

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-111381

(P2016-111381A)

(43) 公開日 平成28年6月20日 (2016.6.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
H04B 13/00 (2006.01)	H04B 13/00	4C027
A61B 5/0402 (2006.01)	A61B 5/04	310Z
A61B 5/0476 (2006.01)	A61B 5/04	320Z

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-243802 (P2014-243802)
 (22) 出願日 平成26年12月2日 (2014.12.2)

申請有り

(71) 出願人 304021277
 国立大学法人 名古屋工業大学
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番
 (72) 発明者 王 建青
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内
 (72) 発明者 加藤 巧
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内
 (72) 発明者 安在大祐
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内
 Fターム(参考) 4C027 AA02 AA03 BB05 KK03
 4C127 AA02 AA03 BB05 KK03

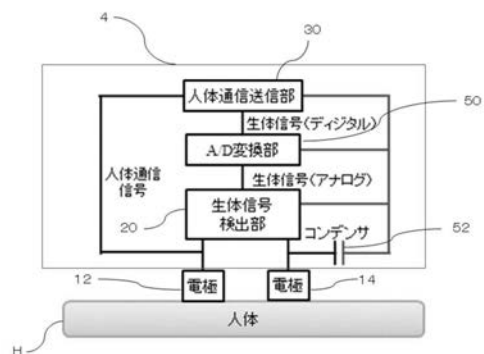
(54) 【発明の名称】 生体通信装置、生体通信システム

(57) 【要約】

【課題】本発明は、一組(2枚)の電極10を、生体信号検出と人体通信による送信に共用させ、心電図などの生体信号を検出し、リアルタイムで人体を經由して伝送する生体通信装置4、生体通信システム2に関する。

【解決手段】人体に貼付する一対の電極10と、生体通信装置4と、人体通信受信部40と、を有する生体通信システム2において、生体通信装置4は、電極10からの生体信号を検出する生体信号検出部20と、生体信号を信号化して人体通信を行うAD変換部50及び人体通信受信部40とを有し、生体信号検出時と人体通信時に時分割方式にて動作し、一方の電極10は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時に信号電極として動作、他方の電極10は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時にグラウンド電極として動作を行う人体通信送信部40を有することを特徴とする生体通信システム2である。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人体に貼付する一対の電極と、
 生体通信装置と、
 人体通信受信部と、を有する生体通信システムにおいて、
 前記生体通信装置は、
 前記電極からの生体信号を検出する生体信号検出部と、
 前記生体信号を信号化して人体通信を行う A/D 変換部及び人体通信受信部と、を有し、
 生体信号検出時と人体通信時に時分割方式にて動作し、
 一方の前記電極は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時に信号電極として動作、
 他方の前記電極は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時にグラウンド電極として動作
 、
 を行う前記人体通信送信部を有することを特徴とする生体通信システム。

10

【請求項 2】

前記人体通信はインパルスラジオ方式であることを特徴とする請求項 1 に記載する生体通信システム。

【請求項 3】

前記生体信号検出部の入力側と前記人体通信送信部の送信側の間に、コンデンサを有し容量結合することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載する生体通信装置。

20

【請求項 4】

前記時分割方式は、前記生体信号を A/D 変換する間に前記人体通信を行う前記人体通信送信部を有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 の何れかに記載する生体通信装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一対（2 枚）の電極を、生体信号検出と人体通信による送信に共用させ、心電図などの生体信号を検出し、リアルタイムで人体を経由して伝送する生体通信装置、生体通信システムに関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

生体通信システムは、生体信号検出センサと人体を通信路とする人体通信技術を組み合わせ、心電図や筋電位や血圧などの生体信号を検出し、人体を通して伝送するという手法であり、ヘルスケアのための生体信号リアルタイムモニタリング技術として期待される。人体通信技術による生体信号の伝送は、人体自身を経由して行うため、利便性が高い上に、外部への電磁放射が極めて低く、高秘匿性を有し、電磁環境にも優しい。

