

(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2016-174875  
(P2016-174875A)

(43) 公開日 平成28年10月6日(2016.10.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0265 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 6 0	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 2 1 A	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-59289 (P2015-59289)  
(22) 出願日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(71) 出願人 504174135  
国立大学法人九州工業大学  
福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号  
(74) 代理人 110000925  
特許業務法人信友国際特許事務所  
(72) 発明者 佐藤 寧  
福岡県北九州市戸畑区仙水町 1 番 1 号 国  
立大学法人九州工業大学内  
Fターム(参考) 4C017 AA10 AC40 BC08  
4C038 VA04 VB32 VC20

(54) 【発明の名称】 生体信号センサ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】極めて簡易且つ安価な回路構成で、被測定者である人体の脈拍を非接触にて検出できる生体信号センサを提供する。

【解決手段】第一ヘリカルアンテナ602から送信するVHF帯の電波を第二ヘリカルアンテナ603で受信する。これら信号をそれぞれAM検波し、ミキサで生体信号を抽出する。送信と受信を分離することで、VHF帯の電波を使用しても必要な指向性を確保できる。

【選択図】図6

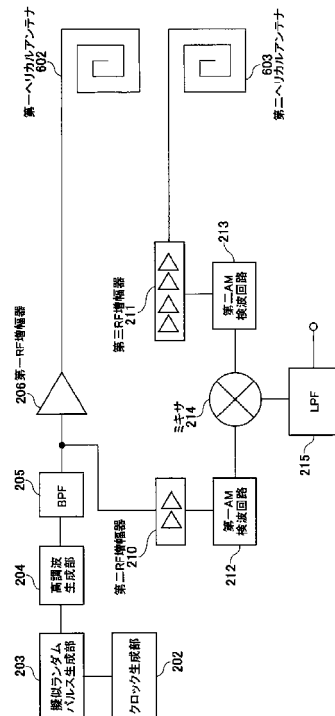


図6 生体信号センサ

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

電波として利用可能な周波数成分を含む信号を生成する信号生成部と、  
 所定の帯域幅を備え、前記信号生成部が生成した信号から、前記帯域幅に含まれる周波数の信号を通過させるバンドパスフィルタと、  
 前記バンドパスフィルタを通過した信号を電波として放射する第一アンテナと、  
 前記第一アンテナから放射された電波を受信する第二アンテナと、  
 前記バンドパスフィルタを通過した信号から A M 検波を行う第一 A M 検波回路と、  
 前記第二アンテナが受信した信号から A M 検波を行う第二 A M 検波回路と、  
 前記第一 A M 検波回路の出力信号と、前記第二 A M 検波回路の出力信号とを乗算するミキサと、  
 前記ミキサの出力信号から前記信号生成部の周波数より低い周波数の信号を通過させるローパスフィルタと  
 を具備する生体信号センサ。

10

## 【請求項 2】

前記バンドパスフィルタの帯域幅は、前記アンテナの共振周波数変動幅を包含する、請求項 1 に記載の生体信号センサ。

## 【請求項 3】

更に、  
 前記バンドパスフィルタと前記第一アンテナとの間に介在する第一 R F 増幅器と、  
 前記バンドパスフィルタと前記第一 A M 検波回路との間に介在する第二 R F 増幅器と、  
 前記第二アンテナと前記第二 A M 検波回路との間に介在する第三 R F 増幅器と  
 を有する、請求項 2 に記載の生体信号センサ。

20

## 【請求項 4】

前記信号生成部は、  
 擬似ランダムパターンを生成する擬似ランダムパルス生成部と、  
 前記擬似ランダムパターンに基づく高調波を生成する高調波生成部と  
 よりなる、請求項 1 又は請求項 2 又は請求項 3 に記載の生体信号センサ。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0001】

本発明は、電波を用いる生体信号センサに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、人体の脈拍を検出するには、光電生体信号センサや心電計等のように、人体にセンサを接触させた状態でセンシングを行う必要があった。

これに対して、非接触で人体の脈拍を検出できると、健康維持や健康管理のグッズや、独居老人の見守りセンシング等への応用が期待できる。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

40

## 【0003】

【特許文献 1】特許 3 0 5 7 4 3 8 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

人体の活動状況を非接触にて検出する手法として、電波を用いる技術がある。特許文献 1 には、電波を用いた非接触式心肺機能監視装置のセンサが開示されている。

特許文献 1 に開示されるセンサは、ドップラーセンサと呼ばれるものであり、その名称の通り、ドップラー効果を利用して対象物の存在等を検出するセンサである。

## 【0005】

50

特許文献 1 に開示されるドップラーセンサは、高速フーリエ変換と計算機による演算処理を用いるため、装置の規模が大きくなり、高価なものであった。したがって、非接触の生体信号センサを安価なグッズに適用させるためには、更なる簡略化、低価格化が望まれていた。

