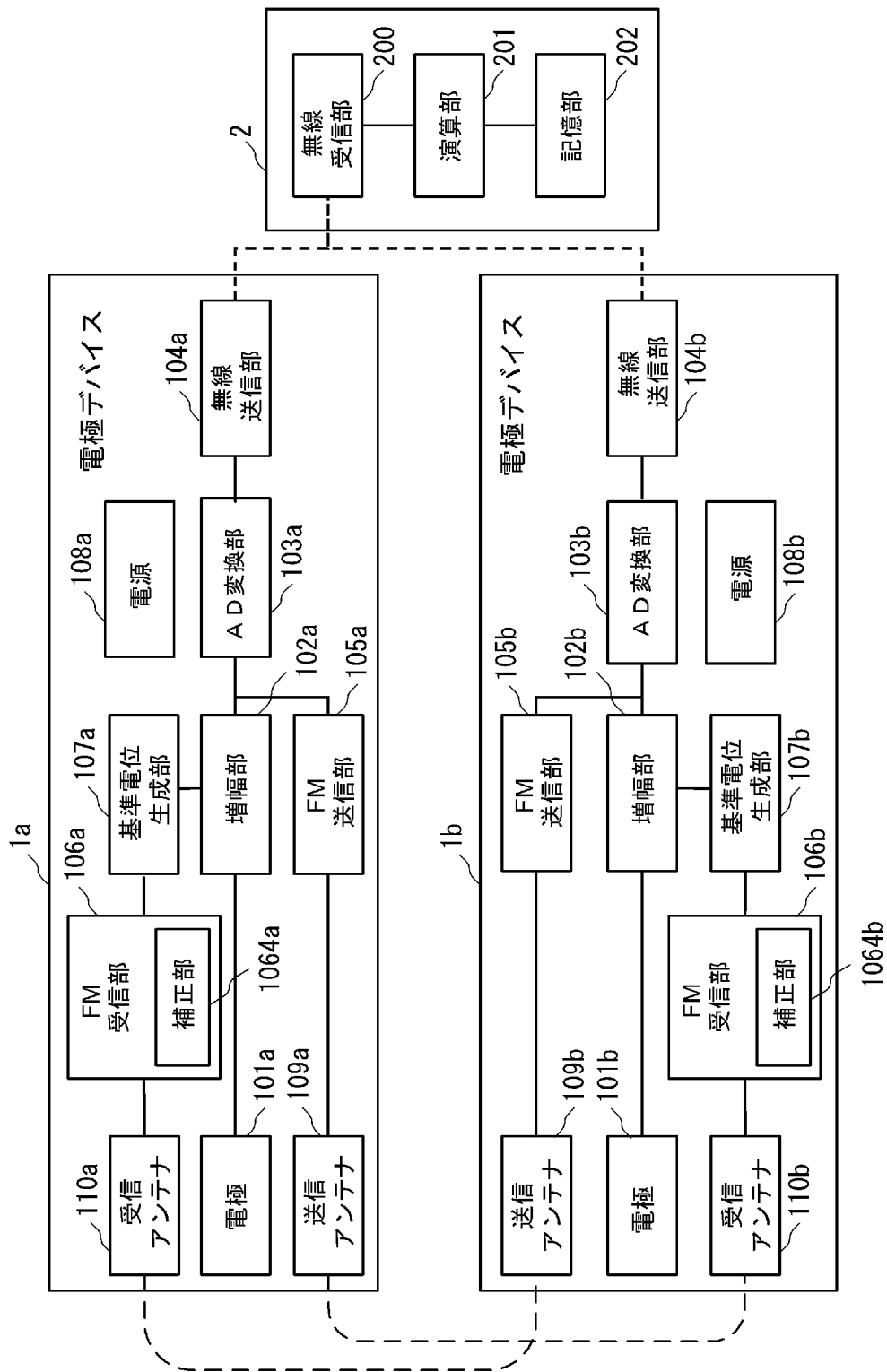
前記第1のセンサデバイスと前記第2のセンサデバイスのそれぞれの前記補正部は、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように構成された第1の補正部と、自身のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数を補正するように構成された第2の補正部とから構成され、

他方のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために

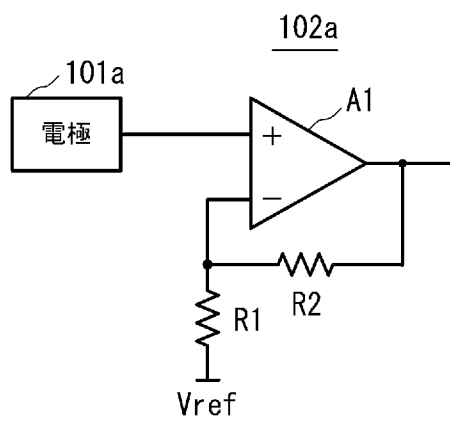
与えられた第1の電位と、他方のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて自身のセンサデバイスの前記受信部から出力された第2の電位とが一致するように、自身のセンサデバイスの前記受信部の復調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が自身のセンサデバイスの前記第1の補正部によって調整され、

さらに、前記第1の電位と前記第2の電位とが一致しなかった場合に、自身のセンサデバイスの前記送信部に前記搬送波を変調するために第3の電位が与えられたときに、自身のセンサデバイスから送信された被変調信号に応じて他方のセンサデバイスの前記受信部から出力された第4の電位と所定の閾値電圧との比較結果に応じて、他方のセンサデバイスの前記送信部の変調に使用される電圧制御オシレータの発振周波数が他方のセンサデバイスの前記第2の補正部によって調整されていることを特徴とする生体信号計測システム。

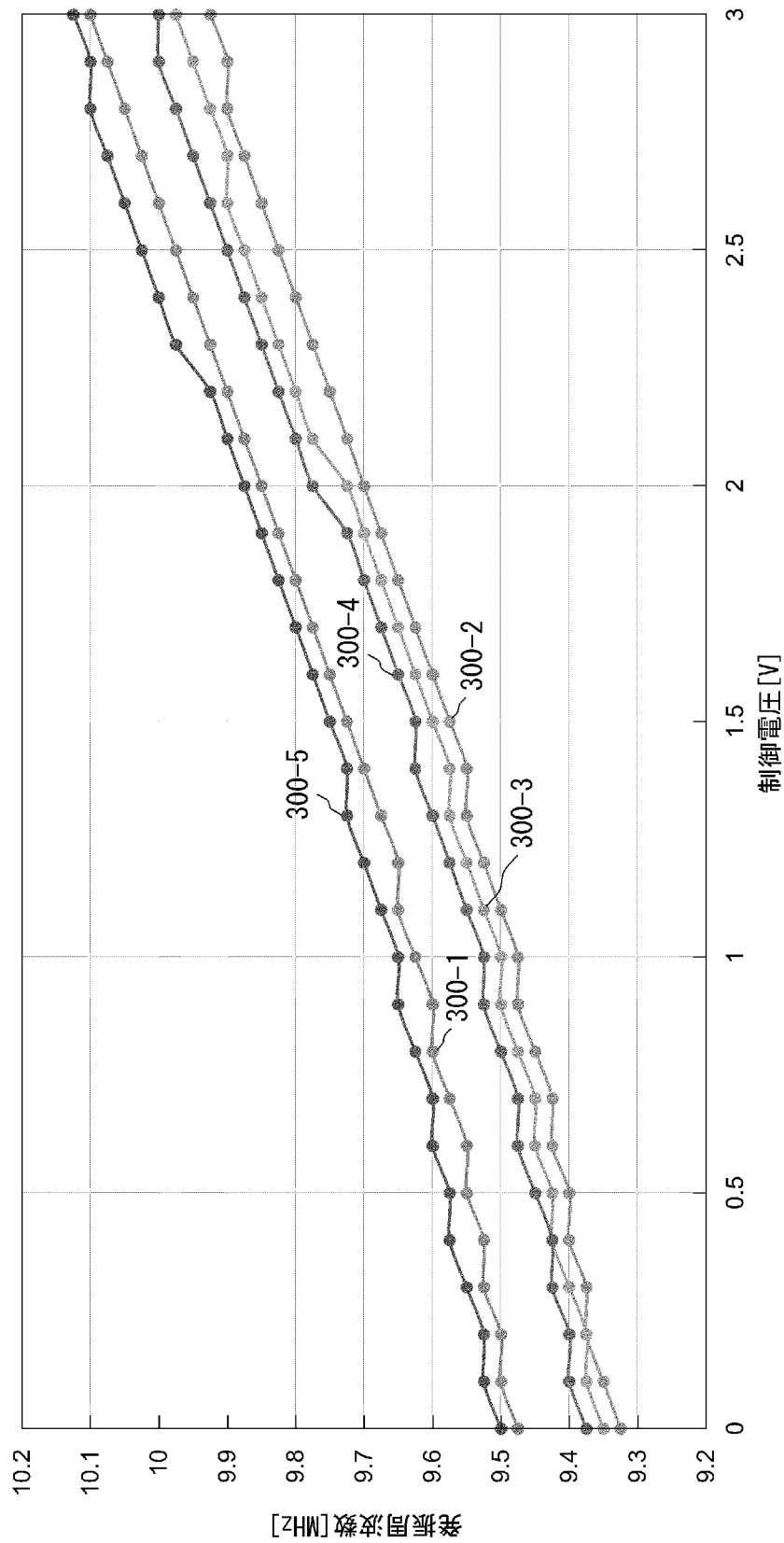
[図1]



