

(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
2023年12月14日(14.12.2023)



(10) 国際公開番号

WO 2023/238328 A1

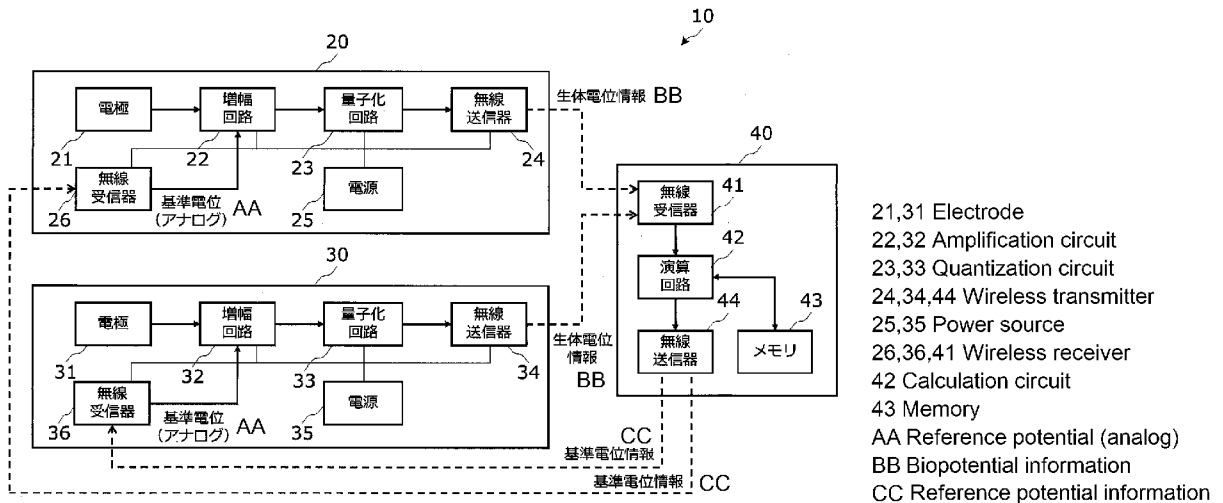
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/308 (2021.01) A61B 5/305 (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/023296
- (22) 国際出願日: 2022年6月9日(09.06.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: 日本電信電話株式会社 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 渡辺 健斗 (WATANABE, Kento); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町3丁目9-1 1 N T T 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9-1 1 N T T 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, 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,

(54) Title: BIOSIGNAL MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体信号計測システム



(57) Abstract: A biosignal measurement system (10) of the present invention comprises a plurality of electrode devices (20, 30) and a biosignal generation device (40). Each of the plurality of electrode devices (20, 30) includes an electrode (21, 31) that measures biopotential, an amplification circuit (22, 32) that amplifies the measured biopotential, a quantization circuit (23, 33) that converts the amplified biopotential into digital data to generate biopotential information, and a wireless transmitter (24, 34) that transmits the biopotential information. The biosignal generation device (40) uses the biopotential information transmitted from the electrode devices (20, 30) to generate biosignal waveforms and reference electronic information. The electrode devices use the reference potential information received from the biosignal generation device (40) to amplify the biopotential. This makes it possible to eliminate discomfort and restraint on a body of a wearer of the electrode device during wearing and take natural measurements of biosignals.

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, 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:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 本願発明の生体信号計測システム(10)は、生体電位を計測する電極(21、31)と、計測された生体電位を増幅する増幅回路(22、32)と、増幅された生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路(23、33)と、生体電位情報を送信する無線送信器(24、34)とを有する複数の電極デバイス(20、30)と、電極デバイス(20、30)から送信された生体電位情報を用いて生体信号波形と基準電位情報を生成する生体信号生成装置(40)を備え、電極デバイスは、生体信号生成装置(40)から受信した基準電位情報を用いて生体電位を増幅する。これにより、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことができる。

明 細 書

発明の名称： 生体信号計測システム

技術分野

[0001] 本願発明は、心電波形をはじめとする生体信号を計測するための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、個人の健康管理の手法の一つとして、長時間にわたって心電波形等の生体信号を記録し、その波形の特徴や変化を解析することにより、自律神経の活性度や心臓疾患の兆候を早期に発見することが行われている。長時間にわたって心電波形等の生体信号を取得する方法として、着衣に生体電極が取り付けられたウェアラブル電極が提案されている（例えば、非特許文献 1 参照）。

[0003] 生体信号の 1 つである心電波形では、身体の心臓を挟んだ左右両側に配置した電極間の電位差を計測する必要がある。非特許文献 1 のウェアラブル電極 100 では、図 8 に示すように、胴体中央部に生体電位を計測するデバイス 400 を装着し、コンプレッションウェア上に配線を這わせて左右腰部に接触する電極（200、300）を備えている。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 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，2017-2018，11 巻，1 号，p. 17-23，
公開日 2017/06/01

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 着衣により生体電極を胴体に装着する場合には、装着の手間が装着者に忌避感を生じさせ、着衣による圧迫感により装着者に対して不快感を与える場

合がある。胴体以外の装着場所として、例えば、四肢への電極を装着する場合には、左右の電極間を繋ぐ配線が手錠のようなループを形成するため、装着者の身体の動きを制約して、強い拘束性が存在するという問題がある。

[0006] 本願発明の目的は、上記課題を解決することにより、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことの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] 上記課題を解決するために、本願発明の生体信号計測システムは、生体電位を計測する電極と、計測された前記生体電位を増幅する増幅回路と、増幅された前記生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路と、前記生体電位情報を送信する無線送信器と、前記増幅回路の基準電位情報を受信する無線受信器と、前記増幅回路、前記量子化回路、前記無線送信器、および前記無線受信器に電力を供給する電源とを有する複数の電極デバイスと、前記電極デバイスの前記無線送信器から送信された前記生体電位情報を受信する無線受信器と、前記複数の電極デバイスの少なくとも2つの電極デバイスにおける前記生体電位情報を用いて、生体信号波形と前記基準電位情報を生成する演算回路と、生成した基準電位情報を前記電極デバイスに送信する無線送信器とを有する生体信号生成装置とを備え、前記電極デバイスの前記増幅回路は、前記生体信号生成装置から受信した前記基準電位情報を用いて前記生体電位を増幅する。

