

(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

2020年2月27日(27.02.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/039533 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/0245 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/031085

(22) 国際出願日: 2018年8月23日(23.08.2018)

(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:三菱電機株式会社(MITSUBISHI ELECTRIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 Tokyo (JP).

(72) 発明者:和田 紗希(WADA, Saki); 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP). 西本 研悟

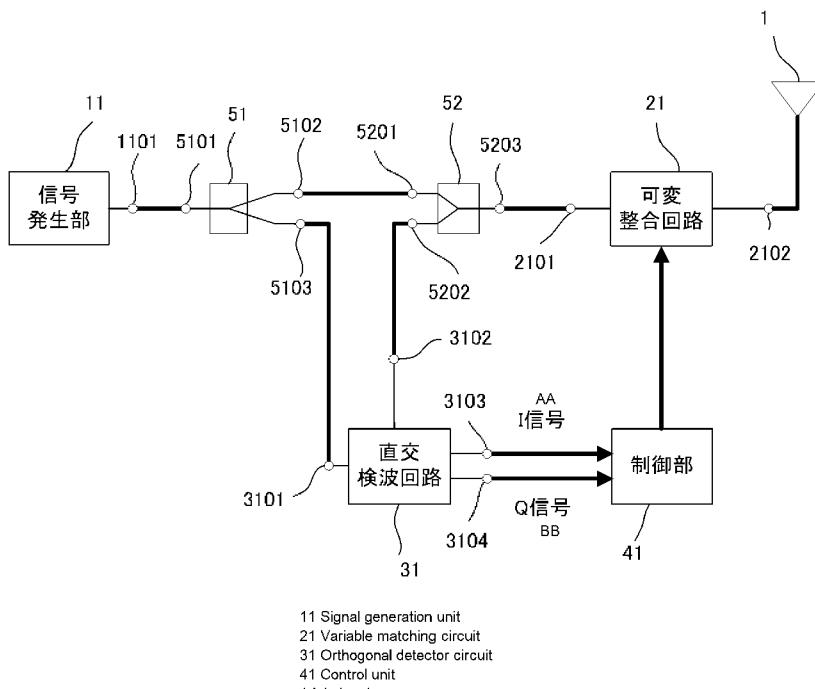
(NISHIMOTO, Kengo); 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP). 西岡 泰弘(NISHIOKA, Yasuhiro); 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人:村上 加奈子, 外(MURAKAMI, Kanako et al.); 〒1008310 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社 知的財産センター内 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,

(54) Title: BIOSENSOR DEVICE

(54) 発明の名称: 生体センサ装置



(57) Abstract: Provided is a biosensor device comprising: a signal generation unit (11) generating continuous wave signals; an antenna (1) emitting the continuous wave signals as electric waves; a variable matching circuit (21) performing impedance matching of the signal generation unit (11) and the antenna (1); a detector circuit (31) outputting detection signals based on the continuous wave signals generated by the signal generation unit (11) and the reflected signals of the electric waves incident on the antenna (1); and a control unit (41) controlling element values of the variable matching



HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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, 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)）

circuit (21) from detection signals of a predetermined period of time, based on the detection signals.

(57) 要約 : 本発明は、連続波信号を生成する信号発生部 1 1 と、連続波信号を電波として放射するアンテナ 1 と、信号発生部 1 1 とアンテナ 1 のインピーダンスの整合を取る可変整合回路 2 1 と、信号発生部 1 1 が生成する連続波信号とアンテナ 1 に入射した電波の反射信号に基づき、検波信号を出力する検波回路 3 1 と、検波信号に基づき、所定の期間の検波信号から、可変整合回路 2 1 の素子値を制御する制御部 4 1 とを設けた生体センサ装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：生体センサ装置

技術分野

[0001] この発明は、心拍および呼吸波形を非接触で電波を用いて取得する生体センサ装置に関するものである。

背景技術

[0002] 近年、少子高齢化社会の進展に伴い、突発的あるいは加齢による体調急変に起因した交通事故が増加している。また、労働人口の減少とeコマース（電子商取引）市場の拡大に伴い、運輸業ではドライバー1人あたりの負荷が過大となっており、疲労や居眠り運転に起因した事故もたびたび発生している。このような背景から、心拍および呼吸波形などの生体情報から体調および健康状態を推定する技術に関する研究が盛んになっており、心拍および呼吸波形を安定して取得可能な生体センサ装置の開発が期待されている。また、車載用装置としては、乗員に対し非接触かつ非拘束であることが望ましいため、電波を用いた生体センサ装置が有望である。

[0003] 電波を用いたセンサでは一般にドップラーセンサが使用されるが、高周波が利用されているため、周囲環境からの反射や外来ノイズの影響が大きく、心拍および呼吸波形を正確に取得することが難しい。

[0004] また、車載用装置として用いるためには、小型化が求められるが、波長に比べて小さい小形アンテナを用いた場合は、人体の影響によりアンテナの共振周波数が変化し、センサ感度が劣化する。このため、心拍および呼吸波形を正確に取得することが困難である。

[0005] このような問題に対し、特許文献1では、入力信号を複数周波数として、人体の影響で共振周波数が変化しても感度変化を低減するセンサが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：WO 2015-056740

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 特許文献1の心拍センサ装置では、複数の周波数を入力波としているため、装置構成要素の直交検波回路内のミキサのローカル波も複数周波数となる。このため、ミキサの非線形性によりIM（Inter Modulation：相互変調）成分が多数発生し、心拍および呼吸波形の精度よい測定および検知が困難である。また、複数の周波数を用いるためには、信号生成部とバンドパスフィルタからなる送信回路の構成を複雑化する必要があり、その結果コストがかかるという課題がある。

[0008] 本発明は、上述のような課題を解決するためになされたもので、人体等の設置周囲条件によって変化する生体センサ用アンテナの入力インピーダンスを適応的に制御し、自動で整合させることで設置周囲環境の変化に適応した検知精度の高い、簡易な構成の生体センサ装置を得ることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] この発明による生体センサ装置は、連続波信号を生成する信号発生部と、前記連続波信号を電波として放射するアンテナと、前記信号発生部と前記アンテナのインピーダンスの整合を取る可变整合回路と、前記連続波信号と前記アンテナに入射した電波の反射信号に基づき、検波信号を出力する検波回路と、前記検波信号に基づき、所定の期間の前記検波信号から、前記可变整合回路の素子値を制御する制御部とを設けたものである。

発明の効果

[0010] 本発明は、人体等の設置周囲条件によって変化する生体センサ用アンテナの入力インピーダンスを適応的に制御し、自動で整合させることで設置周囲環境の変化に適応した検知精度の高い、簡易な構成の生体センサ装置を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施の形態1に係る生体センサ装置を示す構成図である。

[図2]実施の形態1に係る可変整合回路21の構成図の一例である。

[図3]実施の形態1に係る直交検波回路31の構成図の一例である。

[図4]実施の形態1に係る制御部41のハードウェア構成図の一例である。

[図5]制御部41の動作を説明するフローチャートである。

[図6]実施の形態1に係る生体センサ装置を用いて測定した心拍および呼吸波形の一例である。

[図7]従来の生体センサ装置を用いて測定した心拍および呼吸波形の一例である。

[図8]図2に示す可変整合回路21に対し、第1の可変容量素子222と第2の可変容量素子223をキャパシタ素子に置き換えた場合の可変整合回路21の一例である。

[図9]図2に示す可変整合回路21に対し、第3の可変容量素子221をキャパシタ素子に置き換えた場合の可変整合回路21の一例である。

[図10]図2に示す可変整合回路21から、インダクタ素子を取り除いた場合の可変整合回路21の一例である。

[図11]図8に示す可変整合回路21から、インダクタ素子を取り除いた場合の可変整合回路21の一例である。

[図12]図9に示す可変整合回路21から、インダクタ素子を取り除いた場合の可変整合回路21の一例である。

[図13]実施の形態2に係る生体センサ装置を示す構成図である。

[図14]実施の形態3に係る生体センサ装置を示す構成図である。

[図15]実施の形態4に係る生体センサ装置を示す構成図である。

[図16]実施の形態5に係る生体センサ装置を示す構成図である。

発明を実施するための形態

[0012] 実施の形態1.

図1は、本実施の形態に係る生体センサ装置を示す構成図である。図1において、本実施の形態に係る生体センサ装置には、アンテナ1と、信号発生

部11と、可変整合回路21と、直交検波回路31と、制御部41と、分配回路51、52とが設けられている。

[0013] アンテナ1は、波長に比べて小さい小形アンテナであり、ループアンテナやダイポールアンテナなどが考えられる。アンテナ1の設置位置は、本実施の形態で限定するものではなく、例えば、被測定者的心臓近傍に設置することで心拍および呼吸波形の検知精度を向上させることが可能である。

[0014] 信号発生部11は、周波数の連続波を生成する信号発生器であり、出力端子1101を有する。

可変整合回路21は、2つの端子2101と2102を有し、端子2102（アンテナ1と接続する第2の端子、第3の端子）に接続される負荷インピーダンスを端子2101（第1の端子）に接続される回路のインピーダンスに整合させる回路であり、その通過および反射特性を可変できる回路である。

なお、本実施の形態では、可変整合回路21が、可変容量素子を3つとインダクタを1つ備えた場合について説明する。可変整合回路21の一例を図2に示す。

[0015] 図2において、221は第3の可変容量素子、222は第1の可変容量素子、223は第2の可変容量素子で、23はインダクタである。なお、可変容量素子として可変容量ダイオードを用いても良い。

[0016] 第3の可変容量素子221は、端子2211と端子2212を有し、第1の可変容量素子222は端子2221と端子2222を有し、第2の可変容量素子223は端子2231と端子2232を有し、インダクタ素子23は端子2301と端子2302を有する。なお、端子2212はグラウンドに接続される。

[0017] 第3の可変容量素子221の端子2211と第1の可変容量素子222の端子2221が接続され、第3の可変容量素子221の端子2212と第2の可変容量素子223の端子2231が接続され、第1の可変容量素子222の端子2222とインダクタ素子23の端子2301が接続され、第2の

可変容量素子223の端子2232とインダクタ素子23の端子2302が接続される。

[0018] 次に可変整合回路21の動作について説明する。

可変整合回路21は、制御部41から送られてくる制御信号に従い、第3の可変容量素子221、第1の可変容量素子222、第2の可変容量素子223の値を制御する。

[0019] 直交検波回路31は、2つの入力端子（第1の入力端子3101、第2の入力端子3102）と2つの出力端子（第1の出力端子3103、第2の出力端子3104）を有し、第2の入力端子3102に入力された信号を、第1の入力端子3101に入力されたローカル信号により、直交検波し、I（In Phase）信号を出力端子3103から出力し、I信号と90度位相の異なるQ（Quadrature）信号を出力端子3104に出力する。直交検波回路31の一例を図3に示す。