【0003】

従来の生体通信システム 102 の構成を図 11 に示す。生体通信システム 102 は、生体通信システム 104 と人体通信受信部 140 からなる。生体通信システム 104 は、生体信号検出部 120 と人体通信送信部 130 からなる。生体信号検出部 120 には、人体に貼付する検出用電極（一対、検出電極 A の 112、検出電極 B の 114）および検出用グラウンド電極 116 から検出された生体信号が入力される。生体信号検出部 120 から人体通信送信部 130 に生体信号が送られ、人体通信送信部 130 から人体に貼付してある人体通信受信部 140 へ、人体通信技術即ち人体 H を通して生体信号が通信される（以下、人体通信）。この際、生体信号検出用電極（一対 112、114 の 2 枚）および検出用グラウンド電極 116 に加え、人体通信をするために、送信電極 A（送信部信号用）118、送信電極 B（送信部グラウンド用）119 の 2 枚の電極が必要である。また、通信方式としては、一般に狭帯域の変調方式を使用している。

40

50

よって、従来の生体通信システム 102 には、検出用電極 3 枚と、通信用電極 2 枚、合計 5 枚の電極が必要である。

【0004】

送信電極 A は生体信号検出用電極 A、送信電極 B はグラウンド電極と共用し、生体信号検出用電極 B を含め、計 3 枚の電極とすることもできる（特許文献 1）。検出用電極と通信用電極が共用されるため、生体信号検出部と人体通信送信部を切り替える必要が生じる。この切り替えは、検出部・通信部のそれぞれの間に、電気的スイッチ回路を設けるか、互いに通過帯域の異なるフィルタを導入するかで、対応しなければならない。これは信号が干渉するからである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2011-224085 公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、生体通信システムの人体に貼付する 5 枚または 3 枚の電極を削減し、人体の複数の生体信号を計測する場合などの、電極の貼付の作業性を改善することと、生体信号検出部と人体通信送信部の切り替えを、電気的スイッチ回路やフィルタを用いなくて改善し、小型簡易化することある。併せて、小型化することで、被験者の負担を減らし、コストダウンを図ることが第 1 の課題である。

また、広帯域インパルスラジオ（IR）変調方式を用いて、人体を通して生体信号を伝送することで、信号が外部への干渉が小さく、外部からの干渉やノイズに強いことが第 2 の課題である。

【課題を解決するための手段】

【0007】

以上の課題を解決するために、発明 1 は、人体に貼付する一対の電極と、生体通信装置と、人体通信受信部と、を有する生体通信システムにおいて、生体通信装置は、電極からの生体信号を検出する生体信号検出部と、生体信号を信号化して人体通信を行う AD 変換部及び人体通信受信部とを有し、生体信号検出時と人体通信時に時分割方式にて動作し、一方の電極は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時に信号電極として動作、他方の電極は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時にグラウンド電極として動作を行う人体通信送信部を有することを特徴とする生体通信システムである。

発明 2 は、人体通信はインパルスラジオ方式であることを特徴とする発明 1 に記載する生体通信システムである。

発明 3 は、生体信号検出部の入力側と人体通信送信部の送信側の間に、コンデンサを有し容量結合することを特徴とする発明 1 または発明 2 に記載する生体通信装置である。

発明 4 は、時分割方式は、生体信号を AD 変換する間に人体通信を行う人体通信送信部を有することを特徴とする発明 1 乃至発明 3 の何れかに記載する生体通信装置である。

【発明の効果】

【0008】

発明 1 によれば、人体の 1 個所に 2 枚の電極を貼付し、生体信号検出時と人体通信時に時分割方式への人体通信をおこなうことで、電極を共用する。よって、よって、使用していた電極の枚数を、従来の 3 ~ 5 枚から、第 1 実施形態の 2 枚へと削減できるので、電極部を簡素化し小型化できる。小型化により、被験者の負担を減らすことができると共に、計測者の人体への電極の貼付作業が簡素化できる。また、生体通信システムの簡素化によりコストダウンもできる。

発明 2 によれば、人体通信に広帯域のインパルスラジオ方式高速通信を用いるので、人体通信を高速に行うことができる生体通信システムにできる。インパルスラジオ広帯域高速通信方式を導入することで、生体信号検出電極と人体通信送信電極を電気的スイッチや

10

20

30

40

50

フィルタなしで時分割での共用が可能となり、システム構成の簡易化に寄与する。また、広帯域通信の特徴となる耐干渉性と高秘匿性を生かすこともでき、ノイズに強く、通信品質が向上できる。