また、同種の電波を用いるセンサを複数個、近接して運用すると、電波の干渉に起因する動作不良を引き起こす虞がある。

更に、従来のドップラーセンサは極超短波を使用しているが、電波の周波数を V H F 帯まで下げたセンサを構築すると、指向性が緩慢になり、被測定者を特定しにくくなる。

#### 【 0 0 0 6 】

本発明に係る状況に鑑みてなされたものであり、極めて簡易且つ安価な回路構成で、検出対象である人体の脈拍を非接触にて検出できる生体信号センサ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】

#### 【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するために、本発明の生体信号センサは、電波として利用可能な周波数成分を含む信号を生成する信号生成部と、所定の帯域幅を備え、信号生成部が生成した信号から、帯域幅に含まれる周波数の信号を通過させるバンドパスフィルタと、バンドパスフィルタを通過した信号を電波として放射する第一アンテナと、第一アンテナから放射された電波を受信する第二アンテナとを具備する。更に、バンドパスフィルタを通過した信号から A M 検波を行う第一 A M 検波回路と、第二アンテナが受信した信号から A M 検波を行う第二 A M 検波回路と、第一 A M 検波回路の出力信号と、第二 A M 検波回路の出力信号とを乗算するミキサと、ミキサの出力信号から擬似ランダムパルス生成部の周波数より低い周波数の信号を通過させるローパスフィルタとを具備する。

#### 【発明の効果】

#### 【 0 0 0 8 】

本発明によれば、極めて簡易且つ安価な回路構成で、検出対象である人体の脈拍を非接触にて検出できる生体信号センサを提供できる。

上記した以外の課題、構成及び効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の第一実施形態に係る、生体信号センサの動作状態を説明する概略図である。

【図 2】本発明の第一実施形態に係る、生体信号センサのブロック図である。

【図 3】パルス波生成部が出力するパルスの波形図と、パルス波生成部が出力するパルスをフーリエ変換した、周波数領域におけるスペクトル図と、B P F の周波数特性図と、B P F を通過した高調波成分を示すスペクトル図である。

【図 4】B P F を通過した高調波成分を示すスペクトル図と、方向性結合器から出力される反射波を示すスペクトル図である。

【図 5】本発明の第二実施形態に係る、生体信号センサの動作状態を説明する概略図である。

【図 6】本発明の第二実施形態に係る、生体信号センサのブロック図である。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【 0 0 1 0 】

これより説明する、本発明の第一実施形態及び第二実施形態に係る生体信号センサは、本願の発明者が「脈拍センサ」として出願済（特願 2 0 1 3 - 2 1 7 0 9 3 号）の技術内容の改良であり、何れもドップラーセンサの一種である。すなわち、被測定者に電波を照射し、反射又は通過した電波の周波数の変化を検出する。

しかし、対象物である人体がアンテナに近い場合、人体の位置や動作で、アンテナの共振周波数は容易に変動する。

本発明の実施形態に係る生体信号センサは、この変動する共振周波数の変動範囲を包含

10

20

30

40

50

するバンドパスフィルタ（以下「BPF」と略）を用いて、複数の周波数の電波を抽出して利用している。

#### 【0011】

ある一つの測定対象に電波を用いるセンサを複数運用すると、電波の干渉による誤動作を引き起こす虞がある。第一実施形態では、この電波干渉を、擬似乱数を用いた擬似ランダムパルスを採用することで、解消する。

低い周波数帯の電波を用いたセンサは、指向性が殆どない。このため、特定の対象に絞って信号を検出することが困難である。第二実施形態では、検出対象の絞り込みを、送信と受信とでアンテナを分離することで実現する。

#### 【0012】

[第一実施形態：生体信号センサ201の全体構成]

図1A及び図1Bは、本発明の第一実施形態に係る、生体信号センサの動作状態を説明する概略図である。

検出対象である被測定者101に対し、電波を用いるセンサを複数個適用する場合を考える。

図1Aは、第一センサ102と第二センサ103が互いに離れている場合における、センサの動作状態を説明する概略図である。第一センサ102の測定可能範囲A104と、第二センサ103の測定可能範囲A105は、互いに相手のセンサに被らないように十分な距離をもって配置されているため、第一センサ102も第二センサ103も互いに本来の性能を発揮した測定結果を出力できる。

図1Bは、第一センサ102と第二センサ103が互いに近接している場合における、センサの動作状態を説明する概略図である。第二センサ103の測定可能範囲A105の中に、第一センサ102が存在している。このため、第一センサ102の測定結果は、第二センサ103が発する電波によって擾乱されるので、本来の性能を発揮した測定結果を出力できない。