[0020] 図3において、321は第1の分配回路、322は第2の分配回路、331は第1のミキサ、332は第2のミキサ、34は（入力された信号の位相を90度移相する）90度移相器である。

[0021] 分配回路321は、3つの端子3101、3211、3212を有する高周波回路で、端子3101に入力された信号は、2分配して端子3211、3212へ検波信号として出力する。また、端子3211と端子3212は、互いにアイソレーションが取れているので、端子3211に信号が入力された場合は端子3212には信号は出力せず、端子3101からのみ信号が出力される。

[0022] 同様に、分配回路322は、3つの端子3102、3221、3222を有する高周波回路で、端子3102に入力された信号は、2分配して端子3221、3222へ出力する。また、端子3221と端子3222は互いにアイソレーションが取れているので、端子3221に信号が入力された場合は端子3222には信号は出力せず、端子3102からのみ信号が出力される。

分配回路321と分配回路322は、出力端子間のアイソレーションが取れていればよいので、ウィルキンソン型分配器やアイソレーション端子が終端抵抗に接続された方向性結合器を用いてもよい。

[0023] 第1のミキサ331は、3つの端子3311、3312と3313を有し、入力端子3311と入力端子3312から入力された信号を乗算し、出力端子3313から信号を出力する。

同様に、第2のミキサ332は、3つの端子3321～3323を有し、入力端子3321と入力端子3322から入力された信号を乗算し、出力端子3323から信号を出力する。

[0024] 90度移相器34は、2つの端子3401、3402を有し、入力端子3401から入力された信号の位相を90度移相した信号を出力端子3402から出力する。

[0025] 以上のように、第1のミキサ331の端子3313から出力された信号、第2のミキサ332の端子3323から出力された信号をそれぞれI信号とQ信号として出力する。

[0026] 第1の分配回路321の端子3211と第1のミキサ331の端子3311とが接続され、第2の分配回路322の端子3221と第1のミキサ331の端子3312とが接続される。

[0027] 第1の分配回路321の端子3212と90度移相器34の端子3401とが接続され、第2の分配回路322の端子3222と第2のミキサの端子3321とが接続され、90度移相器34の端子3402と第2のミキサの端子3322とが接続される。

[0028] ここで、第1のミキサ331の端子3313と制御部41との間、および、第2のミキサの端子3323と制御部41との間にLPF (Low Pass Filter : 低域通過フィルタ) が設置されていてもよい。

[0029] 次に、直交検波回路31の動作について説明する。

本実施の形態において、第1の分配回路321の端子3101からローカル信号として入力された信号は、端子3211と3212に2分配される。

また、第2の分配回路322の端子3102から人体によって反射された反射波の信号として入力された信号は、端子3221と3222に2分配される。

- [0030] 第1の分配回路321の出力端子3211から出力された信号は、第1のミキサ331の入力端子3311に入力され、第2の分配回路322の端子3221から出力された信号は、第1のミキサ331の入力端子3312に入力される。

入力端子3211に入力された信号と入力端子3312に入力された信号は、第1のミキサ331で乗算され、出力端子3313から出力される。

- [0031] 第1の分配回路321の出力端子3212から出力された信号は、90度移相器34の入力端子3401へ入力される。

90度移相器34は、90度位相が移相した信号を出力端子3402へ出力する。出力された信号は、第2のミキサ332の入力端子3322に入力される。

- [0032] 第2の分配回路322の出力端子3222から出力された信号は、第2のミキサ332の端子3321からミキサ332に入力される。

ミキサ332は、入力端子3321と入力端子3322から入力された信号を乗算し、出力端子3323へ出力する。

- [0033] 以上のように、直交検波回路31の端子3102に入力された人体からの反射信号は、端子3101に入力されたローカル信号により直交検波され、位相が互いに90度異なるI信号、Q信号を直交検波回路31の端子3103、3104からそれぞれ出力する。I信号、Q信号は振幅等の情報として、制御部41に入力される。

- [0034] 制御部41は、直交検波回路31から出力されたI信号およびQ信号の2波を入力として受け取り、I信号とQ信号の値を記録する。

さらに制御部41では、予め定められた一定の微小な時間(T)の間に入力されたI信号とQ信号の平均値を算出し、I信号とQ信号の時間平均値の絶対値が小さい、ある閾値以下となるよう可変整合回路21に対し制御信号

を出力する。

時間（T）は、少なくとも心拍および呼吸波形が測定できる一周期分の時間が必要である。なお、心拍および呼吸波形は、測定対象である人体の性別や年齢、どのような精神状態なのか、等により、大きく変動するため、なるべく大きめの数値を用いることが望ましい。

制御部41のハードウェア構成の具体例を概略的に示すブロック図を図4に示す。

[0035] 図4に示されるように、制御部41は、直交検波回路31から出力されるアナログ信号であるI信号とQ信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器420と、I信号とQ信号の値を記憶する記憶装置412と、I信号とQ信号から可変整合回路の制御を行うプロセッサ411と、デジタルデータをアナログ信号に変換するデジタルアナログ変換器430を有する。

[0036] 記憶装置412は、ROM (Read Only Memory) やRAM (Random Access Memory) などのメモリや、ハードディスクなどの外部記憶装置の総称であり、プロセッサ411によってプログラムやデータの読み書きが行われ、また、一時データの格納先としても使用される。また、記憶装置412は、直交検波回路31から制御部41に対して出力されるI信号とQ信号の読み書きも行われる。さらに、可変整合回路21の整合を行うプログラム（制御プログラム）も記憶装置412に格納される。

[0037] アナログデジタル変換器420は、直交検波回路31から出力されるアナログ信号をプロセッサ411が制御できるデジタルデータに変換するものである。

デジタルアナログ変換器430は、プロセッサ411が演算した結果のデジタルデータを可変整合回路21が受け取れるアナログ信号に変換するものである。

なお、アナログデジタル変換器420とデジタルアナログ変換器430は専用の処理を行うハードウェアを用いても良いし、同処理を行うプログラム

を用いても良い。

- [0038] プロセッサ411が実行する制御プログラムの動作について図5を用いて説明する。

図5は、制御部41で動作する整合プログラムの処理フローの一例である。

制御プログラムは、直交検波回路31から出力されたI信号とQ信号を受け取ると、アナログデジタル変換器420で、I信号とQ信号をデジタル信号に変換する(S101)。

次に制御プログラムは、デジタル信号に変換したI信号とQ信号の値を、記憶装置412に記憶する(S102)。

- [0039] 制御プログラムは、予め設定しておいた時間(T)が経過したか判断する(S103)。

その結果、時間(T)がまだ経過していない場合(S103: NO)には、S101の処理に戻り、時間(T)が経過した場合(S103: YES)には、現在の時刻から時間(T)遡った間、記憶装置412に記憶させておいたI信号とQ信号の値の平均値を計算する(S104)。

- [0040] 次に制御プログラムは、この平均値と、予め設定しておいた閾値と比較を行い(S105)、平均値が閾値よりも小さかった場合(S105: YES)には、S101の処理に戻り、平均値が閾値以上だった場合(S105: NO)には、可変整合回路21の端子2102に接続される負荷インピーダンスを端子2101に接続される回路のインピーダンスに整合するよう、調整値の計算を行う。(S106)。

そして、最後に制御プログラムは、可変整合回路21へ調整値を出力する(S107)。

- [0041] 以後、直交検波回路31から出力されたI信号とQ信号を再度受け取るたびにS101の処理を繰り返す。

なお、本実施の形態では、時間平均の取り方として、ある測定時間をT秒間とし、I信号とQ信号の全時間平均を取る方法としたが、このほかに、T

秒間を更に細かい区間に区切り、その区間で波形を加重平均する方法でもよい。

- [0042] 例えば、T秒間中S秒 ($S \leq T$) までの時間平均をA (S) とすると、A (S) を $T - u \leq S \leq T$ ($u \leq T$) の間で平均化し、I信号、Q信号の時間平均値の絶対値が十分小さいある閾値以下になるか判定する。

閾値は、実際に測定を行う環境のノイズの影響によって決定する。例えば、周囲のノイズの数値を幾つか測定しておき、その最大値としても良いし、標準偏差を求めた値、もしくは最大値と平均値あるいは最頻値から、適宜適切な値を求めてても良い。また、閾値は固定とせず、状況に応じて変化できるよう、例えば、一定間隔でノイズの測定を行い、再設定できるようにしてもよい。

これにより、Sに対するA (S) の変動が小さくなるため平均値を取る際の誤差が小さくなる。

また、可変整合回路21の端子2102に接続される負荷インピーダンスを端子2101に接続される回路のインピーダンスに整合するよう、調整値の計算を行うには、以下ののような方法が考えられる。

まず、可変整合回路21のZ特性インピーダンス (Z_0) が 50Ω となるよう、制御部41に入力されたI信号とQ信号の値と、可変整合回路21の可変容量素子221～223の値から、計算し、I信号とQ信号の時間平均の絶対値が閾値を下回るよう可変容量素子221～223の容量を調整する方法が考えられる。

- [0043] また、I信号とQ信号の時間平均の絶対値が閾値を下回るように可変容量素子221～223の値を掃引することで各可変容量素子の容量値を調整してもよい。

例えば、第1の可変容量素子222の値をC1とし、第2の可変容量素子223の値をC2とする。そして、C1とC2それぞれの容量値が、 $a_1 \leq C_1 \leq a_2$ 、 $b_1 \leq C_2 \leq b_2$ の間の値をとるとした場合、まず、最初にC1の値を a_1 に固定し、C2の値を b_1 から b_2 の間で順に変化させ、その

C1とC2の値を組み合わせた状態の可変整合回路で、I信号とQ信号の時間平均の全体値が、閾値を下回るか判断する。

- [0044] C2がb1からb2の間の全ての値を用いても下回らなかった場合、C1の値を変え、再度C2の値をb1からb2まで変化させ、そのC1とC2の値を組み合わせた状態の可変整合回路で、I信号とQ信号の時間平均の全体値が閾値を下回るか判断する。

更に、制御部41が受け取るI信号の値とQ信号の値とその平均値から、C1とC2の取りうる容量値として適切な値が格納されたテーブルを予め用意しておく方法が考えられる。

- [0045] 制御部41は、I信号とQ信号の値を受け取ると、このテーブルを参照し、テーブルが指示するC1とC2が設定されるべき容量値を用いることにより、I信号とQ信号の時間平均の絶対値が閾値を下回るよう可変整合回路21の可変素子の値を短時間で調整することが可能となる。

- [0046] 分配回路51は、3つの端子5101～5103を有する高周波回路で、端子5101に信号が入力された場合は端子5102、5103に信号を2分配して出力する。

