

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6909968号
(P6909968)

(45) 発行日 令和3年7月28日 (2021.7.28)

(24) 登録日 令和3年7月8日 (2021.7.8)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/369 (2021.01) A 6 1 B 5/369

請求項の数 11 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2019-526656 (P2019-526656)	(73) 特許権者	314012076
(86) (22) 出願日	平成30年5月10日 (2018.5.10)		パナソニック I P マネジメント株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2018/018025		大阪府大阪市中央区域見2丁目1番61号
(87) 国際公開番号	W02019/003653	(74) 代理人	100109210
(87) 国際公開日	平成31年1月3日 (2019.1.3)		弁理士 新居 広守
審査請求日	令和1年9月4日 (2019.9.4)	(74) 代理人	100137235
(31) 優先権主張番号	特願2017-129519 (P2017-129519)		弁理士 寺谷 英作
(32) 優先日	平成29年6月30日 (2017.6.30)	(74) 代理人	100131417
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		弁理士 道坂 伸一
		(72) 発明者	松本 秋憲
			日本国大阪府門真市大字門真1006番地
			パナソニック株式会社内
		審査官	▲瀬▼戸井 綾菜

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体電位測定装置、脳波計、静電容量制御方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体電位を測定するための生体電位測定装置であって、
 生体に接触する測定電極と、
 前記測定電極で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部と、
 前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、
 前記生体電位増幅部及び前記生体電位出力部の少なくとも一方に電力を供給する電源部と、
 前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う容量電極を有するキャパシタと、を備え、
 前記電源部の接地電位は、前記キャパシタの接地電位と電氣的に接続される生体電位測定装置。

【請求項2】

さらに、複数の前記キャパシタと、
 前記生体電位出力部の動作モードに応じて、前記複数のキャパシタの容量値の合計を変更する静電容量制御部と、を備える
 請求項1に記載の生体電位測定装置。

【請求項3】

前記静電容量制御部は、
 前記複数のキャパシタの容量値の合計を、前記電源部の電源オン時と、前記電源部の電

源オフ時とに変更する

請求項 2 に記載の生体電位測定装置。

【請求項 4】

前記静電容量制御部は、前記生体電位出力部が前記生体電位を出力する場合に、前記複数のキャパシタの容量値の合計を変更する

請求項 2 又は 3 に記載の生体電位測定装置。

【請求項 5】

前記静電容量制御部は、

前記測定電極で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を前記生体電位出力部に出力させる通常モードと、前記測定電極で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を、単位時間あたりに出力する当該生体電位のデータ量を前記通常モードよりも多く前記生体電位出力部に出力させる高速モードとを切り替えるモード制御をし、

前記モード制御では、前記高速モードの方が前記通常モードよりも前記複数のキャパシタの容量値の合計を高くする制御をする

請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の生体電位測定装置。

【請求項 6】

前記キャパシタは、電気二重層容量である

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の生体電位測定装置。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の生体電位測定装置と、

前記生体電位を測定される前記生体の頭部に装着される装着部と、を備え、

前記測定電極は、前記生体の前記生体電位を測定する場合に、当該生体の頭部に接触されるように、前記装着部に配置される

脳波計。

【請求項 8】

前記キャパシタは、前記装着部を覆うように配置される

請求項 7 に記載の脳波計。

【請求項 9】

前記装着部は、前記キャパシタで構成される

請求項 7 に記載の脳波計。

【請求項 10】

生体電位を測定する生体電位測定装置が備える複数のキャパシタの静電容量制御方法であって、

前記生体電位測定装置は、

生体に接触される測定電極と、

前記測定電極で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部と、

前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、

前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う容量電極を有するキャパシタと、

前記キャパシタから電力の供給を受ける電源部と、を備え、

前記電源部の接地電位は、前記キャパシタの接地電位と電氣的に接続されており、

前記静電容量制御方法は、

前記電源部がオン状態であるかオフ状態であるかを判断する判断ステップと、

前記判断ステップで判断された状態に応じて、前記複数のキャパシタの容量値の合計を変更する制御ステップと、を含む

静電容量制御方法。

【請求項 11】

生体電位を測定する生体電位測定装置が備える複数のキャパシタの静電容量制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであって、

前記生体電位測定装置は、

生体に接触される測定電極と、

10

20

30

40

50

前記測定電極で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部と、
前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、
前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う容量電極を有するキャパシタと、
前記キャパシタから電力の供給を受ける電源部と、を備え、
前記電源部の接地電位は、前記キャパシタの接地電位と電氣的に接続されており、
前記静電容量制御方法は、
前記電源部がオン状態であるかオフ状態であるかを判断する判断ステップと、
前記判断ステップで判断された状態に応じて、前記複数のキャパシタの容量値の合計を変更する制御ステップと、を含み、前記静電容量制御方法をコンピュータに実行させるための

10

プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体電位測定装置、静電容量制御装置、脳波計、静電容量制御方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体の脳波、心電等の生体電位を測定するための生体電位測定装置がある。生体電位測定装置は、例えば、ユーザが電極（生体電極）を皮膚に装着し、脳波、心電等の生体電位を生体情報として取得する。また、生体電位測定装置によっては、取得した生体情報を外部機器に無線により出力する出力部を備える場合がある。例えば、特許文献1には、取得した生体情報を無線により出力する医用テレメータが開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平5-192304号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

しかしながら、特許文献1に記載の技術では、無線通信を行う際に、通信状況に依存して瞬間的に消費電流が増大することにより、出力する生体情報の信号品質の劣化、無線通信の遮断等が起こり、安定した測定ができないという問題がある。

【0005】

本開示は、上記問題を鑑みてなされたものであり、無線通信を用いた生体電位測定を行う際に、電源変動、瞬時停電等が少なく、安定した信号品質で生体電位の測定を行うことができる生体電位測定装置等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】

【0006】

本開示の一態様に係る生体電位測定装置は、生体電位を測定するための生体電位測定装置であって、生体に接触する測定電極と、前記測定電極で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部と、前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、前記生体電位増幅部及び前記生体電位出力部の少なくとも一方に電力を供給する電源部と、前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う配線が接続される容量電極を有する静電容量と、を備え、前記電源部の接地電位は、前記静電容量の接地電位と電氣的に接続される。

40

【0007】

また、本開示の一態様に係る静電容量制御装置は、生体電位を測定するための生体電位測定装置が備える複数の静電容量を制御する静電容量制御装置であって、前記生体電位測定装置は、生体に接触される測定電極と、前記測定電極で検出された生体電位を増幅する

50

生体電位増幅部と、前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う配線が接続される容量電極を有する複数の静電容量と、前記静電容量から電力の供給を受ける電源部と、を備え、前記静電容量制御装置は、前記電源部の接地電位が前記静電容量の接地電位と電氣的に接続された前記生体電位測定装置における、前記複数の静電容量の容量値の合計を変更する静電容量制御部を備える。

【0008】

また、本開示の一態様に係る脳波計は、上記生体電位測定装置と、生体電位を測定される生体の頭部に装着される装着部と、を備え、前記測定電極は、生体の生体電位を測定する場合に、当該生体の頭部に接触されるように、前記装着部に配置される。

10

【0009】

また、本開示の一態様に係る静電容量制御方法は、生体電位を測定する生体電位測定装置が備える複数の静電容量の静電容量制御方法であって、前記生体電位測定装置は、生体に接触される測定電極と、前記測定電極で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部と、前記生体電位増幅部で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部と、前記測定電極の周囲をシールド部材として覆う配線が接続される容量電極を有する静電容量と、前記静電容量から電力の供給を受ける電源部と、を備え、前記電源部の接地電位は、前記静電容量の接地電位と電氣的に接続されており、前記静電容量制御方法は、前記電源部がオン状態であるかオフ状態であるかを判断する判断ステップと、前記判断ステップで判断された状態に応じて、前記複数の静電容量の容量値の合計を変更する制御ステップと、を含む。

20

【0010】

また、本開示の一態様は、上記静電容量制御方法をコンピュータに機能させるためのプログラムとして実現することができる。あるいは、当該プログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な記録媒体として実現することもできる。

【発明の効果】

【0011】

本開示の生体電位測定装置等によれば、安定した信号品質の生体電位測定を行うことができる生体電位測定装置等を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0012】

【図1】図1は、実施の形態に係る脳波計の利用シーンを示す図である。

【図2A】図2Aは、実施の形態に係る脳波計の一例を示す概略図である。

【図2B】図2Bは、実施の形態に係る脳波計の別の一例を示す概略図である。

【図3A】図3Aは、電極の形状の第一例を示す概略図である。

【図3B】図3Bは、電極の形状の第二例を示す概略図である。

【図3C】図3Cは、電極の形状の第三例を示す概略図である。

【図3D】図3Dは、電極の形状の第四例を示す概略図である。

【図3E】図3Eは、電極の形状の第五例を示す概略図である。

【図4】図4は、実施の形態に係る生体電位測定装置を含むシステムの全体構成を示すブロック図である。

40

【図5】図5は、実施の形態に係る生体電位測定装置を含むシステムの詳細な構成を示すブロック図である。

【図6】図6は、実施の形態に係る生体電位測定装置を含むシステムのハードウェア構成を示すブロック図である。

【図7】図7は、実施の形態に係る情報処理装置のハードウェア構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、実施の形態に係る生体電位測定装置及び情報処理装置の基本的な処理手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、実施の形態に係る生体電位測定装置を備える脳波計の詳細な構成を示す

50

斜視図である。

【図 1 0】図 1 0 は、実施の形態に係る脳波計が生体電位を測定する際の詳細な構成を示すブロック図である。

【図 1 1】図 1 1 は、実施の形態に係る脳波計が備える複数の静電容量の回路構成を説明するためのブロック図である。

【図 1 2】図 1 2 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態と静電容量の合計容量値との関係の一例を説明するための図である。

【図 1 3】図 1 3 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態と静電容量の合計容量値との、時間に応じた関係の一例を説明するためのタイミングチャートである。

【図 1 4】図 1 4 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態に応じて静電容量の合計容量値を変更する制御を説明するためのフローチャートである。

10

【図 1 5】図 1 5 は、実施の形態に係る脳波計及び比較例に係る脳波計の入力ノイズを示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態によって変更されるアプリケーション処理を説明するためのフローチャートである。

【図 1 7】図 1 7 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態に応じて表示部が表示する画像の第一例を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態に応じて表示部が表示する画像の第二例を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 は、実施の形態に係る脳波計の動作状態に応じて表示部が表示する画像の第三例を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 3】

以下、実施の形態に係る生体電位測定装置等について、図面を参照しながら説明する。なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的又は具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置、接続形態、ステップ及びステップの順序等は、一例であり、本開示を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

【0 0 1 4】

30

なお、各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示されたものではない。また、各図において、実質的に同一の構成に対しては同一の符号を付しており、重複する説明は省略又は簡略化される場合がある。

【0 0 1 5】

(実施の形態)

[生体電位測定システムの概要]

図 1 は、実施の形態に係る脳波計の利用シーンを示す図である。

【0 0 1 6】

図 1 に示す生体電位測定システム 1 0 0 は、脳波計 1 と、情報処理装置 2 と、表示部 3 とを備える。脳波計 1、情報処理装置 2、及び、表示部 3 は、それぞれ有線又は無線で通信可能に接続されており、互いに情報を出力（送信）及び／又は取得（受信）する。