発明の効果

[0008] 本願発明によれば、電極デバイス装着時の装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことのできる生体信号計測システムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、本願発明の第1の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図2]図2は、本願発明の実施の形態に係る生体信号計測システムの概念図を

示す図である。

[図3]図3は、従来の生体信号計測システムに用いられている計測回路の一例である。

[図4]図4は、本願発明の第2の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図5]図5は、本願発明の第3の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。

[図6]図6は、本願発明の第3の実施の形態に係る基準電位補正回路における動作フローの一例を示す図である。

[図7]図7は、本願発明の第4の実施の形態に係る基準電位補正回路の構成例を示す図である。

[図8]図8は、従来の生体信号計測システムの構成例である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本願発明を実施するための形態について図を用いて説明する。以下の実施の形態により本願発明の内容が限定されるものではない。

[0011] <第1の実施の形態>

図1は、本願発明の第1の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。本実施の形態の生体信号計測システム10は、生体電位を計測する複数の電極デバイス(20、30)と、複数の電極デバイス(20、30)における生体電位情報を用いて生体信号波形を生成する生体信号生成装置40を備える。

[0012] 電極デバイス(20、30)は、生体電位を計測する電極(21、31)と、計測された生体電位を増幅する増幅回路(22、32)と、増幅された生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路(23、33)と、生体電位情報を送信する無線送信器(24、34)と、生体信号生成装置40から基準電位情報を受信する無線受信器(26、36)と、増幅回路(22、32)、量子化回路(23、33)、無線送信器(24、34)、および無線受信器(26、36)に電力を供給する電源(25

、35)とを有する。増幅回路(22、32)は、生体信号生成装置40から受信した基準電位情報を用いて生体電位を増幅する。

[0013] 生体信号生成装置40は、電極デバイス(20、30)の無線送信器(24、34)から送信された生体電位情報を受信する無線受信器41と、複数の電極デバイス(20、30)の少なくとも2つの電極デバイスにおける生体電位情報を用いて生体信号波形および増幅回路(22、32)における基準電位情報を生成する演算回路42と、生成した基準電位情報を電極デバイス(20、30)に送信する無線送信器44とを有する。

[0014] 本実施の形態に係る生体信号計測システム10の概念図を図2に示す。例えば、生体信号として心電図を生成する場合には、心臓を挟むような位置に複数の電極デバイス(20、30)を配置する必要がある。装着者1にとって使用感の良い電極デバイス(20、30)の装着形態としては、例えば、手足などの四肢に電極デバイス(20、30)を装着することが考えられる。このような電極デバイス(20、30)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。

[0015] 各電極デバイス(20、30)では、ノイズ成分として現れる同相成分と、生体電位として現れる逆相成分とが計測される。各電極デバイス(20、30)の電極(21、31)で計測できる生体電位の信号は、微弱でありS/N比が極めて悪いという問題がある。

[0016] 本実施の形態に係る生体信号計測システム10では、計測した複数の生体電位の信号を無線通信を用いて生体信号生成装置40に送信し、生体信号生成装置40で生体電位の信号の差分演算を行う。差分演算を行うことにより、ノイズ成分として現れる同相成分を除去して生体信号を生成し、S/N比を向上させることができる。

[0017] 本実施の形態の生体信号計測システムでは、生体電位を計測する複数の電極デバイスから生体信号波形を生成する生体信号生成装置への生体電位の情報の送信を、無線通信を用いて行うように構成したので、電極デバイスの装

着時の物理的配線による装着者の不快感や身体への拘束性を解消して、生体信号の自然な計測を行うことのできる生体信号計測システムを提供することができる。

[0018] 図2では、生体信号の1つである心電図を計測する場合を説明したが、本実施の形態の生体信号計測システムは、心電図の計測に限らず、筋電図や脳波計測等の他の生体信号の計測にも適用可能である。本実施形態の生体信号計測システムを適用することで、電極デバイスの物理的配線による装着者の不快感を解消できるとともに、電極配置の自由度が上がり、実装するガジェットの幅が広がるという効果が期待できる。

[0019] 電極デバイス(20、30)の電極(21、31)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。

[0020] また、装着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、更にユーザビリティを高めることも可能である。

[0021] 生体電位情報は非常に微弱な信号であるため、フィルタ回路やオペアンプによる増幅回路(22、32)による信号増幅が必要となる。電極デバイス(20、30)の増幅回路(22、32)では、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。

[0022] 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。増幅回路(22、32)としては、非反転増幅回路を用いることが有効である。非反転増幅回路を採用することによって、システムとしてノイズ成分として現れる同相成分の抑制能力の高い計装アンプと同等の構成を実現することが可能である。

[0023] 電極デバイス(20、30)の無線送信器(24、34)で利用される無

線規格としては、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) など任意のものを利用することができる。電極デバイス (20、30) が送信した生体電位の情報を受信する生体信号生成装置40は、利用する通信規格に合わせて選択すればよい。B l u e t o o t h 等の近距離通信規格を用いる場合は、スマートフォン等の装着者が携帯する装置を用いることができ、W i - F i 等の近距離通信規格を利用するのであれば、サーバ等の装置の利用も可能である。

[0024] 本実施の形態では、物理的配線のない複数の電極デバイス (20、30) を用いることでユーザビリティが向上する。一方、電極デバイス (20、30) が物理的配線で接続されていないことによって、各電極デバイスの増幅回路における基準電位が一致しなくなるという問題が生じる。従来の物理的配線が存在するシステムで一般に用いられている計測回路としては、図3に示すような計装アンプがある。