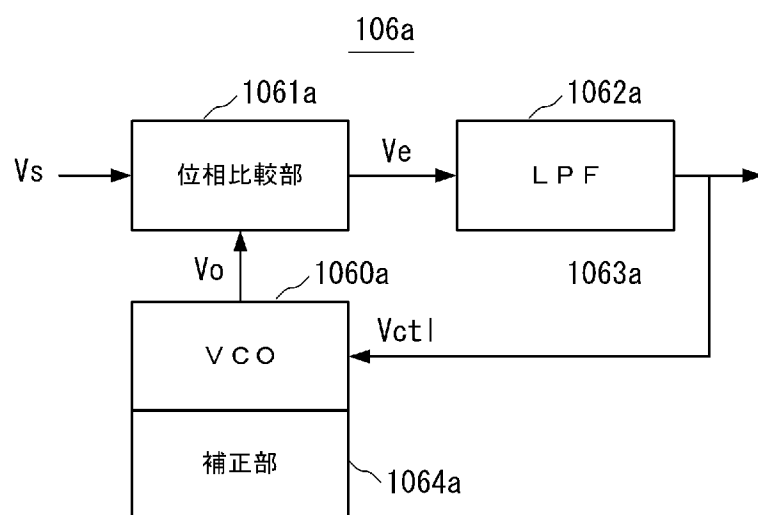
[図2]



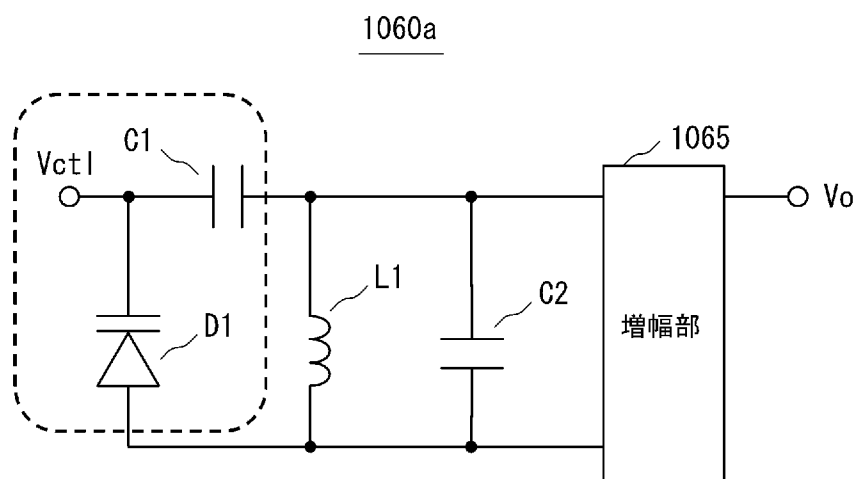
[図3]



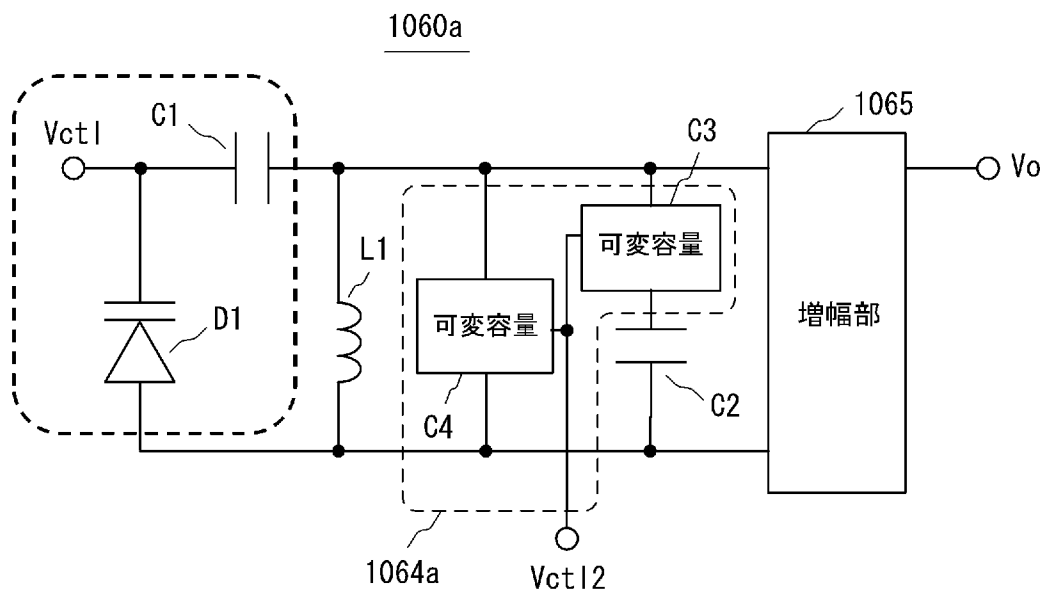
[図4]



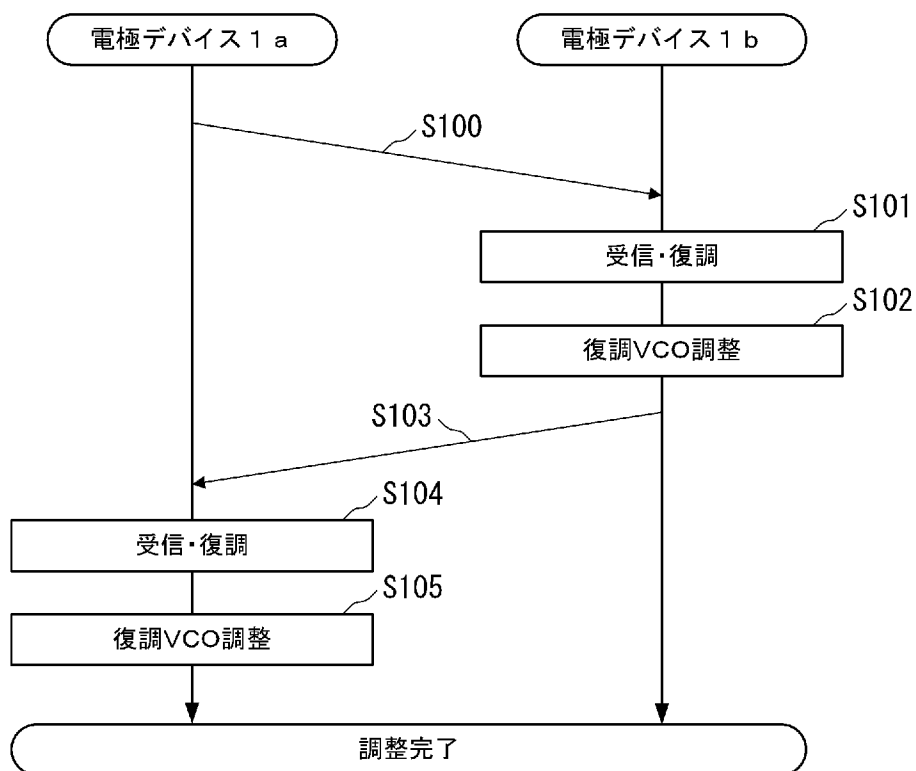
[図5]



