

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4754361号  
(P4754361)

(45) 発行日 平成23年8月24日(2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月3日(2011.6.3)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/00	1 0 2 C
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	R
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0245</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	3 2 1 D
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0452</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 1 2 U

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-9907 (P2006-9907)  
 (22) 出願日 平成18年1月18日(2006.1.18)  
 (65) 公開番号 特開2007-190131 (P2007-190131A)  
 (43) 公開日 平成19年8月2日(2007.8.2)  
 審査請求日 平成20年8月13日(2008.8.13)

(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 加藤 一雄  
 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株式会社内  
 審査官 早川 貴之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報送信機

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体信号を検出して対応する生体検出信号を出力する生体信号検出手段と、アンテナ回路を駆動信号によって駆動する駆動手段と、前記駆動手段による駆動によって前記生体検出信号に対応する生体情報信号を無線出力する前記アンテナ回路と、前記駆動手段が前記アンテナ回路を駆動するように制御する制御手段と、電源とを有する生体情報送信機において、

前記アンテナ回路は、コイルとコンデンサからなる共振回路で構成され、前記駆動手段と、前記アンテナ回路及び前記電源が直列接続され、

前記駆動手段は、前記アンテナ回路の共振回路を励起して自由振動を発生するように駆動し、

前記制御手段は、前記アンテナ回路の共振回路に発生する自由振動の電圧が下降しているときに、前記アンテナ回路を駆動して生成された前記生体情報信号を前記コイルから無線出力するように、前記生体検出信号に応答して前記駆動手段を制御することを特徴とする生体情報送信機。

【請求項2】

前記アンテナ回路では、前記アンテナ回路の共振回路に発生する自由振動を利用して、バースト信号形式の生体情報信号が生成されることを特徴とする請求項1記載の生体情報送信機。

【請求項3】

10

20

アンテナ駆動回路はトランジスタ及びトランジスタのベースに接続された入力抵抗を備え、アンテナ回路はアンテナ用コイルとコンデンサによって構成した共振回路と、電流制限を行う保護抵抗及び平滑コンデンサを備えていることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の生体情報送信機。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記駆動信号と所定基準レベルとを比較して前記駆動信号の信号レベルに応じた信号を出力する電圧比較器と、前記電圧比較器の出力信号を所定分周比で分周する分周手段と、前記分周手段の出力信号に応答して、前記駆動手段が前記駆動信号を出力するように制御するための制御信号を出力する制御信号生成回路を備えて成り、

前記制御信号生成回路は、前記アンテナ回路の共振回路に発生する自由振動の電圧が下降しているときに前記制御信号を前記駆動手段に出力することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の生体情報送信機。

10

【請求項 5】

前記生体信号検出手段は、前記生体信号を検出して所定時間幅の生体検出信号を出力し

、前記制御信号生成回路は、前記生体検出信号が出力されている間、前記制御信号を前記駆動手段に出力することを特徴とする請求項 4 記載の生体情報送信機。

【請求項 6】

前記制御信号生成回路は、前記生体検出信号の所定方向エッジに応答して前記制御信号を出力すると共に、前記生体検出信号が出力されている間、前記分周手段の各出力信号の所定方向エッジに応答して前記制御信号を出力することにより、前記アンテナ回路の共振回路に発生する自由振動の電圧が下降しているときに前記制御信号を前記駆動手段に出力することを特徴とする請求項 5 記載の生体情報送信機。

20

【請求項 7】

前記電圧比較器は、前記駆動信号を所定分圧比で分圧して出力する第 1 分圧回路と、前記第 1 分圧回路と同じ分圧比で電源電圧を分圧して出力する第 2 分圧回路と、前記第 1 分圧回路及び第 2 分圧回路の出力信号を比較し、比較結果に応じた信号を出力する比較回路とを備えて成ることを特徴とする請求項 4 から 6 のいずれか一項に記載の生体情報送信機

【請求項 8】

電池を有し、前記電池を電源として動作することを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の生体情報送信機。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心拍等の生体信号を検出して送信する生体情報送信機に関する。

