

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6308631号
(P6308631)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月23日(2018.3.23)

(51) Int.Cl.		F I			
GO 1 V	3/12	(2006.01)	GO 1 V	3/12	A
HO 3 K	17/95	(2006.01)	HO 3 K	17/95	M

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-537876 (P2015-537876)	(73) 特許権者	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
(86) (22) 出願日	平成26年9月10日(2014.9.10)	(74) 代理人	110000925 特許業務法人信友国際特許事務所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/073990	(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
(87) 国際公開番号	W02015/041121		
(87) 国際公開日	平成27年3月26日(2015.3.26)		
審査請求日	平成29年6月22日(2017.6.22)	審査官	石川 雄太郎
(31) 優先権主張番号	特願2013-194081 (P2013-194081)		
(32) 優先日	平成25年9月19日(2013.9.19)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 近接センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

開放端を有する第一のアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第一発振回路と、
両端が回路に接続される第二のアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第二発振回路と、

前記第一発振回路が出力する第一の出力信号と、前記第二発振回路が出力する第二の出力信号の周波数差に基づいて誘電体である検出対象の近接状態を検出する近接検出部とを具備する近接センサ。

【請求項2】

前記近接検出部は、
前記第一の出力信号及び前記第二の出力信号を受けて、周波数差信号を生成するミキサと、

前記周波数差信号から特定の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の出力信号に包絡線検波を施すAM検波回路とを有する、請求項1に記載の近接センサ。

【請求項3】

前記第一発振回路と、前記第二発振回路は、前記検出対象が近接していない状態において、前記第一の出力信号と前記第二の出力信号の周波数差が前記バンドパスフィルタの低周波側カットオフ周波数以下である、
請求項2に記載の近接センサ。

【請求項 4】

前記バンドパスフィルタを通過する前記周波数差信号の周波数は、前記検出対象が前記第一のアンテナ及び前記第二のアンテナに所定の距離にて近接した状態における周波数である、

請求項 3 に記載の近接センサ。

【請求項 5】

更に、

前記バンドパスフィルタの出力信号に周波数及びノ又は位相差検波を施す F M 検波回路と、

前記 A M 検波回路の出力信号と前記 F M 検波回路の出力信号の論理積を出力する論理信号出力部と

を有する、請求項 2 又は 3 又は 4 に記載の近接センサ。

10

【請求項 6】

前記第一発振回路と、前記第二発振回路は、前記検出対象が近接している状態において、前記第一の出力信号と前記第二の出力信号の周波数差が前記バンドパスフィルタの低周波側カットオフ周波数以下である、請求項 2 に記載の近接センサ。

【請求項 7】

前記バンドパスフィルタを通過する前記周波数差信号の周波数は、前記検出対象が前記第一のアンテナ及び前記第二のアンテナに所定の距離にて近接した状態における周波数である、

請求項 6 に記載の近接センサ。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電波を用いる近接センサに関する。

【背景技術】

【0002】

人体が任意の対象物に近づいたことを検出する近接センサは、その検出方法によって多種多様なものが存在する。

赤外線等の光を用いる人感センサは、受光素子が人体から発される熱赤外線や、あるいは赤外線発光ダイオードから赤外線を人体に照射し、その反射光を受光するために所定の「窓」を必要とする。

30

一方、近年スマートフォン等に広く用いられている、静電容量の変化を検出する人感センサは、検出距離が極めて短い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2004 - 257848 号公報

【特許文献 2】特開 2005 - 134236 号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

赤外線等の光を用いるセンサのように窓を用意する必要がなく、かつ静電容量の変化を検出するセンサと比べて検出距離を長くできるセンサとして、電波を用いるセンサがある。(例えば、特許文献 1 参照)

特許文献 1 に開示されるセンサは、電波を用いたセンサの一種であり、ドップラーセンサと呼ばれるものである。ドップラーセンサはその名称の通り、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】