しかし、第一センサ102と第二センサ103が各々、自身が出した電波のみ受信できるように構成されていれば、第一センサ102と第二センサ103が図1Bのような配置関係であっても、それぞれ本来の性能を発揮した測定結果を出力できることが期待できる。

#### 【0013】

図2は、本発明の第一実施形態に係る、生体信号センサのブロック図である。

生体信号センサ201は、以下に記す、二つの要素に分けられる。

第一の要素は、対象物に進行波である電波を送信し、対象物から反射される反射波を受信して抽出する要素である。この第一の要素には、クロック生成部202、擬似ランダムパルス生成部203、高調波生成部204、BPF205、第一RF増幅器206、方向性結合器207及びヘリカルアンテナ208が含まれる。

第二の要素は、進行波と反射波から周波数差信号を生成し、更に生体信号を抽出する要素である。この第二の要素としては、第二RF増幅器210、第三RF増幅器211、第一AM検波回路212、第二AM検波回路213、ミキサ214、ローパスフィルタ（以下「LPF」と略）215が含まれる。

#### 【0014】

クロック生成部202は、比較的低い周波数のパルスを生成する。このクロック生成部202で生成されるパルスの周波数は、例えば100kHzである。擬似ランダムパルス生成部203は図示しないROM等から構成され、クロック生成部202から生じるクロックを受けて、例えば周知のM系列擬似ランダムパターンを出力する。高調波生成部204は、入力される信号に歪を生じさせて、高調波成分を付加する。このような回路には、例えば周知のダイオードクリップあるいはダイオードリミッタ等と呼ばれる、2本のダイオードを逆極性に並列接続した回路が利用可能である。

BPF205は、高調波生成部204から出力される信号から高調波成分を取り出す。BPF205の中心周波数と帯域幅は、例えば100MHz±3MHzである。BPF2

10

20

30

40

50

05 は例えば LC 共振回路を多段接続した回路構成が利用可能である。

第一 RF 増幅器 206 は、BPF 205 を通過した高調波成分の信号を増幅する。

【0015】

第一 RF 増幅器 206 によって増幅された高調波成分の信号は、方向性結合器 207 の入力端子 (図 1 中「IN」) に入力される。そして、この高調波成分の信号は方向性結合器 207 の出力端子 (図 1 中「OUT」) に接続されたヘリカルアンテナ 208 に供給される。

方向性結合器 207 は、コイル、コンデンサ及び抵抗で形成され、VSWR 計 (電圧定在波比: Voltage Standing Wave Ratio) 等に用いられる、周知の回路素子である。方向性結合器 207 は、第一の伝送路に含まれる進行波と反射波に基づいて、進行波に比例した出力信号と、反射波に比例した出力信号とをそれぞれ出力することができる。

10

【0016】

ヘリカルアンテナ 208 は、第一 RF 増幅器 206 から出力される高調波成分の信号に基づく、複数の周波数の電波を発する。そして、人体等の対象物によって反射された電波は、ヘリカルアンテナ 208 によって受信され、方向性結合器 207 の内部で定在波を生じる。

方向性結合器 207 の分離端子 (図 1 中「Isolated」) には、ヘリカルアンテナ 208 を通じて出力端子から入力される電波の信号 (反射波) に比例した信号が出力される。

20

方向性結合器 207 の結合端子 (図 1 中「Coupled」) には、入力端子に入力される高調波成分の信号 (進行波) に比例した信号が出力される。

結合端子は、抵抗 R 209 を介して接地ノードに接続されている。抵抗 R 209 としては方向性結合器 207 及びヘリカルアンテナ 208 のインピーダンスに等しい抵抗値が設定される。多くの場合、50 か 75 である。

【0017】

第二 RF 増幅器 210 は、BPF 205 を通過した高調波成分の信号 (進行波) を増幅する。

第三 RF 増幅器 211 は、方向性結合器 207 の分離端子から出力される、ヘリカルアンテナ 208 を通じて出力端子から入力される電波の信号 (反射波) を増幅する。なお、第三 RF 増幅器 211 のゲインは、第二 RF 増幅器 210 より大きく設計される。

30

第二 RF 増幅器 210 の出力信号は、第一 AM 検波回路 212 に供給され、AM 検波が行われる。同様に、第三 RF 増幅器 211 の出力信号は、第二 AM 検波回路 213 に供給され、AM 検波が行われる。この結果、第一 AM 検波回路 212 と第二 AM 検波回路 213 からは、擬似ランダムパルス生成部 203 による擬似ランダムパルスが復調される。但し、第二 AM 検波回路 213 の出力信号には、ヘリカルアンテナ 208 から受信した反射波に含まれている、被測定者 101 に起因する低周波の周波数変動を含む。