発明 3 によれば、生体信号検出部の入力側と人体通信送信部の送信側の間に、コンデンサを有し容量結合するので、生体信号検出時と人体通信時の電極共用の課題を解決することができる。よって、電氣的スイッチ回路やフィルタを用いる必要がなくなる。

つまり、人体通信が動作するときの 2 枚の電極は、人体通信時の信号線とグラウンドにそれぞれ接続される。一方、生体信号検出時には、共に検出回路の信号線に接続する。この信号とグラウンド線との電位が異なる問題を、コンデンサを入れることで解消する

発明 4 によれば、時分割方式は、生体信号を A/D 変換部で A/D 変換する間に人体通信を行う。A/D 変換する間人体通信を行うことで、電氣的スイッチやフィルタによる信号分離の必要がなくなり、共用電極での人体通信をより確実に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の生体通信システム 2 を人体 H に取り付けた状態を示す。

【図 2】第 1 実施形態の生体通信システム 2 の構成を示す。

【図 3】人体 H と第 1 実施形態の一对の電極 10 と生体通信装置 4 との関係を示す。

【図 4】生体信号検出部 20 の構成を示す。

【図 5】人体通信送信部 30 の構成を示す。

【図 6】人体通信受信部 40 の構成を示す。

【図 7】信号検出電極と人体通信電極の共用を可能とする、生体信号検出と人体通信を時分割で行うための概念図である。

【図 8】発明により取得した人体心電図信号と市販心電図計より取得した心電図の心拍間隔 RRI の相関特性である。

【図 9】本発明により取得した人体心電図信号と市販心電図計より取得した心電図の心拍間隔 RRI のパワースペクトルの比較である。

【図 10】本発明の第 2 実施形態の概略を示す図である

【図 11】従来の生体通信システムの構成を示す。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しつつ本発明の実施の形態について説明する。本発明は、以下の実施形態に限定されるものではなく、発明の範囲を逸脱しない限りにおいて、変更、修正、改良を加え得るものである。

【0011】

(第 1 実施形態)

図 1 に、本発明の第 1 実施形態の生体通信システム 2 を人体に取り付けた状態を示す。一对の電極 10 は、人体の診断をしたい部位の表面に貼付される。人体の部位は、頭部に貼付されて脳波、眼球に貼付されて眼球電図、心臓部に貼付されて心電図、腕等に貼付されて血糖や血圧などの生体信号が測定され診断に用いられる。

生体通信装置 4 に一对の電極 10 の測定値が集められる。生体通信装置 4 から人体通信受信部 40 へ人体通信信号として送信される。生体通信装置 4 および人体通信受信部 40 は、主に人体に取り付けられる。

人体に取り付けられた一对の電極 10 (生体センサ) で日常の生体信号を検出し、生体通信装置 4 へ集約され、人体を通して、身体に取り付けられた人体通信受信部 40 に送られる。この人体通信受信部 40 は、スマートフォンやタブレットに装着されるものとし、人体通信受信部 40 で受信された生体信号は、そのままスマートフォンやタブレットで表示・解析され、日常のヘルスケアに用いられる。また、必要に応じて、スマートフォンやタブレットの無線機能により、自宅 PC や病院に送られる。

【0012】

図 2 に、第 1 実施形態の生体通信システム 2 の構成を示す。生体通信システム 2 は、一对

10

20

30

40

50

の電極 10、生体通信装置 4、および人体通信受信部 40 を有する。一对の電極 10 は、第 1 電極 12 と第 2 電極 14 から成る。生体通信装置 4 は、生体信号検出部 20、人体通信送信部 30 を有する。生体信号は、人体通信送信部 30 から人体通信受信部 40 へ送信される。

【0013】

図 3 に、人体 H と第 1 実施形態の一对の電極 10 と生体通信装置 4 との関係を示す。

人体 H の表面に第 1 電極 12 と第 2 電極 14 が貼付される。第 1 電極 12 と第 2 電極 14 で検出された生体信号（電圧などのアナログ信号）は、生体通信装置 4 の生体信号検出部 20 へ送られる。生体信号検出部 20 では、2 つのアナログ信号は 1 つにまとめ、1 つの生体信号（アナログ）を、アナログ・デジタル変換器（以下、A/D 変換器）50 でデジタル信号に変換され人体通信送信部 30 へ送られる。