しかしながら、ドップラーセンサは例えば 10 GHz 等の、極超短波を使用する。この

50

ような高い周波数の電波を扱うための半導体素子は高価であり、また回路設計及び量産も非常に難しい。このため、ドップラーセンサの適用対象は限られている。

【0006】

特許文献2に開示されるセンサは、導電性部材の大きさに対し十分波長が短い周波数を出力発振器から導電性部材に供給し、導電性部材をアンテナとしてマイクロ波を放射する。導電性部材をアンテナとしてマイクロ波を放射したとき、そのマイクロ波の放射されている領域に検出対象（誘電体）が近づくと、導電性部材と検出対象が互いをアンテナと機能する空洞共振回路と見做される見做し回路を形成し、導電性部材から放射された電磁波の電界が、前記検出対象で反射あるいは吸収される。この見做し回路において、導電性部材から放射された電磁波の電界が、検出対象で反射あるいは吸収され、その影響が出力発振器の出力周波数の変化となって現れる。したがって、出力発振器の発振周波数の偏移（シフト）、特定周波数の振幅を検出することにより、検出対象を検出することができる。しかしながら特許文献2に開示されるセンサは、使用する電波の周波数が300MHzから300GHzのマイクロ波であり、回路が高価になり、量産も難しい。

10

【0007】

本発明に係る状況に鑑みてなされたものであり、比較的低い周波数の電波を用いて、安価に、しかも検出対象の検出距離を自由に設定できる近接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】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明の近接センサは、開放端を有する第一のアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第一発振回路と、両端が回路に接続される第二のアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第二発振回路とを具備する。そして、第一発振回路が出力する第一の出力信号と、第二発振回路が出力する第二の出力信号の周波数差に基づいて誘電体である検出対象の近接状態を検出する近接検出部を設ける。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、比較的低い周波数の電波を用いて、安価に、しかも検出対象の検出距離を自由に設定できる近接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。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態に係る、近接センサのブロック図である。

【図2】第一発振回路の回路図と、一部分の等価回路である。

【図3】第二発振回路の回路図と、ミキサの回路図と、BPFの回路図である。

【図4】近接センサの概略的外観図と、人体が近接する前の、ヘリカルアンテナ及びループアンテナの周波数特性と、人体が近接した時の、ヘリカルアンテナ及びループアンテナの周波数特性である。

【図5】近接センサと人体との距離と、ミキサから得られる信号の周波数との関係を示すグラフである。

40

【発明を実施するための形態】

【0011】

[近接センサ101の全体構成]

図1は、本発明の実施形態に係る、近接センサ101のブロック図である。

本発明の実施形態に係る近接センサ101は、ヘリカルアンテナ103を有する第一発振回路102と、ループアンテナ105を有する第二発振回路と、ミキサ106以降の信号処理回路に分けることができる。

ミキサ106、BPF107、そしてAM検波回路108は、第一発振回路102から出力される第一の周波数 f_1 の信号と、第二発振回路104から出力される第二の周波数 f_2 の信号に基づいて、任意の検出対象の近接状態を検出する近接検出部と考えることが

50

できる。

【 0 0 1 2 】

第一発振回路 1 0 2 は、第一の周波数 f_1 の信号を発振して、ヘリカルアンテナ 1 0 3 から第一の周波数 f_1 の電波を発する。なお、第一発振回路 1 0 2 は、ヘリカルアンテナ 1 0 3 の分布定数の変化に追従して発振周波数が変わる、共振回路でもある。

第二発振回路 1 0 4 は、第二の周波数 f_2 の信号を発振して、ループアンテナ 1 0 5 から第二の周波数 f_2 の電波を発する。なお、第二発振回路 1 0 4 は、ループアンテナ 1 0 5 の分布定数の変化に追従して発振周波数が変わる、共振回路でもある。

【 0 0 1 3 】

第一発振回路 1 0 2 から出力される第一の周波数 f_1 の信号と、第二発振回路 1 0 4 から出力される第二の周波数 f_2 の信号は、それぞれミキサ 1 0 6 に入力される。ミキサ 1 0 6 はアナログ乗算器であり、 $f_1 \pm f_2$ の信号を出力する。