【0018】

ミキサ 214 は第一 AM 検波回路 212 の出力信号と第二 AM 検波回路 213 の出力信号を乗算する。ここで、ミキサ 214 としては、例えばデュアルゲート FET 等が利用可能である。

40

LPF 215 のカットオフ周波数は、擬似ランダムパルス生成部 203 から出力される信号よりも低く設定されており、例えば 1 kHz である。すなわち、クロック生成部 202 が出力する 100 kHz よりも低いカットオフ周波数である。したがって、LPF 215 はミキサ 214 の出力信号から第一 AM 検波回路 212 の出力信号と第二 AM 検波回路 213 の出力信号との周波数差信号のみ出力する。すなわち、ヘリカルアンテナ 208 から受信した反射波に含まれている、被測定者 101 に起因する低周波の周波数変動成分だけが、LPF 215 から出力される。

【0019】

もし、図 2 に開示する生体信号センサが二つ、図 1 B に示すように近接した配置関係で設置されていたとしても、ミキサ 214 から出力される周波数差信号は、擬似ランダムパ

50

ルス生成部 203 が生成する擬似ランダムパルスに起因する信号しかない。他の装置の擬似ランダムパルスとは信号の位相やパターンが全く合わないので、ミキサ 214 から有意な信号としては出力されない。

このように、擬似ランダムパルスを高調波の生成に用いることで、センサの混信を効果的に排除できる。

#### 【0020】

[ 生体信号センサ 201 の動作 ]

これより、図 3 A、図 3 B、図 3 C、図 3 D、図 4 A 及び図 4 B を参照して、生体信号センサ 201 の動作を説明する。

図 3 A は、高調波生成部 204 が出力するパルスの波形図である。横軸は時間であり、縦軸は電圧又は信号レベルである。図 3 A に示すように、デューティ比が小さく、インパルスに近い波形が、高調波を多く含むので望ましい。

図 3 B は、高調波生成部 204 が出力する、図 3 A に示すパルスをフーリエ変換した、周波数領域におけるスペクトル図である。横軸は周波数であり、縦軸は電圧又は信号レベルである。図 3 B に示すように、パルスには、基本波に対し、整数倍の周波数の高調波が複数含まれる。

図 3 C は、BPF 205 の周波数特性図である。図 3 C のスケールは図 3 B に合わせてあるので、横軸は周波数であり、縦軸は電圧又は信号レベルである。図 3 C に示すように、BPF 205 は、パルスに含まれる高調波成分のうち、特定の周波数の成分を通過させる。

すると、図 3 D に示すように、BPF 205 を通過した高調波成分は、パルスから基本波を含むカットオフ周波数以下の成分等が除去される。

#### 【0021】

図 4 A は、図 3 D の周波数軸（横軸）を拡大して示したものであり、BPF 205 を通過した高調波成分を示すスペクトル図である。

図 4 B は、方向性結合器 207 から出力される反射波を示すスペクトル図である。

今、図 4 A に示すように、BPF 205 を通過した高調波成分が、100 MHz を中心とした五つの信号であるものとする。五つの信号は周波数が低い順から、 $f_1 = 98 \text{ MHz}$ 、 $f_2 = 99 \text{ MHz}$ 、 $f_3 = 100 \text{ MHz}$ 、 $f_4 = 101 \text{ MHz}$ 、 $f_5 = 102 \text{ MHz}$  である。これら五つの信号は、第一 RF 増幅器 206 によって増幅され、方向性結合器 207 を介してヘリカルアンテナ 208 から電波として発される。

但し、ヘリカルアンテナ 208 の周波数特性（帯域幅）は狭いので、 $f_1 \sim f_5$  の信号のうち、どれか一つ或は二つ程度がヘリカルアンテナ 208 から電波として発射される。

そして、ヘリカルアンテナ 208 から発された電波は、対象物に反射して、ヘリカルアンテナ 208 を通じて方向性結合器 207 に入力される。これら反射波の信号が、例えば図 4 B に示すように、周波数が低い順から、 $f_1' = 98.1 \text{ MHz}$ 、 $f_2' = 99.1 \text{ MHz}$ 、 $f_3' = 100.1 \text{ MHz}$ 、 $f_4' = 101.1 \text{ MHz}$ 、 $f_5' = 102.1 \text{ MHz}$  の何れかである。この例では、ドップラー効果によって反射波の周波数が進行波から 100 kHz シフトしたものとする。