[0025] 生体信号計測では、複数の電極で計測された生体電位の間の電位差を検出するため、図4の計装アンプの後段の差動増幅回路の入力端子に入力される2つの入力電位の差を、入力端子に入力される同相成分のノイズ成分を大幅に抑えて増幅する必要がある。この同相成分のノイズ成分を抑えるためには、図3の計装アンプの前段の増幅段の2つの非反転増幅回路の反転入力端子同士が接続されていること、すなわち2つの非反転増幅回路の基準電位が共通化されていることが重要である。

[0026] この2つの非反転増幅回路の反転入力端子の接続点の電位は、2つの入力電位の平均値に収束し、2つの非反転増幅回路の基準電位となる。図1では、電極デバイス (20、30) の間に物理的配線がなく、電極デバイス (20、30) の増幅回路 (22、32) の反転入力端子は物理的配線で接続されていない。そのため、それぞれの電極デバイス (20、30) の増幅回路 (22、32) 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る。

[0027] 本実施の形態では、基準電位の不一致による計測精度の劣化を改善するた

めに、分断された2つの非反転増幅回路の基準電位を共通化する。具体的には、各電極デバイス（20、30）における増幅回路（22、32）の基準電位として、生体信号生成装置40によって生成される基準電位を用いることにより、基準電位を共通化する。これにより、複数の電極デバイス（20、30）の間で増幅回路（22、32）の基準電位が共通化された信号増幅が可能となり、生体信号の計測精度が改善され、良好な生体信号を最終的に得ることができる。

[0028] 本実施の形態の電極デバイス（20、30）は、生体信号生成装置40から基準電位情報を受信するための無線受信器（26、36）を備える。各電極デバイス（20、30）の増幅回路（22、32）では、デジタル値で受信した基準電位情報をアナログ値に変換した電位を基準電位として用いて、生体電位を増幅する。

[0029] デジタル値からアナログ値への変換には、デジタルアナログコンバータ（DAC）を用いればよい。オーディオ等の電子機器ではDACの出力にローパスフィルタを設けている構成もあり、同様の構成とすることで増幅回路の不安定な発振を抑制させることが可能となる。

[0030] 生体信号生成装置40の演算回路42では、複数の電極デバイス（20、30）で計測した生体電位の情報を用いて、電極デバイス（20、30）において生体電位を増幅する際の基準電位を生成する。例えば、生体信号生成装置40の演算回路42では、複数の電極デバイス（20、30）で計測した生体電位の情報の加算平均を用いることで、基準電位を生成すればよい。

[0031] 通常、通信モジュールは、送受信双方の機能を有しているため、図1の無線送信器（24、34）及び無線受信器（26、36）は1つの通信モジュールで実装してもよい。量子化回路（23、33）から出力されるデジタル化された生体電位情報を生体信号生成装置40に送り、生体信号生成装置40から生体電位情報を演算して得られた基準電位情報を受信することが実現できれば、図1の構成に限らず、他の構成を用いてもよい。

[0032] 生体信号の1つである心電図として、医療用途に使われる12誘導心電図

と呼ばれるものがある。12誘導心電図を計測する場合の電極としては、10個の電極を四肢及びあばら周辺に貼り付けて複数の電極ペア間の電位差を計測している。このような電極配置の場合、多数のケーブルが装着者の身体に絡み、装着者の不快感が大きいため、臥位以外での計測はあまり行われていない。

[0033] 12誘導心電図を生成するシステムとして、本実施の形態の生体信号計測システムを適用することにより、上述した多数のケーブルをすべて取り払うことができる。これにより、多数のケーブルによる装着者に対する不快感を解消するとともに、日常生活において常時12誘導心電図計測を行うことを実現することが可能となり、医療の進歩に貢献することも期待される。

[0034] <第2の実施の形態>

図4は、本願発明の第2の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。生体信号生成装置で求められる機能は、複数の電極デバイスから送信された生体電位の情報を受信し、受信した生体電位の情報を用いて生体信号と基準電位情報を生成することである。図4の構成例のように、生体信号生成装置40の機能をいずれかの電極デバイス30に実装してもよい。

[0035] 以下の説明では、生体信号生成装置40の機能が実装された電極デバイス30を親機とし、親機に計測電位の信号を送信する電極デバイス20を子機と呼称して、本実施の形態の動作を説明する。

[0036] 親機の無線受信器41は、子機で計測された生体電位の情報を受信し、親機の演算回路42は、親機で計測された生体電位の情報と子機で計測された生体電位の情報を用いて生体信号と基準電位情報を生成する。生成された生体信号は、親機のメモリ43に保存され、生体信号を解析する際に用いることができ、第1の実施の形態の生体信号生成装置40と同様の機能を実現することができる。

[0037] 親機において生成された基準電位情報は、親機の増幅回路32において基準電位として用いられるとともに、無線送信器44を介して、子機に送信さ

れる。子機の増幅回路 22 では、親機から受信した基準電位情報アナログデータに変換した基準電位を用いて生体電位の増幅が行われる。本実施の形態では、電極デバイスと別個の装置として、生体信号生成装置 40 が不要となるため、スマートフォン等の装置の持ち運びが不要となり、よりユーザに制限のない生体信号の計測が実現可能となる。

[0038] <第 3 の実施の形態>

第 1 の実施の形態、第 2 の実施の形態によれば、物理的配線のない複数の電極デバイスを用いて、従来の生体信号計測システムと同等の精度で生体信号を計測することが可能となる。一方で、生体信号生成装置 40 と電極デバイス (20、30) との間で、生体電位情報と基準電位情報を、デジタルロジックを含む無線通信により伝送することによって遅延が生じるという問題がある。通信プロトコルによって遅延量は異なるが、例えば、Bluetoothでは、10 msec 程度である。

[0039] 従来の物理的配線のある生体信号計測システムでは、遅延はほぼ 0 とみなせる。一方、本実施の形態では、無線伝送による遅延量が大きい場合、その影響が無視できなくなる場合がある。基準電位は、2 つの生体電位情報を加算することで生成するため、信号成分であるディファレンシャルモード成分が抑えられ、ノイズ成分であるコモンモード (同相) 成分のみとなる。

