

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4515142号
(P4515142)

(45) 発行日 平成22年7月28日(2010.7.28)

(24) 登録日 平成22年5月21日(2010.5.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 O 2 A
A 6 1 B 5/0245 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 2 O A

請求項の数 5 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-138101 (P2004-138101) (22) 出願日 平成16年5月7日(2004.5.7) (65) 公開番号 特開2005-318968 (P2005-318968A) (43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17) 審査請求日 平成19年3月2日(2007.3.2)</p>	<p>(73) 特許権者 000002325 セイコーインスツル株式会社 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 (74) 代理人 100154863 弁理士 久原 健太郎 (74) 代理人 100142837 弁理士 内野 則彰 (74) 代理人 100123685 弁理士 木村 信行 (72) 発明者 谷藤 功雄 千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セイコーインスツルメンツ株式会社内 審査官 早川 貴之</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

周期的に発生する生体情報を検出し、バースト信号を用いて電磁誘導により送信する生体情報検出手段と、前記生体情報検出手段で検出した生体情報を電磁誘導によって受信する受信手段と、前記受信手段で前記生体情報を受信したことを報知する報知手段とを有する生体情報測定装置において、

前記生体情報が発生する周期以下の所定期間、前記受信手段の受信動作を停止すると共に、前記受信手段が受信動作を停止している間に前記生体情報の受信を報知するように前記報知手段を制御する制御手段を備えて成ることを特徴とする生体情報測定装置。

【請求項2】

前記制御手段は、前記受信手段で受信した生体情報の周期の平均時間を算出し、該平均時間の所定割合を報知時間として算出する算出手段を有して成り、前記算出手段で算出した報知時間だけ前記報知手段が報知を行うように制御することを特徴とする請求項1記載の生体情報測定装置。

【請求項3】

前記生体情報検出手段は、前記生体情報として心拍又は脈拍を検出すると共に、前記算出手段は、平均心拍時間又は平均脈拍時間の所定割合の時間を前記報知時間として算出し、

前記制御手段は、前記報知時間だけ前記報知手段が報知を行うように制御することを特徴とする請求項2記載の生体情報測定装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記受信手段の受信動作を停止する時間と、前記報知手段の報知時間とが同一になるように制御することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一に記載の生体情報測定装置。

【請求項 5】

前記生体情報検出手段は前記生体情報として心拍、脈拍又は歩行を検出することを特徴とする請求項 1 記載の生体情報測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、心拍等の生体情報を測定する生体情報測定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、心拍、脈拍、歩数等の人の生体情報を測定する生体情報測定装置が開発されている。

【0003】

例えば、生体情報測定装置の一種である心拍計は、心拍を検出して検出信号を出力する検出部や検出信号を音で報知する報知部等を有する心拍計本体を、チェストベルトで使用者の胸に圧接した状態で装着し、前記使用者の心拍等を音で報知するようにした心拍計が開発されている（特許文献 1 参照）。特許文献 1 に記載された心拍計では、チェストベルトで心拍計本体を胸に装着し、その上から洋服等を着るようにして装着することになるため、報知音が聞き取り難いという問題がある。

【0004】

そこで、心拍計本体に送信機能を持たせると共に、受信機能および報知機能を有する腕時計用いて、前記心拍計本体からの心拍情報を前記腕時計で受信し、該心拍情報を前記腕時計の報知部で報知するようにしたものがある。この場合の通信方式としては、微弱電波による通信方式や、パースト送信波を用いて電磁誘導によって行う通信方式がある（特許文献 2 参照）。

【0005】

微弱電波を用いた通信方式では、受信した心拍データから受信側で心拍を音で知らせる際、報音回路によるノイズ等の影響を殆ど受けないが、無線用集積回路（IC）やそれを制御する制御用 IC、アンテナ等、受信機側の体積が大きくなるという問題や、消費電力が極めて大きくなるという問題があり又、高価になるという問題がある。