【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。

40

例えば、生体情報測定装置の一種である心拍計として、生体信号である心拍信号を検出して対応する生体情報信号を無線送信する生体情報送信機を、チェストベルトによって被測定者の胸に圧接した状態で装着し、前記生体情報を腕時計形状の生体情報受信機によって受信し、前記心拍値の表示等を行うようにした心拍計が開発されている。

【0003】

従来の心拍計用送信機では、心拍信号に同期するバースト信号を発生させ、バースト信号形式によって心拍信号を送信するようにしている（例えば、特許文献 1 参照）。

一般に、前記生体情報送信機は電池駆動であり省電力化のために、前記バースト信号を発生する際、共振回路による自由振動を利用している。

【0004】

50

図5は、バースト信号によって心拍情報を送信する従来の生体情報送信機のブロック図である。図5において、生体情報送信機は、心臓の拍動時に生じる心拍信号を取り出す電極501、電極501からの心拍信号を増幅し心臓の拍動に同期して所定時間幅の心拍検出信号を出力する心拍検出回路502、コンデンサ(C)及び抵抗(R)を有し所定周波数で発振するCR発振回路503、アンテナ駆動回路504、アンテナ用コイル及びコンデンサによって構成された共振回路を有するアンテナ回路505を備えている。

【0005】

図6のタイミング図に示すように、電極501が心臓の拍動時に生じる心拍信号を取り出し、心拍検出回路502は、電極501からの心拍信号を増幅し心臓の拍動に同期する所定時間幅(例えば約10ms)のローレベル信号である心拍検出信号Aを出力する。CR発振回路503は、心拍検出信号Aが出力されている間、発振動作を行う。CR発振回路503は、発振周波数が所定周波数(例えば、1.25kHz)で、ハイレベル時間が所定幅(例えば、100μs)のパルス信号である制御信号Bを出力する。

10

【0006】

アンテナ駆動回路504は、CR発振回路503が出力する制御信号Bにตอบสนองして、アンテナ回路505を間欠駆動する。アンテナ回路505では、アンテナコイル及びコンデンサによって構成されたLC共振回路が、アンテナ駆動回路504からの駆動信号Fによる駆動によって励起され、駆動後は自由振動しながら徐々に信号レベルが減衰する。

図6に示すように、CR発振回路503が出力する制御信号Bによる間欠駆動制御によって、駆動信号Fの振幅が小さくなる前にアンテナ回路505の駆動を繰り返すことで、心拍信号に対応する所定周波数(例えば、5kHz)のバースト信号形式の生体情報信号を低消費電力で無線出力することが可能になる。

20

【0007】

図7は、アンテナ駆動回路504及びアンテナ回路505の詳細回路図であり、図5と同一部分には同一符号を付している。

図7において、抵抗Rb及びトランジスタTrはアンテナ駆動回路504を構成し、アンテナ用コイルLとコンデンサCから成る共振回路、抵抗Rp及びコンデンサCpはアンテナ回路505を構成している。尚、抵抗Rpは電流制限用の保護抵抗であり又、コンデンサCpは平滑コンデンサである。

【0008】

CR発振回路503からアンテナ駆動回路504に制御信号Bが入力されると、トランジスタTrがオンとなり、コイルLに電流が流れ、心拍信号に対応するバースト信号形式の生体情報信号が、コイルLから無線によって生体情報受信機(図示せず)に送信される。

30

しかしながら、CR発振回路503の発振周波数と、アンテナ回路505を構成する前記LC共振回路の共振周波数とが、各回路を構成する部品の公差等により、双方とも関連無くばらつく。アンテナ回路505の駆動電圧が上昇している間は、アンテナ回路505には電源Vccから接地電位方向へ電流が増加し、電源Vccからの流入電流が増加する。

【0009】

このため、アンテナ回路505の駆動信号Fの電圧が上昇しているタイミングで、CR発振回路503が制御信号Bをアンテナ駆動回路504に供給すると、図8に示すように、コンデンサC及びコンデンサCpを介してコイルLに電流I9が流れるのみならず、電源VccからコイルLを介して接地電位方向へ流れる電流I8が増加するため、生体情報信号を無線送信する際の消費電力が大きくなるという問題があった。