[0040] 電極デバイスの増幅回路を非反転増幅回路とした場合の出力電圧 V_o は、以下の式 (1) で表される。 $S(t)$ 、 $C(t)$ は、それぞれ信号成分及びコモンモード成分であり周期性を有する。

[数 1]

$$V_o = K(V_{in} - V_c) + V_c = K(S(t) + C(t) - C(t - \phi)) + C(t - \phi) \quad \dots (1)$$

K : 増幅率, ϕ : 遅延量, V_{in} : 入力電圧, V_c : 基準電位

[0041] 上記式 (1) によれば、コモンモード成分の位相が反転するような遅延量がある場合には、コモンモード成分は、抑えられず逆に強調されてしまう。これにより、増幅回路において出力の飽和や発振を生じ、生体電位の計測を行えなくなる可能性がある。

[0042] この問題を解決するために、第3の実施の形態では、保存した基準電位情報の時系列データを用いて、伝搬遅延によって生じた基準電位情報の位相変動を補正する。図5は、本願発明の第3の実施の形態に係る生体信号計測システムの構成例を示す図である。本実施形態では、図5に示すように各電極デバイス（20、30）に基準電位補正回路（27、37）を設け、受信した基準電位情報の時系列データを一定量保存し、保存した基準電位情報の時系列データの相関値を算出することにより、基準電位情報の時系列データにおけるラグを推定し、推定されたラグに基づいて基準電位情報の位相変動を補正する。

[0043] 図6は、本願発明の第3の実施の形態に係る基準電位補正回路における動作フローの一例を示す図である。本実施の形態では、所定量の基準電位情報の時系列データを保存し（S1-1～S1-3）、保存した基準電位情報のデータの相関値を算出し（S1-4）、算出した相関値を用いて基準電位情報の時系列データにおける遅延量であるラグを推定し（S1-5）、推定したラグの値に応じて、基準電位情報の位相変動を補正する（S1-6）。相関値を用いて推定したラグの値に応じて基準電位情報の位相を補正することで、伝搬遅延によって生じた位相変動を補正して、飽和や発振を抑えた生体電位の計測が可能となる。尚、基準電位情報の時系列データの保存には、リングバッファを用いればよい。リングバッファを用いることで効率のよいメモリ配置が可能となる。

[0044] <第4の実施の形態>

図7は、本願発明の第4の実施の形態に係る基準電位補正回路の構成例を示す図である。本実施の形態の基準電位補正回路50では、生体信号生成装置から受信した基準電位情報をアナログ信号に変換したのちに、電極部から入力される生体電位の信号と位相比較を行い、得られた位相差に応じて基準電位の位相を補正する。アナログ領域での位相の補正を行うことで、第3の実施形態のように、デジタル演算を行う必要がないので、消費電力を大幅に抑えることができる。

[0045] 本実施の形態の基準電位補正回路50は、例えば、図7に示すように、位相比較器51、LPF (Low-Pass-Filter) 52、VCO (Voltage-controlled oscillator) 53とAM変調器54、APF (All-Pass Filter) 55、AM復調器56によって実現することができる。

[0046] 本実施の形態では、生体電位信号と基準電位信号の位相比較をする位相比較器51、位相比較器51の出力から直流成分を出力するLPF 52、LPF 52の出力に応じた周波数の信号を出力する発振器であるVCO 53を用いて、生体電位信号と基準電位信号の位相差に応じた周波数の信号を出力する。AM変調器54において、このVCO 53の出力信号によって基準電位信号を振幅変調し、振幅変調した基準電位信号をAPF 55に通過させる。

[0047] APF 55は、基準電位信号の振幅を変化させずに位相のみを変化させるため、VCO 53の出力信号を用いて振幅変調した基準電位信号をAPF 55に通過させることで、VCO 53の出力信号の周波数、すなわち位相比較器51で検出した位相差に応じて基準電位信号の位相をシフトすることができる。AM復調器56により、オールパスフィルタの出力信号を復調することで位相がシフトされた基準電位信号を得ることができる。

[0048] <第5の実施の形態>

第1の実施の形態、第2の実施の形態によれば、物理的配線のない複数の電極デバイスを用いて、従来の生体信号計測システムと同等の精度で生体信号を計測することが可能となる。一方、基準電位の出力は、デバイスのサンプリングレートに依存して階段状に変化するので、次のサンプリング値が伝達されるまでの間、基準電位は一定となり、基準電位の信号は階段状に変化する。しかし、真の基準電位は常に変化しているため、この違いは誤差として出力されるとともに、コモンモード（同相）成分の抑制性能が低下するという問題がある。

[0049] 上記課題を解決するために、第5の実施の形態では、各電極デバイス（20、30）に備えた基準電位補正回路において、階段状に変化する基準電位の信号を補間する。増幅回路（22、32）における基準電位の信号は、5

0 または 60 Hz のハムと呼ばれる周期的なノイズ成分を含むため、この周期的な信号を推定することによって、電極デバイスのサンプリングレートに応じて階段状に変化する基準電位の信号を補間することができる。基準電位の信号の補間は、電極デバイス（20、30）、生体信号生成装置40のどちらにおいても実施可能である。

[0050] 電極デバイス（20、30）で実施する場合は、基準電位の信号を受信したのち、次の受信までの基準電位を補間することによって実現する。一方、生体信号生成装置40で実施する場合は、生体信号生成装置40において補間した結果を電極デバイス（20、30）に送信すればよい。この補間は、フーリエ変換やウェーブレット変換で周波数情報を特定して行ってもよい。

[0051] また、上述した補間を行う場合、AR（Auto-Regressive）モデルを利用することで、少ない計算量で補間が可能となり、電極デバイス（20、30）においても容易に実装することができる利点がある。ARモデルは、AR係数と呼ばれる複数の係数を利用して信号を近似するものである。このAR係数の数は設計者が任意に決定できるパラメータであるが、一般に推定に用いるデータよりデータ量は少ない。そのため、生体信号生成装置40でAR係数を求め、この値を電極デバイス（20、30）に送るように構成することで通信量を削減するとともに、電極デバイス（20、30）における計算量の削減が可能となり、電極デバイス（20、30）の消費電力の削減が期待できる。