40

【0 0 1 7】

脳波計 1 は、実施の形態に係る生体電位測定装置 1 b（図 5 参照）を有する装置であって、ユーザ 1 0 の生体電位の一部である脳波を測定するための装置である。本実施の形態では、脳波計 1 は、ユーザ 1 0 の脳波を測定するヘッドセット型の脳波計である。脳波計 1 は、ユーザ 1 0 が頭部に装着するための装着部 1 5 0 と、ユーザ 1 0 の生体電位を測定するための複数の電極（生体電位測定用電極）5 1（例えば、図 2 A 参照）とを備える。

【0 0 1 8】

複数の電極 5 1 は、生体電位を測定する場合に、ユーザ 1 0 に接触される。複数の電極 5 1 は、生体電位を測定する測定電極 4 8（図 6 参照）と、測定電極 4 8 で測定した電位

50

との差を計算するために用いられる参照電極 49 (図 6 参照) とを含む。また、脳波計 1 は、ユーザ 10 が生体電位測定システム 100 を操作するための操作情報を入力する操作入力装置 1a (図 5 参照) を備え、所望の処理を実現するための操作が入力される。

【0019】

情報処理装置 2 は、脳波計 1 からの操作入力データを取得し、所定の処理を実施する。例えば、情報処理装置 2 は、パーソナルコンピュータ (Personal Computer / PC) である。所定の処理とは、例えば、脳波計 1 から取得したデータを表示部 3 に表示させる処理である。

【0020】

表示部 3 は、情報処理装置 2 で行われた処理結果を表示する表示装置である。表示部 3 は、例えば、液晶ディスプレイ、有機 EL (Electro Luminescence) ディスプレイ等である。表示部 3 は、例えば、情報処理装置 2 から取得した画像情報を表示する。なお、表示部 3 は、情報処理装置 2 から取得した音響情報を出力するスピーカを備えてもよい。

【0021】

[脳波計の構成]

図 2 A は、実施の形態に係る脳波計の一例を示す概略図である。図 2 B は、実施の形態に係る脳波計の別の一例を示す概略図である。

【0022】

例えば、ユーザ 10 は頭部に脳波計 1 を装着する。脳波計 1 の概観の例は、図 2 A ではヘッドフォン (ヘッドセット) 型であり、図 2 B ではバンド型である。

【0023】

図 2 A に示す脳波計 1 は、ユーザ 10 の頭部に沿うようにアーチ状のヘッドフォン型をしている。図 2 A に示すヘッドフォン型の脳波計 1 は、複数の電極 51 と、外側面 44 と、装着面 45 と、装着部 150 と、操作面 43 とを備えている。装着部 150 は、図 2 A に示す脳波計 1 においては、アーチ状のアーム 151 と、アーム 151 の両端部に取り付けられた耳当て 46 とを有する。外側面 44 は、ユーザ 10 が脳波計 1 を装着したときにユーザ 10 の頭部と反対側に配置される面である。装着面 45 は、ユーザ 10 が脳波計 1 を装着したときにユーザ 10 の頭部側に配置される面である。操作面 43 には、操作ボタン 41 と、表示装置 47 とが配置されている。

【0024】

複数の電極 51 は、脳波計 1 の装着面 45 と、耳当て 46 の端であって、脳波計 1 の装着面 45 と同一側の面とに設けられている。

【0025】

ユーザ 10 は、脳波計 1 を装着する前に、操作面 43 に配置されている操作ボタン 41 を操作して脳波計 1 を起動し、脳波計 1 をユーザ 10 の頭部に装着する。脳波計 1 は、例えば、図 2 A の紙面に向かって左の耳当て 46 がユーザ 10 の右耳に位置し、図 2 A の紙面に向かって右の耳当て 46 がユーザ 10 の左耳に位置するようにユーザ 10 の頭部に装着される。また、耳当て 46 は、ユーザ 10 の左右の耳を覆うように当てられる。

【0026】

装着面 45 に設けられている電極 51 は、ユーザ 10 の皮膚 (頭皮) に当てられる。耳当て 46 の端に設けられている電極 51 は、ユーザ 10 の耳の後ろに当てられる。例えば、図 2 A の紙面に向かって左の耳当て 46 の端に設けられている電極 51 はアース電極 73c (図 6 参照)、図 2 A の紙面に向かって右の耳当て 46 の端に設けられている電極 51 は参照電極 49、その他の電極 51 は測定電極 48 としてもよい。アース電極 73c は、ユーザ 10 において脳波計 1 が動作する基準電位 (ボディアース、又はアースとも呼ばれる) を印加するための電極である。

【0027】

なお、アース電極 73c 及び参照電極 49 の配置位置は、これに限らず、図 2 A の紙面に向かって右の耳当て 46 の端に設けられている電極 51 をアース電極 73c、図 2 A の

10

20

30

40

50

紙面に向かって左の耳当て４６の端に設けられている電極５１を参照電極４９としてもよい。

【００２８】

表示装置４７は、例えば液晶ディスプレイ、有機ＥＬディスプレイであり、ユーザ１０の操作ボタン４１の操作の状態等を表示する。

【００２９】

図２Ｂに示す脳波計１００１は、ユーザ１０の頭部の周囲に巻くことにより装着されるバンド型の形状をしている。図２Ｂに示すバンド型の脳波計１００１は、複数の電極５１と、外側面４４と、装着面４５と、装着部１５０と、操作面４３とを備えている。装着部１５０は、図２Ｂに示す脳波計１００１においては、耳当てを有さないバンド状である。電極５１、操作面４３に配置される操作ボタン４１、及び、表示装置４７の構成は、ヘッドフォン型の脳波計１と同様である。ユーザ１０は脳波計１００１を装着する前に、操作面４３に配置されている操作ボタン４１を操作して脳波計１を起動し、バンド型の脳波計１００１の外側面４４の半分（操作面４３の側）がユーザ１０の額に来るように装着する。

10

【００３０】

なお、複数の電極５１のうち、アース電極７３ｃに相当する電極５１及び参照電極４９に相当する電極５１は、装着面４５からリード線（図示せず）を延長してユーザ１０の耳の後ろに当てる構成であってもよい。

【００３１】

20

〔電極形状〕

図３Ａ～図３Ｅは、ユーザ１０の皮膚と接触する電極５１の接触面の形状の例を示す図である。

【００３２】

電極（生体電極）５１の材料は、導電性の物質によって構成される。電極５１の材料は、生体と接触した場合の分極が少なく、且つ、分極電圧が安定している銀－塩化銀（Ａｇ／ＡｇＣｌ）、又は、銀であるとよい。

【００３３】

電極５１の接触面の形状は、医療用で使われる電極と同様の、図３Ａに示す円形（例えば、直径１０ｍｍ）でもよい。また、電極５１の接触面の形状は、生体との接触面が円形の電極５１以外にも、用途によってさまざまな形状としてもよい。例えば、図３Ｂに示すような三角形、図３Ｃに示すような四角形、又は、正方形であってもよい。

30

【００３４】

また、電極５１としては、図３Ｄの（ａ）及び（ｂ）に示すように、複数の円柱（図３Ｄでは５本）で構成された電極でもよい。このような構成によれば、ユーザ１０の皮膚に電極５１を接触させるため、ユーザ１０の髪の毛を掻き分けることができる。

【００３５】

なお、各円柱における皮膚との接触面は、図３Ｄの（ａ）に示すように円形であってもよいし、楕円等の他の形状であってもよい。また、円柱に限らず、角柱であってもよい。円柱又は角柱の数は、図３Ｄの（ａ）及び（ｂ）に示すように５本であってもよいし、任意の本数であってもよく、特に限定されない。

40

【００３６】

また、図３Ｄの個々の円柱の先端は、皮膚との接触面側に角が取れたものである形状でもよい。これにより、皮膚との接触面積を増加することができる。

【００３７】

また、図３Ｅの（ａ）に示すように、電極５１の形状は、ユーザ１０の皮膚との接触面が同心円状であってもよい。このような形状の電極５１は、例えば図２Ａに示すヘッドフォン型の脳波計１の耳当て４６に設けられる電極、又は、図２Ｂに示すバンド型の脳波計１００１に設けられる電極に用いられ、ユーザ１０の額、耳の後ろ等、髪の毛の無い箇所に接触される。こうすることで、図３Ｅの（ａ）及び（ｂ）に示す形状の電極５１は、図

50

3 Dの（a）及び（b）に示す形状の電極 5 1 に比べて皮膚への圧力が緩和される。そのため、当該形状を有する電極 5 1 が設けられる脳波計 1 及び 1 0 0 1 によれば、ユーザ 1 0 が受ける負担を緩和させることができる。

【0038】

[生体電位測定システムの構成]

次に、生体電位測定システム 1 0 0 の構成について説明する。図 4 は、実施の形態に係る生体電位測定装置 1 b を含むシステムの全体構成を示すブロック図である。

【0039】

生体電位測定システム 1 0 0 は、脳波計 1 と、情報処理装置 2 と、表示部 3 とを備えている。脳波計 1 は、操作入力装置 1 a と、生体電位測定装置 1 b とを備えている。

10

【0040】

脳波計 1 は、操作入力装置 1 a でユーザ 1 0 に操作入力された情報を取得し、生体電位測定装置 1 b でユーザ 1 0 の生体電位を測定する。脳波計 1 で測定された生体電位は、情報処理装置 2 に出力（送信）される。

【0041】

情報処理装置 2 は、操作入力装置 1 a 及び／又は生体電位測定装置 1 b からの入力を受けて、所定の処理を実施し、表示部 3 に処理結果を出力する。

【0042】

図 5 は、脳波計 1 及び情報処理装置 2 の詳細な構成を示すブロック図である。ここでは、脳波計 1 と情報処理装置 2 とが無線で接続される場合を例として説明する。

20

【0043】

脳波計 1 が有する操作入力装置 1 a は、操作入力部 1 1 と、操作信号出力部 1 2 とを備えている。

【0044】

操作入力部 1 1 は、操作ボタン 4 1（図 2 A 及び図 2 B 参照）で入力された操作入力情報を取得し、操作の内容を判定する処理部である。操作信号出力部 1 2 は、操作入力部 1 1 で取得された操作入力情報を情報処理装置 2 に出力するための通信インターフェースである。操作入力部 1 1 で取得された操作入力情報は、操作信号出力部 1 2 から情報処理装置 2 に向けて出力される。

【0045】

30

脳波計 1 が有する生体電位測定装置 1 b は、電極部 1 3 と、生体電位増幅部 1 4 と、生体電位出力部 1 5 と、電源部 2 2 0 と、1 又は複数の静電容量 2 0 1 と、静電容量制御部 2 1 0 a とを備えている。

【0046】

電極部 1 3 は、複数の電極 5 1 で構成されている。複数の電極 5 1 は、上述したように、測定電極 4 8 と参照電極 4 9 とアース電極 7 3 c とで構成されている。複数の電極 5 1 は、例えば、脳波計 1 におけるユーザ 1 0 の皮膚に接触する位置に配置されている。

【0047】

生体電位増幅部 1 4 は、複数の電極 5 1 の間の電位差に相当する生体電位を増幅するアンプである。具体的には、生体電位増幅部 1 4 は、測定電極 4 8 と参照電極 4 9 との間の電位差を測定し、測定した電位差を増幅する。増幅された電位差は、例えば、生体電位増幅部 1 4 に設けられている A/D コンバータ（Analog-to-Digital Converter）7 5（図 6 参照）によりデジタル信号に変換される。

40

【0048】

なお、生体電位増幅部 1 4 は、所定以上の電位の大きさの生体電位を測定できる場合には、生体電位を増幅する必要は無く、複数の電極 5 1 の電位を測定するだけでもよい。