また、端子5102と端子5103は、互いにアイソレーションが取れていないので、端子5102に信号が入力された場合は端子5103には信号は出力せず、端子5101からのみ信号が出力される。

- [0047] 分配回路51と同様に、分配回路52も、3つの端子5201～5203を有する高周波回路で、端子5203に信号が入力された場合は端子5202、5201に信号を2分配して出力する。

また、端子5202と端子5201は互いにアイソレーションが取れているので、端子5201に信号が入力された場合は端子5202には信号は出力せず、端子5203からのみ信号が出力される。

- [0048] なお、分配回路51と分配回路52は、出力端子間のアイソレーションが取れていればよいので、ウィルキンソン型分配器やアイソレーション端子が終端抵抗に接続された方向性結合器を用いることが考えられる。

[0049] 信号発生部11の出力端子1101と第1の分配回路51の端子5101とが接続され、第1の分配回路51の端子5102と第2の分配回路52の端子5201とが接続され、第1の分配回路51の端子5103と直交検波回路31の端子3101とが接続され、第2の分配回路52の端子5202が直交検波回路31の端子3102とが接続され、第2の分配回路52の端子5203と可変整合回路21の端子2101が接続され、可変整合回路の端子2102とアンテナ1とが接続される。

[0050] 次に、本実施の形態における生体センサ装置の全体の動作について説明する。まず、信号発生部11の出力端子1101から出力される周波数の信号が、第1の分配回路51の端子5101に入力され、端子5102と端子5103に信号が2分配される。

[0051] ここで、信号の通過する経路aを、端子5102→端子5201→分配回路52→端子5203→端子2101→可変整合回路21→2102の経路とする。

また、信号の通過する経路bを、端子2102→可変整合回路21→端子2101→端子5203→分配回路52→端子5202→端子3102の経路とする。

[0052] 第1の分配回路51の端子5102から出力された信号は、経路aを通りアンテナ1へ入力され、第1の分配回路51の端子5103から出力された信号は、直交検波回路31の端子3101から直交検波回路31にローカル信号として入力される。

[0053] 経路aを通過した信号は、アンテナ1から電波として放射され、人体によって反射された反射波の信号がアンテナ1に入力し、経路bを通り直交検波回路31の端子3102から直交検波回路31に入力される。

[0054] 直交検波回路31の端子3102に入力された人体からの反射信号は、端子3101に入力されたローカル信号により直交検波され、位相が互いに90度異なるI信号、Q信号として、直交検波回路31の端子3103、3104からそれぞれ出力する。

！信号、Q信号は制御部41に入力される。

[0055] 制御部41では、入力された！信号とQ信号の2波がある時間測定し、！信号、Q信号の時間平均を算出する。両信号の時間平均値の絶対値が十分小さい、ある閾値以下となるか判定を行う。

両信号の時間平均値の絶対値が閾値よりも大きい場合、制御部41から可変整合回路21へ制御信号を発信し、両信号の時間平均の絶対値が閾値以下となるように可変整合回路21の通過および反射特性を調整する。

[0056] 以上のように、アンテナから放射した電波の信号と、人体によって反射された反射波の信号を直交検波して求めた！信号、Q信号の時間平均値の絶対値を十分小さくし、0に近づけるほど、アンテナのインピーダンスの不整合損が低減され、センサ感度を向上させることができる。

[0057] また、生体センサ装置が作動中、常に制御部41を実施することにより、人体等の設置周囲環境が変化しても常時心拍に対してセンシング感度の高い状態で測定を行うことが可能となる。

本実施の形態で用いた生体センサ装置で、実際に測定した被測定者的心拍および呼吸波形を取得した場合の波形を図6に示す。

また、比較対象として、可変整合回路を持たず自由空間でアンテナのインピーダンスを整合させた生体センサ装置を用いて心拍および呼吸波形を取得した場合の波形を図7に示す。どちらの図にも、被測定者の正しい心拍および呼吸波形の比較（リファレンス波形）として、接触型光電脈波計を用いた結果を波線で表示している。

[0058] 図6、図7はともに、得られた！信号、Q信号の振幅を計算し、その振幅の最大値からの変位量を描画したものである。

[0059] 図6は、上述した構成の生体センサ装置を使用した心拍および呼吸波形であり、リファレンス波形とピークの位置が一致していることが確認できる。これに対し、図7は、可変整合回路を持たない生体センサ装置を使用した心拍および呼吸波形であり、図6と比べ心拍および呼吸波形の振幅は小さく、また、リファレンスとは異なった挙動を示すことが確認できる。

[0060] 心拍波形のピークが正確に検知されれば、被測定者的心拍間隔の変動値を精度よく測定することができ、体調および健康状態の推定等に幅広く応用できる。

なお、本実施の形態では、制御部41において、予め設定しておいた時間(T)が経過したかで判断を行い、時間(T)が経過した場合には、現在の時刻から時間(T)遡った間、記憶装置412に記憶させておいたI信号とQ信号の値の平均値を計算する場合について説明したが、時間(T)が経過したか判断するのではなく、制御部41がI信号とQ信号の値を受け取った回数を予め設定しておき、制御部41において、その回数だけI信号とQ信号の値を受けた場合には、予め設定しておいた回数分のI信号とQ信号の値から平均値を計算するようにしてもよい。

[0061] また、計算したI信号とQ信号の値の平均値が閾値を超えたか超えなかつたかの結果を毎回記憶しておき、その結果に応じて、時間(T)もしくは、回数を変更してもよい。例えば、I信号とQ信号の値の平均値が閾値を超えたかった状態が例えば3回連続した場合、時間(T)もしくは回数を増やし、逆に例えば3回連続してI信号とQ信号の値の平均値が閾値を超えた場合には、時間(T)もしくは回数を減らすようにしてもよい。

このように、時間(T)もしくは回数を増減させることにより、制御部の動作を効率的に行うことが可能となる。

[0062] また、本実施の形態では、可変整合回路21として、図2に示すような、3つの可変容量素子と1つのインダクタを備えた場合について説明したが、可変整合回路21の構成はこれに限られるものではない。

可変整合回路21は、図8、図9、図10、図11、図12に示すような構成であってもよい。

例えば、図8に示す可変整合回路21は、図2に示す可変整合回路21の第1の可変容量素子222と第2の可変容量素子223をある固定の値としたキャパシタ素子222A、223Aに置き換えたものであり、図9に示す可変整合回路21は、図2の第3の可変容量素子221をある固定の値とし

たキャパシタ素子 221A に置き換えたものである。

[0063] また、図 10 に示す可変整合回路 21 は、図 2 に示す可変整合回路 21 のインダクタ素子 23 を取り除いたもので、図 11 に示す可変整合回路 21 は図 9 に示す可変整合回路 21 のインダクタ素子 23 を取り除いたもので、図 12 に示す可変整合回路 21 は、図 10 に示す可変整合回路 21 からインダクタ素子 23 を取り除いたものである。

[0064] さらに、図 8、図 9、図 10、図 11、図 12において、第 3 の可変容量素子 221 もしくはある固定の値としたキャパシタ素子 221A はオープン（開放）でもよく、また第 1 の可変容量素子 222 もしくはある固定の値としたキャパシタ素子 222A、第 2 の可変容量素子 223 もしくはある固定の値としたキャパシタ素子 223A はショート（短絡）でもよい。ただし、第 2 の可変容量素子と第 2 の可変容量素子の値および状態は、同一であるとする。

[0065] 以上のように、生体センサ装置をアンテナ 1 と、信号発生部 11 と、可変整合回路 21 と、直交検波回路 31 と、制御部 41 と、分配回路 51、52 とで構成し、制御部 41 において、I 信号と Q 信号の時間平均値の絶対値がある閾値以下になるように、可変整合回路 21 を制御することで設置周囲環境の変化に適応した、検知精度の高い、簡易な構成の生体センサ装置が得られるという効果を有する。

[0066] 実施の形態 2.

実施の形態 1 では、分配器を用いた生体センサ装置について説明したが、本実施の形態では、分配器の代わりに方向性結合器を用いた場合について説明する。

図 13 は、本実施の形態に係る生体センサ装置の構成図である。

図 13 において、61 は方向性結合器である。本実施の形態では、方向性結合器 61 が 4 つの端子 6101～6104 を有した場合について説明する。

なお、図 13 において、図 1 と同一符号は、同一または、相当部分を示し

ている。

[0067] 方向性結合器 61 は、端子 6101 に信号が入力された場合には、端子 6103、端子 6104 に信号を 2 分配して出力し、端子 6103 に信号が入力された場合には、端子 6101、端子 6102 に信号を 2 分配して出力する。また、端子 6101 と端子 6102 間、端子 6103 と端子 6104 間は、アイソレーションが取れている。

本実施の形態では、図 13 に示されるように、信号発生部 11 の出力端子 1101 と方向性結合器 61 の端子 6101 が接続され、方向性結合器 61 の端子 6102 と直交検波回路 31 の端子 3102 が接続され、方向性結合器の端子 6103 と可変整合回路 21 の端子 2101 が接続され、方向性結合器の 6104 と直交検波回路 31 の端子 3101 が接続されている。

[0068] 本実施の形態における動作について説明する。

信号発生部 11 の出力端子 1101 から出力された信号は、方向性結合器 61 の端子 6101 に入力され、端子 6103 と端子 6104 に信号が 2 分配される。

方向性結合器 61 の端子 6104 から出力された信号は、直交検波回路 31 の端子 3101 にローカル信号として入力される。また、方向性結合器 61 の端子 6103 から出力された信号は、可変整合回路 21 に端子 2101 から入力し、端子 2102 からアンテナ 1 へ出力され、アンテナ 1 から電波として放射される。

[0069] アンテナ 1 から放射された信号は、人体で反射され、反射信号としてアンテナ 1 に入力される。この反射信号は、可変整合回路 21 の端子 2102 へ入力され、端子 2101 から出力され、方向性結合器 61 の端子 6103 に入力される。

この端子 6103 に入力された反射信号の一部が、端子 6102 から出力され、直交検波回路 31 の端子 3102 に入力される。

[0070] 実施の形態 1 の場合と同様に、直交検波回路 31 の端子 3102 に入力された人体からの反射信号は、端子 3101 に入力されたローカル信号により

直交検波され、位相が互いに 90 度異なる I 信号、Q 信号を直交検波回路 31 の端子 3103、3104 からそれぞれ出力する。I 信号、Q 信号は制御部 41 に入力される。

[0071] 制御部 41 では、入力された I 信号と Q 信号の 2 波をある時間測定し、I 信号、Q 信号の時間平均を算出する。両信号の時間平均値の絶対値が十分小さい、ある閾値以下となるか判定を行う。

両信号の時間平均値の絶対値が閾値よりも大きい場合、制御部 41 から可変整合回路 21 へ制御信号を発信し、両信号の時間平均の絶対値が閾値以下となるように可変整合回路 21 の通過および反射特性を調整する。

[0072] 以上のように本実施の形態では生体センサ装置を、アンテナ 1 と、信号発生部 11 と、可変整合回路 21 と、直交検波回路 31 と、制御部 41 と、方向性結合器 61 とで構成し、制御部 41 において、I 信号と Q 信号の時間平均値の絶対値がある閾値以下になるように、可変整合回路 21 を制御することで設置周囲環境の変化に適応した、検知精度の高い、より簡易な構成の生体センサ装置が得られるという効果を有する。

[0073] 実施の形態 3.