ミキサ 1 0 6 の出力信号はバンドパスフィルタ（以下「BPF」と略）1 0 7 に入力される。BPF 1 0 7 は、 $f_1 \pm f_2$ の信号から $|f_1 - f_2|$ の信号を取り出す。

BPF 1 0 7 から出力される、特定の周波数範囲の信号は、例えば周知のダイオードよりなる AM 検波回路 1 0 8 によって包絡線検波が行われる。そして、ローパスフィルタ（以下「LPF」と略）である第一 LPF 1 0 9 を通じてノイズ成分が除去され、第一出力端子 1 1 0 から第一出力信号が出力される。

以上が、本発明の実施形態に係る、近接センサ 1 0 1 の基本構成である。なお、FM 検波回路 1 1 1、第二 LPF 1 1 2、マイコン 1 1 3 及び第二出力端子 1 1 4 の構成及び動作説明は後述する。

【 0 0 1 4 】

[第一発振回路 1 0 2 の具体例]

図 2 A は、第一発振回路 1 0 2 の回路図である。図 2 B は、第一発振回路 1 0 2 の回路図中、点線で囲んだ部分の等価回路である。

第一発振回路 1 0 2 は、周知のベース接地型コルピッツ発振回路である。

NPN トランジスタであるトランジスタ 2 0 1 のベースは、抵抗 R_{202} と R_{203} によって固定バイアス電流が供給されると共に、コンデンサ C_{204} によって交流的に接地されている。

トランジスタ 2 0 1 のコレクタと電源端子 + B との間には、コンデンサ C_{205} とコイル L_{206} が並列接続されている。

トランジスタ 2 0 1 のコレクタとエミッタの間には、コンデンサ C_{207} が接続されている。

トランジスタ 2 0 1 のエミッタと接地ノードの間には、コンデンサ C_{208} と抵抗 R_{209} が並列接続されている。

トランジスタ 2 0 1 のコレクタには、コンデンサ C_{210} を介してヘリカルアンテナ 1 0 3 が接続されている。

第一発振回路 1 0 2 の出力信号は、トランジスタ 2 0 1 のコレクタからコンデンサ C_{210} を通じて得られる。

【 0 0 1 5 】

図 2 A の点線部分で囲まれた、コンデンサ C_{205} と C_{210} とコイル L_{206} とヘリカルアンテナ 1 0 3 は、図 2 B に示す交流等価回路として見做することができる。

図 2 B 中、コンデンサ C_{205} には抵抗成分 R_c が含まれている。また、コイル L_{206} とヘリカルアンテナ 1 0 3 には抵抗成分 R_L が含まれている。

ヘリカルアンテナ 1 0 3 はコイル L_{206} と直列接続され、分布定数の変化によってインダクタンスが変化する。ヘリカルアンテナ 1 0 3 における分布定数の変化は、人体等が近接することによって引き起こされる。すなわち、共振回路の一部をなすコイル L_{206} とヘリカルアンテナ 1 0 3 のうち、ヘリカルアンテナ 1 0 3 のインダクタンスが変化することで、第一発振回路 1 0 2 の発振周波数は変化する。

図 2 A に示すコルピッツ発振回路は、周知のコルピッツ発振回路の共振回路を構成する

10

20

30

40

50

コイルに、コンデンサC210を通じてヘリカルアンテナ103を接続したものと解することができる。

【0016】

[第二発振回路104、ミキサ106及びBPF107の具体例]

図3Aは、第二発振回路104の回路図である。図3Bは、ミキサ106の回路図である。図3Cは、BPF107の回路図である。

まず、図3Aを参照して、第二発振回路104の構成を説明する。

第二発振回路104は、周知のコルピッツ発振回路である。図2Aのコルピッツ発振回路とは異なり、トランジスタ301のベース-エミッタ間にコンデンサC302とC303とループアンテナ105、すなわちコイルによる共振回路が設けられている。