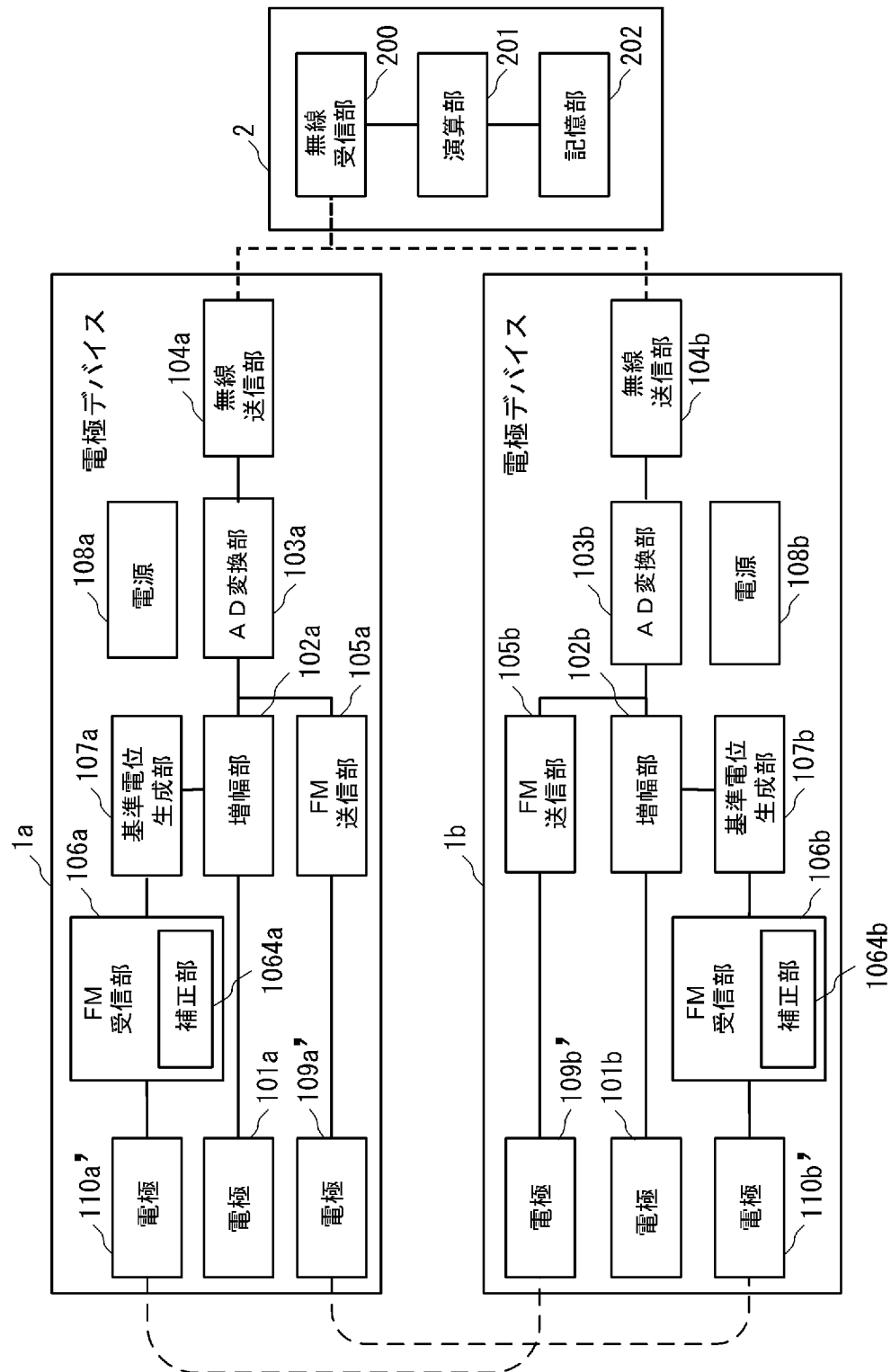
[図6]



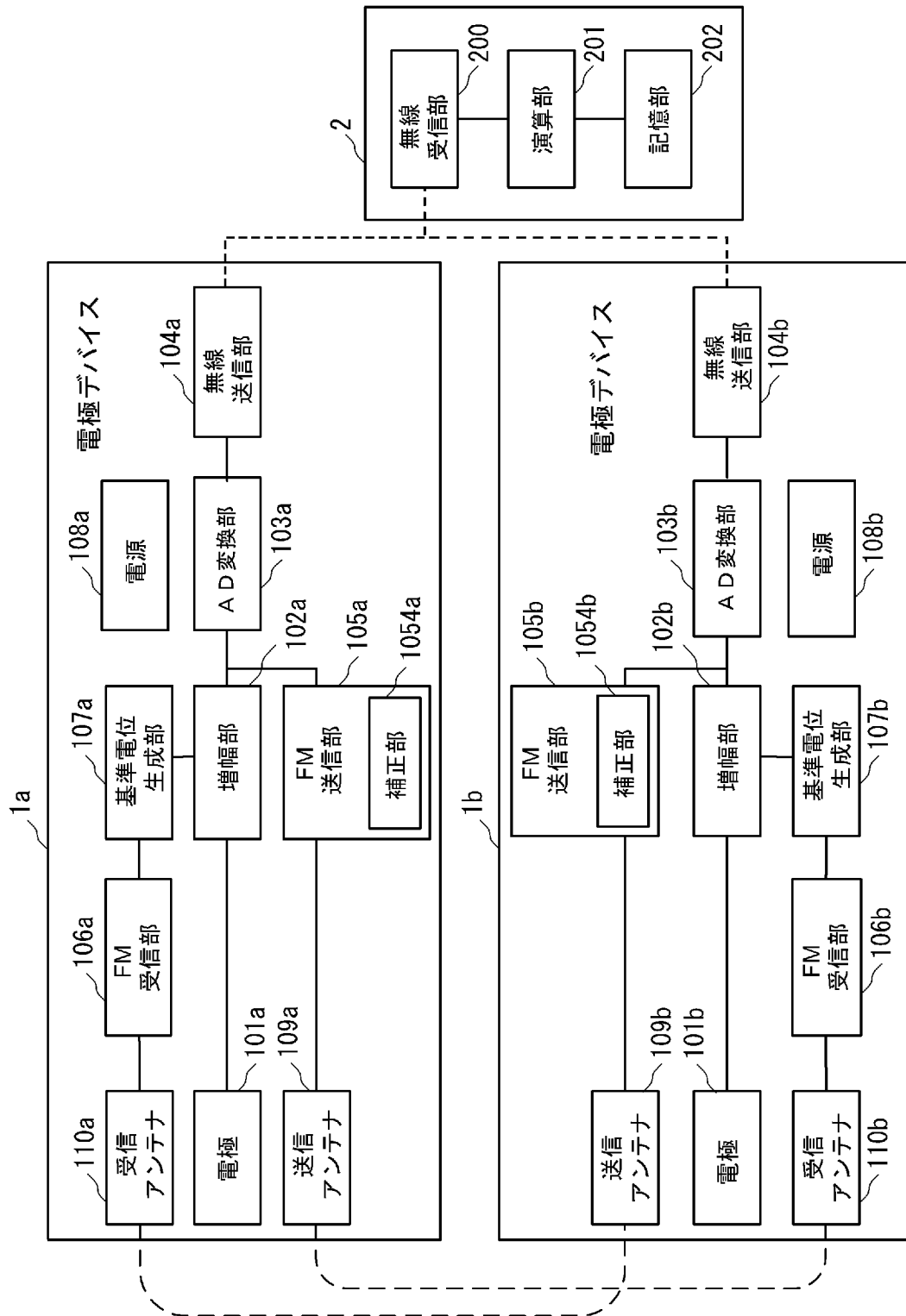
[図7]