40

【0010】

【特許文献1】特表平8-505308号公報の第3頁～第6頁、図1、図2

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

50

本発明は、上記問題点に鑑み成されたもので、生体情報信号を無線送信する際の消費電力を低減することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、生体信号を検出して対応する生体検出信号を出力する生体信号検出手段と、アンテナ回路を駆動信号によって駆動する駆動手段と、前記駆動手段による駆動によって前記生体検出信号に対応する生体情報信号を無線出力する前記アンテナ回路と、前記駆動手段が前記アンテナ回路を駆動するように制御する制御手段とを有する生体情報送信機において、前記制御手段は、前記駆動信号の信号レベルが下降しているときに前記アンテナ回路を駆動するように前記駆動手段を制御することを特徴とする生体情報送信機が提供される。

10

制御手段は、駆動信号の信号レベルが下降しているときにアンテナ回路を駆動するように駆動手段を制御する。

【0013】

ここで、前記制御手段は、前記駆動信号と所定基準レベルとを比較して前記駆動信号の信号レベルに応じた信号を出力する電圧比較器と、前記電圧比較器の出力信号を所定分周比で分周する分周手段と、前記分周手段の出力信号にตอบสนองして、前記駆動手段が前記駆動信号を出力するように制御するための制御信号を出力する制御信号生成回路を備えて成り、前記制御信号生成回路は、前記駆動信号の信号レベルが下降しているときに前記制御信号を前記駆動手段に出力するように構成してもよい。

20

【0014】

また、前記生体信号検出手段は、前記生体信号を検出して所定時間幅の生体検出信号を出力し、前記制御信号生成回路は、前記生体検出信号が出力されている間、前記制御信号を前記駆動手段に出力するように構成してもよい。

また、前記制御信号生成回路は、前記生体検出信号の所定方向エッジにตอบสนองして前記制御信号を出力すると共に、前記生体検出信号が出力されている間、前記分周手段の各出力信号の所定方向エッジにตอบสนองして前記制御信号を出力することにより、前記駆動信号の信号レベルが下降しているときに前記制御信号を前記駆動手段に出力するように構成してもよい。

30

【0015】

また、前記電圧比較器は、前記駆動信号を所定分圧比で分圧して出力する第1分圧回路と、前記第1分圧回路と同じ分圧比で電源電圧を分圧して出力する第2分圧回路と、前記第1分圧回路及び第2分圧回路の出力信号を比較し、比較結果に応じた信号を出力する比較回路とを備えて成るように構成してもよい。

また、電池を有し、前記電池を電源として動作するように構成してもよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、無線送信動作による消費電力を低減することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、本発明の実施の形態に係る生体情報送信機について説明する。尚、本発明の実施の形態は、生体情報送信機として、心拍信号に対応するバースト信号形式の生体情報信号を無線送信する心拍計用送信機の例で説明する。

40

図1は、本発明の実施の形態に係る心拍計用送信機のブロック図である。図1において、心拍計用送信機は、生体信号である被測定者の心拍信号を取り出す電極101、電極101からの前記信号を増幅し心臓の拍動に同期する所定時間幅の生体検出信号を出力する心拍検出回路102、心拍検出回路102からの生体検出信号にตอบสนองして制御信号を生成する制御信号生成回路103、アンテナ回路105を駆動信号によって駆動するアンテナ駆動回路104、アンテナ回路105、電圧比較器106及びパルス計数回路107を備えている。

50

## 【 0 0 1 8 】

アンテナ駆動回路 1 0 4 及びアンテナ回路 1 0 5 の回路構成自体は、各々、図 7 に示したアンテナ駆動回路 5 0 4 及びアンテナ回路 5 0 5 の構成と同一である。即ち、アンテナ駆動回路 1 0 4 は、トランジスタ  $T_r$  及びトランジスタ  $T_r$  のベースに接続された入力抵抗  $R_b$  を備えている。また、アンテナ回路 1 0 5 は、アンテナ用コイル  $L$  とコンデンサ  $C$  によって構成した共振回路、電流制限を行う保護抵抗  $R_p$  及び平滑コンデンサ  $C_p$  を備えている。