10

【0014】

図 4 に示す様に生体信号検出部 20 は、低域通過フィルタ 22、高域通過フィルタ 24、帯域遮断フィルタ 26、差動増幅回路 28 により構成される。低域通過フィルタ 22 は、人体通信信号の侵入や数百 Hz 以下に集中する生体信号の抽出に用いられ、高域通過フィルタ 24 は、ドリフトノイズの侵入を防ぐものである。また、帯域遮断フィルタ 26 は、50/60 Hz のコモンモードノイズとして重畳される商用電源周波数を遮断するものである。生体信号は、差動増幅回路 28 により、A/D 変換器 50 の入力範囲まで増幅される。

20

【0015】

差動増幅回路 28 により増幅された生体信号は、生体通信装置 4 の A/D 変換器 50 に入力され、 $f_s = 500 \text{ Hz}$ 以上のサンプリング周波数（ $T = 2 \text{ ms}$ 以下のサンプリング周期）、 $n = 10 \text{ bit}$ 以上の量子化で、デジタル信号に変換され、シリアルデータとして人体通信送信部 30 に入力される。

【0016】

人体通信送信部の構成図を図 5 に示す。人体通信送信部 30 は、デジタル生体データ 32、OOK/PPM IR 変調機 34、スペクトル成形帯域通過フィルタ 36、パルス発生器 38 からなる。人体通信送信部 30 においては、パルス発生器 38 から中心周波数 f_0

[MHz]、帯域 B [MHz] のパルス信号を発生させる。このパルス信号を用いて、A/D 変換器 50 で生成された、2 値のデジタル生体信号データに対し、OOK/PPM IR 変調器 34 において、OOK (On-Off Keying) また PPM (Pulse Position Modulation) のインパルスラジオ変調を行う。つぎに、スペクトル整形帯域通過フィルタ 36 で、所要帯域に応じてパルス信号に整形された後、インパルスラジオ信号として送信電極から送信される。このとき、中心周波数 f_0 は人体通信に適する $1 \text{ MHz} \sim 60 \text{ MHz}$ の範囲内のものとする。また、帯域 B は 1 Mbps 以上の高速伝送を達成させることと、一定の信号エネルギーを広い帯域に拡散し、各周波数での信号レベルを小さく、ライセンス不要の微弱電波法を満たすように、できるだけ広く (10 MHz 以上) 確保する。

30

【0017】

図 6 に、人体通信受信部 40 の構成を示す。人体通信受信部 40 は、帯域通過フィルタ 42、自動利得制御増幅器 44、および IR 復調器 46 からなる。

40

これは受信電極とともに身体に取り付けられたスマートフォンやタブレット等に装着される。受信電極で受信された生体信号は、帯域通過フィルタ 42 で抽出され、自動利得制御増幅器 44 で適正レベルまで増幅された後、IR 復調器 46 において包絡線検波またはエネルギー検波等で復調される。復調された生体信号は、スマートフォンやタブレット等の USB 端子から入力され、そこで表示・解析されたり、またスマートフォンやタブレットの無線機能を用いて自宅 PC や病院等に送られたり、健康状態のモニターリングや健康管理に用いられる。

【0018】

（生体信号検出電極と人体通信の送信電極の共用）

図 7 に、信号検出電極と人体通信電極の共用を可能とする、生体信号検出と人体通信を時

50

分割で行うための概念図を示す。

本来、生体信号検出電極と人体通信の送信電極は、それぞれ別のものを用いるが、生体信号検出電極と人体通信の送信電極を共用化して、生体通信システム 1 の小型化することで人体への貼付作業の低減や電極を貼付された人の負荷の低減を図る。

これを実現させるために、図 3 に示すように、一対 (2 枚) の電極を生体信号検出時には両枚ともに信号電極として動作させ、人体通信時にはそれぞれ信号電極とグラウンド電極として動作させる。その切り替えは時分割で行う。