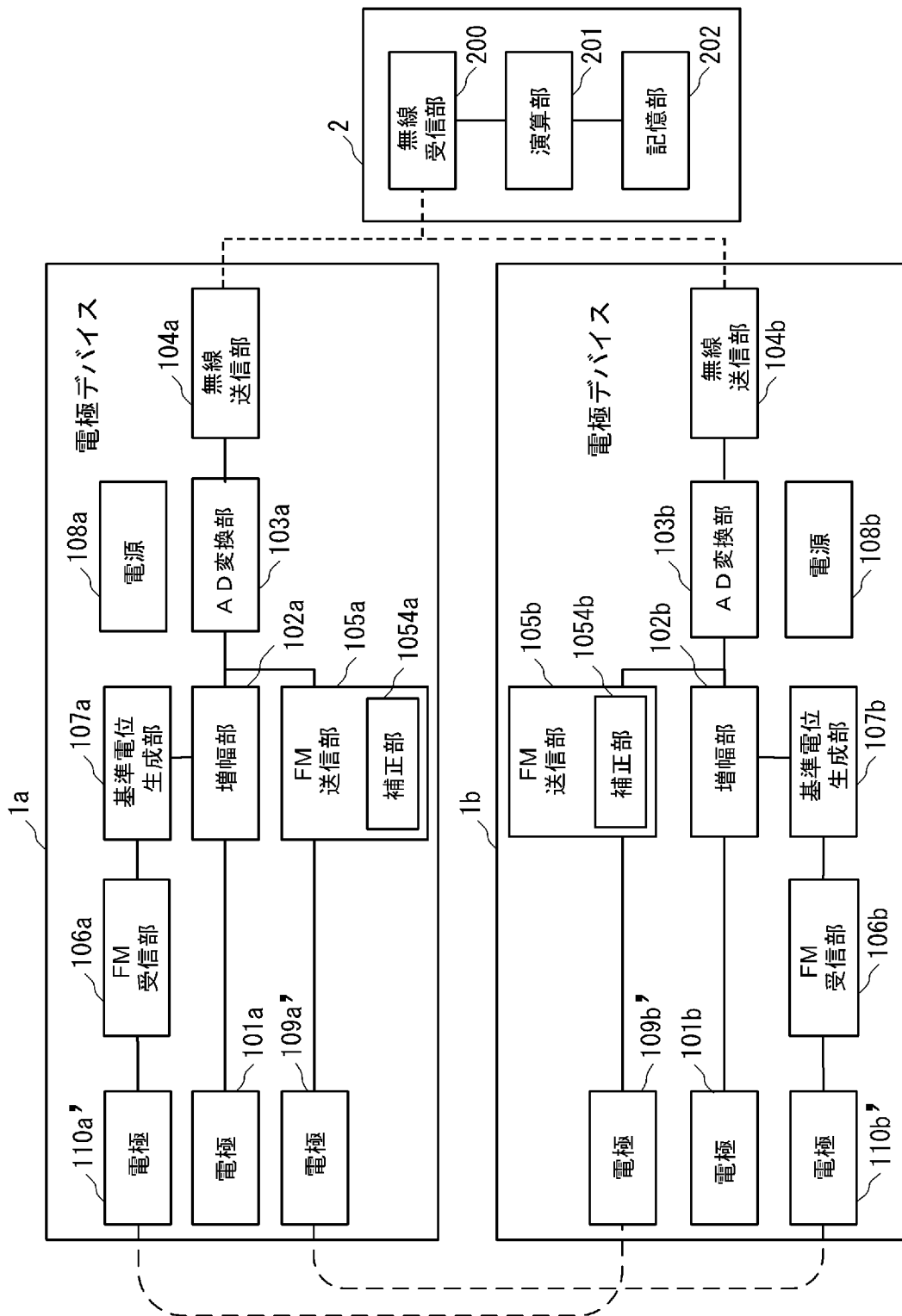
[図8]



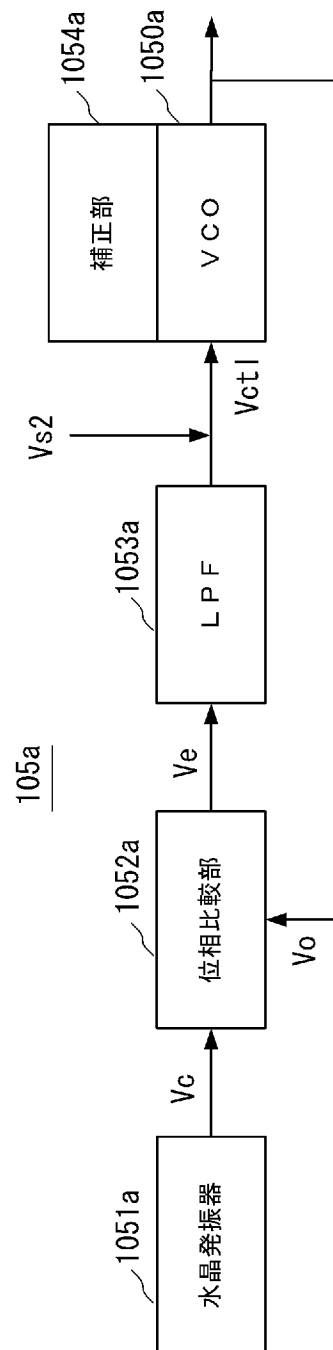
[図9]



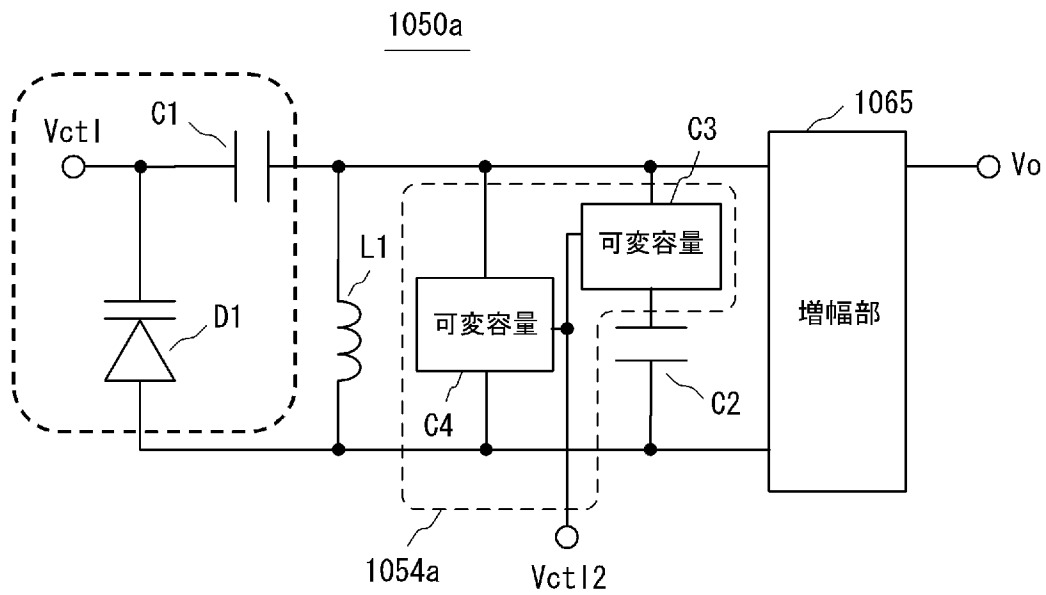
[図10]