## 【 0 0 1 9 】

尚、電極 1 0 1 及び心拍検出回路 1 0 2 は、生体信号を検出して対応する生体検出信号を出力する生体信号検出手段を構成し、アンテナ駆動回路 1 0 4 はアンテナ回路 1 0 5 を駆動信号によって駆動する駆動手段を構成し、制御信号生成回路 1 0 3、電圧比較回路 1 0 6 及びパルス計数回路 1 0 7 は、アンテナ駆動回路 1 0 4 がアンテナ回路 1 0 5 を駆動するように制御する制御手段を構成している。前記制御手段は、前記駆動信号の信号レベルが下降しているときにアンテナ回路 1 0 5 を駆動するようにアンテナ駆動回路 1 0 4 を制御する。また、アンテナ回路 1 0 5 は、アンテナ駆動回路 1 0 4 による駆動によって前記共振回路が励起されて、生体信号に対応する生体情報信号を無線出力した後、信号レベルが徐々に減衰するように動作する。

## 【 0 0 2 0 】

図 2 は、アンテナ駆動回路 1 0 4、アンテナ回路 1 0 5 及び電圧比較器 1 0 6 の詳細回路図であり、図 1 と同一部分には同一符号を付している。

電圧比較器 1 0 6 は、抵抗  $R_{21}$ 、 $R_{22}$ 、 $R_{23}$ 、 $R_{24}$ 、 $R_{25}$  及び演算増幅器  $OP$  を備えている。増幅器  $OP$  の負入力部には抵抗  $R_{21}$  と抵抗  $R_{22}$  とによって所定分圧比で分圧した信号が入力され又、増幅器  $OP$  の正入力部には抵抗  $R_{23}$  と抵抗  $R_{24}$  とによって前記所定分圧比と同一分圧比で分圧した信号が入力される。抵抗  $R_{21}$  及び抵抗  $R_{22}$  はアンテナ回路 1 0 5 の出力信号を所定分圧比で分圧する第 1 分圧回路を構成し、又、抵抗  $R_{23}$  及び抵抗  $R_{24}$  は前記 1 分圧回路と同じ分圧比で電源電圧  $V_{cc}$  を分圧する第 2 分圧回路を構成している。

図 3 は、本発明の実施の形態の動作を説明するためのタイミング図である。また、図 4 は、本発明の実施の形態の動作説明図である。

## 【 0 0 2 1 】

以下、図 1 ~ 図 4 を用いて、本発明の実施の形態の動作を詳細に説明する。

図 3 に示すように、電極 1 0 1 が人体の心拍信号を取り出し、心拍検出回路 1 0 2 は、電極 1 0 1 からの前記信号を増幅し心臓の拍動に同期した所定時間幅（例えば約 1 0 m s e c）のローレベル信号である生体検出信号  $A$  を出力する。制御信号生成回路 1 0 3 は、生体検出信号  $A$  の所定方向エッジ（本実施の形態では立ち下がリエッジ）に応答して、所定時間幅のパルス信号である制御信号  $B$  を出力する。

## 【 0 0 2 2 】

アンテナ駆動回路 1 0 4 では、抵抗  $R_b$  を介して入力された制御信号  $B$  の所定方向エッジ（本実施の形態では立ち上がりエッジ）に응答してトランジスタ  $T_r$  がアンテナ回路 1 0 5 をオン状態に駆動し、トランジスタ  $T_r$  は制御信号  $B$  がハイレベルの間、オン状態に維持される。

これにより、アンテナ回路 1 0 5 はアンテナ駆動回路 1 0 4 により、駆動信号  $F$  で示す電圧の信号によって駆動される。アンテナ回路 1 0 5 では、駆動信号  $F$  による駆動によってコイル  $L$  に電流が流れ、心拍信号に対応するバースト信号形式の生体情報信号を生成する。このようにして、アンテナ用コイル  $L$  及びコンデンサ  $C$  によって構成された共振回路を励起することによる自由振動を利用して、バースト信号形式の生体情報信号を生成する。アンテナ回路 1 0 5 が生成した前記生体情報信号は、無線により生体情報受信機（図示せず）に向けて出力される。