実施の形態 1 では、直交検波回路を用いた生体センサ装置について説明したが、本実施の形態では、直交検波回路の代わりにミキサを用いた場合について説明する。

図 14 は、本実施の形態に係る生体センサ装置の構成図である。

図 14 において、71 はミキサである。本実施の形態では、ミキサ 71 が 3 つの端子 7101～7103 を有した場合について説明する。なお、7101 と 7102 は入力端子、7103 は出力端子とする。

[0074] ミキサ 71 は、入力端子 7101 と入力端子 7102 から入力された信号を乗算し、出力端子 7103 から信号を出力する。

本実施の形態では、図 14 に示されるように、第 1 の 2 分配回路 51 の端子 5103 と第 2 の 2 分配回路 52 の端子 5202 との間に 3 つの端子 7101～7103 を有するミキサ 71 が設置されている。

なお、図14において、図1と同一符号は、同一または、相当部分を示している。

[0075] 本実施の形態では、第1の2分配回路51の端子5103とミキサ71の端子7101が接続され、第2の分配回路52の端子5202とミキサ71の端子7102とが接続されている。このとき、ミキサ71と端子7103間にLPFを設置してもよい。

[0076] 本実施の形態における動作について説明する。

信号発生部11の出力端子1101から出力された信号は、第1の2分配回路51の端子5101に入力され、端子5102と端子5103に信号が2分配される。

[0077] ここで、信号の通過する経路aを、端子5102→端子5201→2分配回路51→端子5203→端子2101→可変整合回路21→2101の経路とする。また、信号の通過する経路bを、端子2101→可変整合回路21→端子2101→端子5203→2分配回路52→端子5202→端子7102の経路とする。

[0078] 第1の2分配回路51の端子5102から出力された信号は、経路a通り、アンテナ1へ入力される。

第1の2分配回路51の端子5103から出力された信号は、ミキサ71の端子7101からミキサ71にローカル信号として入力される。

[0079] 経路aを通過した信号は、アンテナ1から電波として放射される。そして、人体によって反射された反射波の信号が、今度はアンテナ1への入力として戻ってきて、経路b通り、ミキサ71の端子7102からミキサ71に入力される。

[0080] ミキサ71の端子7101から入力されたローカル信号と端子7102から入力された人体からの反射信号は、ミキサ71で乗算され、I信号としてミキサ71の端子7103から出力される。このI信号は制御部41に入力される。また、ミキサ71の端子7103と制御部41との間にLPFが設置されていてもよい。

制御部41では、入力されたI信号がある時間測定し、I信号の時間平均を算出する。I信号の時間平均値の絶対値が十分小さい、ある閾値以下となるか判定を行う。I信号の時間平均値の絶対値が閾値よりも大きい場合、制御部41から可変整合回路21へ制御信号を発信し、I信号の時間平均の絶対値が閾値以下となるように可変整合回路21の通過および反射特性を調整する。

[0081] 以上のように、本実施の形態では、生体センサ装置をアンテナ1と、信号発生部11と、可変整合回路21と、制御部41と、2つの2分配回路51、52と、ミキサ71とで構成し、制御部41において、I信号の時間平均値の絶対値がある閾値以下になるように、可変整合回路21を制御することで設置周囲環境の変化に適応した、より簡易な構成の生体センサ装置が得られるという効果を有する。

[0082] 実施の形態4.

本実施の形態では、移相回路を更に追加した場合について説明する。

図15は、本実施の形態に係る生体センサ装置の構成図である。

図15において、81は移相回路である。本実施の形態では、移相回路81が2つの端子8101、8102を有した場合について説明する。なお、8101は入力端子、8102は出力端子とする。

[0083] 移相回路81は、入力端子8101から入力されたローカル信号の位相を変化させる機能を有する。移相回路81によって位相が変化したローカル信号は、端子8102から出力される。

本実施の形態では、図15に示されるように、第1の2分配回路の端子5103と移相回路81の端子8101とが接続され、移相回路81の端子8102と直交検波回路31の端子3101が接続されている。

なお、図15において、図1と同一符号は、同一または、相当部分を示している。

[0084] 本実施の形態における動作について説明する。

信号発生部11の出力端子1101から出力される信号は、第1の2分配

回路 51 の端子 5101 に入力され、端子 5102 と端子 5103 に信号が 2 分配される。

- [0085] ここで、信号の通過する経路 a を、端子 5102 → 端子 5201 → 2 分配回路 51 → 端子 5203 → 端子 2101 → 可変整合回路 21 → 2101 の経路とする。また、信号の通過する経路 b を、端子 2101 → 可変整合回路 21 → 端子 2101 → 端子 5203 → 2 分配回路 52 → 端子 5202 → 端子 3102 の経路とする。
- [0086] 第 1 の 2 分配回路 51 の端子 5102 から出力された信号は、経路 a を通りアンテナ 1 へ入力され、第 1 の 2 分配回路 51 の端子 5103 から出力された信号はローカル信号として、移相回路 81 の端子 8101 から移相回路 81 に入力され、端子 8102 から出力され、直交検波回路 31 の端子 3101 から直交検波回路 31 に入力される。
- [0087] 経路 a を通過した信号はアンテナ 1 から電波として放射され、人体によって反射された反射波の信号がアンテナ 1 に入力し、経路 b を通り直交検波回路 31 の端子 3102 から直交検波回路 31 に入力される。
- [0088] 直交検波回路 31 の端子 3102 に入力された人体からの反射信号は、端子 3101 に入力されたローカル信号により直交検波され、位相が互いに 90 度異なる I 信号、Q 信号を直交検波回路 31 の端子 3103、3104 からそれぞれ出力する。I 信号、Q 信号は制御部 41 に入力される。
- [0089] 制御部 41 では、入力された I 信号と Q 信号の 2 波ある時間測定し、I 信号、Q 信号の時間平均を算出する。両信号の時間平均値の絶対値が十分小さい、ある閾値以下となるか判定を行う。両信号の時間平均値の絶対値が閾値よりも大きい場合、制御部 41 から可変整合回路 21 へ制御信号を発信し、両信号の時間平均の絶対値が閾値以下となるように可変整合回路 21 の通過および反射特性を調整する。
- [0090] さらに制御部 41 では、ある時間内の I 信号の最大値と最小値の差が最大となるように移相回路 81 の移相量を調整する。
このように、ある時間内の I 信号の最大値と最小値が最大となるように移

相回路 8 1 の移相量を調整することで、心拍波形の振幅の最大化し、信号対雑音比（S/N 比）を向上させることができる。

[0091] 以上のように、本実施の形態では、生体センサ装置をアンテナ 1 と、信号発生部 1 1 と、可変整合回路 2 1 と、直交検波回路 3 1 と、制御部 4 1 と、2 つの 2 分配回路 5 1、5 2 と、移相回路 8 1 とで構成し、制御部 4 1 において、ある時間内の 1 信号の最大値と最小値の差が最大となるように移相回路 8 1 の移相量を調整することで、心拍波形の振幅の最大化し、S/N 比を向上させ、検知精度の高い、簡易な構成の生体センサ装置が得られるという効果を有する。

[0092] 実施の形態 5.

本実施の形態では、増幅回路を更に追加した場合について説明する。

図 16 は、本実施の形態に係る生体センサ装置の構成図である。

図 16において、9 1 は増幅回路である。本実施の形態で用いる増幅回路 9 1 は、2 つの端子 9 1 0 1、9 1 0 2 を有し、端子 9 1 0 1 に入力された信号を増幅し、端子 9 1 0 2 から出力する。

[0093] 本実施の形態では、図 16 に示されるように、第 2 の 2 分配回路 5 2 の端子 5 2 0 2 と増幅回路 9 1 の端子 9 1 0 1 とが接続され、増幅回路 9 1 の端子 9 1 0 2 と直交検波回路 3 1 の端子 3 1 0 2 が接続される。

なお、図 16において、図 1 と同一符号は、同一または、相当部分を示している。

[0094] 本実施の形態における動作について説明する。

信号発生部 1 1 の出力端子 1 1 0 1 から出力された信号は、第 1 の 2 分配回路 5 1 の端子 5 1 0 1 に入力され、端子 5 1 0 2 と端子 5 1 0 3 に信号が 2 分配される。

[0095] ここで、信号の通過する経路 a を、端子 5 1 0 2 → 端子 5 2 0 1 → 2 分配回路 5 2 → 端子 5 2 0 3 → 端子 2 1 0 1 → 可変整合回路 2 1 → 2 1 0 2 の経路とする。また、信号の通過する経路 b を、端子 2 1 0 2 → 可変整合回路 2 1 → 端子 2 1 0 1 → 端子 5 2 0 3 → 2 分配回路 5 2 → 端子 5 2 0 2 → 端子 9

101の経路とする。

[0096] 第1の2分配回路51の端子5102から出力された信号は、経路aを通りアンテナ1へ入力され、第1の2分配回路51の端子5103から出力された信号はローカル信号として、直交検波回路31の端子3101から直交検波回路31に入力される。

[0097] 経路aを通過した信号はアンテナ1から電波として放射され、人体によって反射された反射波の信号がアンテナ1に入力し、経路bを通り増幅回路91の入力端子9101から増幅回路91に入力され、増幅された信号が出力端子9102から出力され、直交検波回路31の端子3102から直交検波回路31に入力される。

[0098] 直交検波回路31の端子3102に入力された、増幅回路91で増幅された人体からの反射信号は、端子3101に入力されたローカル信号により直交検波され、位相が互いに90度異なるI信号、Q信号として直交検波回路31の端子3103、3104からそれぞれ出力する。このI信号、Q信号は制御部41に入力される。

このように、増幅回路91で人体からの反射波の信号を増幅することで、SN比を向上させることができる。これは、他の実施の形態においても同等の箇所に増幅回路を設置することで、本実施の形態と同様にSN比を向上させることができる。