生体信号の変動周波数が一般に数百 Hz 以下であることを考慮し、例えば、生体信号 f_s を、500 Hz 以上とすれば、このサンプリング周波数 (サンプリング周期 $T = 2 \text{ ms}$ 以下のサンプリング間隔) で検出する。図 7 では、上図は、横軸を時間、縦軸を生体信号 (電圧 : アナログ信号) で生体信号を示す。サンプリング周期 $T (2 \text{ ms})$ ごとに、生体信号を黒丸 60 の点 (時間) で計測する。

それをアナログ・デジタル (AD) 変換し、デジタル信号 ($n = 10$ ビット以上) を、 $T = 2 \text{ ms}$ 以下のサンプリング時間間隔の間に伝送する。これを図 7 の下図に模式的に示す。生体信号を黒丸 60 の点 (時間) で計測後、AD 変換所用時間 T_{AD} の間に AD 変換する。変換されたデジタル信号は、人体通信所用時間 T_{HBC} をかけて、人体通信送信部 30 から人体通信受信部へ人体通信される。即ち、サンプリング周期 $T (2 \text{ ms} \text{ 以下})$ の間に、 n ビットのデジタル生体信号データを送信する時分割方式を用いる。一つのアナログサンプルデータを n ビットのデジタルデータに AD 変換するための所要時間を T_{AD} とすると、人体通信所用時間 T_{HBC} は、 $T - T_{AD}$ の間に、 n ビットのデータを伝送できるように高速な伝送速度 f_b を設定する必要がある。

ここで、高速な伝送速度 f_b は、インパルスラジオ方式で実現する。なお、生体信号の変動周波数が一般に数百 Hz 以下であることを考えると、高速な伝送速度 f_b は、 1 Mb/s (以下、 Mbps) 以上あれば十分である。

また、インパルスラジオ方式を採用することで、伝送信号が数十 MHz の広帯域に拡散されて伝送される。このとき、ある特定の周波数に外部からの干渉を受けても、その他の周波数がまだ通信できるため、外部からの干渉には強い。

よって、使用していた電極の枚数を、従来の 3 ~ 5 枚から、第 1 実施形態の 2 枚へと削減できるので、電極部を簡素化し小型化できる。小型化により、被験者の負担を減らすことができると共に、計測者の人体への電極の貼付作業が簡素化できる。また、生体通信システムの簡素化によりコストダウンもできる。

【 0019 】

また、人体通信が動作するときの 2 枚の電極は、人体通信送信部 30 の信号線とグラウンドにそれぞれ接続される。一方、生体信号検出時には、共に生体信号検出部 20 の信号線に接続する。しかし、人体通信送信部のグラウンドと生体信号検出部の信号線とは電位が異なるため、両者を直接に接続できない。

この生体信号検出時と人体通信時の電極共用の課題、即ち、生体信号検出時には、検出部の信号線、また人体通信時はグラウンド線との電位が異なる問題を解消するために、図 3 に示すようにコンデンサ 52 による容量結合での接続方式を採用する。コンデンサ 52 の導入により、両者は直流上で分離されるため、電位の異なる問題がなくなる。

【 0020 】

(検証)

図 8 は、第 1 実施形態で検出・伝送された心電図信号から求めた心拍間隔 (RRI) と従来品の市販の無線型心電図計を用いて、同時に心拍間隔を計測した相関関係を示す。横軸が第 1 実施形態、縦軸が従来例によるものである。この計測結果は原点を通る 1 次関数で係数は 1 と見なせる。よって、同じデータを計測でき、第 1 実施形態は、電極を 2 枚として小型化したにもかかわらず、従来品と同じ性能を有する。

【 0021 】

図 9 は、心拍間隔の時系列データをフーリエ変換して求めたパワースペクトル特性の比較結果である。第 1 実施形態による計測結果は、周波数に対してピークを含め従来品の計測

10

20

30

40

50

結果と良い一致をしている。

図 8 および図 9 から、第 1 実施形態により取得した心電図情報は、良好な信頼性を有し、ヘルスケアに十分に利用可能であるといえる。

【 0 0 2 2 】

(第 2 実施形態)