産業上の利用可能性

[0052] 本願発明は、日常的に心電信号等の生体信号を取得するために用いられる生体電極および生体電極を用いた生体信号測定システムに利用することができる。

符号の説明

[0053] 1…装着者、2…衣料、10…生体信号計測システム、20、30…電極デバイス、21、31…電極、22、32…増幅回路、23、33…量子化回路、24、34…無線送信器、25、35…電源、26、36無線受信器

、40…生体信号生成装置、41…無線受信器、42…演算回路、43…メモリ。

請求の範囲

- [請求項1] 生体電位を計測する電極と、計測された前記生体電位を増幅する増幅回路と、増幅された前記生体電位をデジタルデータに変換して生体電位情報を生成する量子化回路と、前記生体電位情報を送信する無線送信器と、前記増幅回路の基準電位情報を受信する無線受信器と、前記増幅回路、前記量子化回路、前記無線送信器、および前記無線受信器に電力を供給する電源とを有する複数の電極デバイスと、
- 前記電極デバイスの前記無線送信器から送信された前記生体電位情報を受信する無線受信器と、前記複数の電極デバイスの少なくとも2つの電極デバイスにおける前記生体電位情報を用いて、生体信号波形と前記基準電位情報を生成する演算回路と、生成した基準電位情報を前記電極デバイスに送信する無線送信器とを有する生体信号生成装置と
- を備え、
- 前記電極デバイスの前記増幅回路は、前記生体信号生成装置から受信した前記基準電位情報を用いて前記生体電位を増幅する
- 生体信号計測システム。
- [請求項2] 前記生体信号生成装置が実装された前記電極デバイスを備え、当該電極デバイスの前記演算回路は、当該電極デバイスで計測された前記生体電位情報と他の前記電極デバイスで計測された前記生体電位情報を用いて、前記生体信号波形および前記基準電位情報を生成することを特徴とする請求項1に記載の生体信号計測システム。
- [請求項3] 前記電極デバイスは、前記生体信号生成装置との間の伝搬遅延によって生じた前記基準電位情報の位相変動を補正する基準電位補正回路を備え、
- 前記増幅回路は、前記基準電位補正回路において補正された前記基準電位情報を用いて前記生体電位を増幅する
- ことを特徴とする請求項1または2に記載の生体信号計測システム

。

[請求項4] 前記基準電位補正回路は、複数の前記基準電位情報のデータを用いて算出した相関値を用いて、前記基準電位情報のデータにおけるラグを推定し、推定された前記ラグに基づいて、前記基準電位情報の位相変動を補正する

ことを特徴とする請求項3に記載の生体信号計測システム。

[請求項5] 前記基準電位補正回路は、

前記生体電位の信号と前記基準電位情報から得られた基準電位の信号の位相比較をする位相比較器と、前記位相比較器の出力の直流成分を出力するローパスフィルタと、前記ローパスフィルタの出力に応じた周波数の信号を出力する発振器と、前記発振器の出力を用いて前記基準電位情報を振幅変調する変調器と、前記変調器の出力信号を入力するオールパスフィルタと、前記オールパスフィルタの出力信号を復調する復調器を備え、

前記復調器の出力信号を補正された前記基準電位として出力する

ことを特徴とする請求項3に記載の生体信号計測システム。

[請求項6] 前記電極デバイスは、前記増幅回路における基準電位の信号に含まれる周期的な信号を推定することにより、前記電極デバイスのサンプリングレートに応じて階段状に変化する前記基準電位を補間する基準電位補正回路を備え、

前記増幅回路は、前記基準電位補正回路において補間された前記基準電位を用いて前記生体電位を増幅する

ことを特徴とする請求項1または2に記載の生体信号計測システム

。

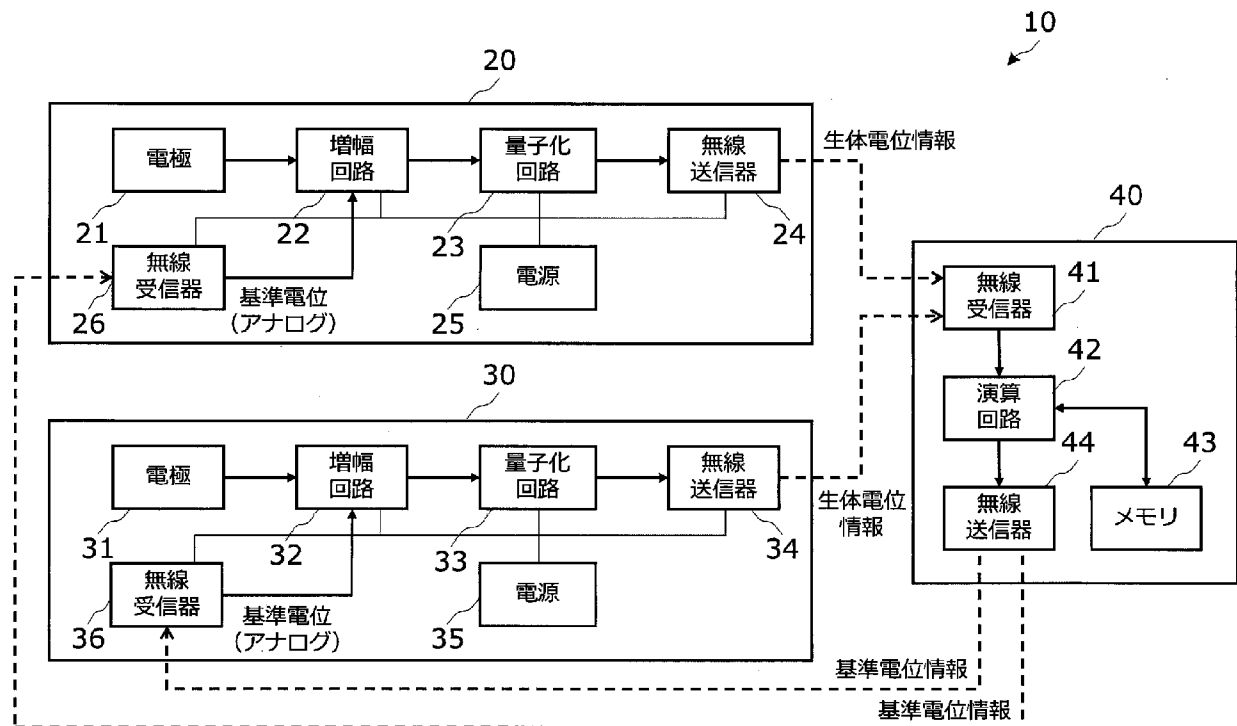
[請求項7] 前記基準電位補正回路は、ARモデルを用いて、前記基準電位を補間する