#### 【0022】

第二 RF 増幅器 210 は、ヘリカルアンテナ 208 から電波として発射された  $f_1 \sim f_5$  の信号を出力する。第一 AM 検波回路 212 は、 $f_1 \sim f_5$  の信号に包絡線検波を行い、擬似ランダムパターンの信号を復調する。

第三 RF 増幅器 211 は、ヘリカルアンテナ 208 から電波として発射された  $f_1 \sim f_5$  の信号のうちどれか一つ或は二つ程度の周波数成分に起因する反射波、 $f_1' \sim f_5'$  の何れかの周波数成分を出力する。第二 AM 検波回路 213 は、 $f_1' \sim f_5'$  のうちのどれか一つ或は二つの信号に包絡線検波を行い、擬似ランダムパターンの信号を復調する。

#### 【0023】

アンテナに対象物である人体が近い場合、人体の位置や動作で、アンテナの共振周波数

10

20

30

40

50

は容易に変動する。すると、単一の周波数の信号でアンテナから電波を発しても、その信号がアンテナの共振周波数とミスマッチを生じてしまい、正しく反射波を受信できない。

そこで、本発明の実施形態に係る生体信号センサは、この共振周波数の変動を包含するBPFを用いて、複数の周波数の電波を利用する。こうすることで、アンテナの共振周波数に変動しても、複数の周波数の信号のうちどれか一つ或は二つ程度はアンテナの帯域幅に合致し、反射波を受信できる。

反射波を受信できれば、ドップラー効果によって生じた反射波と進行波の周波数差を、第一AM検波回路212、第二AM検波回路213及びミキサ214を用いて取り出すことで、対象物の存在及び/又は変動状態を検出できる。

#### 【0024】

本発明の第一実施形態に係る生体信号センサ201は、VHF帯の高調波に対してAM検波を用いることで、人体の脈拍によって微弱な変動が乗っている電波から、高速フーリエ変換等の高価な装置を用いることなく、脈拍を検出できる。

更に、ミキサ214から出力される周波数差信号は、擬似ランダムパルス生成部203が生成する擬似ランダムパルスに起因する信号しかない。他の装置の信号とは信号の位相やパターンが全く合わないので、ミキサ214から有意な信号としては出力されない。

このように、擬似ランダムパルスを高調波の生成に用いることで、センサの混信を効果的に排除できる。

#### 【0025】

上述の生体信号センサ201は、擬似ランダムパルスが100kHzであることから、心拍に起因する血流の音を含む心音信号を検出できる。この擬似ランダムパルスの周波数を10kHz程度に下げ、BPF205の通過中心周波数を、人体の血流に最もマッチングし易いと言われている60MHzに設定すると、生体信号センサ201を心拍信号を検出する脈拍センサとして機能させることができる。

#### 【0026】

[第二実施形態：生体信号センサ601の全体構成]

図5は、本発明の第二実施形態に係る、生体信号センサの動作原理を説明する概略図である。

第一実施形態にて開示した生体信号センサ201は、VHF帯である100MHzの電波を用いている。VHF帯以下の周波数の電波は指向性が緩慢(broad:ブロード)であるため、検出対象を狭い範囲に特定することが困難である。例えば、自動車のドライバーシート等に生体信号センサ201を搭載する場合において、運転席に居るドライバーに対してのみ脈拍を検出したい、という場合に、隣の助手席に居る同乗者の脈拍を誤検出してしまふ虞が生じる。また、自動車のような狭い空間に電波を用いるセンサを設置する場合、周知の八木アンテナ等のように、アンテナに鋭角な指向性を持たせることが困難である。

そこで、第一実施形態にて開示した生体信号センサ201に対し、電波の送信部501と受信部502を分離することで、被測定者101の測定可能範囲A504を送信部501と受信部502を結ぶ線分上と受信部502の周囲に限定することが可能になる。

#### 【0027】

図6は、本発明の第二実施形態に係る、生体信号センサ601のブロック図である。

図2に示す生体信号センサ601の、図1に示す生体信号センサ201との相違点は、方向性結合器207及び抵抗R209が省略され、第一RF増幅器206に送信用の第一ヘリカルアンテナ602(第一アンテナ)が直接接続されている点と、受信用の第二ヘリカルアンテナ603(第二アンテナ)が第三RF増幅器108に接続されている点である。この点以外は第一実施形態の生体信号センサ601と同じであるので、生体信号センサ601と同じ機能ブロックには同じ符号を付して、詳細説明は省略する。

方向性結合器207を省略して、その代わりに第二ヘリカルアンテナ603を設けているため、方向性結合器207より第二ヘリカルアンテナ603の製造コストが安価であれば、本実施形態の生体信号センサ601の全体としてのコストは第一実施形態の生体信号