図 1 0 に本発明の第 2 実施形態の概略図を示す。自動車運転時の生体信号を、運転者の身体に取り付けられた一対の電極 (生体センサ) 1 0 で検出し、運転者の身体を通して、例えばハンドル部に埋め込まれた自動車の人体通信受信部 (制御部) 4 0 に送り、運転者の健康状態をリアルタイムでモニターリングする。このとき、生体通信装置 4 (生体信号検出部 2 0、A D 変換部 5 0、人体通信送信部 3 0) は、第 1 実施形態と同じである。人体通信受信部 4 0 は、ハンドル部に埋め込まれた受信電極により生体信号を受信し、第 1 実施形態と同じ受信部で復調した後、そのまま自動車制御部で解析され、運転者の健康状態の変化に応じて、警告や自動運転制御を行う。

10

【 0 0 2 3 】

以上、第 1 実施形態および第 2 実施形態より、以下の発明と効果がある。

発明 1 は、人体に貼付する一対の電極 1 0 と、生体通信装置 4 と、人体通信受信部 4 0 と、を有する生体通信システム 2 において、生体通信装置 4 は、電極 1 0 からの生体信号を検出する生体信号検出部 2 0 と、生体信号を信号化して人体通信を行う A D 変換部 5 0 及び人体通信受信部 4 0 とを有し、生体信号検出時と人体通信時に時分割方式にて動作し、一方の電極 1 0 は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時に信号電極として動作、他方の電極 1 0 は、生体信号検出時に信号電極、人体通信時にグラウンド電極として動作を行う人体通信送信部 4 0 を有することを特徴とする生体通信システム 2 である。

20

発明 1 によれば、人体の 1 個所に 2 枚の電極を貼付し、生体信号検出時と人体通信時に時分割方式への人体通信をおこなうことで、電極を共用する。よって、使用していた電極の枚数を、従来の 3 ~ 5 枚から、第 1 実施形態および第 2 実施形態の 2 枚へと削減できるので、電極部を簡素化し小型化できる。小型化により、被験者の負担を減らすことができると共に、計測者の人体への電極の貼付作業が簡素化できる。また、生体通信システムの簡素化によりコストダウンもできる。

発明 2 は、人体通信はインパルスラジオ方式であることを特徴とする発明 1 に記載する生体通信システム 2 である。

30

発明 2 によれば、人体通信に広帯域のインパルスラジオ方式高速通信を用いるので、人体通信を高速に行うことができる生体通信システムにできる。インパルスラジオ広帯域高速通信方式を導入することで、生体信号検出電極と人体通信送信電極を電気的スイッチやフィルタなしで時分割での共用が可能となり、システム構成の簡易化に寄与する。また、広帯域通信の特徴となる耐干渉性と高秘匿性を生かすこともでき、ノイズに強く、通信品質が向上できる。

発明 3 は、生体信号検出部 2 0 の入力側と人体通信送信部 3 0 の送信側の間に、コンデンサ 5 2 を有することを特徴とする発明 1 または発明 2 に記載する生体通信装置である。

発明 3 によれば、生体信号検出部の入力側と人体通信送信部の送信側の間に、コンデンサを有し容量結合するので、生体信号検出時と人体通信時の電極共用の課題を解決することができる。よって、電気的スイッチ回路やフィルタを用いる必要がなくなる。

40

つまり、人体通信が動作するときの 2 枚の電極は、人体通信時の信号線とグラウンドにそれぞれ接続される。一方、生体信号検出時には、共に検出回路の信号線に接続する。この信号とグラウンド線との電位が異なる問題を、コンデンサを入れることで解消する

発明 4 は、時分割方式は、生体信号を A D 変換する間に人体通信を行う人体通信送信部を有することを特徴とする発明 1 乃至発明 3 の何れかに記載する生体通信装置である。

発明 4 によれば、時分割方式は、生体信号を A D 変換部で A D 変換する間に人体通信を行う。A D 変換する間人体通信を行うことで、電気的スイッチやフィルタによる信号分離の必要がなくなり、共用電極での人体通信をより確実に行うことができる。