## 【 0 0 2 3 】

一方、電圧比較器 1 0 6 は、駆動信号  $F$  を所定電圧レベルの基準信号と比較し、前記比

10

20

30

40

50

較結果に応じた比較結果信号 D ( 駆動信号 F が前記所定基準信号以下の電圧レベルのときにハイレベルで、駆動信号 F が前記所定基準信号を超える電圧レベルのときにローレベルの信号 ) を出力する。即ち、増幅器 OP は、駆動信号 F を前記第 1 分圧回路によって分圧した信号と、電源電圧 Vcc を前記第 2 分圧回路によって分圧した信号とを比較して、前記第 1 分圧回路の信号が前記第 2 分圧回路の信号以下の電圧レベルのときにハイレベルで、前記第 1 分圧回路の信号が前記第 2 分圧回路の信号を超える電圧レベルのときにローレベルの比較結果信号 D を出力する。これにより、比較結果信号 D の所定方向エッジ ( 本実施の形態では立ち上がりエッジ ) は、前記駆動信号 F の電圧レベルが下降している状態に対応している。

#### 【 0 0 2 4 】

パルス計数回路 1 0 7 は、比較結果信号 D の前記所定方向エッジ ( 本実施の形態では立ち上がりエッジ ) を 2 個計数する毎に、信号レベルが反転する信号 E を出力する。即ち、パルス計数回路 1 0 7 は、分周手段として機能して、比較結果信号 D を 1 / 2 分周した信号 E を出力する。

制御信号生成回路 1 0 3 は、心拍検出回路 1 0 2 からの生体検出信号 A がローレベルの状態、パルス計数回路 1 0 7 から出力される信号 E の各所定方向エッジ ( 本実施の形態では立ち下がりエッジ ) に応答して、制御信号 B を出力する。

#### 【 0 0 2 5 】

アンテナ駆動回路 1 0 4 は、前述した如くして、各制御信号 B に応答してアンテナ回路 1 0 5 を駆動する。これにより、コイル L から、心拍信号に対応するバースト信号形式の生体情報信号が無線出力される。

このとき、図 3 に示すように、制御信号生成回路 1 0 3 は、駆動信号 F の電圧レベルが下降しているときにアンテナ駆動回路 1 0 4 に制御信号 B を供給する。したがって、アンテナ駆動回路 1 0 4 は制御信号 B に応答して、駆動信号 F の電圧レベルが下降しているときにアンテナ回路 1 0 5 の駆動を再開することになる。

#### 【 0 0 2 6 】

この場合、図 4 に示すように、電源 Vcc からは抵抗 Rp を介してコンデンサ Cp に電流 I1 が流れる一方で、コイル L にはコンデンサ C 及びコンデンサ Cp を介して電流 I2 が流れる。電源 Vcc からコンデンサ Cp に流れる電流 I1 は小さく又、コイル L に流れる電流 I2 の大部分はコンデンサ Cp の充電電荷によるものである。

したがって、コイル L に流れる電流を低減できるため、電源 Vcc の消費電力を低減することが可能になる。

#### 【 0 0 2 7 】

尚、コイル L に流れる電流が低減するにも拘わらず、コイル L から出力される生体情報信号のレベルは大きくなる。これは、電源として電池を使用しており、その内部インピーダンスの影響によるものと解される。

前記実施の形態では心拍計用送信機の例で説明したが、これに限られず、周期的に発生する生体信号を検出して無線出力する各種生体情報送信機に適用可能である。例えば、心拍以外にも脈拍や歩行を検出して無線送信する生体情報送信機にも好適である。

#### 【 産業上の利用可能性 】

#### 【 0 0 2 8 】

心拍計のみならず、脈拍計や歩数計等、人の心拍、脈拍、歩行等の生体信号を検出して送信する生体情報送信機に利用可能である。

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 2 9 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態に係る生体情報送信機のブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施の形態に係る生体情報送信機の部分回路図である。