【0049】

生体電位出力部 1 5 は、生体電位増幅部 1 4 で増幅された電位差を情報処理装置 2 に出力するための通信インターフェースである。生体電位増幅部 1 4 においてデジタル値に変換された生体電位の電位差は、生体電位出力部 1 5 より情報処理装置 2 に出力される。

50

【0050】

電源部220は、生体電位増幅部14、生体電位出力部15、静電容量201等の脳波計1の各構成要素に電力を供給する電源回路である。

【0051】

静電容量201は、バッテリー81と接続され、電源部220に供給する電力を一時的に蓄えるキャパシタである。静電容量201は、少なくとも測定電極48の周囲を覆うように配置される。こうすることで、静電容量201は、測定電極48が受け得る外来ノイズを防ぐように機能する。静電容量201としては、例えば、装着部150のフレキシブル化、軽量化等の観点から、電気二重層容量（スーパーキャパシタ、又はウルトラキャパシタ）が採用されるとよい。なお、静電容量201は、静電容量と電池との両方の長を合

10

【0052】

また、電源部220の接地電位は、静電容量201の接地電位と電気的に接続されている。つまり、電源部220と静電容量201との接地電位は等しくなるように設定される。

【0053】

静電容量制御部210aは、複数の静電容量201の容量値（静電容量値）の合計を変更する処理部である。例えば、静電容量制御部210aは、生体電位出力部15の動作モードに応じて、複数の静電容量201の容量値（静電容量値）の合計を変更する。当該動作モードとしては、例えば、生体電位出力部15が出力する生体電位のデータの単位時間当たりのデータ量（通信量）が異なる通常モードと高速モードとが設定される。具体的には、静電容量制御部210aは、測定電極48で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を生体電位出力部15に出力させる通常モードと、測定電極48で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を、単位時間あたりに出力する当該生体電位のデータ量を通常モードよりも多く生体電位出力部15に出力させる高速モードとを切り替えるモード制御をする。この場合、静電容量制御部210aは、高速モードの方が通常モードよりも複数の静電容量201の容量値の合計を高くする制御をする。

20

30

【0054】

また、例えば、静電容量制御部210aは、複数の静電容量201の静電容量値の合計を、電源部220の電源オン時と、電源部220の電源オフ時とに変更する。

【0055】

また、例えば、静電容量制御部210aは、生体電位出力部15がユーザ10の生体電位を出力する場合に、複数の静電容量201の容量値の合計を変更する。

【0056】

なお、静電容量制御部210aが実行する静電容量201の容量値の制御の詳細な具体例は、後述する。

【0057】

情報処理装置2は、操作信号取得部21と、生体電位取得部22と、生体電位処理部23と、アプリケーション処理部（アプリ処理部）26と、表示情報出力部27と、音響情報出力部28とを備えている。

40

【0058】

情報処理装置2は、脳波計1から出力される操作入力情報を操作信号取得部21において取得（受信）し、生体電位を生体電位取得部22において取得することで、脳波計1からの情報を取得する。

【0059】

生体電位は、記録されただけの原信号では情報として使用できないことが多い。そのため、生体電位処理部23では、取得した原信号から意味のある情報を抽出する処理が行わ

50

れる。例えば、脳波測定の場合には、特定の周波数（例えば10Hz）を含む帯域（周波数0.5Hz～100Hz）の信号に制限し、高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform/FFT）を行い、当該周波数での信号のパワースペクトル密度（Power Spectral Density）を算出する。

【0060】

なお、生体電位処理部23は、情報処理装置2ではなく脳波計1に配置されてもよい。

【0061】

アプリケーション処理部26では、情報処理装置2の中心的なアプリケーション処理（アプリ処理）が行われる。アプリケーション処理は、脳波計1から信号の入力を受けて所定の処理を行うことで実現される。

【0062】

アプリケーション処理部26で処理された結果は、アプリケーション処理部26から表示情報出力部27及び／又は音響情報出力部28に出力される。

【0063】

表示情報出力部27及び音響情報出力部28は、アプリケーション処理部26で処理された結果をユーザ10にフィードバックするために、視覚的及び／又は聴覚的な情報となる信号を表示部3に出力するためのインターフェースである。

【0064】

[ハードウェア構成]

図6は、実施の形態に係る生体電位測定装置1bを含むシステムのハードウェア構成を示すブロック図である。具体的には、図6は、脳波計1のハードウェア構成を示すブロック図である。

【0065】

脳波計1は、操作ボタン群71と、制御信号変換回路72と、測定電極48と、参照電極49と、アース電極73cと、生体アンプ74と、A/Dコンバータ75と、送信回路79と、信号処理ユニット78と、アンテナ68と、電源部220と、バッテリー81と、静電容量制御装置210と、シールド部材200とを備えている。なお、脳波計1が備える各構成要素は、互いにバス105で接続され、相互にデータの送受信が可能となっている。

【0066】

操作ボタン群71と制御信号変換回路72とは、図5に示す操作入力部11に対応する。また、操作ボタン群71における各ボタンは、操作ボタン41に対応する。また、測定電極48と、参照電極49と、アース電極73cとは、図2A及び図2Bに示す電極51、及び、図5に示す電極部13に対応する。また、生体アンプ74及びA/Dコンバータ75は、図5に示す生体電位増幅部14に対応する。また、送信回路79とアンテナ68とは、図5に示す生体電位出力部15及び／又は操作信号出力部12として機能する。

【0067】

バッテリー81は、脳波計1に電力を供給するための電池である。バッテリー81に採用される電池は、乾電池、又はボタン電池、リチウムポリマー充電電池、ニッケル水素充電電池等であっても良い。電源部220は、バッテリーから供給される電圧を所望の電源電圧に変換して、脳波計1の各構成要素に電源電圧を供給する。

【0068】

信号処理ユニット78は、CPU（Central Processing Unit）101と、脳波計1が備える各構成要素が実行する制御プログラムであるプログラム103が格納されたRAM（Random Access Memory）102と、ROM（Read Only Memory）104とを有している。プログラム103には、脳波計1における信号の処理手順が記述されている。脳波計1は、CPUによりプログラム103に従って操作信号及び生体信号をデジタル信号に変換し、送信回路79を経由してアンテナ68より情報処理装置2へ出力する。

【0069】

10

20

30

40

50

静電容量制御装置 210 は、上述した静電容量制御部 210a を備える。静電容量制御部 210a は、例えば、CPU 211 と、CPU 211 が実行するための制御プログラムであるプログラム 213 が記憶された RAM 212 と、ROM 214 とを備える。

【0070】

シールド部材 200 は、測定電極 48 を外来ノイズから防ぐために脳波計 1 に設けられ、上述した 1 又は複数の静電容量 201 から構成される。

【0071】

操作ボタン群 71 に関する各ボタンの押下情報は、制御信号変換回路 72 において脳波計 1 の動作を制御する制御信号に変換され、バス 105 を経由して CPU 101 に出力される。

10

【0072】

生体アンプ 74 には、測定電極 48 と参照電極 49 とアース電極 73c とが接続されている。これらの電極は、脳波計 1 の所定の場所に設置されている。測定電極 48 と参照電極 49 との間の電位差は、生体アンプ 74 で増幅され、A/D コンバータ 75 でアナログの生体信号からデジタルの生体信号に変換される。デジタルの生体信号に変換された電位差は、処理や出力が可能な生体信号としてバス 105 を経由して CPU 101 に出力される。

【0073】

なお、プログラム 103 は、ROM 104 に格納されていてもよい。また、信号処理ユニット 78 と制御信号変換回路 72 と送信回路 79 と生体アンプ 74 と A/D コンバータ 75 とは、1つの半導体集積回路にコンピュータプログラムを組み込んだ DSP (Digital Signal Processor) 等のハードウェアとして実現されてもよい。1つの半導体集積回路に実装することで、実装面積が削減され、消費電力が低減され得る。また、生体アンプ 74 と A/D コンバータ 75 とを 1つの半導体集積回路に集積し、信号処理ユニット 78 と制御信号変換回路 72 と送信回路 79 とを別の半導体集積回路に集積し、2つの半導体集積回路同士を 1つのパッケージ内で接続して SiP (システム・イン・パッケージ) として統合し、コンピュータプログラムを組み込んだ DSP 等のハードウェアとして実現されてもよい。上記 2つの半導体集積回路を別々の製造プロセスで実現することで、1つの半導体集積回路に実装したものに比べコストが低減される効果も得られる。

20

30

【0074】

図 7 は、実施の形態に係る情報処理装置 2 のハードウェア構成を示すブロック図である。

【0075】

情報処理装置 2 は、アンテナ 80 と、受信回路 82 と、信号処理ユニット 108 と、画像制御回路 84 と、表示情報出力回路 85 と、音響制御回路 86 と、音響情報出力回路 87 と、電源 88 とを備えている。アンテナ 80 と受信回路 82 とは、図 5 に示す生体電位取得部 22 及び／又は操作信号取得部 21 に対応する。

【0076】

信号処理ユニット 108 は、CPU 111 と、RAM 112 と、CPU 111 が実行するプログラム 113 と、ROM 114 とを有している。信号処理ユニット 108 は、図 5 に示す生体電位処理部 23 及び／又はアプリケーション処理部 26 に対応する。また、画像制御回路 84 及び表示情報出力回路 85 は、図 5 に示す表示情報出力部 27 に対応する。また、音響制御回路 86 及び音響情報出力回路 87 は、図 5 に示す音響情報出力部 28 に対応する。また、これらの各構成要素は、互いにバス 115 で接続され、相互にデータの送受信が可能である。また、各構成要素には、電源 88 から電力が供給されている。

40

【0077】

脳波計 1 から出力される操作情報及び生体電位は、アンテナ 80 を経由して受信回路 82 で取得され、バス 115 を経由して CPU 111 に送られる。

【0078】

50

CPU 111は、RAM 112に格納されているプログラム 113を実行する処理部である。プログラム 113には、情報処理装置 2における信号の処理手順が記述されている。情報処理装置 2は、プログラム 113に従って操作信号と生体信号とを変換し、所定のアプリケーション（プログラム）を実行するための処理を行い、ユーザ 10に画像及び／又は音響によってフィードバックを行うための信号を生成する。なお、プログラム 113は、ROM 114に格納されてもよい。

【0079】

信号処理ユニット 108で生成された画像のフィードバック信号は、画像制御回路 84を経由して表示情報出力回路 85から表示部 3に出力される。同様に、信号処理ユニット 108で生成された音響のフィードバック信号は、音響制御回路 86を経由して音響情報出力回路 87から出力される。

10

【0080】

なお、信号処理ユニット 108と受信回路 82と画像制御回路 84と音響制御回路 86とは、1つの半導体集積回路にプログラムを組み込んだDSP等のハードウェアとして実現されてもよい。1つの半導体集積回路にすると、消費電力が低減される効果が得られる。

【0081】

[生体電位測定システムの処理手順の概要]

図 8は、実施の形態に係る生体電位測定装置 1bを備える脳波計 1及び情報処理装置 2の基本的な処理手順を示すフローチャートである。なお、ステップ S 11からステップ S 14までは脳波計 1における処理（ステップ S 10）、ステップ S 21からステップ S 25までは情報処理装置 2における処理（ステップ S 20）を示している。

20

【0082】

操作入力部 11は、ユーザ 10により行われた操作入力を受け付ける（ステップ S 11）。具体的には、操作入力部 11は、受け付けのタイミングでどの操作ボタン 41が押されているかを検出する。受け付けのタイミングの例は、操作ボタン 41が押下された時である。操作ボタン 41が押下されたか否かの検出は、例えば、操作ボタン 41が押下されたときの機械的なボタン位置の変化、又は、電気信号の変化を検出することにより行われる。また、操作入力部 11は、押下された操作ボタン 41の種類により、操作入力部 11が受け付けた操作入力の種類を検出し、操作信号出力部 12へ出力する。