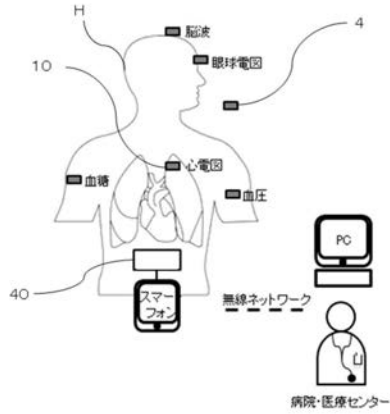
50

【 符号の説明 】

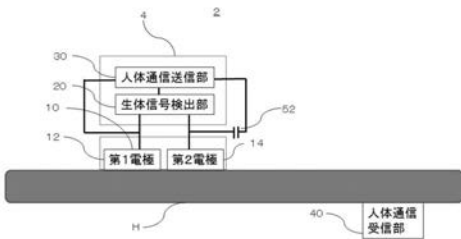
【 0 0 2 4 】

2	生体通信システム	
4	生体通信装置	
1 0	一対の電極	
1 2	第 1 電極	
1 4	第 2 電極	
2 0	生体信号検出部	
2 2	低域通過フィルタ	
2 4	高域通過フィルタ	
2 6	帯域遮断フィルタ	10
2 8	差動増幅回路	
3 0	人体通信送信部	
3 2	デジタル生体データ	
3 4	OOK / PPM IR変調器	
3 6	スペクトル整形帯域通過フィルタ	
3 8	パルス発生器	
4 0	人体通信受信部	
4 2	帯域通過フィルタ	
4 4	自動利得制御増幅器	
4 6	IR復調器	20
5 0	AD変換部	
5 2	コンデンサ	
6 0	生体信号検出時間	
H	人体	
T	サンプリング周期	
T A D	AD変換所用時間	
T H B C	人体通信所用時間	

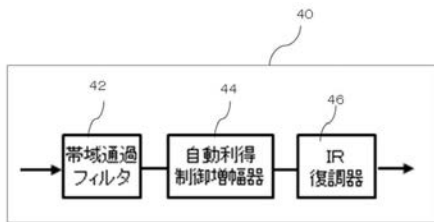
【図1】



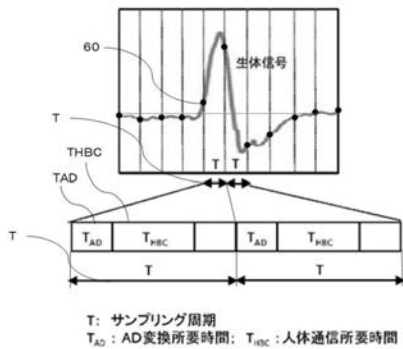
【図2】



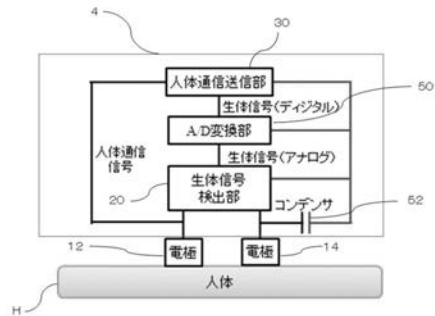
【図6】



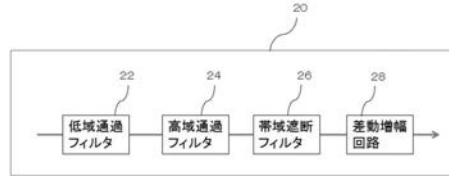
【図7】



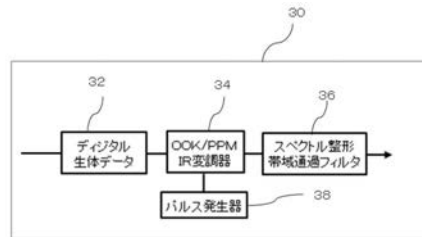
【図3】



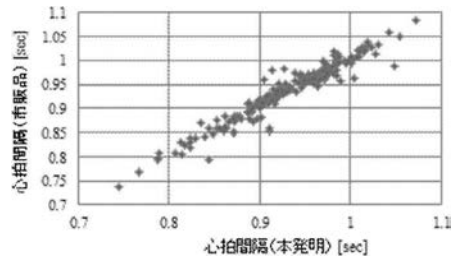
【図4】



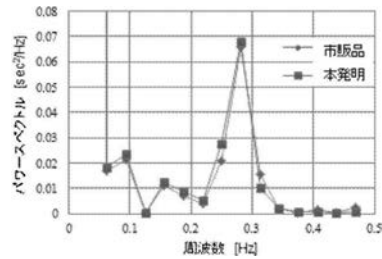
【図5】



【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