【0006】

一方、電磁誘導を用いた通信方式では、通信に必要な部分はコイル及び波形成回路のみのため、微弱電波方式に比べて体積や消費電力が小さくなり又、廉価になるという利点がある。

【0007】

しかしながら、一般の報音回路は並列接続された昇圧コイル及び圧電ブザーをトランジスタで駆動するように構成されており、報音時に報音回路内の前記昇圧コイルから発せられるノイズが通信時の電磁誘導と干渉してしまうため、正確な報音又は正確な心拍受信ができないという問題がある。

【0008】

また、電磁誘導方式は、外乱ノイズに弱く、受信したデータが本当に心拍なのかどうかを、心拍間の計測時間等で判断する等、ソフトウェアによるフィルタが必要となり、プログラムも複雑且つ困難で、大規模なものになるという問題がある。

【0009】

また、心拍計に限らず、脈拍計や歩数計等の生体情報を測定する生体情報測定装置において、データの送受信を電磁誘導方式により行うと共に報知を行う場合には、前記同様の問題があった。

10

20

30

40

50

【特許文献1】実開平7 - 17202号公報（第1頁、第2頁）

【特許文献2】特開平5 - 76530号公報（第2頁～第4頁、図2～図4、図7、図8）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、上記問題を解消するためになされたもので、電磁誘導方式の生体情報測定装置において、データ受信動作と報知動作との間の干渉の発生を防止することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明によれば、周期的に発生する生体情報を検出し、バースト信号を用いて電磁誘導により送信する生体情報検出手段と、前記生体情報検出手段で検出した生体情報を電磁誘導によって受信する受信手段と、前記受信手段で前記生体情報に同期し報知する報知手段とを有する生体情報測定装置において、前記生体情報が発生する周期以下の所定期間、前記受信手段の受信動作を停止すると共に、前記受信手段が受信動作を停止している間に前記生体情報の受信を報知するように前記報知手段を制御する制御手段を備えて成ることを特徴とする生体情報測定装置が提供される。制御手段は、生体情報が発生する周期以下の所定期間、受信手段の受信動作を停止すると共に、前記受信手段が受信動作を停止している間に前記生体情報に同期し報知するように報知手段を制御する。

【0012】

ここで、前記制御手段は、前記受信手段で受信した生体情報の周期の平均時間を算出し、該平均時間の所定割合を報知時間として算出する算出手段を有して成り、前記算出手段で算出した報知時間だけ前記報知手段が報知を行うように制御するように構成してもよい。

【0013】

また、前記生体情報検出手段は前記生体情報として心拍又は脈拍を検出すると共に、前記算出手段は平均心拍時間又は平均脈拍時間の所定割合の時間を前記報知時間として算出し、前記制御手段は前記報知時間だけ前記報知手段が報知を行うように制御するように構成してもよい。

【0014】

また、前記制御手段は、前記受信手段の受信動作を停止する時間と、前記報知手段の報知時間とが同一になるように制御するように構成してもよい。

【0015】

また、前記生体情報検出手段は前記生体情報を、バースト信号を用いて電磁誘導により前記受信手段に送信するように構成してもよい。

【0016】

また、前記生体情報検出手段は前記生体情報として心拍、脈拍又は歩行を検出するように構成してもよい。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、報知動作とデータ送受信動作が重なることによる干渉の発生を防止することが可能になる。したがって、高精度な生体情報の測定が可能になる。

【0018】

また、報知時間中は受信動作が停止しているため、その間に発生するノイズをマスクすることが可能になる。

【0019】

また、生体情報の周期の平均時間の所定割合を報知時間とすることにより、使用者は音のみで生体情報の値や変動を大凡知ることができるといった効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