【 図 3 】 本発明の実施の形態に係る生体情報送信機のタイミング図である。

【 図 4 】 本発明の実施の形態に係る生体情報送信機の動作説明図である。

【 図 5 】 従来生体情報送信機のブロック図である。

10

20

30

40

50

【図6】従来の生体情報送信機のタイミング図である。

【図7】従来の生体情報送信機の部分回路図である。

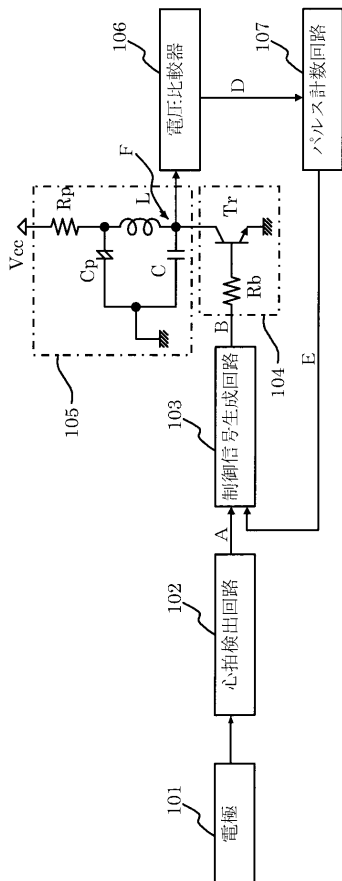
【図8】従来の生体情報送信機の動作説明図である。

【符号の説明】

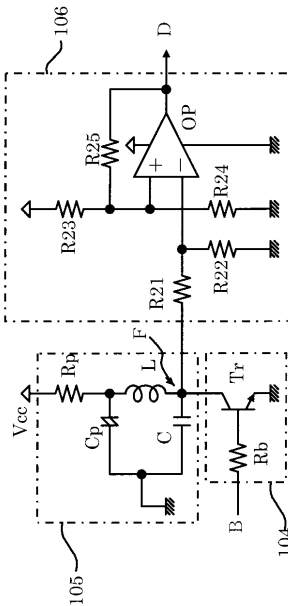
【0030】

- 101・・・生体信号検出手段を構成する電極
- 102・・・生体信号検出手段を構成する心拍検出回路
- 103・・・制御手段を構成する制御信号生成回路
- 104・・・駆動手段を構成するアンテナ駆動回路
- 105・・・アンテナ回路
- 106・・・制御手段を構成する電圧比較器
- 107・・・制御手段を構成するパルス計数回路
- R21、R22・・・第1分圧回路を構成する抵抗
- R23、R24・・・第2分圧回路を構成する抵抗
- C・・・共振回路を構成するアンテナ用コンデンサ
- L・・・共振回路を構成するアンテナ用コイル