10

20

30

40

50

センサ 201 より安価になることが期待できる。

#### 【0028】

以上説明した実施形態には、以下に記す応用例が可能である。

(1) 上述の実施形態では、ヘリカルアンテナ 208 を使用したが、アンテナの種類はこれに限られない。ダイポールアンテナ、グランドプレーンアンテナ、メアングララインアンテナ等、開放端を有するアンテナであれば何でも良い。また、開放端を有さないループアンテナでも、ゲインは下がるが利用可能である。

(2) 第二実施形態の生体信号センサは、混信の懸念がない環境下においては、擬似ランダムパルス生成部 203 を省略してクロック生成部 202 を高調波生成部 204 に直接接続したり、クロック生成部 202、擬似ランダムパルス生成部 203 及び高調波生成部 204 を省略して、その代わりに BPF 205 にホワイトノイズを生成する回路を接続してもよい。

上述の実施形態にて説明したクロック生成部 202、擬似ランダムパルス生成部 203 及び高調波生成部 204 による構成、そしてこれらに代えて利用可能なクロック生成部 202 を高調波生成部 204 に直結する構成、またホワイトノイズを生成する回路は、電波として利用可能な周波数成分を含む信号を生成する信号生成部として等しい機能を有する。

#### 【0029】

上述した第一実施形態では、複数の周波数の信号を用いてアンテナから電波（進行波）を発生し、対象物である人体から反射された電波（反射波）を方向性結合器 207 で取り出し、進行波と反射波をそれぞれ AM 復調した後、ミキサ 214 と LPF 215 で周波数差信号を取り出す、生体信号センサ 201 について説明した。

高調波生成部 204 に接続されている BPF 205 は、ヘリカルアンテナ 208 の共振周波数の変動幅を包含する帯域幅を有している。このため、ヘリカルアンテナ 208 に被測定者 101 が近接することによって、ヘリカルアンテナ 208 の共振周波数が変動しても、BPF 205 を通過した複数の周波数の信号のうち、どれか一つ或は二つはヘリカルアンテナ 208 の帯域幅を通過できる。このようにして、低い周波数の電波を用いたドップラーセンサである生体信号センサを実現できる。

更に、信号源に擬似ランダムパルス生成部 203 が生成する擬似ランダムパルスを用いた。AM 復調して得られる信号は擬似ランダムパルスであり、ミキサ 214 から出力される周波数差信号は、擬似ランダムパルス生成部 203 が生成する擬似ランダムパルスに起因する信号しかない。したがって、他の装置の信号とは信号の位相やパターンが全く合わないため、ミキサ 214 から有意な信号としては出力されず、混信の影響を大幅に除去できる。

#### 【0030】

上述した第二実施形態では、第一実施形態の生体信号センサ 201 を更に改良し、電波を送信するアンテナと受信するアンテナとを分離することで、低い周波数帯の電波を使用しても良好な指向性を実現できる。

#### 【0031】

本実施形態の生体信号センサは、従来のドップラーセンサに比べて、扱う信号の周波数が凡そ数十～数百 MHz 程度と低い。このため、回路素子の価格が安価である。また、周波数が低いので回路の実装が容易である。

更に、本実施形態の生体信号センサは、従来のドップラーセンサに比べて、回路規模が極めて小さい。

第一 RF 増幅器 206、第二 RF 増幅器 210 及び第三 RF 増幅器 211 はそれぞれトランジスタ一個で済む。

ミキサ 214 もデュアルゲート FET 一個で済む。

クロック生成部 202、擬似ランダムパルス生成部 203 は安価なワンチップマイコン一個で済む。

特許文献 1 に開示される技術とは異なり、フーリエ変換や複雑なデータ処理も不要であ

10

20

30

40

50

る。

このように、能動素子である半導体素子が合計十個に満たない数で、実装できる。したがって、安価に製造できると共に、量産も容易である。

【0032】

第一実施形態にて開示する擬似ランダムパルスを用いる生体信号センサ201と、第二実施形態にて開示する送受信を分離した生体信号センサ601の技術により、混信に強く、必要な指向性を確保できる車載用生体信号センサを低価格且つ容易に実現できる。

【0033】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した本発明の要旨を逸脱しない限りにおいて、他の変形例、応用例を含む。

10

例えば、上記した実施形態は本発明をわかりやすく説明するために装置及びシステムの構成を詳細にかつ具体的に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施形態の構成の一部を他の実施形態の構成に置き換えることは可能であり、更にはある実施形態の構成に他の実施形態の構成を加えることも可能である。また、各実施形態の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることも可能である。