ループアンテナ105はトランジスタ301のベースと接地ノードとの間に接続されている。また、ループアンテナ105と並列に、コンデンサC302とC303が直列接続されている。そして、コンデンサC302とC303の接続点はトランジスタ301のエミッタに接続されている。トランジスタ301のエミッタと接地ノードとの間には、抵抗R304が接続されている。

トランジスタ301のコレクタと電源端子+Bとの間には、抵抗R305が接続されている。また、トランジスタ301のコレクタ-ベース間には抵抗R306が接続されており、したがって抵抗R306は周知の自己バイアス回路を構成する。

第二発振回路104の出力信号は、トランジスタ301のコレクタからコンデンサC307を通じて得られる。

【0017】

図3A中、ループアンテナ105は分布定数の変化によってインダクタンスが変化する。ループアンテナ105における分布定数の変化は、人体等が近接することによって引き起こされる。すなわち、共振回路の一部をなすループアンテナ105のインダクタンスが変化することで、第二発振回路104の発振周波数は変化する。

なお、第一発振回路102及び第二発振回路104はコルピッツ発振回路を用いたが、発振回路はこれに限られない。周知のハートレー発振回路等、LC共振回路を用いる発振回路であればよい。

【0018】

次に、図3Bを参照して、ミキサ106の構成を説明する。

ミキサ106は多種多様な実施態様が考えられるが、高周波において容易に実現できるものは、図3Bに示すデュアルゲートFET311である。

抵抗R312が接地ノードとの間に接続されているデュアルゲートFET311の第一ゲートには、第一発振回路102の出力信号が印加される。

抵抗R313が接地ノードとの間に接続されているデュアルゲートFET311の第二ゲートには、第二発振回路104の出力信号が印加される。

すると、抵抗R314を通じて電源端子+Bに接続されているデュアルゲートFET311のドレインから乗算出力信号が得られる。

【0019】

次に、図3Cを参照して、BPF107の構成を説明する。

典型的なBPF107は、信号線路に一段目となるコイルL321とコンデンサC322の直列共振回路が設けられ、コンデンサC322の他端と接地ノードとの間には二段目となるコイルL323とコンデンサC324の並列共振回路が設けられる。以下、この回路素子の組み合わせが必要に応じて直列接続され、最後の段は直列共振回路(コイルL325及びコンデンサC326)で終わる。

【0020】

[近接センサ101の動作]

図4Aは、近接センサ101の概略的外観図である。

図4Bは、人体が近接する前の、ヘリカルアンテナ103及びループアンテナ105の周波数特性である。

図4Cは、人体が近接した時の、ヘリカルアンテナ103及びループアンテナ105の周波数特性である。

図5は、近接センサ101と人体との距離と、ミキサ106から得られる信号の周波数との関係を示すグラフである。

【0021】

先ず、図4Aを参照して、近接センサ101の構成を説明する。

図1から図3C迄の説明によって、近接センサ101の回路構成は簡素なものであることが判る。近接センサ101は、およそ5cm四方の基板上に、手作業でも容易に実装できる。チップ部品を使用すれば、近接センサ101は2.5cm四方の基板上でも実装可能である。また、第一発振回路102及び第二発振回路104にて採用する発振周波数を適切に選択することで、ヘリカルアンテナ103とループアンテナ105の大きさも小さくすることができる。

10

【0022】

人体の近接状態を的確に検出するため、これら二つのアンテナは、回路基板からあまり離れていない場所にあることが望ましい。図4Aに示す近接センサ101では、ループアンテナ105の内周にヘリカルアンテナ103が設けられている。また、例えば、フレキシブル基板上に近接センサ101の回路と共にこれらアンテナも実装することで、小型化を達成すると共に、量産の歩留まりも向上できる。