以下、本発明の実施の形態に係る生体情報測定装置について説明する。尚、本実施の形態では、生体情報測定装置として心拍計の例で説明する。

【 0 0 2 1 】

図 1 は、本実施の形態に係る心拍計の使用態様を示す図である。図 1 において、心拍の被測定者でもある心拍計の使用者 1 0 0 の胸には皮膚に接するように、心拍検出部 1 0 2 が一体的に設けられたチェストベルト 1 0 1 が装着されている。また、使用者 1 0 0 の腕には、腕時計機能を有する心拍報知部 1 0 3 が装着されている。心拍検出部 1 0 2 と心拍報知部 1 0 3 は電磁誘導によって信号の送受信が可能ないように構成されている。尚、心拍検出部 1 0 2 は生体情報検出手段を構成している。

10

【 0 0 2 2 】

心拍計の詳細な動作は後述するが、心拍検出部 1 0 2 で検出した心拍情報は電磁誘導によって心拍報知部 1 0 3 に送信され、心拍報知部 1 0 3 は受信した心拍情報に基づいて平均心拍時間の算出等の処理を行い、平均心拍時間等の表示や報知等を行う。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、心拍検出部 1 0 2 のブロック図である。図 2 において、心拍検出部 1 0 2 は、心拍を検出して心拍に対応する検出信号を出力する心電検出部 2 0 1、心電検出部 2 0 1 からの検出信号を増幅し、矩形波に波形成形する波形成形部 2 0 2、波形成形部 2 0 2 で波形成形した検出信号をパースト信号に変換する伝送波形成部 2 0 3、伝送波形成部 2 0 3 からのパースト信号形式の検出信号を電磁誘導によって報知部 1 0 3 に送信する送信部 2 0 4 を備えている。

20

【 0 0 2 4 】

図 3 は、報知部 1 0 3 のブロック図である。図 3 において、報知部 1 0 3 は、心拍検出部 1 0 2 からのパースト信号形式の検出信号を電磁誘導で受信する受信手段としての受信部 3 0 1、受信部 3 0 1 で受信したパースト信号形式の検出信号を矩形波信号に波形成形する波形成形部 3 0 2、波形成形部 3 0 2 で波形成形された検出信号に基づいて平均心拍時間等を算出する算出手段としての計算処理部 3 0 3、報音タイマ 3 0 5 を有すると共に報知部 1 0 3 の各構成要素を制御する制御部 3 0 4、平均心拍時間等を表示する表示手段としての表示部 3 0 6、音で報知を行う報知手段としての報音部 3 0 7、各心拍の心拍時間を計測する心拍時間計測カウンタ 3 0 8、心拍時間等を記憶する記憶手段としてのメモリ 3 0 9 を備えている。尚、計算処理部 3 0 3、制御部 3 0 4、報音タイマ 3 0 5、心拍時間計測カウンタ 3 0 8 は制御手段を構成している。

30

【 0 0 2 5 】

報音部 3 0 7 は従来技術の欄で説明した報音回路と同じ構成のものであり、並列接続された昇圧コイル及び圧電プザーをトランジスタで駆動するように構成されている。

【 0 0 2 6 】

受信部 3 0 1 の一部、計算処理部 3 0 3、制御部 3 0 4、報音タイマ 3 0 5、心拍時間計測カウンタ 3 0 8 は中央処理装置 (CPU) によって構成することが可能であり、前記 CPU がメモリ 3 0 9 に予め記憶されているプログラムを実行することにより、後述する処理が行われる。図 3 は、前記 CPU で実現される機能をブロック図で表したものである。

40

【 0 0 2 7 】

図 4 は、報知部 1 0 3 の処理を表すフローチャートであり、心拍検出部 1 0 2 からパースト信号形式の検出信号を電磁誘導によって受信し、平均心拍時間を算出して表示する処理を行うときのフローチャートである。

【 0 0 2 8 】

図 5 は、報知部 1 0 3 の処理を表すフローチャートであり、報知を行うときのフローチャートである。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、本実施の形態に係る心拍計の動作を示すタイミング図である。