[0099] 以上のように、本実施の形態では、生体センサ装置をアンテナ1と、信号発生部11と、可変整合回路21と、直交検波回路31と、制御部41と、2つの2分配回路51、52と、増幅回路91とで構成し、人体からの反射波の信号を増幅回路91で増幅させることで、SN比を向上させ、検知精度の高い、簡易な構成の生体センサ装置が得られるという効果を有する。

符号の説明

[0100] 1 アンテナ、11 信号発生部、21 可変整合回路、23 インダクタ素子、31 直交検波回路、34 90度移相器、41 制御部、51 分配回路、52 分配回路、61 方向性結合器、71 ミキサ、81 移

相回路、91 増幅回路、221 第3の可変容量素子、221A ある固定の値としたキャパシタ素子、222 第1の可変容量素子、222A ある固定の値としたキャパシタ素子、223 第2の可変容量素子、223A ある固定の値としたキャパシタ素子、321 第1の分配回路、322 第2の分配回路、331 第1のミキサ、332 第2のミキサ、411 プロセッサ、412 記憶装置、420 アナログデジタル変換器、430 デジタルアナログ変換器。

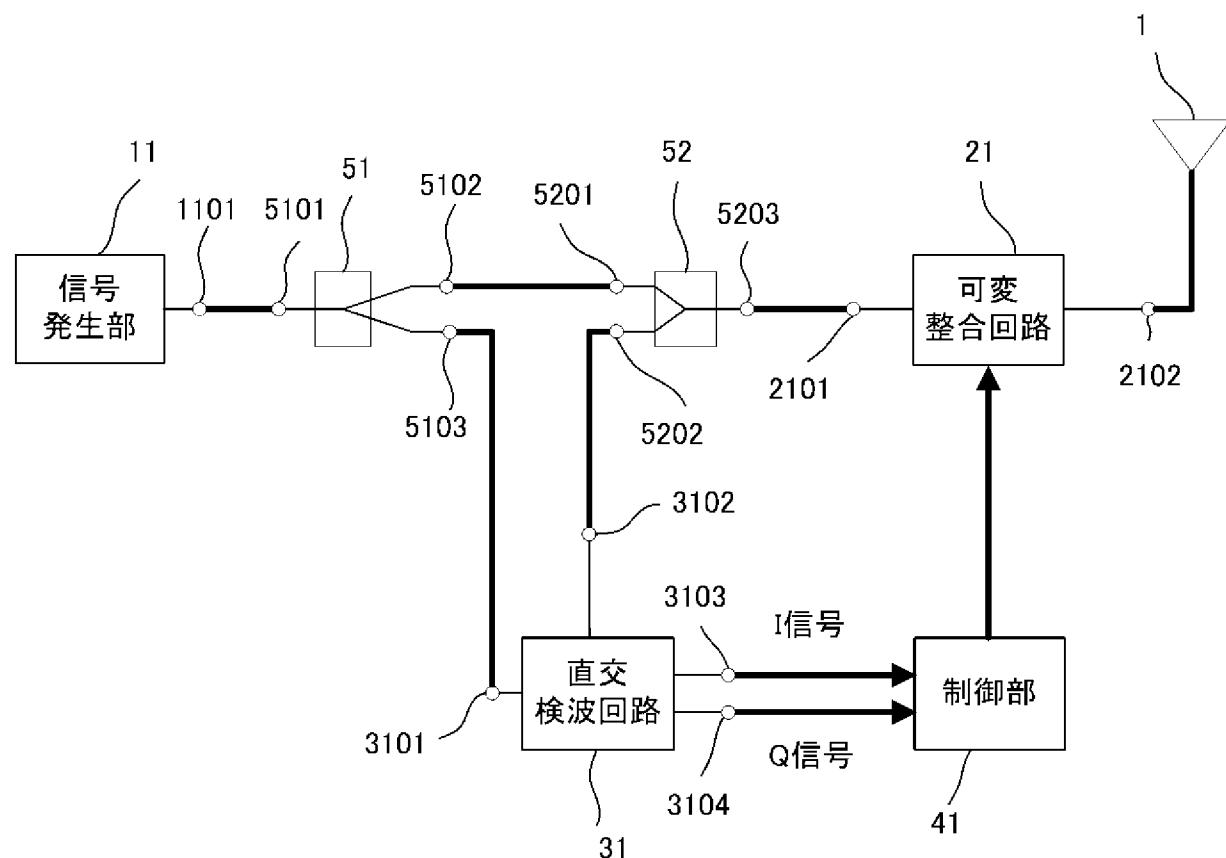
請求の範囲

- [請求項1] 連続波信号を生成する信号発生部と、
前記連続波信号を電波として放射するアンテナと、
前記信号発生部と前記アンテナのインピーダンスの整合を取る可変
整合回路と、
前記連続波信号と前記アンテナに入射した電波の反射信号に基づき
、検波信号を出力する検波回路と、
前記検波信号に基づき、所定の期間の前記検波信号から、前記可変
整合回路の素子値を制御する制御部と
を備えたことを特徴とする生体センサ装置。
- [請求項2] 前記検波回路は、前記連続波信号と前記反射信号を乗算する第1の
ミキサを備えたことを特徴とする請求項1に記載の生体センサ装置。
- [請求項3] 前記検波回路は、前記連続波信号と前記反射信号を乗算する第1の
ミキサと、
前記連続波信号の位相を90度変換する移相器と、
前記移相器の出力と前記反射信号を乗算する第2のミキサと、
を備えたことを特徴とする請求項1に記載の生体センサ装置。
- [請求項4] 前記可変整合回路は、
前記信号発生部と接続する第1の端子、
前記アンテナと接続する第2の端子、第3の端子、
グラウンドと接続する第4の端子とを備え、
前記第1の端子と前記第2の端子との間に接続された第1の容量素
子と、
前記第3の端子と前記第4の端子との間に接続された第2の容量素
子と、
前記第1の端子と前記第4の端子との間に接続された第3の容量素
子と、
を備え、前記第1の容量素子、第2の容量素子及び第3の容量素子の

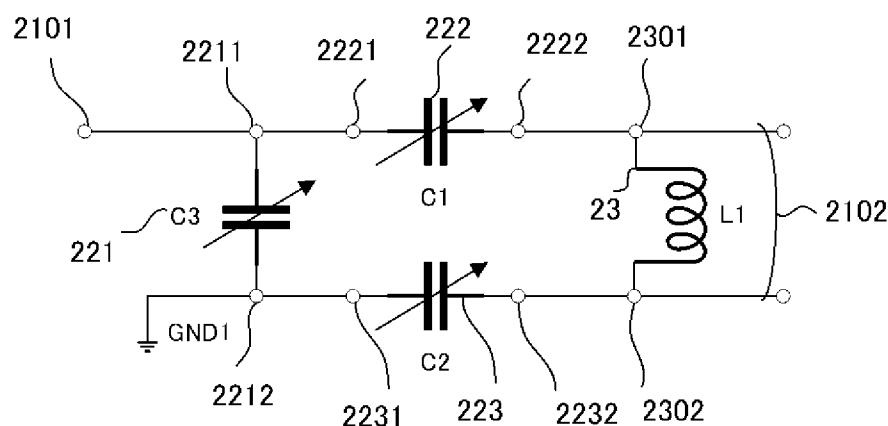
うち少なくとも一つの素子の容量を可変とすることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の生体センサ装置。

- [請求項5] 前記第 2 の端子と前記第 4 の端子との間に接続されたキャパシタ素子を備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の生体センサ装置。
- [請求項6] 前記所定の期間は、心拍および呼吸波形が測定できる一周期分以上の時間であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の生体センサ装置。

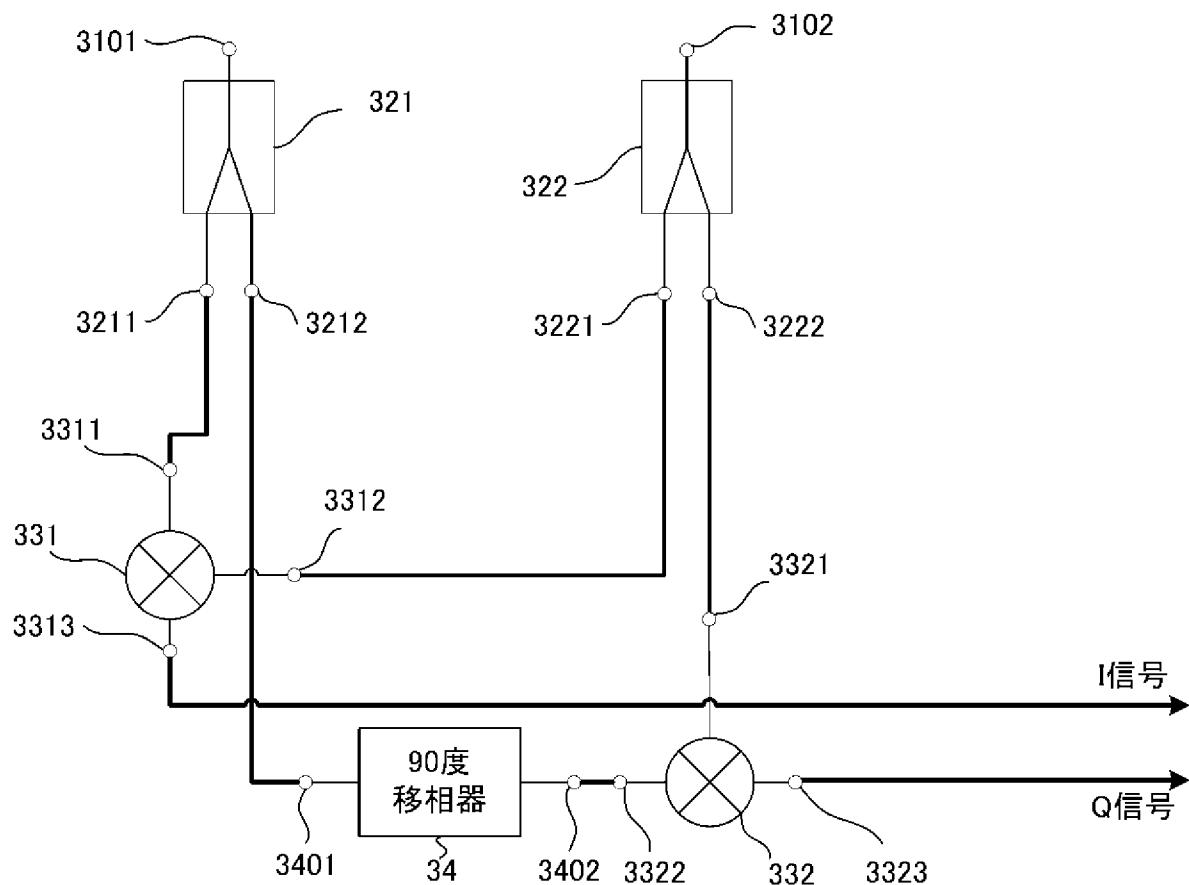
[図1]