30

【0083】

次に、操作信号出力部 12は、操作入力部 11が受け付けた操作入力に対応する操作信号を情報処理装置 2に出力する（ステップ S 12）。

【0084】

次に、生体電位増幅部 14は、電極部 13における複数の電極 51の間の電位差に相当する生体電位を測定し、増幅する（ステップ S 13）。例えば、電極部 13における複数の電極 51のうち、右側頭部（国際 10-20法の C 4の電極位置）に配置された測定電極 48と、参照電極 49との間の電位差を測定する。また、生体電位増幅部 14は、測定した生体電位を増幅する。増幅された生体電位は、生体電位増幅部 14から生体電位出力部 15へ出力される。

40

【0085】

次に、生体電位出力部 15は、取得した生体電位を情報処理装置 2へ出力する（ステップ S 14）。

【0086】

なお、脳波計 1による処理ステップ S 10において、ステップ S 11及びステップ S 12と、ステップ S 13及びステップ S 14とは、それぞれ並列な処理として行ってもよく、ステップ S 11からステップ S 14の処理を、全て上述した順序どおりに行う必要はない。

【0087】

続いて、情報処理装置 2における処理ステップ S 20について説明する。

50

【0088】

操作信号取得部21は、ステップS12で操作信号出力部12から出力された操作信号を取得する（ステップS21）。また、操作信号取得部21は、取得した操作信号をアプリケーション処理部26に出力する。

【0089】

次に、生体電位取得部22は、ステップS14で生体電位出力部15から出力された生体信号を取得する（ステップS22）。また、生体電位取得部22は、取得した生体信号を、生体電位処理部23に出力する。

【0090】

次に、生体電位取得部22にて取得した生体信号を、生体電位処理部23にて分析処理して、意味のある情報を抽出する（ステップS23）。例えば、所定の周波数成分の生体信号を抽出する。所定の周波数成分とは、例えば脳波の測定の場合には10Hzである。

【0091】

次に、アプリケーション処理部26は、操作信号取得部21からの操作信号と生体電位処理部23からの生体信号を受けて、現在のアプリを実行するための所定の処理を行う（ステップS24）。

【0092】

次に、アプリケーション処理部26の処理結果をユーザ10にフィードバックするために、表示情報出力部27は画像情報を表示部3に出力し、音響情報出力部28は音響情報を表示部3に出力する（ステップS25）。これにより、表示部3は、処理結果に対応する画像及び音を出力する。

【0093】

なお、情報処理装置2における処理ステップS20において、ステップS22及びステップS23と、ステップS24との処理は、それぞれ並列な処理として行ってもよい。また、アプリケーション処理部26は、操作信号取得部21から出力された操作信号と生体電位処理部23から出力された生体信号との両方の信号を用いて処理を行う必要はなく、生体信号のみを用いて処理を行ってもよい。その場合には、操作信号を取得するステップS21を省略してもよい。

【0094】

〔脳波計の構造の詳細〕

続いて、実施の形態に係る脳波計1の詳細な構造について説明する。

【0095】

図9は、実施の形態に係る生体電位測定装置1bを備える脳波計1の詳細な構成を示す斜視図である。なお、図9に示す脳波計1は、図2Aに示す脳波計1の構成を詳細に図示したものである。また、図9に示す脳波計1は、説明のために外側面44及び装着面45が見やすいように図示しており、厳密な脳波計1の形状を図示しているものではない。

【0096】

図9に示す脳波計1は、複数の電極51の周囲が外側面44に配置されているシールド部材200により覆われている。

【0097】

シールド部材200は、脳波計1のユーザ10が装着する装着部150を覆うように脳波計1に配置されている。シールド部材200は、外来ノイズの回り込みを防ぐための静電シールドである。また、脳波計1の静電容量を増やすため、脳波計1とPC（例えば、情報処理装置2）とのペアリングを行う場合等でバッテリー81の最大放電電流（例えば、150mA）を超える電流が必要になった場合、瞬時的な電流量を確保する観点から、シールド部材200は、複数の静電容量201により構成されている。

【0098】

本実施の形態において、脳波計1の外側面44及び装着面45には、静電容量201で構成される複数のシールド部材200が配置されている。具体的には、脳波計1の外側面44には、測定電極48の周囲をシールド部材200として覆う容量電極（静電容量20

10

20

30

40

50

1の電極)を有する静電容量201が配置されている。静電容量201は、誘電体と、当該誘電体を挟む2つの容量電極からなる。ここでいう静電容量201の容量電極は、誘電体を挟む2つの容量電極(正極、及び負極)のうちの少なくとも一方の容量電極を意味する。

【0099】

脳波計1の装着面45には、測定電極48を挟んでシールド部材200が配置されている。また、脳波計1には、複数のシールド部材200が有する静電容量201のそれぞれを並列接続する配線(図示せず)が2本配されており、外側面44及び装着面45に連続して配されている。例えば、静電容量201には、一つ当たり35mFの容量値の静電容量が利用され、12並列で接続され、全体として400mF以上となるように構成されている。

10

【0100】

なお、図9においては、ヘッドフォン型の脳波計1を例示しているが、上述した脳波計1における複数の電極51を覆うように外側面44にシールド部材200により覆われている構成は、図2Bに示すバンド型の脳波計1001に適用されてもよい。

【0101】

また、図9では、シールド部材200が装着部150を覆うように配置されているが、装着部150がシールド部材200で構成されていてもよい。例えば、アーム151が静電容量201で構成されてもよい。

【0102】

20

図10は、実施の形態に係る脳波計1が生体電位を測定する際の詳細な構成を示すブロック図である。なお、図10には、図9の脳波計1の装着面45に配置された複数の電極51(図6に示す電極部13)を配置し、脳波計1を頭部に装着した時の電氣的接続の一例を示している。また、図10では、電極部13を構成する複数の電極51のうち、測定電極として用いられる電極を測定電極48、参照電極として用いられる電極を参照電極49としている。なお、以下では、測定電極48をCh1と示し、参照電極49をRefと示すこともある。

【0103】

また、図10に示すように、測定電極48には、バッファ90aが接続されている。同様に、参照電極49には、バッファ90bが接続されている。一般に、電極とオペアンプ回路(バッファ)とを組み合わせたものは、アクティブ電極と呼ばれる。

30

【0104】

図10において、測定電極48とバッファ90aとを組み合わせた構成を第1のアクティブ電極95aと呼び、参照電極49とバッファ90bとを組み合わせた構成を第2のアクティブ電極95bと呼ぶ。アクティブ電極を用いると、電極の接触インピーダンス(すなわち、信号源のインピーダンス)が高い場合(例えば、10Hzで30kΩ)においても、バッファの出力で信号線のインピーダンスを低い値(例えば、1kΩ)に変換することができる。

【0105】

測定電極48及び参照電極49で検出した電位は、図10に示すように、それぞれ、バッファ90a及び90bで電圧をバッファリングし、生体電位増幅部14に送られる。バッファ90a及び90bの入力インピーダンスは、10Hzにおいて500MΩ以上のインピーダンスを有することが望ましい。さらに、バッファ90a及び90bの利得及び入力インピーダンスは等しいことが望ましい。

40

【0106】

なお、バッファ90a及び90bは、利得の絶対値が1以上のオペアンプ回路に置き換えられてもよい。この場合には、生体電位増幅部14における生体電位の増幅は、オペアンプ回路に続いて、2段目の増幅となるため、バッファ90a及び90bの場合よりも入力換算ノイズの要件が緩和されるため、低消費電力のアンプを用いることができる。

【0107】

50

図10の生体電位増幅部14は、図6の生体アンプ74において測定電極48の電位と参照電極49の電位との差をとり、電位差（電圧）を増幅（差動増幅）する。生体アンプ74の利得は、例えば1200倍である。また、生体アンプ74の同相弁別比（Common-Mode Rejection Ratio/CMRR）は、例えば100dBあることが望ましい。増幅された電圧は、低域通過フィルタ（図示せず）でフィルタリングされ、A/Dコンバータ75により所定の解像度（例えば、12ビット）及びサンプリング周波数（例えば、1kHz）でデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換されたデータ（デジタルデータ）は、生体電位出力部15へ出力される。

【0108】

なお、脳波計1は、測定電極48と生体電位増幅部14との間、及び、参照電極49と生体電位増幅部14との間の経路にバッファ90a及び90bを設置しない構成であってもよい。その場合は、生体電位増幅部14の入力インピーダンスが500MΩ（周波数10Hzでの値）以上であることが望ましい。

【0109】

第1のアクティブ電極95a及び第2のアクティブ電極95bの出力端子は、生体電位増幅部14のCh1用端子及びRef用端子のそれぞれに接続される。生体電位増幅部14において、Ch1の生体電位はRefの生体電位との差を取った後に増幅（差動増幅）される。増幅された生体電位は、低域通過フィルタ（図示せず）でフィルタリングされ、A/Dコンバータ75によりデジタル信号に変換される。変換されたデジタル信号のデータ（デジタルデータ）は、生体電位出力部15へ出力される。

【0110】

また、本実施の形態においては、測定電極48及びバッファ90aと、参照電極49及びバッファ90bとは、シールド部材200により覆われている。

【0111】

図11は、実施の形態に係る脳波計1が備える複数の静電容量201の回路構成を説明するためのブロック図である。

【0112】

図11に示すように、シールド部材200は、複数の静電容量201で構成されている。図11には、シールド部材200の一例として、16個の静電容量201が図示されている。

【0113】

複数の静電容量201のそれぞれの静電容量値は、例えば、50mFに設定されている。また、複数の静電容量201のそれぞれ及び電源部220は接地されており、同じ接地電位を有する。

【0114】

バッテリー81と電源部220とを接続する配線には、シールド部材200が有する複数の静電容量201が接続されている。電源部220は、生体電位増幅部14、生体電位出力部15等の負荷回路へ、当該負荷回路が駆動するのに必要な電源電圧を発生し、当該電源電圧を供給する。電源部220は、例えば、アクティブ電極（第1のアクティブ電極95a及び／又は第2のアクティブ電極95b）、生体電位増幅部14、及び生体電位出力部15（図示していないレベル変換回路）には電源電圧1.8V（1.8V系の電源電圧）を供給する。また、電源部220は、生体電位出力部15、及び図6の他の負荷回路に3.0V（3.0V系の電源電圧）を供給する。これにより、静電容量201は、平滑コンデンサとして機能する。つまり、静電容量201は、測定電極48への外来ノイズの影響を抑制し、且つ、バッテリー81の電圧、及び電源部220が負荷回路に供給する各種の電源電圧を平滑化する。

【0115】

静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4のオン（スイッチ：閉）とオフ（スイッチ：開）とを制御することにより、複数の静電容量201のそれぞれの静電容量値を変更する。

【0116】

[静電容量値の制御]

続いて、静電容量制御部210aが実行する複数の静電容量201の静電容量値の変更の手順の一具体例の詳細について説明する。

【0117】

図12は、実施の形態に係る脳波計1の動作状態と静電容量201の静電容量値との関係の一例を説明するための図である。図13は、実施の形態に係る脳波計1の動作状態と静電容量201の静電容量値との、時間に応じた関係の一例を説明するためのタイミングチャートである。

【0118】

10

脳波計1を装着したユーザ10は、時刻 $t = t_0$ に脳波計1を起動して電源を立ち上げる。なお、時刻 $t = t_0$ の時刻は、脳波計1を装着した時間としてもよい。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計値を200mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4にLow(L)信号を出力し、スイッチS1～S4をオフ状態とする。