50

【 0 0 3 0 】

以下、図 1 ~ 図 6 を用いて、本実施の形態に係る心拍計の動作を詳細に説明する。

【 0 0 3 1 】

先ず、心拍の時間間隔である心拍時間の平均（平均心拍時間）を算出して表示するときの動作を説明する。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、心拍検出部 1 0 2 の心電検出部 2 0 1 は、心拍を検出する毎に、各心拍に対応する検出信号を出力する。波形成形部 2 0 2 は、心電検出部 2 0 1 からの検出信号を増幅して、矩形波に波形成形するして出力する。伝送波形成部 2 0 3 は、波形成形部 2 0 2 で波形成形した検出信号をバースト信号に変換して出力する。送信部 2 0 4 は、
10 伝送波形成部 2 0 3 からのバースト信号形式の検出信号を電磁誘導によって報知部 1 0 3 に送信する。

【 0 0 3 3 】

報知部 1 0 3 では、先ず制御部 3 0 4 が受信部 3 0 1 に含まれる電磁誘導回路をイネーブルにして、受信部 3 0 1 が電磁誘導によって心拍検出部からの検出信号を受信可能な状態にする（図 4 のステップ S 4 0 1）。このとき、受信部 3 0 1 を受信可能な状態にするための処理として、例えば、受信部 3 0 1 に電源供給する。

【 0 0 3 4 】

次に、受信部 3 0 1 は、バースト信号形式の検出信号を受信したか否かを判断し（ステップ S 4 0 2）、受信したと判断した場合には波形成形部 3 0 2 が検出信号を矩形波に波
20 形成形した後、計算処理部 3 0 3 が、今回受信した検出信号と前回受信した検出信号との間の時間間隔（心拍時間）を算出し、メモリ 3 0 9 に記憶していた最近の平均心拍時間と比較して、前記平均心拍時間に対する今回の心拍時間の変動率が 2 0 % 以内か否かを判断する（ステップ S 4 0 3）。

【 0 0 3 5 】

計算処理部 3 0 3 は、ステップ S 4 0 3 において、変動率が 2 0 % 以内ではないと判断した場合には、今回取得した心拍時間のデータを廃棄してステップ S 4 0 2 に戻る。これにより、ノイズが排除される。

【 0 0 3 6 】

計算処理部 3 0 3 は、ステップ S 4 0 3 において、変動率が 2 0 % 以内であると判断した場合には、信号が心拍に対応する検出信号であると判断して、今回取得した 1 心拍時間のデータをメモリ 3 0 9 に保存した後（ステップ S 4 0 5）、メモリ 3 0 9 に記憶していた最近の 2 0 拍分の心拍時間に加算して心拍数で除算することにより、平均心拍時間を算出する（ステップ S 4 0 6）。
30

【 0 0 3 7 】

次に、制御部 3 0 4 は、表示部 3 0 6 を制御して、前記平均心拍時間を表示部 3 0 6 に表示する（ステップ S 4 0 7）。

【 0 0 3 8 】

次に、制御部 3 0 4 は、心拍時間計測カウンタ 3 0 8 をリセットした後（ステップ S 4 0 8）、心拍時間計測カウンタ 3 0 8 を再スタートさせて（ステップ S 4 0 8）、ステップ S 4 0 2 に戻る。心拍時間計測カウンタ 3 0 8 は再スタート時から改めて心拍時間の測定を開始し、該測定した心拍時間はステップ S 4 0 3 等で使用される。
40

【 0 0 3 9 】

前記処理により、表示部 3 0 5 には、随時、最近の所定心拍数の平均心拍時間が表示されることになる。

【 0 0 4 0 】

次に、報知部 1 0 3 が音によって心拍情報の報知を行うときの動作を説明する。

【 0 0 4 1 】

心拍検出部 1 0 2 が前記のようにしてバースト信号形式の検出信号を電磁誘導によって報知部 1 0 3 に送信すると（図 6（a）参照）、報知部 1 0 3 では、先ず制御部 3 0 4 が
50

受信部 301 に含まれる電磁誘導回路をイネーブルにすることによって、電磁誘導によって心拍検出部 102 からの検出信号を受信部 301 で受信可能な状態にして（図 5 のステップ S501）、心拍検出部 102 から検出信号の受信を開始する。受信部 301 を受信可能な状態にするための処理として、例えば、受信部 301 への電源供給がある。