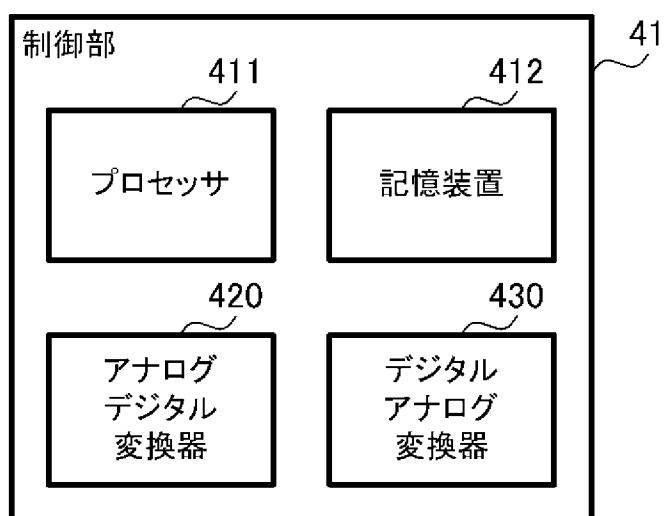
[図2]



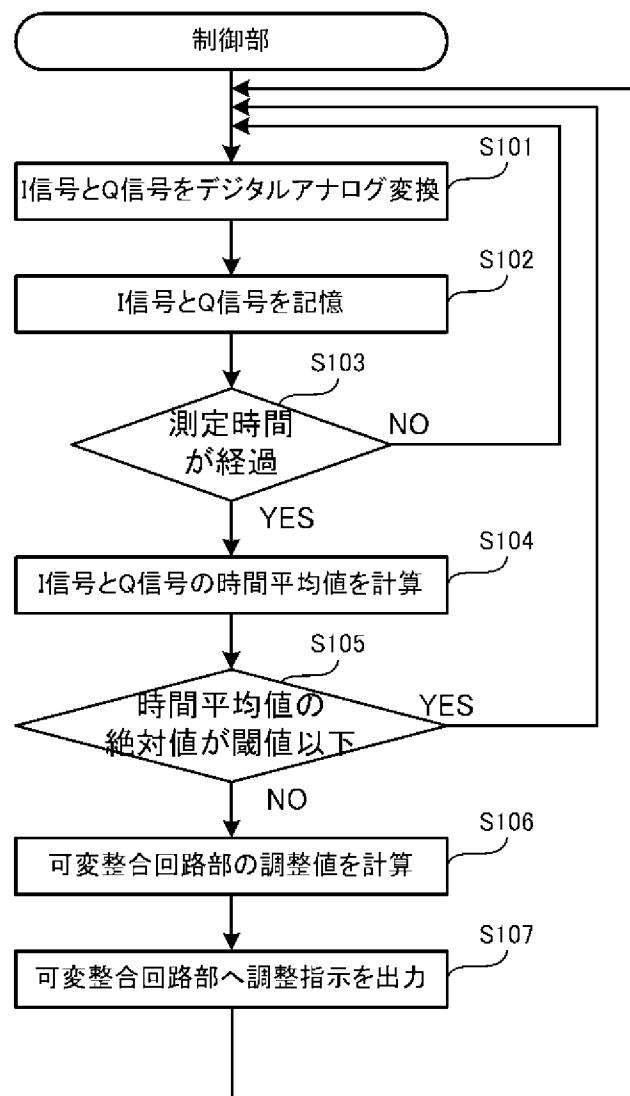
[図3]



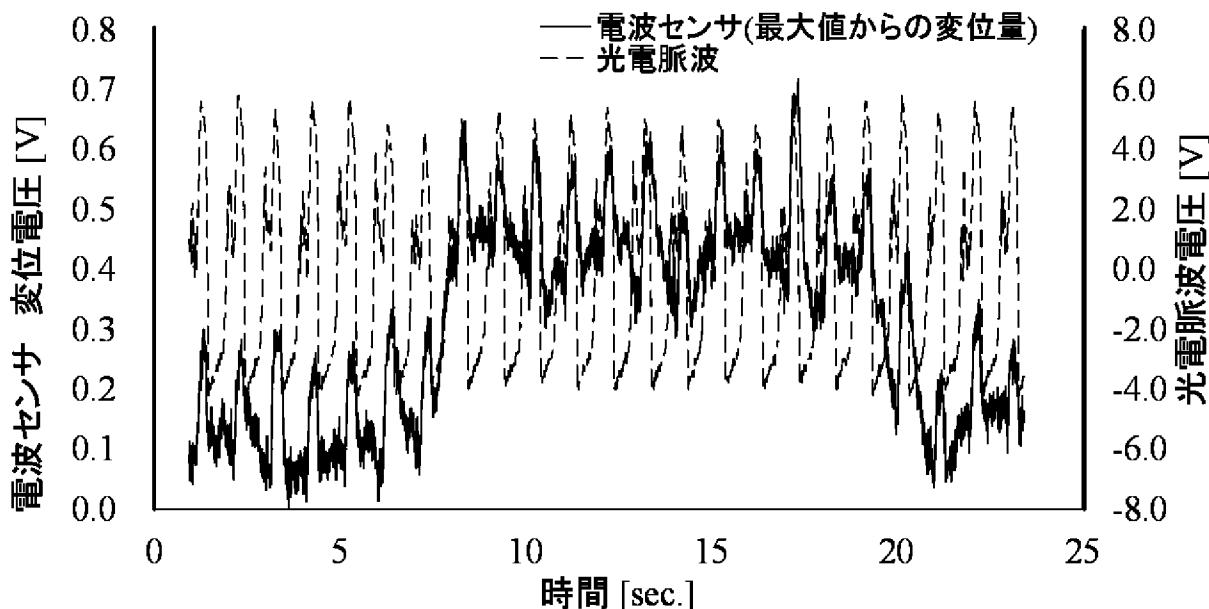
[図4]



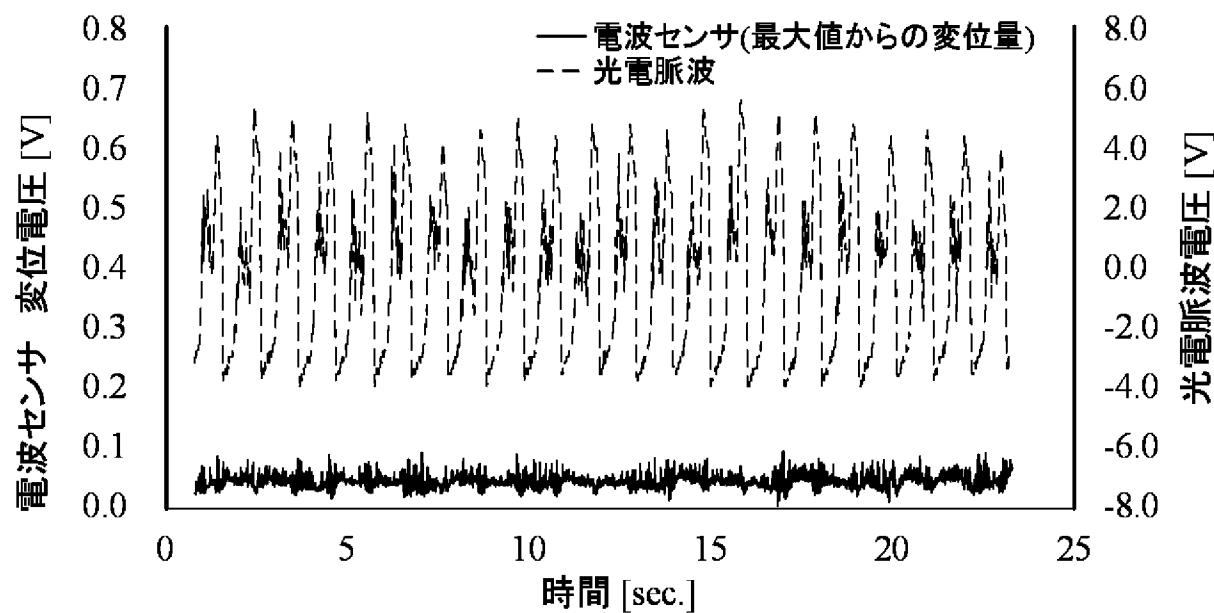
[図5]



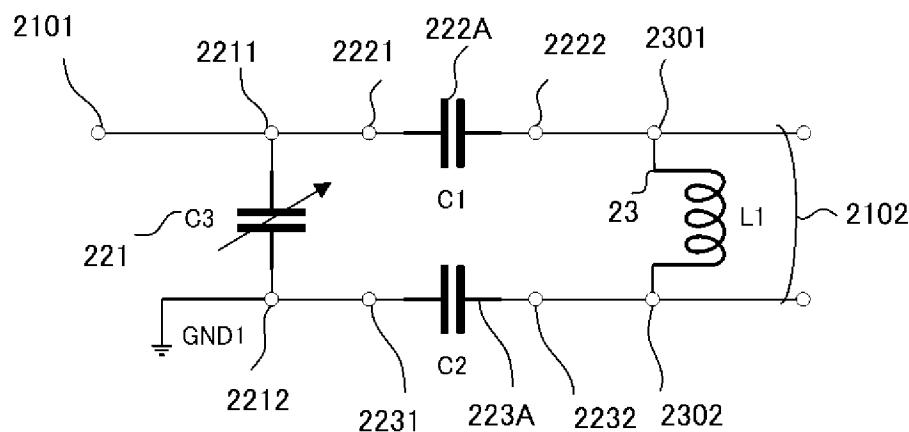
[図6]



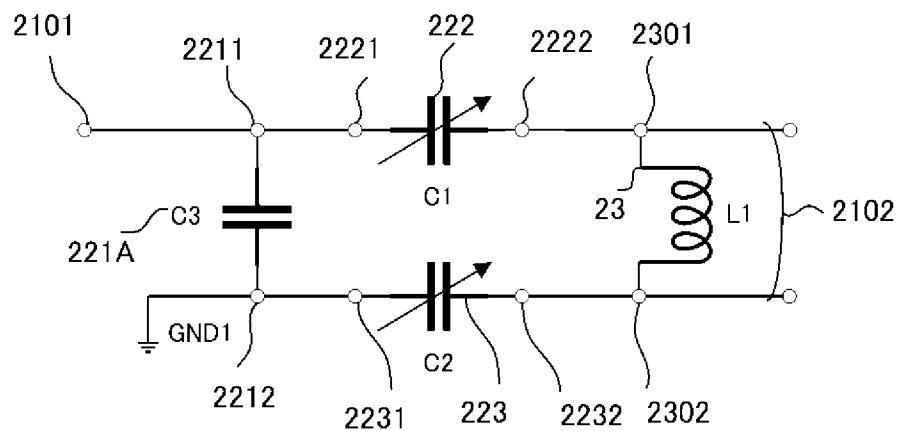
[図7]