【0119】

次に、脳波計1は、時刻 $t = t_1$ において、情報処理装置2とのペアリングを行い、情報処理装置2との通信を確立する。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を600mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S3にHigh(H)信号を出力し、スイッチS1～S3をオン状態とする。また、静電容量制御部210aは、スイッチS4にL信号を出力し、スイッチS4をオフ状態とする。

20

【0120】

もし、脳波計1は、すぐに生体電位の取得が行われない場合、時刻 $t = t_2$ 以降において、待機状態となる。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を300mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1にH信号を出力し、スイッチS1をオン状態とする。また、静電容量制御部210aは、スイッチS2～S4にL信号を出力し、スイッチS2～S4をオフ状態とする。

30

【0121】

次に、脳波計1は、時刻 $t = t_3$ において、通常モードでユーザ10の生体電位を取得する。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を400mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1、S2にH信号を出力し、スイッチS1、S2をオン状態とする。また、静電容量制御部210aは、スイッチS3、S4にL信号を出力し、スイッチS3、S4をオフ状態とする。

【0122】

もし、脳波計1は、ユーザ10の生体電位の取得が終了した場合、時刻 $t = t_{11}$ 以降において、待機状態となる。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を300mFとなるように変更する。

40

【0123】

次に、脳波計1は、時刻 $t = t_{12}$ において、高速モードでユーザ10の生体電位を取得する。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を800mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4にH信号を出力し、スイッチS1～S4をオン状態とする。

【0124】

さらに、脳波計1は、時刻 $t = t_{13}$ において、高速モードから通常モードでユーザ1

50

0の生体電位を取得する設定に変更する。例えば、ユーザ10から操作ボタン41を通じて動作モードを変更するように指示を取得したとする。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を400mFとなるように変更する。

【0125】

次に、脳波計1は、時刻 $t = t_{21}$ において、電源を立ち下げ（遮断）する。その際に、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4を制御して、複数の静電容量201の静電容量値の合計を200mFとなるように変更する。例えば、静電容量制御部210aは、スイッチS1～S4にL信号を出力し、スイッチS1～S4をオフ状態とする。

【0126】

このように、静電容量制御部210aは、複数の静電容量201の静電容量値の合計を動作モードに応じて変更する。複数の静電容量201が搭載する容量値が大きすぎると、脳波計1の立ち上がり時間が長くなる懸念がある。また、例えば、電源立ち上り時、電源遮断時等の脳波計1の動作が不安定になる懸念がある。特に、電源遮断時に脳波計1の電源立下りシーケンスが正常に実施されず、次回以降に脳波計1の電源立ち上りが二度と行われたい要因になり得る。そこで、静電容量制御部210aは、動作モードに応じて複数の静電容量201の静電容量値の合計を制御する。例えば、上述したように、静電容量制御部210aは、高速モードでの動作時は複数の静電容量201の静電容量値の合計を最大に設定し、瞬時的な電流供給能力を最大にする。

【0127】

図14は、実施の形態に係る脳波計1の動作状態に応じて静電容量201の静電容量値を変更する制御を説明するためのフローチャートである。具体的には、図14は、図12及び図13に示す静電容量制御部210aが実行する複数の静電容量201の静電容量値の合計を制御する動作を説明するためのフローチャートである。

【0128】

まず、静電容量制御部210aは、複数の静電容量201の静電容量値の合計を200mFとなるように、予め複数の静電容量201（具体的には、スイッチS1～S4）を制御しておく（ステップS101）。上述したように、静電容量制御部210aは、脳波計1の電源遮断（電源立ち下げ）時に、複数の静電容量201の静電容量値の合計を200mFと設定されるように、複数の静電容量201を制御しておく。

【0129】

ユーザ10は、脳波計1の電源（例えば、図2Aに示す操作ボタン41に含まれる脳波計1を立ち上げるため、及び、立ち下げるための電源スイッチ、電源ボタン等）をオンにして、脳波計1を立ち上げる（ステップS102）。

【0130】

次に、静電容量制御部210aは、電源部220が負荷回路に供給する電源電圧（3.0V系の電源電圧）が2.8V以上で供給されているか否かを判定する（ステップS103）。例えば、静電容量制御部210aは、電源部220が送信回路79に供給する3.0V系の電源電圧が2.8V以上で供給されているか否かを判定する。ステップS103において、静電容量制御部210aは、電源部220が負荷回路に3.0V系の電源電圧を2.8V以上を供給していないと判定した場合（ステップS103でNO）、脳波計1がまだ立ち上がっていないと判断してステップS103の判定を繰り返す。

【0131】

一方、ステップS103において、静電容量制御部210aは、脳波計1の3.0V系の電源電圧が2.8V以上が供給されていると判定した場合（ステップS103でYES）、複数の静電容量201の静電容量値の合計が600mFと設定されるように、複数の静電容量201を制御する。

【0132】

次に、脳波計1は、情報処理装置2とペアリングを行う（ステップS105）。

【0133】

10

20

30

40

50

次に、脳波計 1 は、情報処理装置 2 とのペアリングが完了したか否かの判定を行う（ステップ S 1 0 6）。ステップ S 1 0 6 において、脳波計 1 は、情報処理装置 2 とのペアリングが完了していないと判定した場合（ステップ S 1 0 6 で N O）、ステップ S 1 0 6 の判定を繰り返す。

【0 1 3 4】

一方、ステップ S 1 0 6 において、脳波計 1 は、情報処理装置 2 とのペアリングが完了したと判定した場合（ステップ S 1 0 6 で Y E S）通常モードで動作するか否かを判定する（ステップ S 1 0 7）。具体的には、ステップ S 1 0 7 において、脳波計 1 は、生体電位を情報処理装置 2 へ通常の通信速度で出力する通常モードで動作するか否かを判定する。通常モードで動作するか否かの判定は、任意に定められていてもよい。例えば、動作モードの設定は、ユーザ 1 0 が操作ボタン 4 1 を操作することにより、任意に決定されてもよい。また、動作モードの設定は、生体電位の測定に使用される電極 5 1 の数で決定されてもよい。例えば、脳波計 1 は、生体電位を測定するために使用される電極 5 1 の個数が 5 以上の場合には高速モードで動作し、5 未満の場合には通常モードで動作してもよい。

10

【0 1 3 5】

静電容量制御部 2 1 0 a は、脳波計 1 が通常モードで動作すると判定した場合（ステップ S 1 0 7 で Y E S）、複数の静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計が 4 0 0 m F と設定されるように、複数の静電容量 2 0 1 を制御する（ステップ S 1 0 8）。

【0 1 3 6】

次に、脳波計 1 は、ユーザ 1 0 から生体電位を取得し、取得した生体電位を情報処理装置 2 へ出力する（ステップ S 1 0 9）。

20

【0 1 3 7】

一方、脳波計 1 は、通常モードで動作しないと判定した場合（ステップ S 1 0 7 で N O）、高速モードで動作するか否かを判定する（ステップ S 1 1 0）。

【0 1 3 8】

静電容量制御部 2 1 0 a は、脳波計 1 が高速モードで動作すると判定した場合（ステップ S 1 1 0 で Y E S）、複数の静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計が 8 0 0 m F と設定されるように、複数の静電容量 2 0 1 を制御する（ステップ S 1 1 1）。

【0 1 3 9】

次に、脳波計 1 は、ユーザ 1 0 から生体電位を取得し、取得した生体電位を情報処理装置 2 へ出力する（ステップ S 1 1 2）。

30

【0 1 4 0】

一方、静電容量制御部 2 1 0 a は、脳波計 1 が高速モードで動作しないと判定した場合（ステップ S 1 1 0 で N o）、複数の静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計が 3 0 0 m F と設定されるように、複数の静電容量 2 0 1 を制御する（ステップ S 1 1 3）。

【0 1 4 1】

次に、脳波計 1 は、待機状態となる（ステップ S 1 1 4）。

【0 1 4 2】

ステップ S 2 0 9、ステップ S 1 1 2、又は、ステップ S 1 1 4 の次に、脳波計 1 は、電源がオフされたか否かを判定する（ステップ S 1 1 5）。

40

【0 1 4 3】

脳波計 1 は、電源がオフされていないと判定した場合（ステップ S 1 1 5 で N O）、ステップ S 1 0 7 に戻り、ステップ S 1 0 7 ～ステップ S 1 1 4 の判定を繰り返す。

【0 1 4 4】

一方、脳波計 1 によって電源がオフされたと判定された場合（ステップ S 1 1 5 で Y E S）、静電容量制御部 2 1 0 a は、複数の静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計が 2 0 0 m F と設定されるように、複数の静電容量 2 0 1 を制御する（ステップ S 1 1 6）。

【0 1 4 5】

次に、脳波計 1 は、電源を立ち下げる（ステップ S 1 1 7）。

【0 1 4 6】

50

図15は、実施の形態に係る脳波計1及び比較例に係る脳波計の入力ノイズ（出力ノイズを生体アンプ74の利得で除算した入力換算ノイズ）を示す図である。なお、図15に示す実線が実施の形態に係る脳波計1の入力ノイズであり、破線が比較例に係る脳波計の入力ノイズである。また、比較例に係る脳波計は、実施の形態に係る脳波計1における複数の静電容量201（つまり、シールド部材200）を備えない以外は、特徴的な機能構成は実施の形態に係る脳波計1と同様である。

【0147】

図15に示すように、比較例に係る脳波計では、実施の形態に係る脳波計1よりも入力ノイズが大きいことが確認できる。一般的に、脳波計に入力される脳波の振幅は $20\mu\text{Vpp}$ であり、比較例に係る脳波計では、一部で $20\mu\text{Vpp}$ を超える入力ノイズが確認される。そのために、比較例に係る脳波計では、入力される外来ノイズによって生体電位を安定して検出できず、出力する生体電位を安定した信号品質にすることができない。

10

【0148】

一方、実施の形態に係る脳波計1では、 $20\mu\text{Vpp}$ を超える入力ノイズが確認されない。そのために、実施の形態に係る脳波計1では、生体電位を安定して検出することができ、出力する生体電位を安定した信号品質にすることができる。

【0149】

〔アプリケーション処理〕

続いて、生体電位測定システム100を用いて生体電位の測定を行う際のアプリケーション処理について説明する。図16は、実施の形態に係る脳波計1の動作状態によって変更されるアプリケーション処理を説明するためのフローチャートである。

20

【0150】

図16に示すように、アプリケーション処理部26は、ステップS121からステップS129までの処理を行う。ステップS121からステップS129までの各ステップについては後に詳述する。アプリケーション処理部26により処理された情報は、図5に示したように、表示情報出力部27及び音響情報出力部28を介して、図17、図18及び図19に示すような画像が表示部3に表示される。

【0151】

図17、図18及び図19は、実施の形態に係る脳波計1の動作状態に応じて表示部3が表示する画像の例を示す図である。

30

【0152】

図17、図18及び図19に示される画像は、表示部3に表示される。表示部3に表示される画像には、測定情報表示部3aと、生体電位波形表示部3bと、電極表示部3cと、モード表示部3dとが含まれる。

【0153】

測定情報表示部3aには、測定電極48及び参照電極49における現在の測定状態が表示される。例えば、参照電極49がユーザ10の皮膚から完全に離れており生体電位の測定が行われていない場合には、図17に示すように、「生体電位未測定」、「電極Refが接触していません」等と表示される。これにより、ユーザ10の皮膚に参照電極49が接触していないことを報知し、ユーザ10に脳波計1を正常に装着するように促すことができる。