【0042】

次に、受信部 301 は、パースト信号形式の検出信号を受信したか否かを判断し（ステップ S502）、受信したと判断した場合には波形成形部 302 で波形成形する（図 6（c）参照）。その後、計算処理部 303 は、今回受信した検出信号と前回受信した検出信号との間の時間（心拍時間）を算出し、今回取得した心拍時間のデータをメモリ 309 に保存する（ステップ S503）。

10

【0043】

次に、計算処理部 303 は、今回取得した心拍時間を、以前メモリ 309 に記憶していた最近の 20 拍分の心拍時間に加算して心拍数で除算することによって、平均心拍時間を算出する（ステップ S504）。

【0044】

次に、制御部 304 は、表示部 306 を制御して、前記平均心拍時間を表示部 306 に表示する（ステップ S505）。

【0045】

次に、制御部 304 は、心拍時間計測カウンタ 308 をリセットした後（ステップ S506）、心拍時間計測カウンタ 308 を再スタートさせる（ステップ S507）。心拍時間計測カウンタ 308 は再スタート時から改めて心拍時間の測定を開始し、該測定した心拍時間はステップ S503 等で使用される。

20

【0046】

次に、計算処理部 303 は、ステップ S504 で算出した平均心拍時間内で平均心拍時間の所定割合の時間（本実施の形態では 80% の時間）を算出する（ステップ S508）。

【0047】

制御部 304 は、前記平均心拍時間の 80% の時間を報音タイマ 305 にセットすると共に（ステップ S509）、電磁誘導回路の動作を停止させることによって受信部 301 の受信動作を停止させる（ステップ S510）。受信部 301 の受信動作を停止させるための処理として、例えば、受信部 301 への電源供給の停止がある。また、同時に制御部 304 は、報音部 307 を制御して報音部 307 から音による報知を開始させる（ステップ S511）。

30

【0048】

この状態で、制御部 304 は、報音タイマ 305 が前記平均心拍時間の 80% の時間を計時したか否か、即ち報音を終了するか否かを判断し（ステップ S512）、報音タイマ 305 が前記平均心拍時間の 80% の時間を計時したと判断すると、報音部 307 に報音を停止させてステップ S501 に戻り、前記処理を繰り返す。

【0049】

これにより、図 6 に示すように、報音部 307 は、各心拍に同期するタイミングで、1 心拍時間の平均値の 80% の時間だけ音で報知する。この報知が行われている間は、受信部 301 の受信動作が停止されているので、心拍の報知動作と受信動作が干渉することを防止することが可能になる。また、心拍間において、最近の平均心拍時間の 80% の時間だけ音で報知するため、使用者は、平均値が変化すれば、心拍時間が変化していることも知ることができるため、使用者は音のみで心拍情報の値や変動を大凡知ることができる。また、各心拍の間にノイズが存在する場合でも、この間は受信部 301 の受信動作が停止しているため、ノイズをマスクすることが可能になり、ノイズの影響を受けずに高精度な心拍測定が可能になる。

40

【0050】

尚、前記生体情報として脈拍又は歩行を検出するように構成してもよく、この場合、報

50

音部 307 は、最近の脈拍周期の平均である脈拍の平均脈拍時間や最近の歩行周期の平均である平均歩行時間の所定割合の時間だけ報音するように構成する。

【産業上の利用可能性】

【0051】

心拍計のみならず、脈拍計や歩数計等、人の心拍、脈拍、歩行等の周期的に発生する生体情報を測定する生体情報測定装置に適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の実施の形態に係る心拍計の使用態様を示す図である。

【図2】本発明の実施の形態に使用する心拍検出部のブロック図である。

10

【図3】本発明の実施の形態に使用する報知部のブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態における処理を示すフローチャートである。