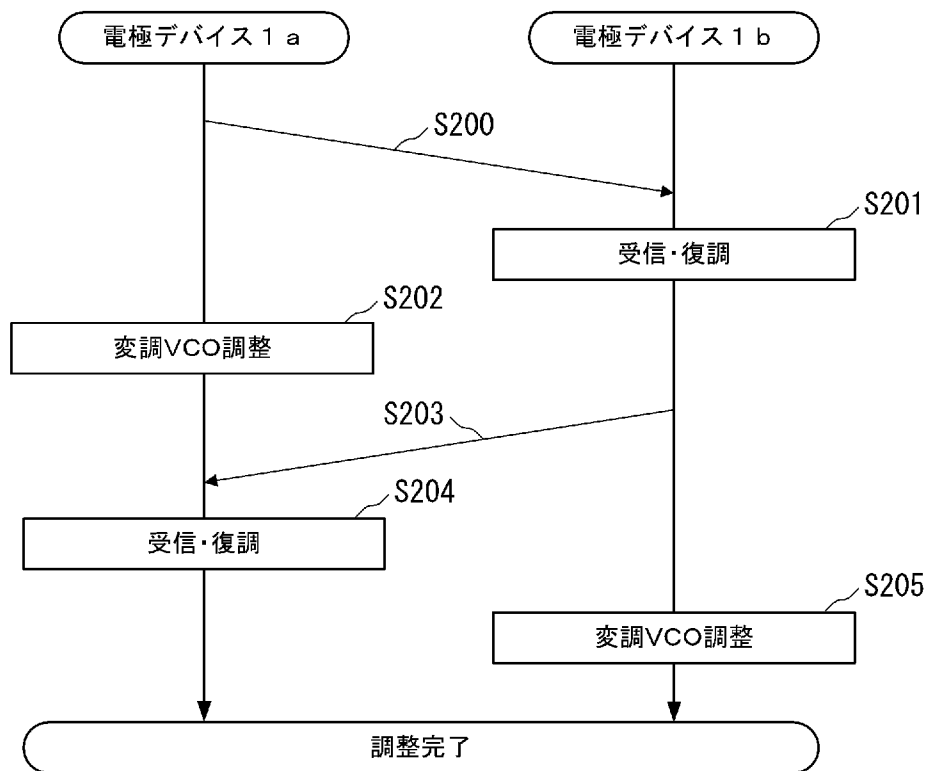
[図11]



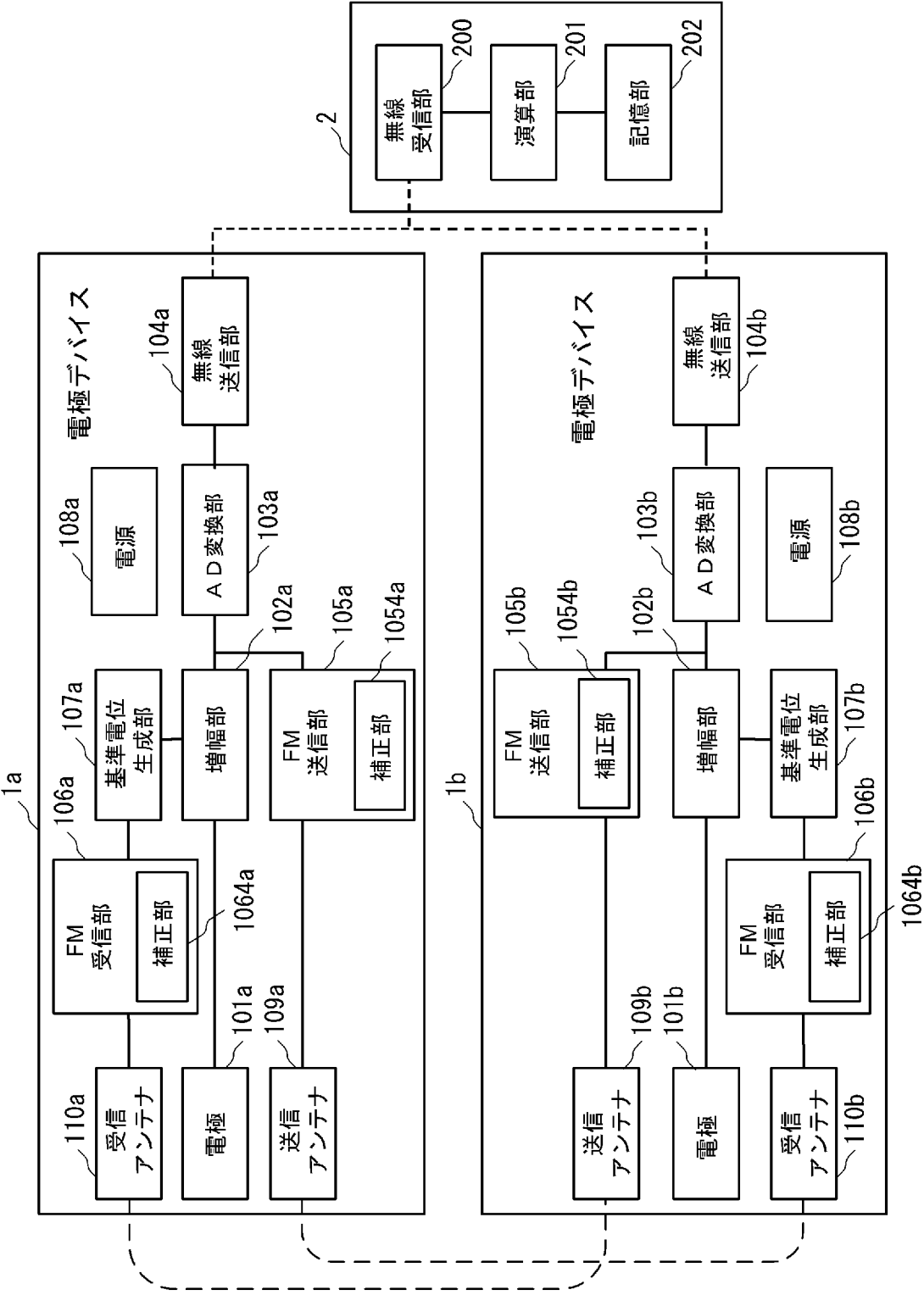
[図12]