40

【0154】

生体電位波形表示部3bには、測定した生体電位が時系列に沿って表示される。これにより、ユーザ10は、生体電位の変化を視覚的に認識することができる。

【0155】

また、電極表示部3cには、測定電極48（Ch1）及び参照電極49（Ref）のユーザ10との接触状態が表示される。例えば、電極表示部3cには、脳波計1をユーザ10の頭頂部から見た画像が表示される。電極表示部3cには、測定電極48及び参照電極49の接触状態がユーザ10の体に対する測定電極48及び参照電極49の位置とともに表示される。これにより、ユーザ10は、どの位置の電極がずれたかを視覚的に認識する

50

ことができ、脳波計 1 を正常な位置に装着することができる。

【0156】

なお、図 1 8 及び図 1 9 に示すように、現在測定されている生体電位波形が生体電位波形表示部 3 b にて表示されることに加えて、生体電位が測定中の場合は、表示部 3 に表示される画像の測定電極 4 8 及び参照電極 4 9 に対応する位置が、色が付されて表示されてもよい。生体電位を測定していない場合は、図 1 7 に示すように、電極表示部 3 c の参照電極 4 9 を示す画像は、白抜き表示とされてもよい。なお、以下では、白抜き表示ではなく、色を付けて表示したり点滅表示させたりすることで、他の画像と区別することができる表示のことを「ハイライト表示」と記載する場合がある。

【0157】

10

図 1 9 に示されるように、測定電極 4 8 がユーザ 1 0 の複数の位置に取り付けられている場合、取り付けられている測定電極 4 8 の位置に応じて、例えば、各測定電極 4 8 の位置が電極表示部 3 c の電極位置表示部 3 c 1 ~ 3 c 5 に表示される。また、電極表示部 3 c には、各電極位置に対応したチャンネル (Ch 1 ~ Ch 5) が表示される。

【0158】

図 1 8 及び図 1 9 に示されるモード表示部 3 d には、脳波計 1 が実行している動作モードが表示される。例えば、脳波計 1 が通常モードとして動作している場合には、モード表示部 3 d には、「通常モード」と表示される。また、例えば、脳波計 1 が高速モードとして動作している場合には、モード表示部 3 d には、「高速モード」と表示される。

【0159】

20

続いて、アプリケーション処理部 2 6 で行われるアプリケーション処理の各ステップについて、図 1 7 ~ 図 1 9 に示す表示部 3 に表示される画像を参照しながら説明する。

【0160】

まず、アプリケーション処理部 2 6 は、生体電位処理部 2 3 の出力結果に基づいて、生体電位を測定している状態かどうかを判断する (ステップ S 1 2 1)。アプリケーション処理部 2 6 が当該判断を実行するために、例えば、脳波計 1 は、各電極とユーザ 1 0 との接触インピーダンスを測定するための図示しない接触インピーダンス測定器を備えてもよい。この場合に、アプリケーション処理部 2 6 は、当該接触インピーダンス測定器から出力される、測定電極 4 8 と参照電極 4 9 とがユーザ 1 0 の皮膚に接触しているかどうかの判定結果に基づき、電極部 1 3 が生体電位を測定している状態かどうかを判断する。

30

【0161】

アプリケーション処理部 2 6 は、測定電極 4 8 及び参照電極 4 9 が生体電位を測定していると判定した場合 (ステップ S 1 2 1 で YES)、表示情報出力部 2 7 を介して、例えば、図 1 8 に示すように、「生体電位測定中」というメッセージを表示部 3 に表示させる (ステップ S 1 2 2)。表示部 3 の測定情報表示部 3 a には、「生体電位測定中」と表示される。

【0162】

一方、アプリケーション処理部 2 6 は、測定電極 4 8 及び参照電極 4 9 が生体電位を測定していないと判定した場合 (ステップ S 1 2 1 で NO)、表示情報出力部 2 7 を介して、例えば、「生体電位未測定」というメッセージを表示部 3 に表示させる (ステップ S 1 2 3)。表示部 3 の測定情報表示部 3 a には、図 1 7 に示すように、「生体電位未測定」と表示される。例えば、ユーザ 1 0 の皮膚に参照電極 4 9 (Ref) が接触していない場合には、図 1 7 に示すように、「電極 Ref が接触していません」と測定情報表示部 3 a に表示され、処理が終了する。

40

【0163】

ステップ S 1 2 2 の次に、表示情報出力部 2 7 は、測定に使用されている電極を検出する (ステップ S 1 2 4)。

【0164】

次に、表示情報出力部 2 7 は、生体電位の測定に使用されている電極を表す画像を表示部 3 にハイライト表示させる (ステップ S 1 2 5)。例えば、表示情報出力部 2 7 は、測

50

定電極４８（Ｃｈ１）及び参照電極４９（Ｒｅｆ）を測定に使用されている電極として検出した場合、測定電極４８（Ｃｈ１）及び参照電極４９（Ｒｅｆ）を電極表示部３ｃにハイライト表示させる。例えば、図１８に示すように、表示部３は、測定電極４８及び参照電極４９を電極表示部３ｃに電極の絵で表示する。

【０１６５】

次に、表示情報出力部２７は、生体電位の測定に使用されている電極の数を算出する。一例としては、表示情報出力部２７は、測定に使用されている電極の数が５個以上であるか否かを判定する（ステップＳ１２６）。なお、図１６に示すフローチャートにおいては、動作モードは、生体電位の測定に使用される電極の数で決定されるものとする。

【０１６６】

表示情報出力部２７は、生体電位の測定に使用されている電極の数が５個以上であると判定した場合（ステップＳ１２６でＹＥＳ）、図１９に示すように、モード表示部３ｄに「高速モード」と表示させる（ステップＳ１２７）。

【０１６７】

一方、表示情報出力部２７は、生体電位の測定に使用されている電極の数が５個未満であると判定した場合（ステップＳ１２６でＮＯ）、図１９に示すように、モード表示部３ｄに「通常モード」と表示させる（ステップＳ１２８）。

【０１６８】

ステップＳ１２７又はステップＳ１２８の次に、表示情報出力部２７は、各電極で測定された生体電位の信号波形を生体電位波形表示部３ｂに表示させる（ステップＳ１２９）。例えば、電極が一つの場合には図１８に示すように１つの信号波形が生体電位波形表示部３ｂに表示され、電極が複数の場合には図１９に示すように複数の信号波形が生体電位波形表示部３ｂに表示される。なお、図１９においては、測定電極４８の数に対応した５個の生体信号波形が生体電位波形表示部３ｂに表示されるが、簡略化して図示している。

【０１６９】

[効果等]

以上のように、本実施の形態に係る生体電位測定装置１ｂは、生体電位を測定するための生体電位測定装置である。生体電位測定装置１ｂは、生体に接触する測定電極４８と、測定電極４８で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部１４と、生体電位増幅部１４で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部１５とを備える。生体電位測定装置１ｂは、さらに、生体電位増幅部１４及び生体電位出力部１５の少なくとも一方に電力を供給する電源部２２０と、測定電極４８の周囲をシールド部材２００として覆う配線が接続される容量電極を有する静電容量２０１とを備える。また、電源部２２０の接地電位は、静電容量２０１の接地電位と電氣的に接続される。

【０１７０】

このような構成によれば、静電容量２０１が静電シールドとなり、測定電極４８に影響を与える外来ノイズを抑制することができる。これにより、測定電極４８で検出される生体電位は、安定化されやすい。そのため、生体電位測定装置１ｂによれば、安定した信号品質の生体電位測定を行うことができる。

【０１７１】

また、静電容量２０１をシールドとして採用することで、バッテリー８１以外で放電電流の確保を行うことができる。これにより、生体電位測定装置１ｂの動作の安定性は向上される。そのため、生体電位測定装置１ｂによれば、安定した信号品質の生体電位測定を行うことができる。

【０１７２】

また、生体電位測定装置１ｂは、さらに、複数の静電容量２０１と、生体電位出力部１５の動作モードに応じて、複数の静電容量２０１の容量値の合計を変更する静電容量制御部２１０ａと、を備えてもよい。

【０１７３】

生体電位測定装置１ｂに搭載される静電容量２０１の容量値が大きすぎると、立ち上が

10

20

30

40

50

り時間が長くなり、また、立ち上げ時に電源遮断時等の動作が不安定になる懸念がある。生体電位測定装置 1 b に搭載される静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計を適宜調整することで、立ち上がり時間が長くなりにくく、且つ、立ち上り、電源遮断時等の動作が安定しやすくなる。

【0174】

例えば、静電容量制御部 2 1 0 a は、複数の静電容量 2 0 1 の容量値の合計を、電源部 2 2 0 の電源オン時と、電源部 2 2 0 の電源オフ時とに変更してもよい。

【0175】

また、例えば、静電容量制御部 2 1 0 a は、生体電位出力部 1 5 が生体電位を出力する場合に、複数の静電容量 2 0 1 の容量値の合計を変更してもよい。

10

【0176】

これらのように、生体電位測定装置 1 b に搭載される静電容量 2 0 1 の容量値の合計を適宜調整することで、立ち上がり時間が長くなりにくく、バッテリー 8 1 の立ち上り、電源遮断時等の動作が安定しやすくなる。

【0177】

また、本実施の形態に係る静電容量制御部 2 1 0 a は、測定電極 4 8 で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を生体電位出力部 1 5 に出力させる通常モードと、高速モードとを切り替えるモード制御をしてもよい。高速モードでは、静電容量制御部 2 1 0 a は、測定電極 4 8 で生体電位を検出し、検出した当該生体電位を、単位時間あたりに出力する当該生体電位のデータ量を通常モードよりも多く生体電位出力部 1 5 に出力させる。また、モード制御では、静電容量制御部 2 1 0 a は、高速モードの方が通常モードよりも複数の静電容量 2 0 1 の容量値の合計を高くする制御をしてもよい。

20

【0178】

例えば、静電容量制御部 2 1 0 a は、高速モードでの動作時は複数の静電容量の容量値の合計を最大に設定し、電流供給能力を最大にする。これにより、静電容量 2 0 1 の容量値の合計を適宜調整することで、生体電位測定装置 1 b は、通信動作が速く、且つ、安定しやすくなる。

【0179】

また、本実施の形態に係る静電容量 2 0 1 は、電気二重層容量でもよい。

【0180】

30

これにより、生体電位測定装置 1 b の軽量化が可能となる。

【0181】

本実施の形態に係る静電容量制御装置 2 1 0 は、生体電位を測定するための生体電位測定装置 1 b が備える複数の静電容量 2 0 1 を制御する静電容量制御装置である。生体電位測定装置 1 b は、生体に接触される測定電極 4 8 と、測定電極 4 8 で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部 1 4 と、生体電位増幅部 1 4 で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部 1 5 と、を備える。また、生体電位測定装置 1 b は、測定電極 4 8 の周囲をシールド部材 2 0 0 として覆う配線が接続される容量電極を有する複数の静電容量 2 0 1 と、静電容量 2 0 1 から電力の供給を受ける電源部 2 2 0 とを備える。静電容量制御装置 2 1 0 は、電源部 2 2 0 の接地電位が静電容量 2 0 1 の接地電位と電氣的に接続された生体電位測定装置 1 b における、複数の静電容量 2 0 1 の容量値の合計を変更する静電容量制御部 2 1 0 a を備える。

40

【0182】

これにより、生体電位測定装置 1 b に搭載される静電容量 2 0 1 の静電容量値の合計を適宜調整することで、立ち上がり時間が長くなりにくく、且つ、立ち上り時、電源遮断時等の動作が安定しやすくなる。