また、上記の各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を、例えば集積回路で設計するなどによりハードウェアで実現してもよい。また、上記の各構成、機能等は、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを解釈し、実行するためのソフトウェアで実現してもよい。各機能を実現するプログラム、テーブル、ファイル等の情報は、メモリや、ハードディスク、SSD (Solid State Drive) 等の揮発性あるいは不揮発性のストレージ、または、ICカード、光ディスク等の記録媒体に保持することができる。

20

また、制御線や情報線は説明上必要と考えられるものを示しており、製品上必ずしもすべての制御線や情報線を示しているとは限らない。実際には殆ど全ての構成が相互に接続されていると考えてもよい。

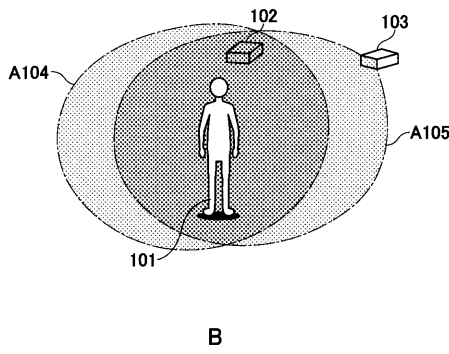
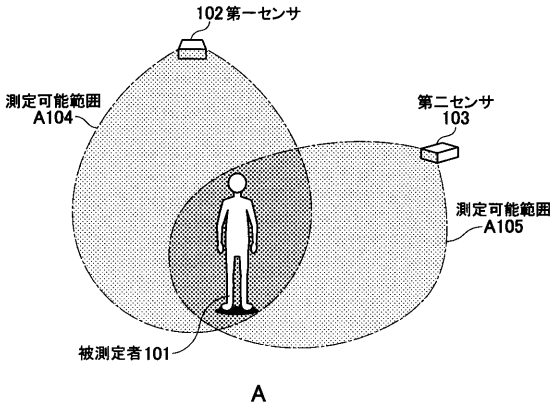
【符号の説明】

【0034】

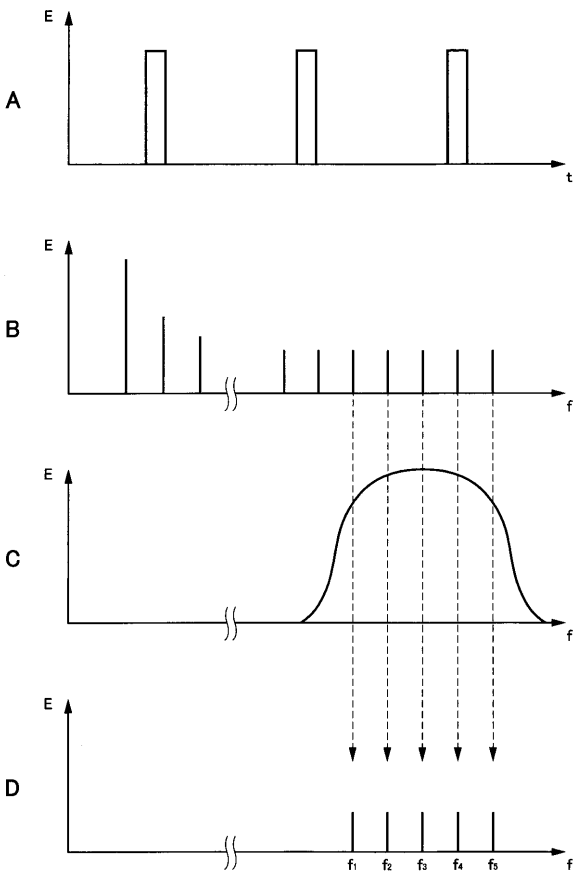
101 ... 被測定者、102 ... 第一センサ、103 ... 第二センサ、108 ... 第三RF増幅器、201 ... 生体信号センサ、202 ... クロック生成部、203 ... 擬似ランダムパルス生成部、204 ... 高調波生成部、205 ... BPF、206 ... 第一RF増幅器、207 ... 方向性結合器、208 ... ヘリカルアンテナ、210 ... 第二RF増幅器、211 ... 第三RF増幅器、212 ... 第一AM検波回路、213 ... 第二AM検波回路、214 ... ミキサ、215 ... LPF、501 ... 送信部、502 ... 受信部、601 ... 生体信号センサ、602 ... 第一ヘリカルアンテナ、603 ... 第二ヘリカルアンテナ