【図5】本発明の実施の形態における処理を示すフローチャートである。

【図6】本発明の実施の形態における動作を示すタイミング図である。

【符号の説明】

【0053】

100・・・使用者

101・・・チェストベルト

102・・・生体情報検出手段としての心拍検出部

103・・・心拍報知部

20

201・・・心電検出部

202、302・・・波形成形部

203・・・伝送波成形部

204・・・送信部

301・・・受診手段としての受信部

303・・・制御手段を構成する算出手段としての計算処理部

304・・・制御手段を構成する制御部

305・・・制御手段を構成する報音タイマ

306・・・表示手段としての表示部

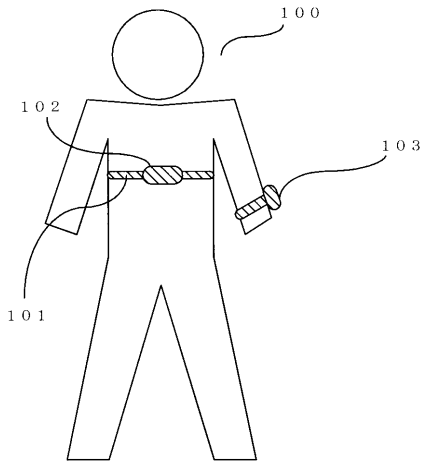
307・・・報知手段としての報音部

30

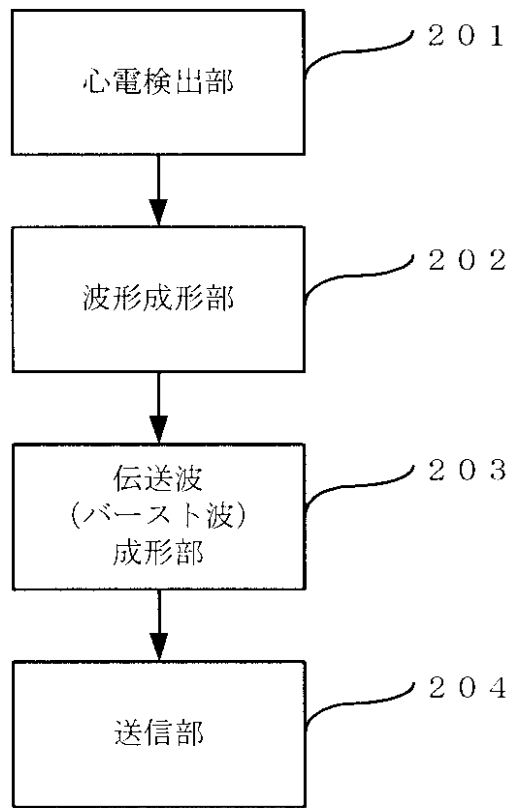
308・・・制御手段を構成する心拍時間計測カウンタ