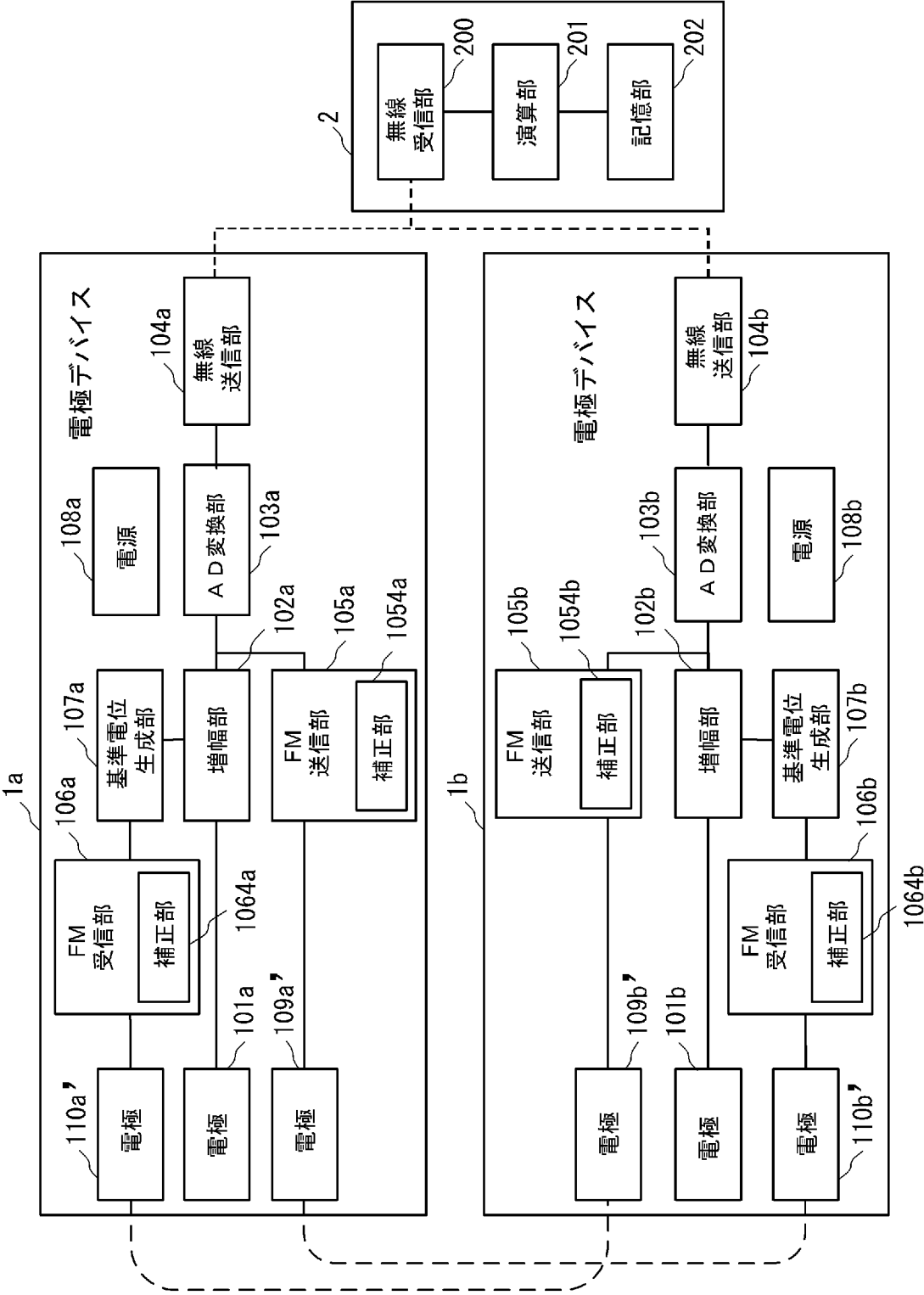
[図13]



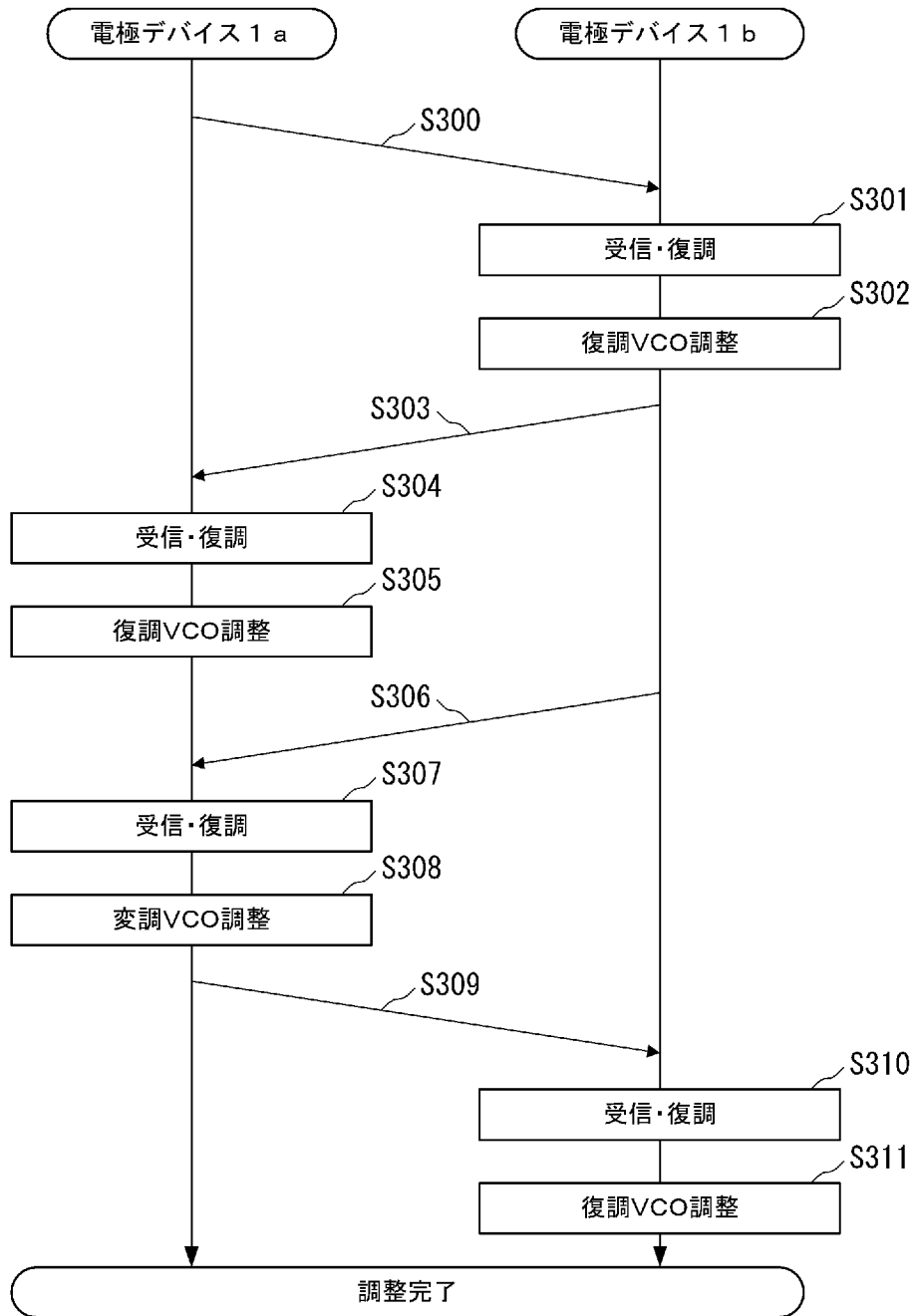
[図14]



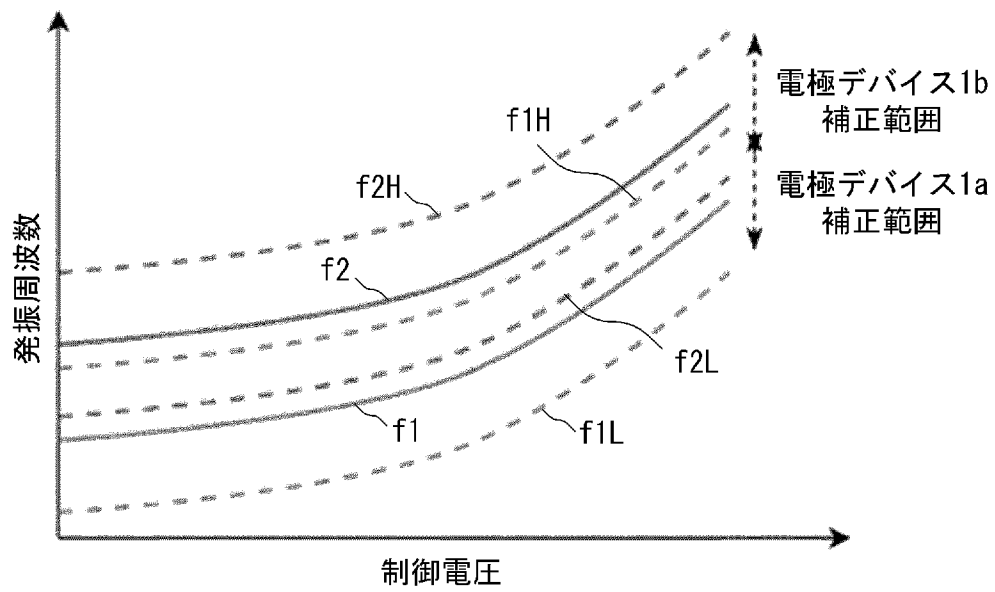
[図15]