ことを特徴とする請求項6に記載の生体信号計測システム。

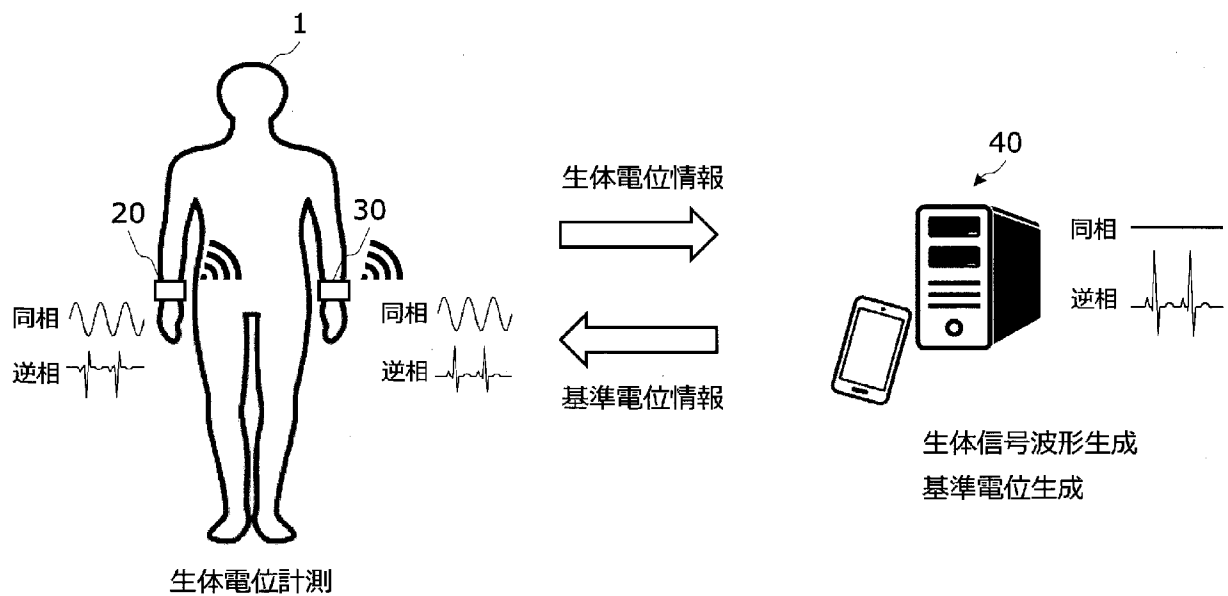
[請求項8] 前記基準電位補正回路は、前記生体信号生成装置で算出されたAR

係数を用いて、階段状に変化する前記基準電位情報を補間することを特徴とする請求項 7 に記載の生体信号計測システム。

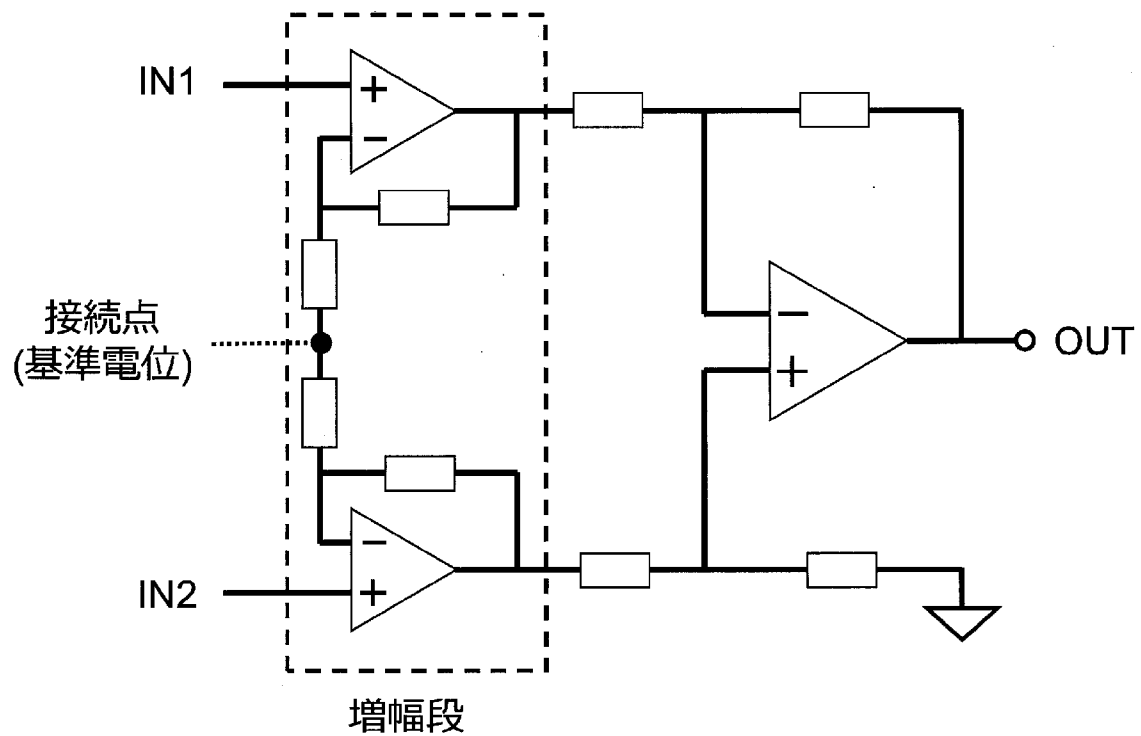
[図1]