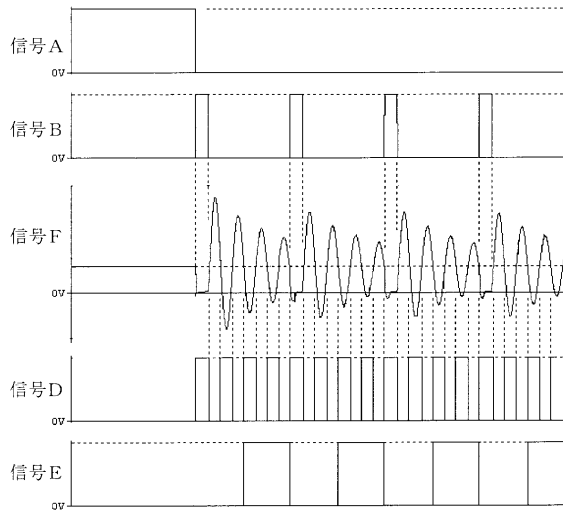
【図1】



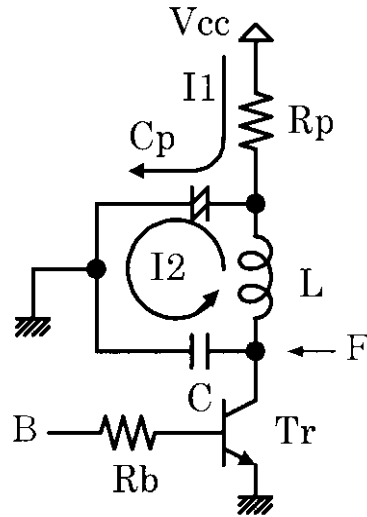
【図2】



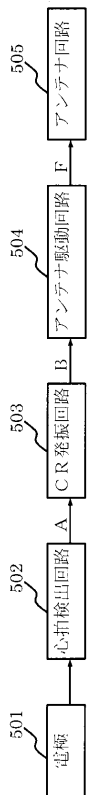
【図3】



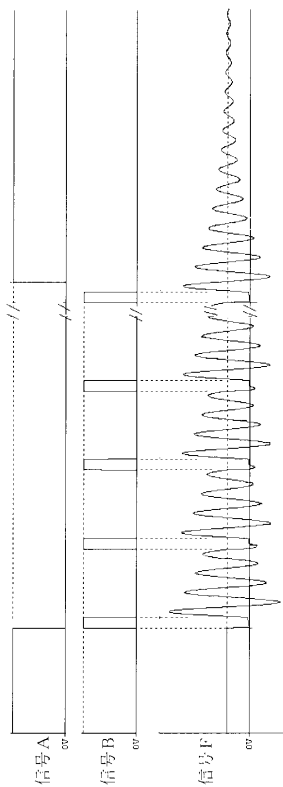
【図4】



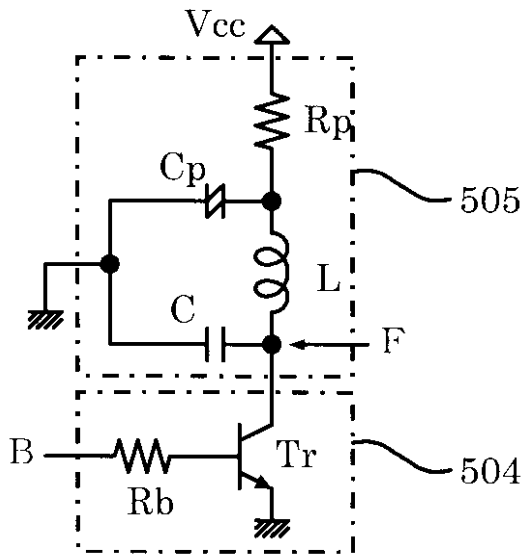
【図5】



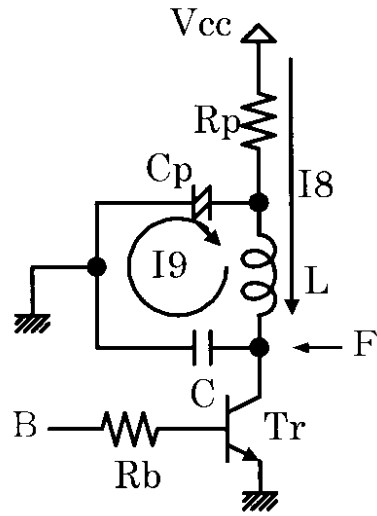
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-148962(JP,A)  
特開平07-136131(JP,A)  
特表平08-505308(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00  
A61B 5/0245  
A61B 5/04  
A61B 5/0452

专利名称(译)	生体情报送信机		
公开(公告)号	<a href="#">JP4754361B2</a>	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2006009907	申请日	2006-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	精工电子有限公司		
[标]发明人	加藤一雄		
发明人	加藤一雄		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0245 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0006		
FI分类号	A61B5/00.102.C A61B5/04.R A61B5/02.321.D A61B5/04.312.U A61B5/02.711.D A61B5/0245.100.D		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA19 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/BC02 4C017/FF19 4C027/AA02 4C027/GG05 4C027/GG18 4C027/JJ03 4C027/KK07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD22 4C117/XE13 4C117/XE26 4C117/XE62 4C117/XH02 4C117/XQ07 4C127/AA02 4C127/GG05 4C127/GG18 4C127/JJ03 4C127/KK07		
代理人(译)	健太郎久原 内野 则彰 木村信行		
审查员(译)	早川孝之		
其他公开文献	JP2007190131A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：降低无线电发射生物信息信号所需的功耗。解决方案：心率检测电路102放大来自电极101的心率信号，并输出与心脏脉动同步的规定时间宽度的生物检测信号A。电压比较器106，脉冲计数电路107和控制信号发生电路103控制天线驱动电路104，以便当天线驱动电路104驱动天线电路105的驱动信号的信号电平时驱动天线电路105。在输出生物检测信号A的同时降低。响应于该控制，天线驱动电路104激励由用于天线的线圈L和天线电路105的电容C组成的谐振电路。对应于心率信号的突发信号形式的生物信息信号是无线电的。- 从天线线圈L输出，因此降低了用于执行无线电传输的功耗。Z

【図1】