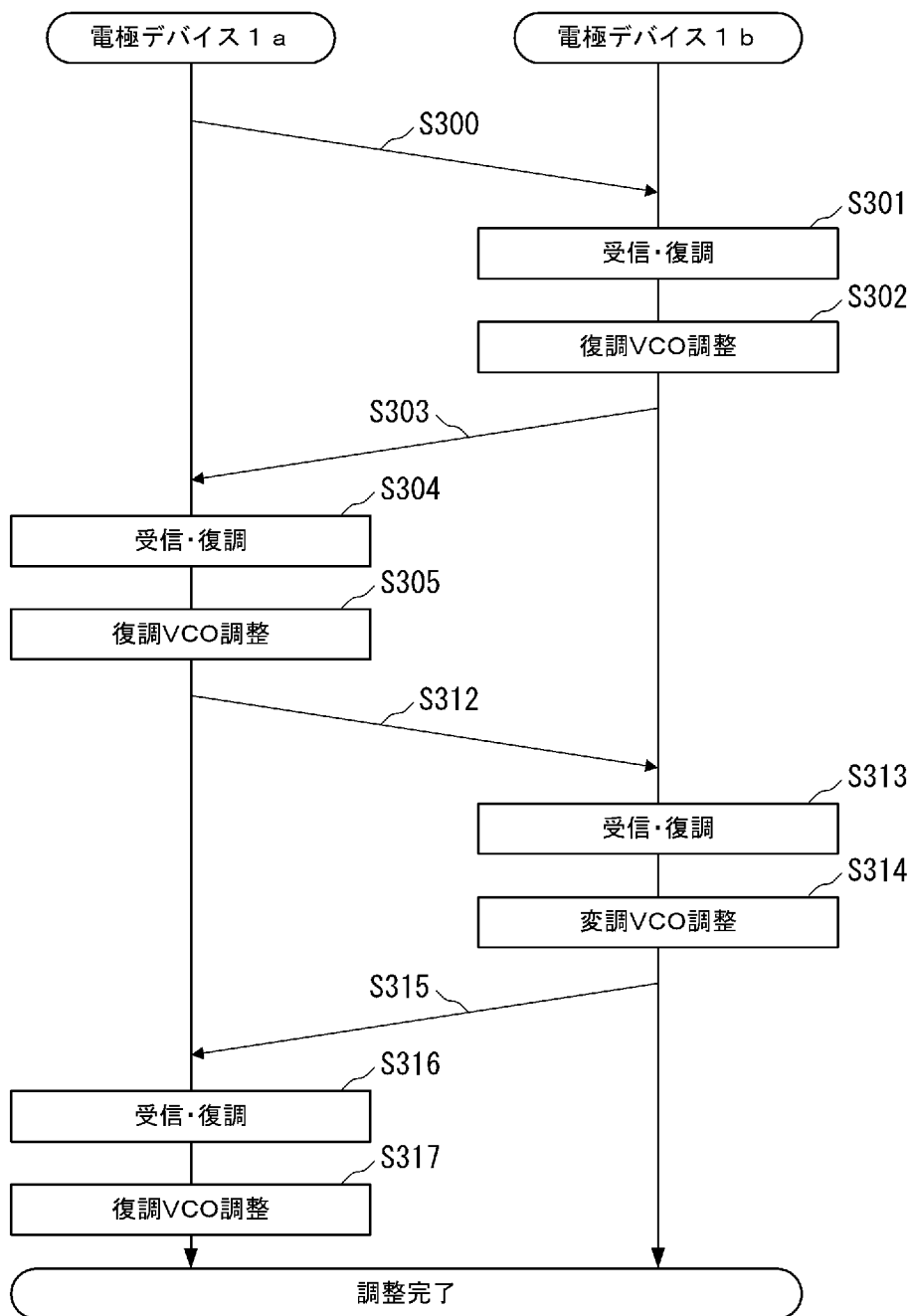
[図16]



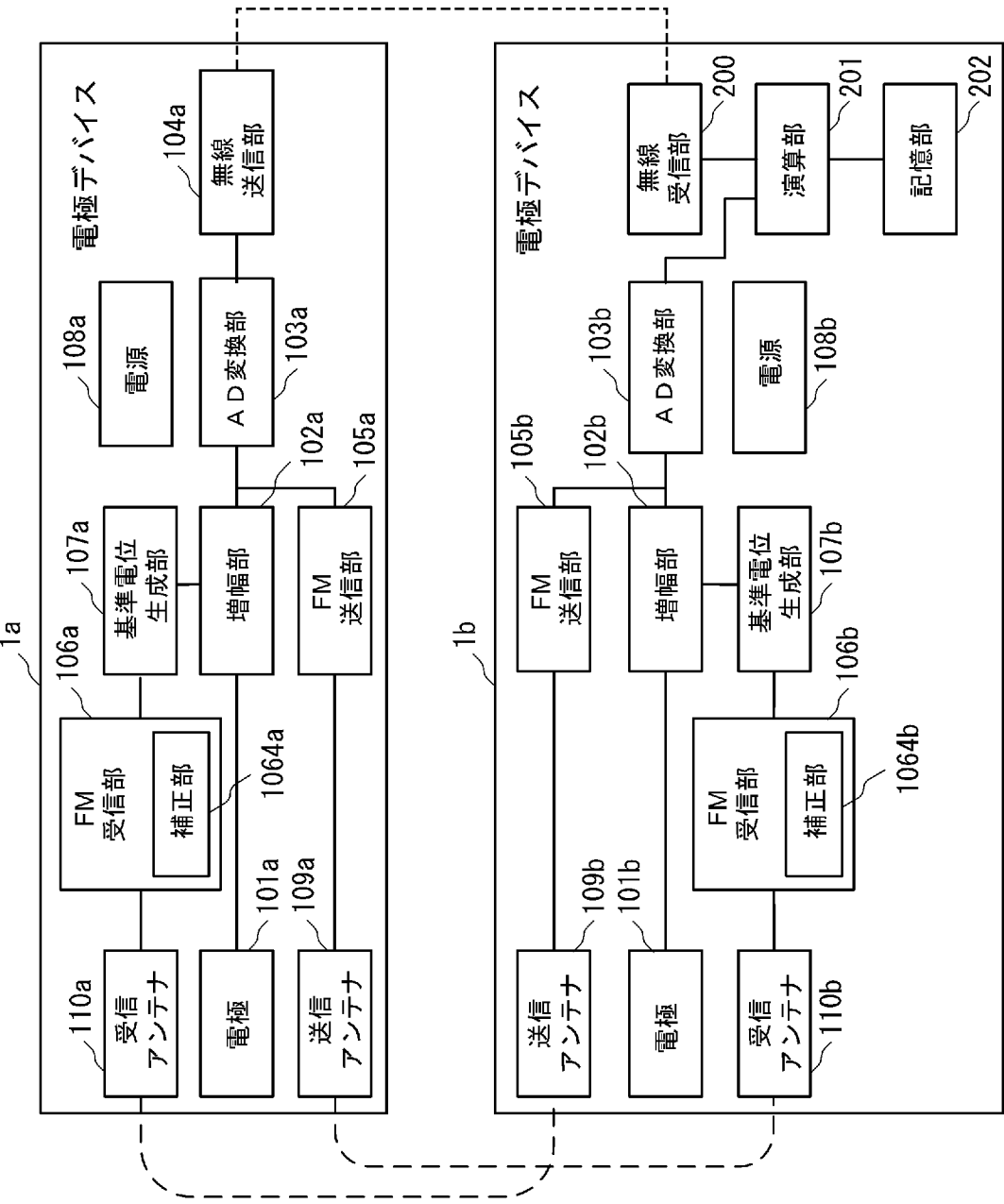
[図17]