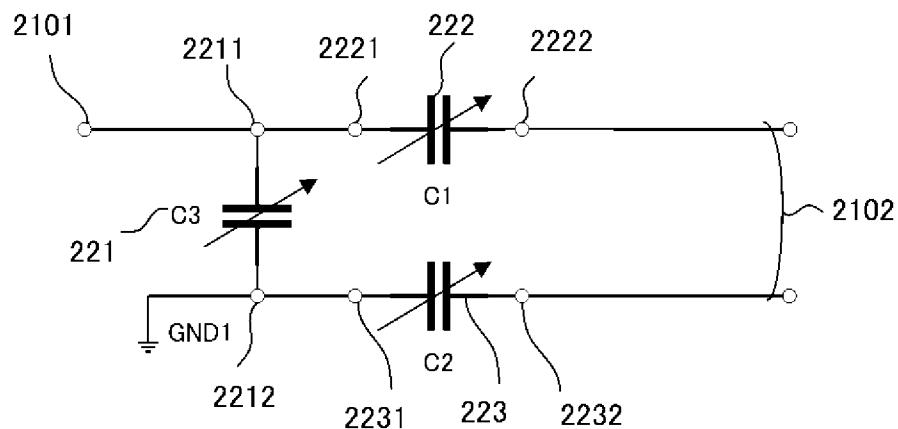
[図8]



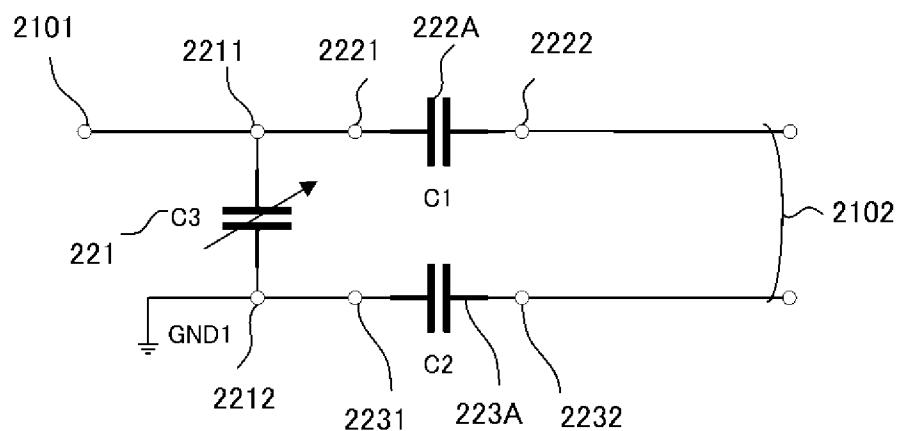
[図9]



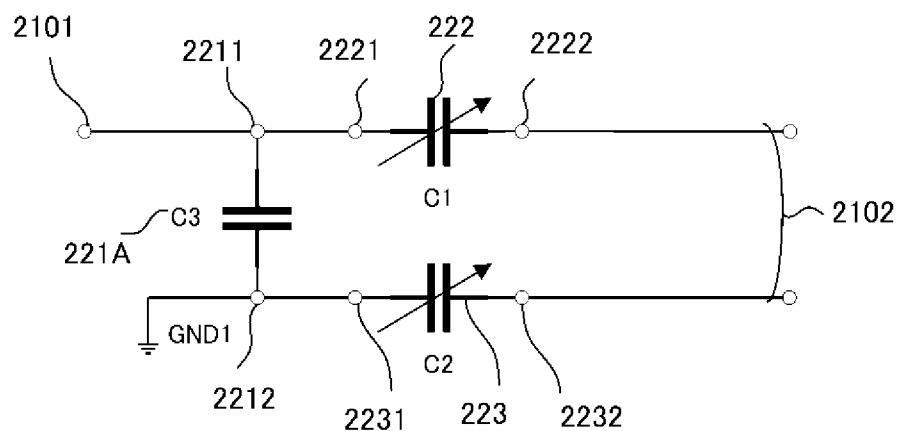
[図10]



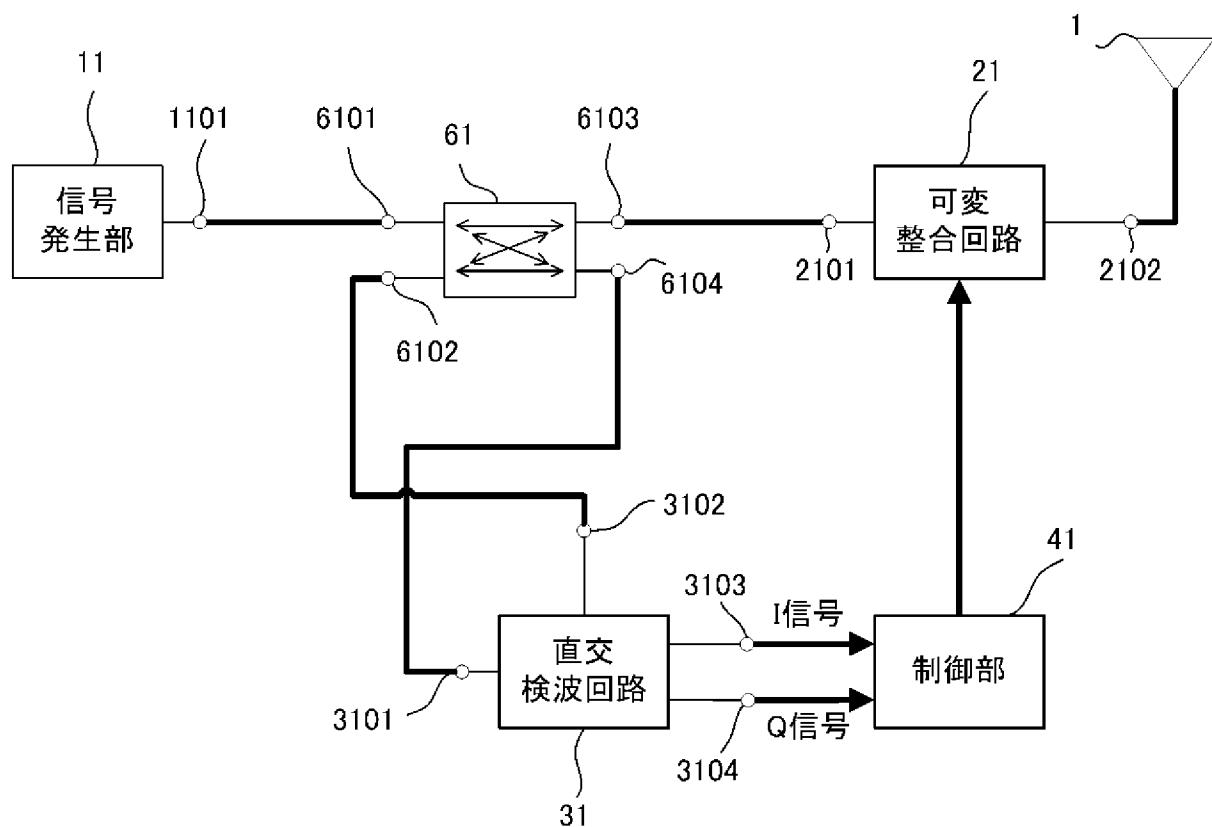
[図11]



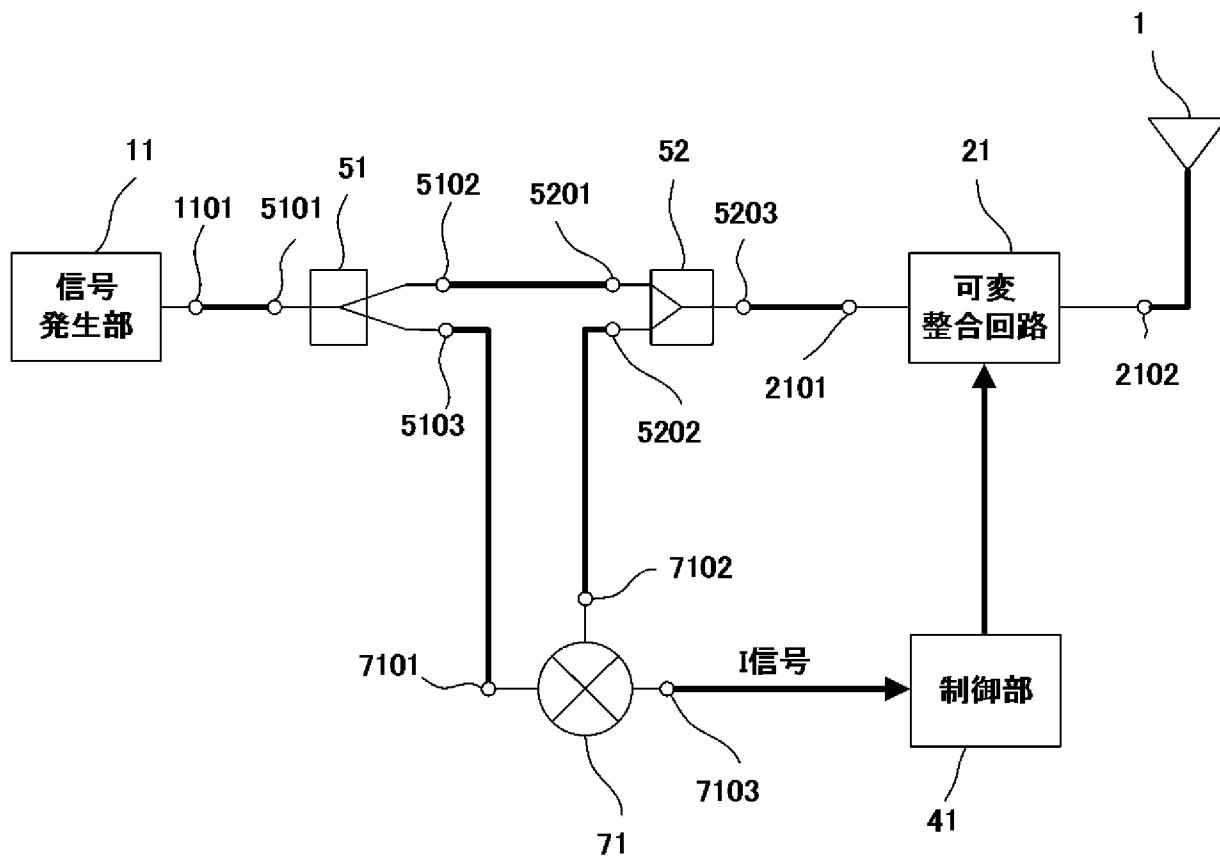
[図12]