【0023】

図4Aに示すように構成された近接センサ101に対し、人体401が遠方から徐々に近づくと、ヘリカルアンテナ103とループアンテナ105の周波数特性が変化する。

20

図4Bは、人体401が近接する前の、ヘリカルアンテナ103の周波数特性P402と、ループアンテナ105の周波数特性P403を示す。なお、説明を簡単にするために、ヘリカルアンテナ103とループアンテナ105の中心周波数と、第一発振回路102と第二発振回路104が一致しているものと仮定する。

本発明の実施形態に係る近接センサ101において、第一発振回路102と第二発振回路104は同じ周波数で共振するように設計されている。このため、図4Bではヘリカルアンテナ103とループアンテナ105が同じ中心周波数を示している。図4B中、ヘリカルアンテナ103は曲線P402に示されるように、狭い周波数帯域で強いゲインを持つ。一方、ループアンテナ105は曲線P403に示されるように、広い周波数帯域で低いゲインを持つ。

30

【0024】

次に、図4Cは、人体401が近接した後の、ヘリカルアンテナ103及びループアンテナ105の周波数特性である。

図4C中、ヘリカルアンテナ103は曲線P404に示されるように、人体401が近接すると共振周波数が低くなる。このため、第一発振回路102の発振周波数は f_1 から f_1' に変化する。この時の周波数移動幅 $f_1 (= f_1 - f_1')$ は比較的大きい。

これに対し、ループアンテナ105は曲線P405に示されるように、人体401が近接すると共振周波数が高くなる。このため、第二発振回路104の発振周波数は f_2 から f_2' に変化する。この時の周波数移動幅 $f_2 (= f_2' - f_2)$ は f_1 と比べると小さい。

40

【0025】

人間は水分を多く含む誘電体である。この誘電体がループアンテナに近づくと、ループアンテナのインダクタンスが下がる。インダクタンスが下がれば、ループアンテナの共振周波数は高くなる。ループアンテナと誘電体との距離に対する共振周波数の変化については、「携帯端末装置とそのrfidアンテナ共振周波数調整方法」W02013/89195号公報にも記載されている。

一方、誘電体がヘリカルアンテナ等、開放端を有するアンテナに近づくと、アンテナを取り巻く空間のキャパシタンスが上がる。キャパシタンスが上がれば、開放端を有するアンテナの共振周波数は低くなる。開放端を有するアンテナと誘電体との距離に対する共振

50

周波数の変化については、「アンテナ装置」W O 2 0 1 0 / 4 7 0 3 2 号公報にも記載されている。

【 0 0 2 6 】

以上のことから、近接センサ 1 0 1 と人体 4 0 1 との距離と、ミキサ 1 0 6 から得られる周波数差信号の周波数との関係をグラフにすると、図 5 のようになる。

第一発振回路 1 0 2 の発振周波数である周波数 f_1 及び第二発振回路 1 0 4 の発振周波数である周波数 f_2 を同じ周波数に設定しておくこと、ミキサ 1 0 6 から得られる信号のうち、周波数差信号 $|f_1 - f_2|$ ($= f_2 - f_1$) は、原理的にはゼロとなる。そして、人体 4 0 1 が近接センサ 1 0 1 に近接することによって、第一発振回路 1 0 2 の周波数 f_1 は大きな周波数変動を伴って低くなり、第二発振回路 1 0 4 の周波数 f_2 は小さな周波数変動を伴って高くなる。すなわち、周波数差信号 $f_2 - f_1$ が所定の周波数の信号となって表れる。最終的に、近接センサ 1 0 1 のヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 と人体 4 0 1 との距離がゼロになると、周波数差信号 $f_2 - f_1$ は所定の周波数に至る。このため、図 5 に示すグラフは一次関数に近い曲線で表される。

なお、図 5 の縦軸は周波数の常用対数表示である。

【 0 0 2 7 】

B P F 1 0 7 の中心周波数及び帯域幅、すなわち通過帯域を適切に設定すると、近接センサ 1 0 1 は、近接センサ 1 0 1 に対する人体 4 0 1 の距離に応じた、適切な検出力信号を得ることができる。