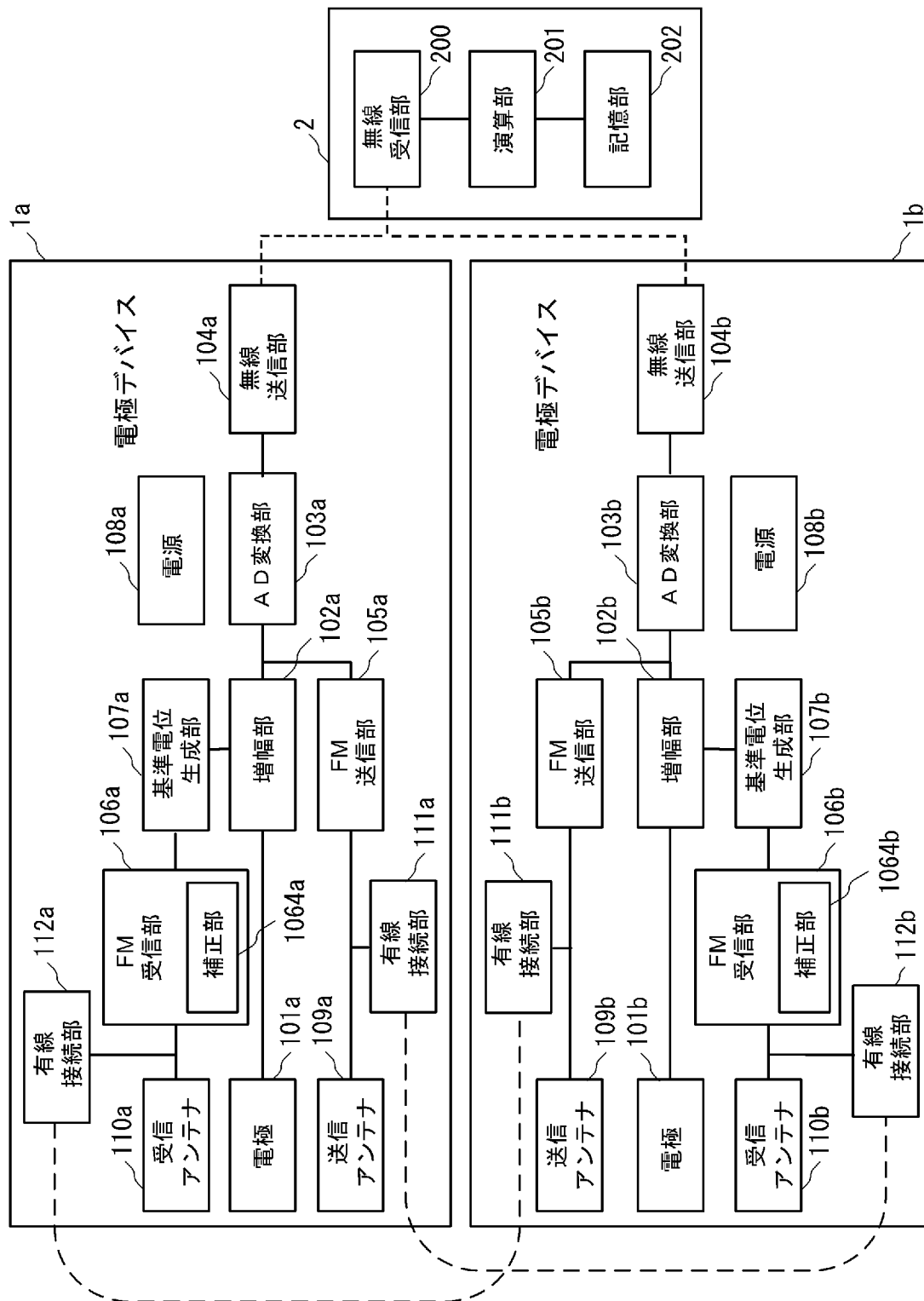
[図18]



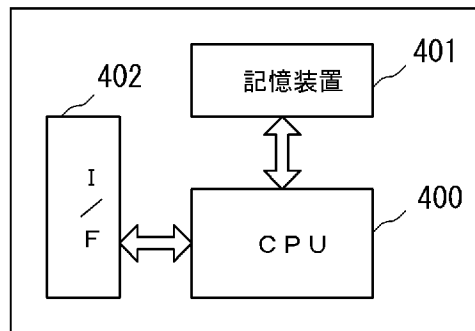
[図19]



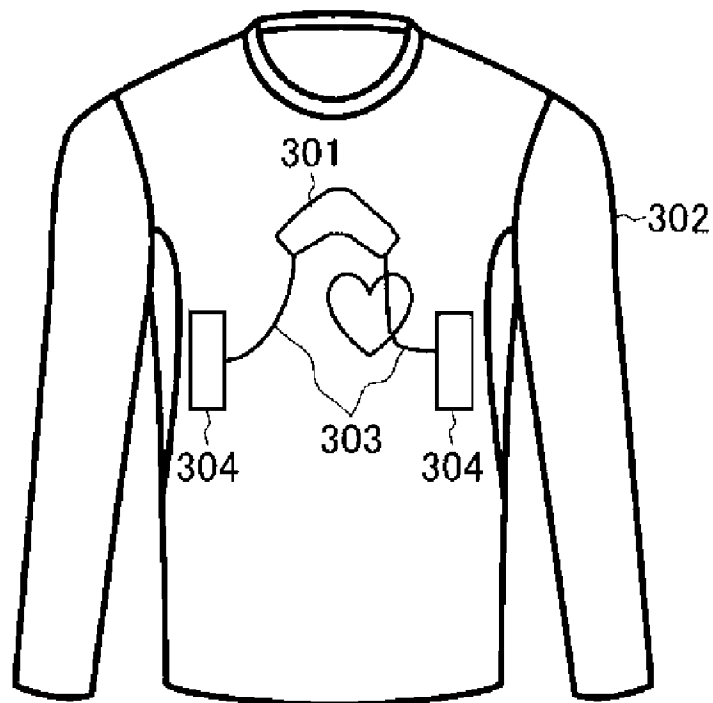
[図20]



[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/039662

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/24**(2021.01)i; **H04B 1/3827**(2015.01)i; **H04B 1/40**(2015.01)i; **H04B 13/00**(2006.01)i

FI: A61B5/24; H04B1/3827 130; H04B1/40; H04B13/00 500

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)

A61B5/24-5/398; A61B5/00; H04B1/00-1/76; H04B13/00

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 1971-2022

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.
A	JP 2007-301229 A (CASIO COMPUTER CO., LTD.) 22 November 2007 (2007-11-22) paragraphs [0020]-[0076], fig. 1-11	1-8
A	JP 2008-211765 A (TANITA CORP.) 11 September 2008 (2008-09-11) paragraphs [0023]-[0165], fig. 1-20	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

22 December 2022

Date of mailing of the international search report

10 January 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/JP2022/039662

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
JP	2007-301229	A	22 November 2007	US	2007/0232869	A1	
				paragraphs [0029]-[0095], fig. 1-11			
				EP	1839572	A2	

JP	2008-211765	A	11 September 2008	US	2008/0208493	A1	
				paragraphs [0045]-[0187], fig. 1-20			
				EP	1965520	A1	
				CN	101257353	A	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/24(2021.01)i; H04B 1/3827(2015.01)i; H04B 1/40(2015.01)i; H04B 13/00(2006.01)i FI: A61B5/24; H04B1/3827 130; H04B1/40; H04B13/00 500										
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）） A61B5/24-5/398; A61B5/00; H04B1/00-1/76; H04B13/00										
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 <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								
A	JP 2007-301229 A（カシオ計算機株式会社）22.11.2007（2007 - 11 - 22） 段落[0020]-[0076], 図1-11	1-8								
A	JP 2008-211765 A（株式会社タニタ）11.09.2008（2008 - 09 - 11） 段落[0023]-[0165], 図1-20	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 style="vertical-align: top;"> * 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 style="vertical-align: top;"> “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 22.12.2022	国際調査報告の発送日 10.01.2023									
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） 藤原 伸二 2Q 9013 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/JP2022/039662

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2007-301229	A	22.11.2007	US 2007/0232869 A1 段落[0029]-[0095], 図1-11 EP 1839572 A2	
JP	2008-211765	A	11.09.2008	US 2008/0208493 A1 段落[0045]-[0187], 図1-20 EP 1965520 A1 CN 101257353 A	