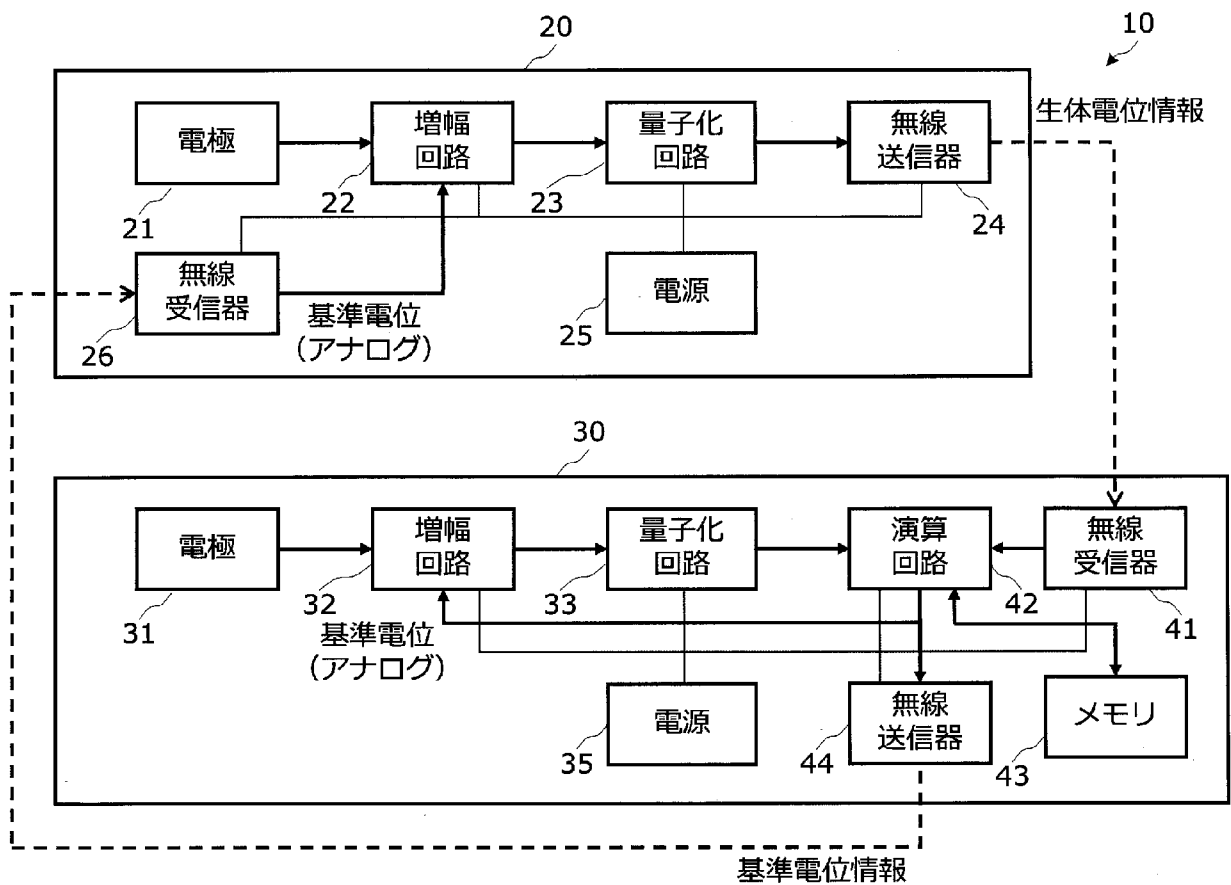
[図2]



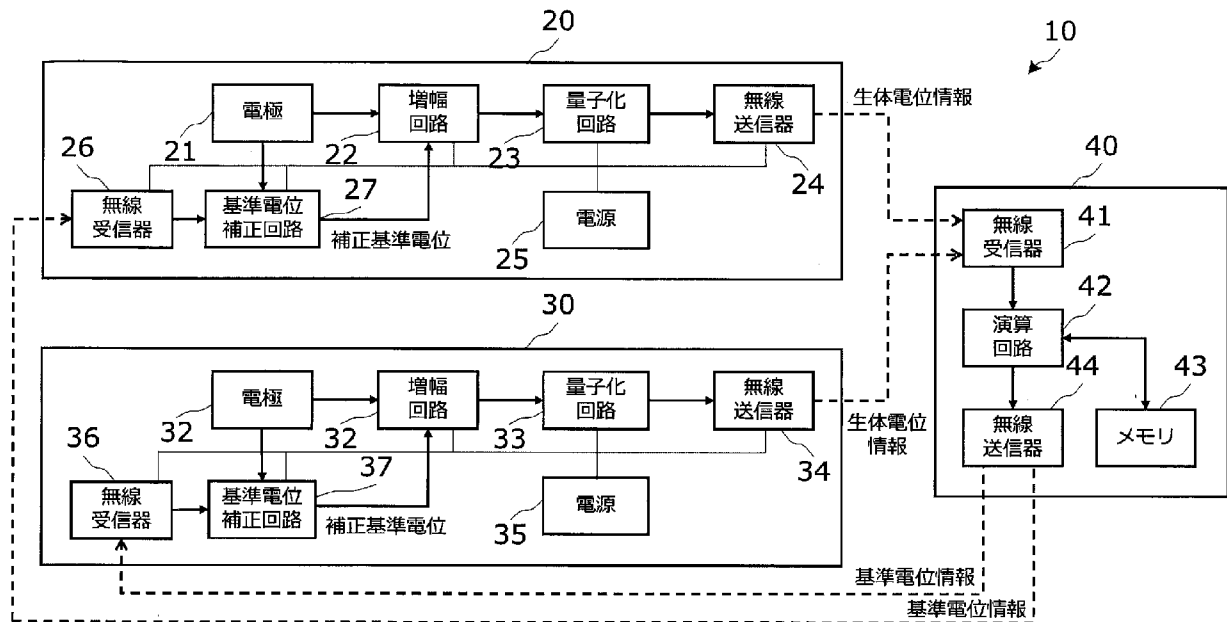
[図3]