B P F 1 0 7 の通過帯域を、人体 4 0 1 が近接センサ 1 0 1 に対し、所定の距離に近づくことによって周波数差信号 $f_2 - f_1$ が明確に現れる周波数である f_a と、人体 4 0 1 が十分近接センサ 1 0 1 に近接した場合の周波数差信号 $f_2 - f_1$ の周波数である f_b を含むように設定すると、周波数差信号 $f_2 - f_1$ が f_a から f_b の範囲にある時、B P F 1 0 7 は有意なゲインの出力信号を出力する。この、B P F 1 0 7 の出力信号を A M 検波回路 1 0 8 で A M 検波して、ノイズ成分を L P F で除去すると、人体 4 0 1 が近接した状態を示す論理信号として利用可能な信号が得られる。したがって、近接センサ 1 0 1 は人体 4 0 1 が所定の距離に近接した状態を適切に検出し、第一出力信号として出力できる。

更に、B P F 1 0 7 の通過帯域は、近接センサ 1 0 1 に対する人体 4 0 1 の距離と相関性がある。したがって、B P F 1 0 7 の通過帯域の設定次第で、近接センサ 1 0 1 に対する人体 4 0 1 の検出距離を自由に設定できる。

【 0 0 2 8 】

一例として、第一発振回路 1 0 2 の発振周波数 f_1 及び第二発振回路 1 0 4 の発振周波数 f_2 を 1 2 0 M H z に設定した、近接センサ 1 0 1 の試作機を製作した。すると、人体 4 0 1 が試作機のヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に 1 m 程度近接すると、第一発振回路 1 0 2 の発振周波数 f_1' は 1 1 9 M H z 程度迄下がり、第二発振回路 1 0 4 の発振周波数 f_2' は 1 2 0 . 2 M H z 程度迄上がった。このため、周波数差信号 $f_2' - f_1'$ は凡そ 1 M H z 程度の周波数の信号となって現れ、試作機は有意に人体 4 0 1 の存在を検出できた。

【 0 0 2 9 】

なお、人体 4 0 1 がアンテナに近接していない時と近接している時とで、周波数差信号 $f_2 - f_1$ の変動幅が大きければ、必ずしも f_1 と f_2 が同じでなくてもよい。一般的に、周波数が高くなればなるほど、アンテナの共振周波数の変動幅は大きくなる。したがって、周波数差信号 $f_2 - f_1$ の周波数変動を有意に検出できるならば、第一発振回路 1 0 2 と第二発振回路 1 0 4 の発振周波数のマージンに余裕を持たせることができる。

好ましくは、人体 4 0 1 がアンテナに近接していない時、周波数差信号 $f_2 - f_1$ の周波数は B P F 1 0 7 の検出限界以下であることが好ましい。例えば、B P F 1 0 7 の低周波側カットオフ周波数が 1 M H z である場合、周波数差信号 $f_2 - f_1$ の周波数は 1 0 0 k H z 以下、好ましくは 5 0 k H z を下回ることが望ましい。

【 0 0 3 0 】

【 F M 検波回路 1 1 1 の動作 】

以上、本発明の実施形態に係る近接センサ 1 0 1 は、 B P F 1 0 7 と A M 検波回路 1 0 8 を通じて、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 と人体 4 0 1 との距離に応じた第一出力信号を第一出力端子 1 1 0 から得られることを説明した。

一方、 F M 検波回路 1 1 1 は、周波数差信号 $f_2 - f_1$ の周波数及び位相の変化に応じた信号を出力する。つまり、 F M 検波回路 1 1 1 はヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 と人体 4 0 1 との距離ではなく、人体 4 0 1 の移動速度に応じた信号を出力する。この信号を、第二 L P F 1 1 2 でノイズ成分を除去した後、第一出力信号と共に A / D 変換器を内蔵するマイコン 1 1 3 に入力する。そして、第一出力信号が論理の「真」を示している間に、第二 L P F 1 1 2 から得られる信号の電圧を、所定の閾値と比較する。すると、人の手がヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対して所定の距離の範囲にある時の、手の移動速度に応じた判定結果を示す第二出力信号を、第二出力端子 1 1 4 から得ることができる。