309・・・記憶手段としてのメモリ

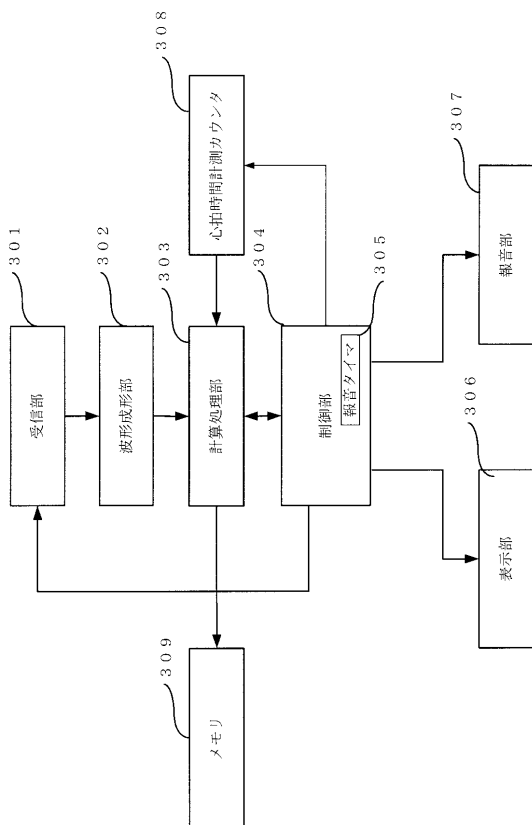
【図1】



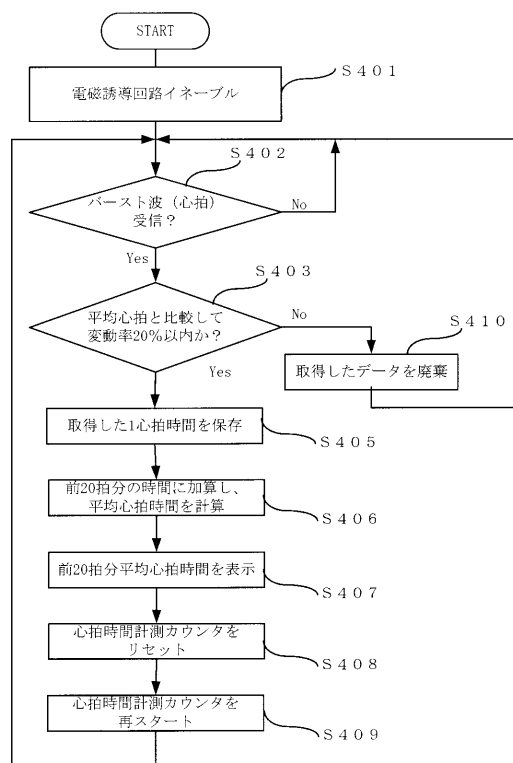
【図2】



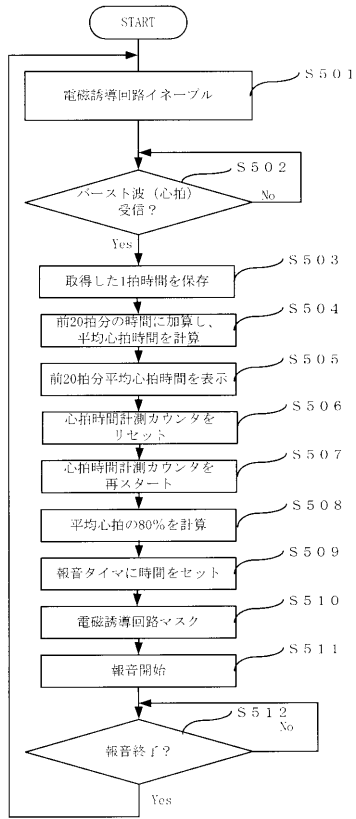
【図3】



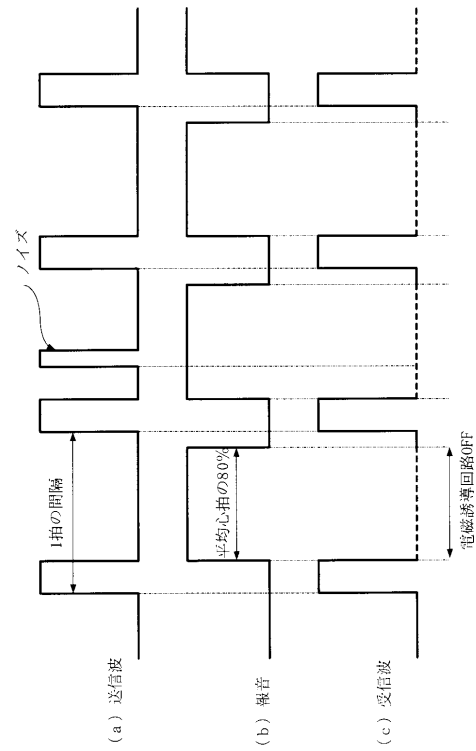
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平05 - 168602 (JP, A)
特開平01 - 049537 (JP, A)
特開昭54 - 098651 (JP, A)
特開2001 - 037732 (JP, A)
特開平08 - 032465 (JP, A)
特開昭52 - 042684 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00
A61B 5/0245