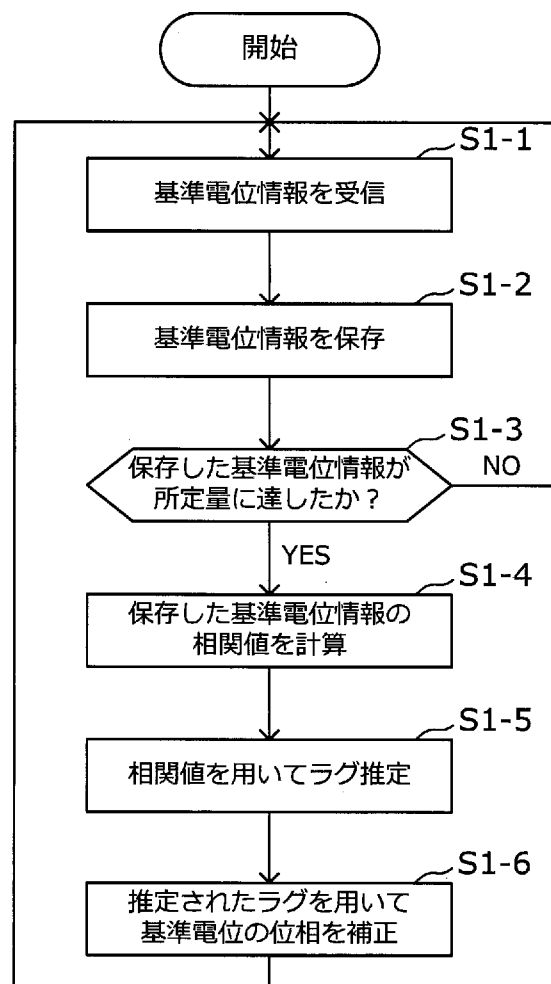
[図4]



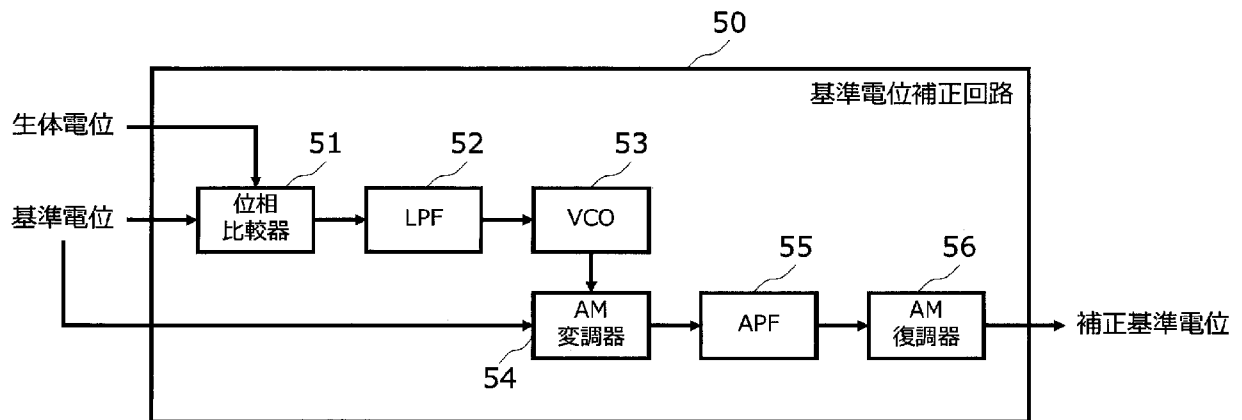
[図5]



[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/023296

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/308**(2021.01)i; **A61B 5/305**(2021.01)i

FI: A61B5/308; A61B5/305

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)

A61B5/308; A61B5/305

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	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12 August 2021 (2021-08-12) paragraphs [0054], [0071], [0081], [0086]-[0087], [0109]-[0121], [0129], fig. 3	1-8
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02 March 2017 (2017-03-02) paragraphs [0052]-[0074], fig. 1-6	1-8
A	WO 2012/085996 A1 (FUJITSU LIMITED) 28 June 2012 (2012-06-28) paragraphs [0002]-[0008], [0013]-[0025], [0059]-[0072], fig. 1-2, 8-10	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

08 August 2022

Date of mailing of the international search report

23 August 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
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/023296

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US	2021/0244337	A1	12 August 2021	WO 2020/224493 A1 CN 110327038 A	
US	2017/0055862	A1	02 March 2017	KR 10-1651537 B1	
WO	2012/085996	A1	28 June 2012	US 2013/0271110 A1 paragraphs [0003]-[0011], [0033]-[0052], [0095]-[0114], fig. 1-2, 8-10	

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 5/305(2021.01)i FI: A61B5/308; A61B5/305										
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）） A61B5/308; A61B5/305										
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	US 2021/0244337 A1 (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 12.08.2021 (2021-08-12) 段落[0054], [0071], [0081], [0086]-[0087], [0109]-[0121], [0129], 図3	1-8								
A	US 2017/0055862 A1 (KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 02.03.2017 (2017-03-02) 段落[0052]-[0074], 図1-6	1-8								
A	WO 2012/085996 A1 (富士通株式会社) 28.06.2012 (2012-06-28) 段落[0002]-[0008], [0013]-[0025], [0059]-[0072], 図1-2, 8-10	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 08.08.2022	国際調査報告の発送日 23.08.2022									
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） ▲高▼原 悠佑 2Q 8358 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/JP2022/023296

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
US	2021/0244337	A1	12.08.2021	WO	2020/224493	A1	
				CN	110327038	A	
US	2017/0055862	A1	02.03.2017	KR	10-1651537	B1	
WO	2012/085996	A1	28.06.2012	US	2013/0271110	A1	
				段落[0003]-[0011], [0033]-[0052], [0095]-[0114], 図1-2, 8-10			