【0183】

本実施の形態に係る脳波計 1 は、生体電位測定装置 1 b と、生体電位を測定される生体の頭部に装着される装着部 1 5 0 と、を備える。測定電極 4 8 は、生体の生体電位を測定する場合に、当該生体の頭部に接触されるように、装着部 1 5 0 に配置される。

50

【0184】

図15に示すように、実施の形態に係る脳波計1によれば、入力される外来ノイズを一般的な脳波の振幅以下に抑えることができる。つまり、実施の形態に係る生体電位測定装置1bは、脳波を測定するための脳波計1に好適である。

【0185】

例えば、本実施の形態に係る脳波計1が備える静電容量201は、装着部150を覆うように配置されてもよい。

【0186】

また、例えば、本実施の形態に係る脳波計1の装着部150は、静電容量201で構成されてもよい。

10

【0187】

これにより、静電容量201は、脳波計1が備える各回路、電極51への外来ノイズを防ぐシールドとして機能する。そのため、脳波計1によれば、安定した信号品質の生体電位測定を行うことができる。

【0188】

また、本実施の形態に係る静電容量制御方法は、生体電位を測定する生体電位測定装置1bが備える複数の静電容量201の静電容量制御方法である。生体電位測定装置1bは、生体に接触される測定電極48と、測定電極48で検出された生体電位を増幅する生体電位増幅部14と、生体電位増幅部14で増幅された生体電位を出力する生体電位出力部15と、を備える。また、生体電位測定装置1bは、測定電極48の周囲をシールド部材200として覆う配線が接続される容量電極を有する静電容量201と、静電容量201から電力の供給を受ける電源部220とを備える。電源部220の接地電位は、前記静電容量の接地電位と電気的に接続されている。静電容量制御方法は、電源部220がオン状態であるかオフ状態であるかを判断する判断ステップと、判断ステップで判断された状態に応じて、複数の静電容量201の容量値の合計を変更する制御ステップと、を含む。

20

【0189】

これにより、生体電位測定装置1bに搭載される静電容量201の静電容量値の合計を適宜調整することで、立ち上がり時間が長くなりにくく、且つ、立ち上り時、電源遮断時等の動作が安定しやすくなる。

【0190】

また、本実施の形態に係る静電容量制御方法に含まれるステップをコンピュータに実行させるプログラムとして実現されてもよい。また、そのプログラムを記録したコンピュータによって読み取り可能なCD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory) などの不揮発性の記録媒体として実現されてもよい。また、そのプログラムを示す情報、データ又は信号として実現されてもよい。そして、それらプログラム、情報、データ及び信号は、インターネット等の通信ネットワークを介して配信されてもよい。

30

【0191】

これにより、静電容量制御方法は、簡便に安定した信号品質の生体電位測定を行うことができるプログラムとしてコンピュータが実行できる。

40

【0192】

(その他の実施の形態)

以上、本開示の実施の形態に係る生体電位測定装置、静電容量制御装置、脳波計、静電容量制御方法及びプログラムについて説明したが、本開示は、上述した実施の形態に限定されるものではない。

【0193】

例えば、上記実施の形態では、本開示の一態様として、生体電位測定装置、静電容量制御装置及び静電容量制御方法について説明したが、本開示は、上述した方法をコンピュータに実行させるためのプログラムであるとしてもよい。また、本開示は、上記コンピュータのプログラムからなるデジタル信号であるとしてもよい。

50

【0194】

さらに、本開示は、上記コンピュータプログラム又は上記デジタル信号をコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD（Blu-ray（登録商標）Disc）、半導体メモリなどに記録したものとしてもよい。また、これらの非一時的な記録媒体に記録されている上記デジタル信号であるとしてもよい。

【0195】

また、本開示は、上記コンピュータプログラム又は上記デジタル信号を、電気通信回線、無線又は有線通信回線、インターネットを代表とする通信ネットワーク、データ放送等を経由して伝送するものとしてもよい。

10

【0196】

また、本開示における無線通信の規格は、Bluetooth（登録商標）、BLE（Bluetooth（登録商標）Low Energy）、ANT（登録商標）、Wi-Fi（登録商標）、Zigbee（登録商標）等、又は独自の通信規格であってもよい。

【0197】

また、本開示は、マイクロプロセッサとメモリとを備えたコンピュータシステムであって、上記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、上記マイクロプロセッサは、上記コンピュータプログラムに従って動作するものとしてもよい。

20

【0198】

また、上記プログラム又は上記デジタル信号を上記非一時的な記録媒体に記録して移送することにより、又は上記プログラム又は上記デジタル信号を、上記通信ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するものとしてもよい。

【0199】

また、例えば、上述した実施の形態では、測定する生体電位として、脳波を想定しているが、測定する生体電位は、脳波に限らず、心電、筋電、又は眼電であってもよいし、他の生体情報であってもよい。この場合、生体電位を測定する装置の形状は、上述したように、ヘッドフォン型及びバンド型に限らず、装着する位置に合わせて他の形状であってもよい。

30

【0200】

また、電極は、アンプを備えたアクティブ電極であってもよいし、さらに、生体信号をデジタル値に変換することができるデジタルアクティブ電極であってもよい。

【0201】

また、測定電極及び参照電極は、少なくとも1つあればよく、複数であってもよい。

【0202】

また、脳波計と情報処理装置とは有線で通信可能に接続されていてもよいし、無線で通信可能に接続されていてもよい。また、情報処理装置と表示部とは有線で通信可能に接続されていてもよいし、無線で通信可能に接続されていてもよい。

40

【0203】

また、上述した実施の形態におけるステップは、変更又は省略してもよい。また、ステップの順序は入れ替えてもよい。また、複数のステップの処理が平行して実行されてもよい。

【0204】

その他、各実施の形態に対して当業者が思いつく各種変形を施して得られる形態、又は、本開示の趣旨を逸脱しない範囲で各実施の形態における構成要素及び機能を任意に組み合わせることで実現される形態も本開示に含まれる。

【符号の説明】

【0205】

1、1001 脳波計

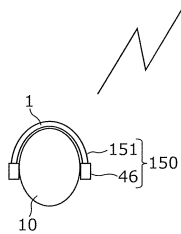
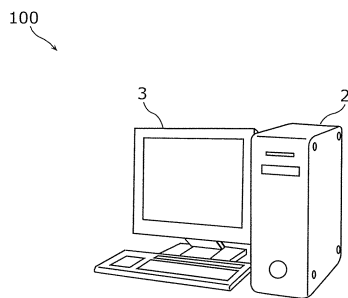
50

1 a	操作入力装置	
1 b	生体電位測定装置	
2	情報処理装置	
3	表示部	
3 a	測定情報表示部	
3 b	生体電位波形表示部	
3 c	電極表示部	
3 c 1、3 c 2、3 c 3、3 c 4、3 c 5	電極位置表示部	
3 d	モード表示部	
1 0	ユーザ	10
1 1	操作入力部	
1 2	操作信号出力部	
1 3	電極部	
1 4	生体電位増幅部	
1 5	生体電位出力部	
2 1	操作信号取得部	
2 2	生体電位取得部	
2 3	生体電位処理部	
2 6	アプリケーション処理部（アプリ処理部）	
2 7	表示情報出力部	20
2 8	音響情報出力部	
4 1	操作ボタン	
4 3	操作面	
4 4	外側面	
4 5	装着面	
4 6	耳当て	
4 7	表示装置	
4 8	測定電極	
4 9	参照電極	
5 1	電極（生体電位測定用電極）	30
6 8、8 0	アンテナ	
7 1	操作ボタン群	
7 2	制御信号変換回路	
7 3 c	アース電極	
7 4	生体アンプ	
7 5	A／Dコンバータ	
7 8、1 0 8	信号処理ユニット	
7 9	送信回路	
8 1	バッテリー	
8 2	受信回路	40
8 4	画像制御回路	
8 5	表示情報出力回路	
8 6	音響制御回路	
8 7	音響情報出力回路	
8 8	電源	
9 0 a、9 0 b	バッファ	
9 5 a	第1のアクティブ電極	
9 5 b	第2のアクティブ電極	
1 0 0	生体電位測定システム	
1 0 1、1 1 1、2 1 1	C P U	50

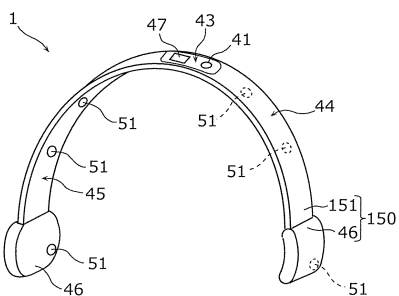
102、112、212 RAM
 103、113、213 プログラム
 104、114、214 ROM
 105、115 バス
 150 装着部
 151 アーム
 200 シールド部材
 201 静電容量
 210 静電容量制御装置
 210a 静電容量制御部
 220 電源部
 S1、S2、S3、S4 スイッチ