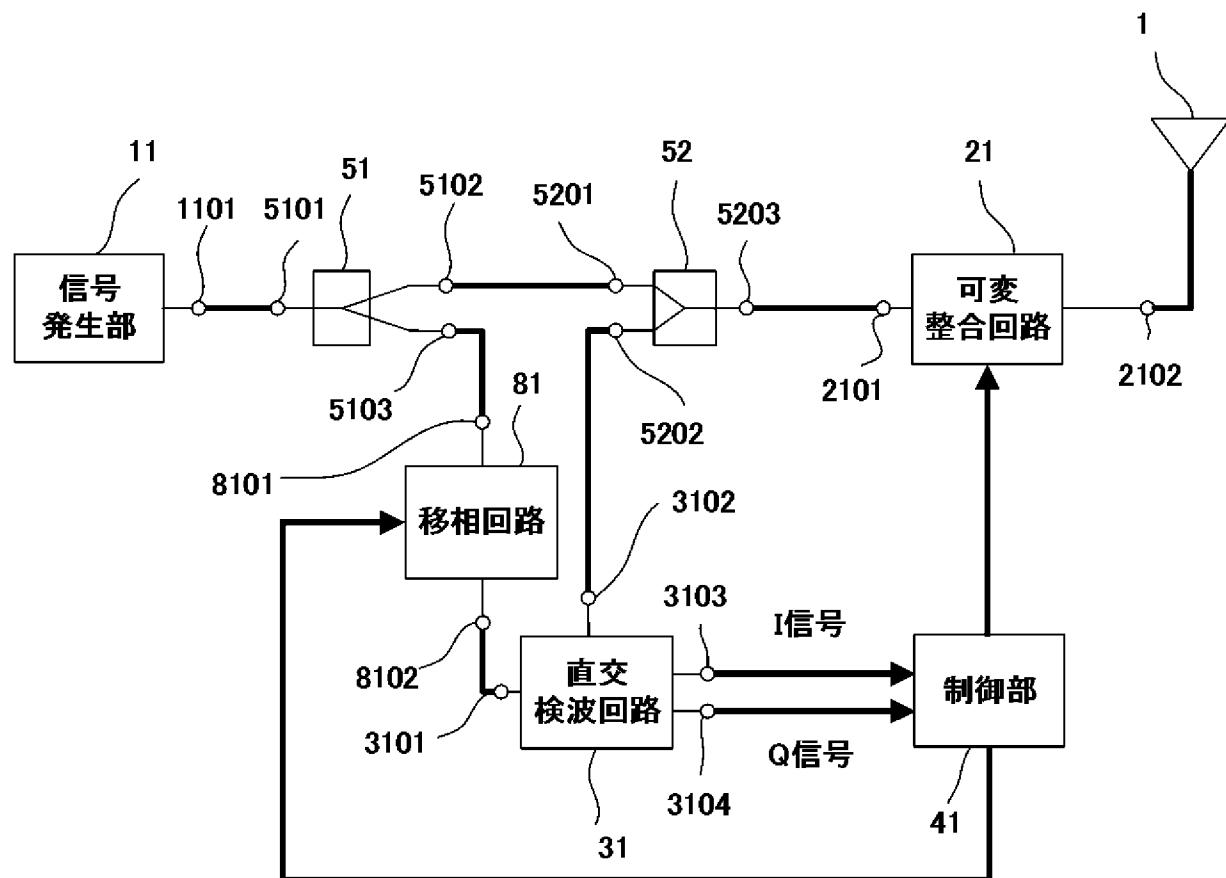
[図13]



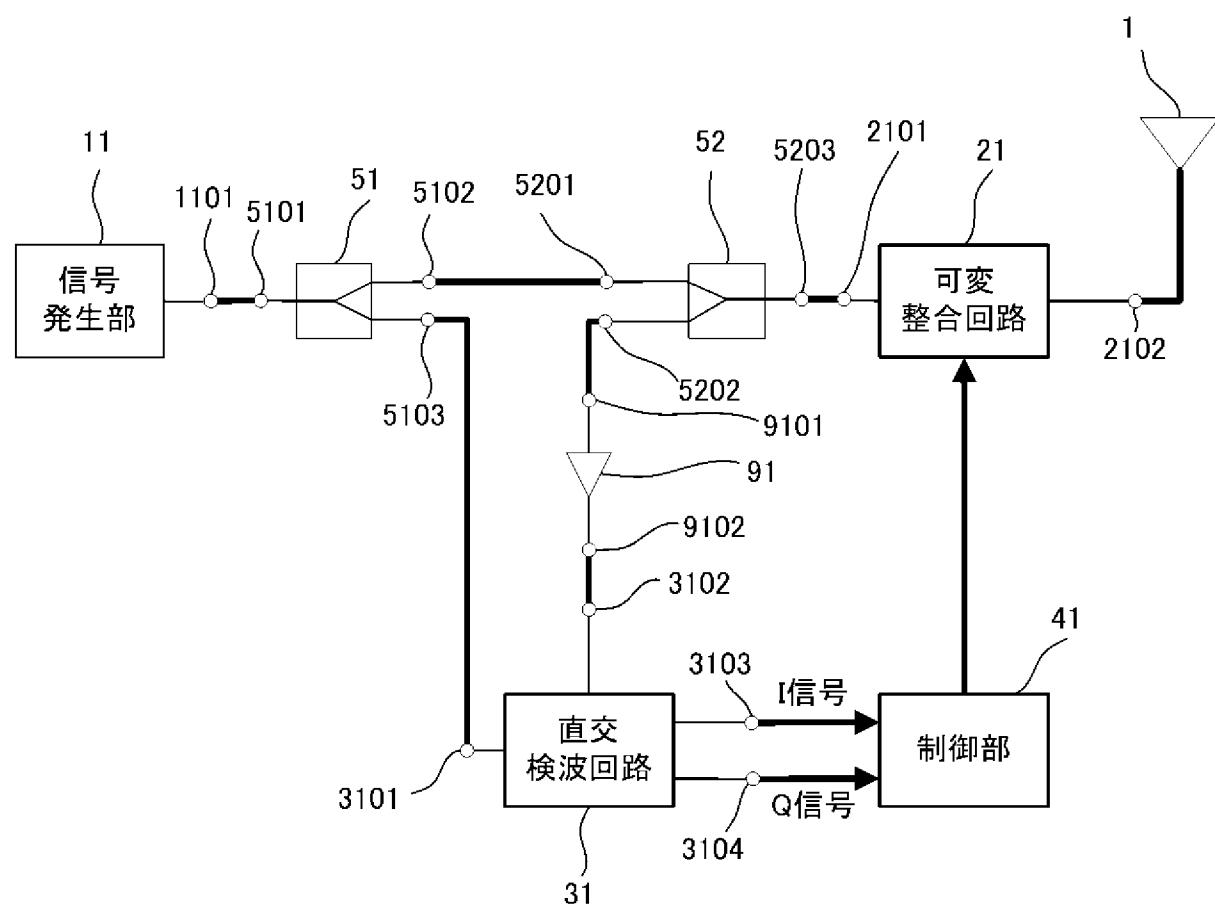
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/031085

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i

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)

Int.Cl. A61B5/00-5/01, A61B5/02-5/03, A61B5/055, A61B5/06-5/22, H05B6/66, G06K19/07

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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.
Y	KR 10-2011-0120553 A (PHILTECH CO., LTD.) 04 November 2011, paragraphs [0026], [0027], [0031], [0032], [0036], [0040], [0053], [0054], [0057], fig. 2, 4 (Family: none)	1-5
Y	JP 2009-301747 A (PANASONIC CORPORATION) 24 December 2009, paragraphs [0025], [0028], [0029], fig. 1 (Family: none)	1-5



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
22.10.2018

Date of mailing of the international search report
06.11.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/031085

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-508883 A (SURFACE TECHNOLOGY SYSTEMS LIMITED) 19 March 2002, page 5, lines 12-16, page 8, lines 22-25, fig. 6 & US 6239404 B1, column 1, lines 59-65, column 4, lines 1-6, fig. 6 & WO 1999/001887 A1 & EP 995219 A1 & KR 10-0440236 B1	4, 5
A	JP 2006-243920 A (BROTHER INDUSTRIES, LTD.) 14 September 2006, entire text, all drawings (Family: none)	6
A	US 2017/0172655 A1 (SCHWAITZBERG, S. D.) 22 June 2017, entire text, all drawings (Family: none)	6
A	JP 2011-519288 A (KAI MEDICAL, INC.) 07 July 2011, entire text, all drawings & US 2010/0130873 A1 & WO 2009/124297 A1 & EP 2265169 A1 & AU 2009231586 A1 & CA 2720871 A1 & KR 10-2011-0008080 A & CN 102046076 A	6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0245 (2006.01) i

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））

Int.Cl. A61B5/00-5/01, A61B5/02-5/03, A61B5/055, A61B5/06-5/22, H05B6/66, G06K19/07

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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 カテゴリーエ	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
Y	KR 10-2011-0120553 A (PHILTECH CO LTD) 2011.11.04, 段落[0026], [0027], [0031], [0032], [0036], [0040], [0053], [0054], [0057], 図2,4 (ファミリーなし)	1-5
Y	JP 2009-301747 A (パナソニック株式会社) 2009.12.24, 段落[0025], [0028], [0029], 図1 (ファミリーなし)	1-5

☞ 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。

* 引用文献のカテゴリー

- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「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矛盾するものではなく、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

22. 10. 2018

国際調査報告の発送日

06. 11. 2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊知地 和之

2Q 9291

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y	JP 2002-508883 A (サーフィス テクノロジー システムズ ピー エルシー) 2002.03.19, 第5頁第12~16行, 第8頁第22~25行, 図6 & US 6239404 B1, 第1欄第59~65行, 第4欄第1~6行, 図6 & WO 1999/001887 A1 & EP 995219 A1 & KR 10-0440236 B1	4, 5
A	JP 2006-243920 A (ブラザーワークス株式会社) 2006.09.14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	6
A	US 2017/0172655 A1 (SCHWITZBERG, Steven D.) 2017.06.22, 全文, 全図 (ファミリーなし)	6
A	JP 2011-519288 A (カイ メディカル、 インコーポレイテッド) 2011.07.07, 全文, 全図 & US 2010/0130873 A1 & WO 2009/124297 A1 & EP 2265169 A1 & AU 2009231586 A1 & CA 2720871 A1 & KR 10-2011-0008080 A & CN 102046076 A	6