30

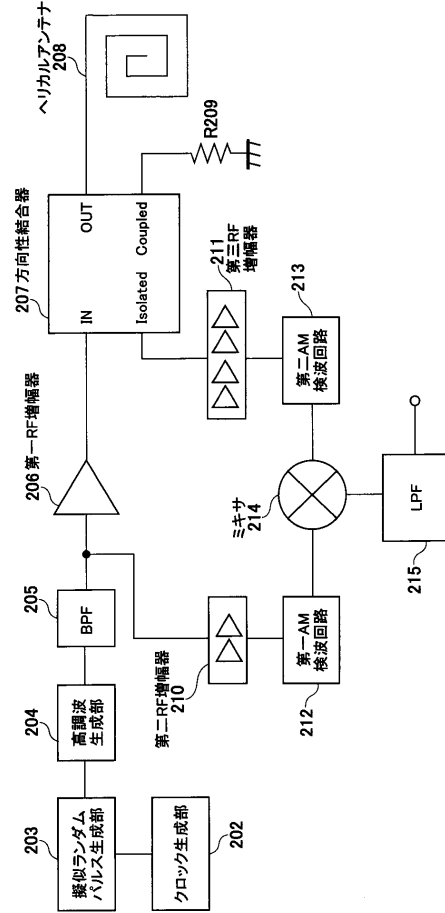
【 図 1 】



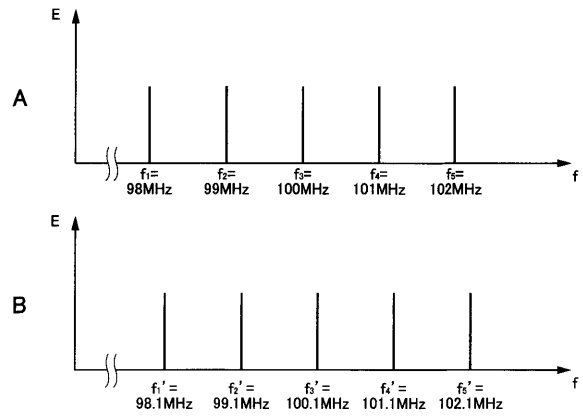
【 図 3 】



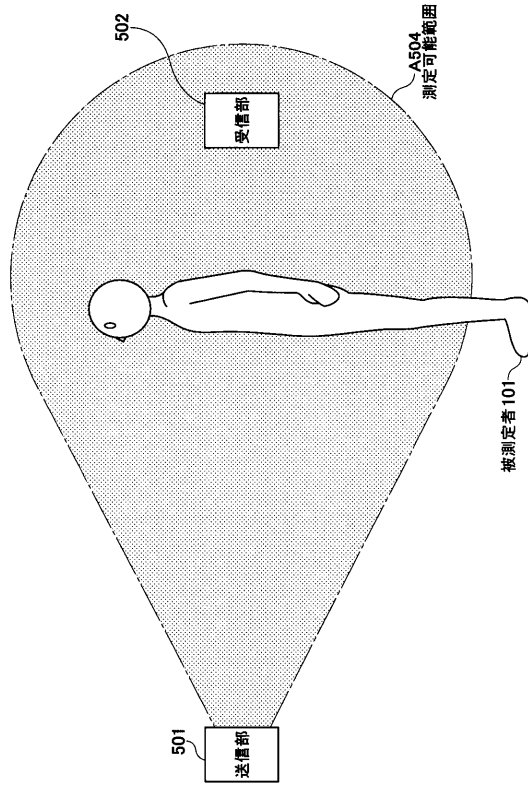
【 図 2 】



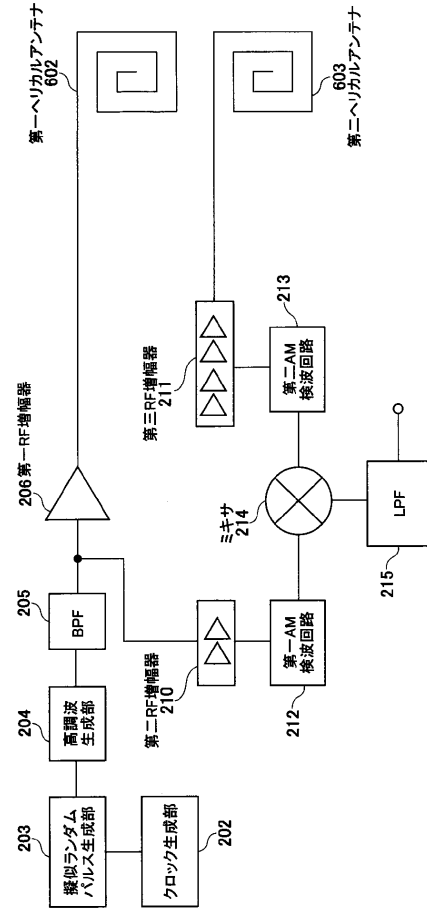
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



601 生体信号センサ