10

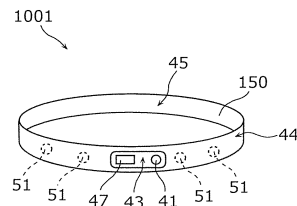
【図 1】



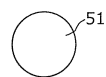
【図 2 A】



【図 2 B】



【図 3 A】



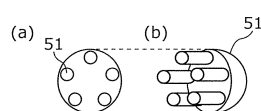
【図 3 B】



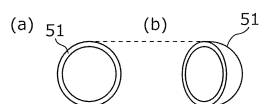
【図 3 C】



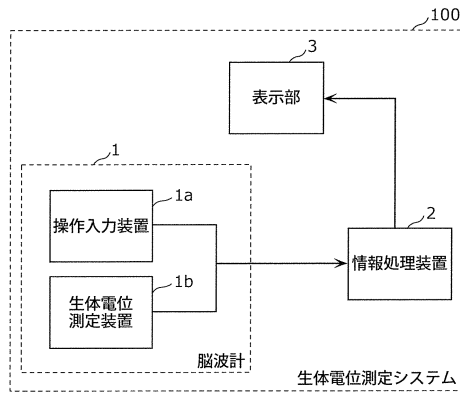
【図 3 D】



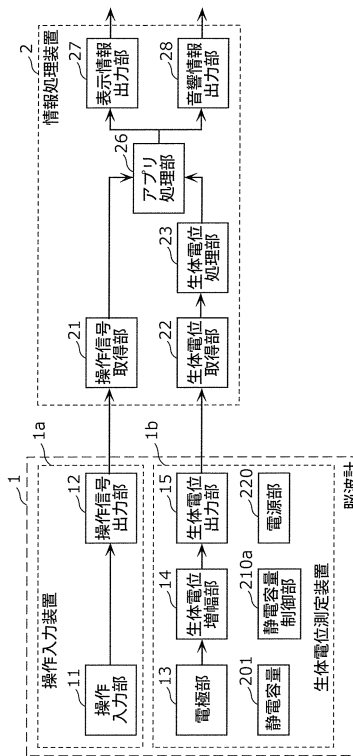
【図 3 E】



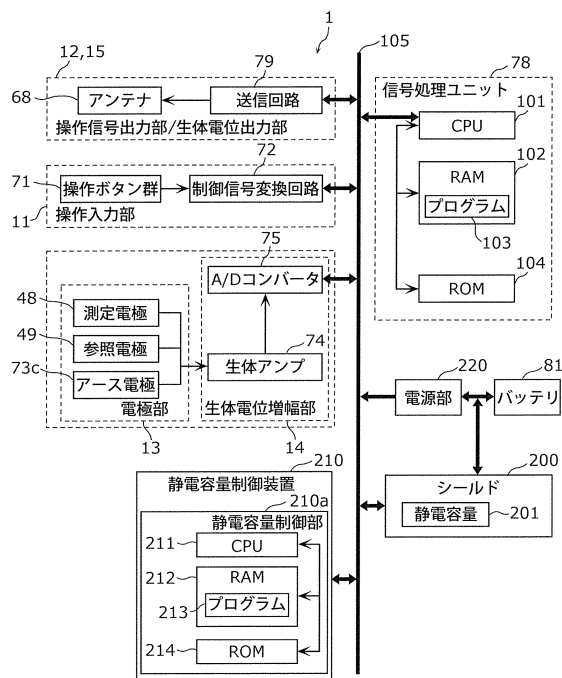
【図 4】



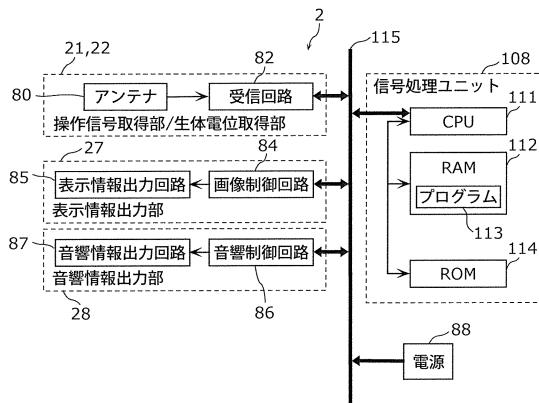
【図 5】



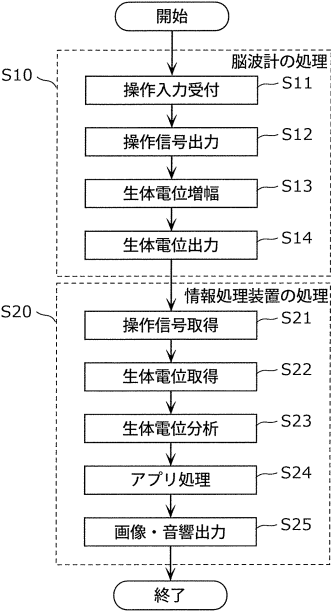
【図 6】



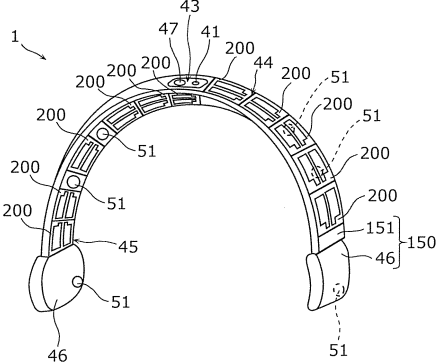
【図 7】



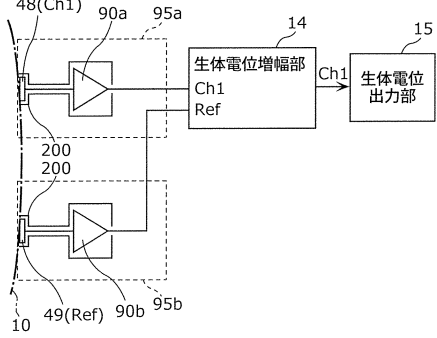
【図 8】



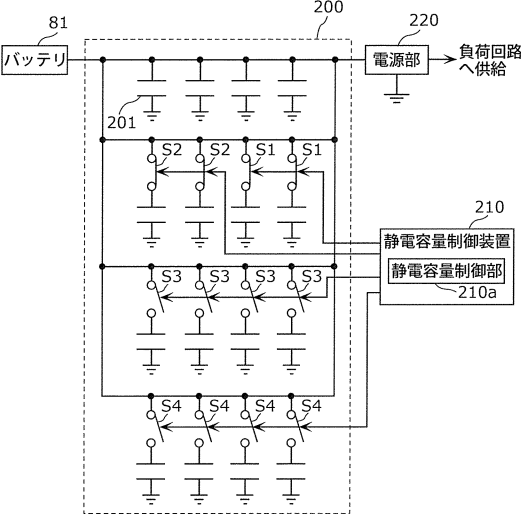
【図 9】



【図 10】



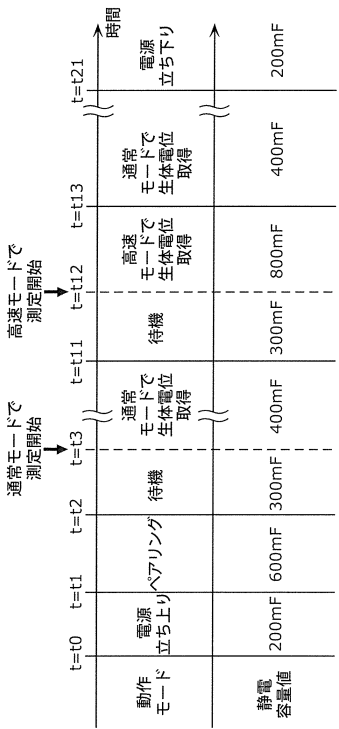
【図 11】



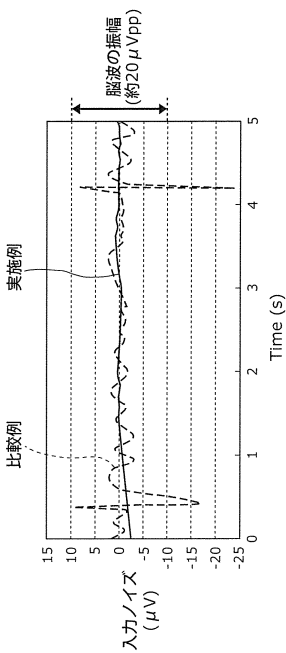
【図 12】

状態	静電容量値	制御信号			
		S1	S2	S3	S4
電源立ち上り	200mF	L	L	L	L
ペアリング	600mF	H	H	H	L
通常モード	400mF	H	H	L	L
高速モード	800mF	H	H	H	H
待機	300mF	H	L	L	L
電源立ち下り	200mF	L	L	L	L

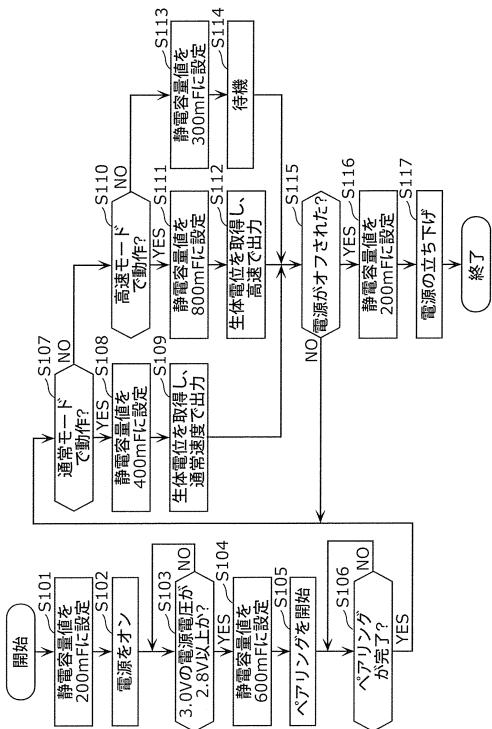
【図 1 3】



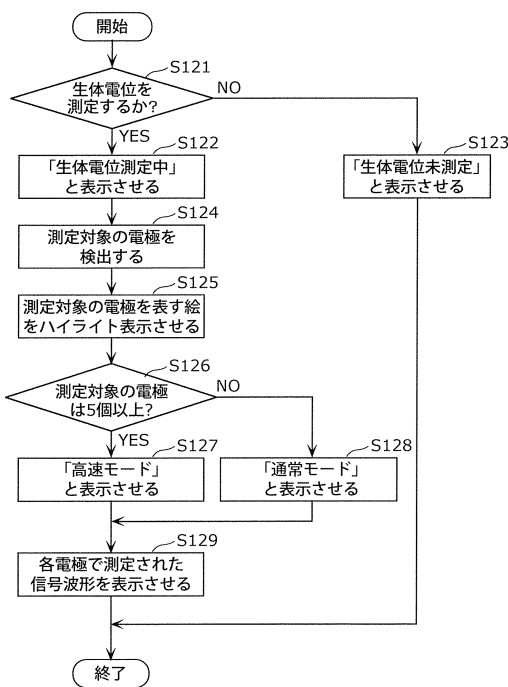
【図 1 5】



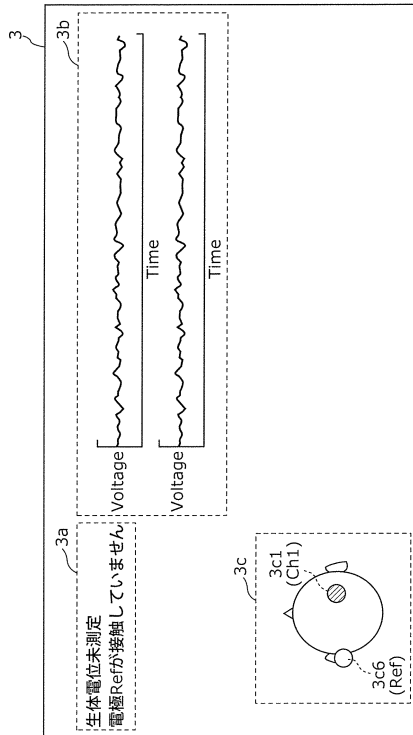
【図 1 4】



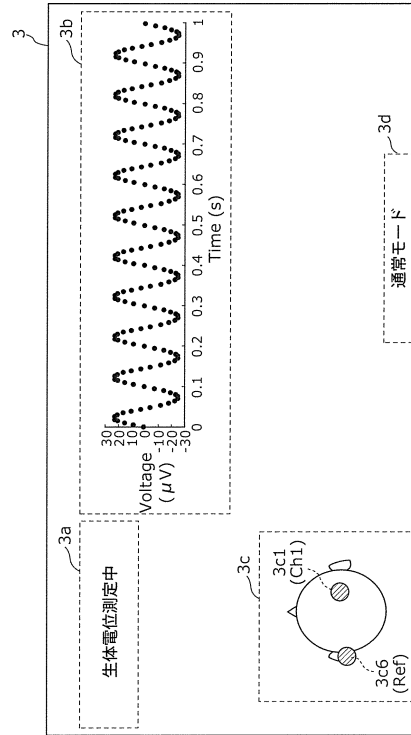
【図 1 6】



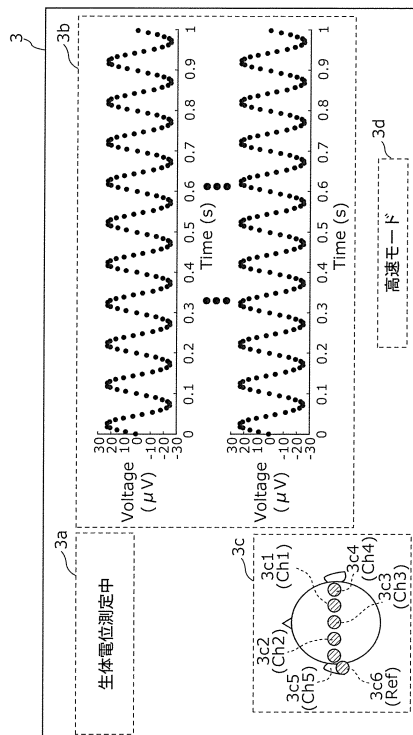
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2009-543643 (JP, A)
特表2008-525063 (JP, A)
特開2014-036862 (JP, A)
特開昭60-031732 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/24-5/398