例えば、手をゆっくり近づけたら比較的暗いルームライトを点灯させ、手を早く近づけたら明るいルームライトを点灯させる、というように、近接センサ 1 0 1 のアプリケーションの動作に変化を持たせることが可能になる。また、 F M 検波回路 1 1 1 の出力信号から人体 4 0 1 の動きを検出できるので、 F M 検波回路 1 1 1 の出力信号を L P F とコンパレータで二値化して、睡眠時の人体 4 0 1 の動きを計測する、睡眠計のセンサとしての利用が可能である。

【 0 0 3 1 】

また、 F M 検波回路 1 1 1 が有意な出力信号を出力している時は、検出対象である人体 4 0 1 が近接していることを意味する。そこで、 F M 検波回路 1 1 1 の出力信号をアナログ電圧として扱うのではなく、デジタルの論理信号として扱い、 A M 検波回路 1 0 8 の第一出力信号と F M 検波回路 1 1 1 の出力信号との論理積を第二出力信号として出力することで、電波の反射や外来ノイズ等に起因する、 A M 検波回路 1 0 8 の第一出力信号に混入するノイズの影響を減らすことが期待できる。この場合、マイコン 1 1 3 は A M 検波回路 1 0 8 の第一出力信号と F M 検波回路 1 1 1 の出力信号の論理積を出力する、論理信号出力部 (A N D ゲート) として機能する。

【 0 0 3 2 】

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、 B P F 1 0 7 は一つだけだったが、 B P F 1 0 7 を二つ以上設けることも考えられる。

例えば、第一の B P F は、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離が 1 m から 5 0 c m の範囲にある時に、周波数差信号 $f_2 - f_1$ を出力するように、 B P F の帯域幅と阻止周波数における減衰量を適切に設計する。

そして、第二の B P F は、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離が 3 0 c m 以内の範囲にある時に、周波数差信号 $f_2 - f_1$ を出力するように、 B P F の帯域幅と阻止周波数における減衰量を適切に設計する。

【 0 0 3 3 】

第一の B P F の後続には第一の A M 検波回路 1 0 8 を、第二の B P F の後続には第二の A M 検波回路 1 0 8 を、それぞれ接続する。すると、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離に応じて、第一の A M 検波回路 1 0 8 と第二の A M 検波回路 1 0 8 とで、異なる出力信号が得られる。

更に、第一の A M 検波回路 1 0 8 から得られる信号に基づいてタイマを起動して、第二の A M 検波回路 1 0 8 から得られる信号の時間差を計測すると、前述の F M 検波回路 1 1 1 と類似する、手の移動速度に応じた判定結果を得ることもできる。

【 0 0 3 4 】

(2) B P F 1 0 7 を用いる代わりに、ミキサ 1 0 6 の出力から $f_1 + f_2$ 信号を除去する L P F を設け、その後周知の F F T (高速フーリエ変換) を用いて、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離に対応する、特定の周波

10

20

30

40

50

数成分の有無を検出してよい。

【 0 0 3 5 】

(3) 上述の実施形態における近接センサ 1 0 1 は、第一発振回路 1 0 2 と第二発振回路 1 0 4 とを、それぞれほぼ同一の周波数で発振させ、ヘリカルアンテナ 1 0 3 とループアンテナ 1 0 5 に人体 4 0 1 が近接すると、それぞれの発振周波数が変化することによって現れる周波数差信号 $f_2 - f_1$ を検出する仕組みであった。

これに対し、逆に予め第一発振回路 1 0 2 と第二発振回路 1 0 4 とを異なる周波数で発振させ、ヘリカルアンテナ 1 0 3 とループアンテナ 1 0 5 に人体 4 0 1 が近接すると、それぞれの発振周波数が変化することによって、周波数の差がゼロに近似するように構成してもよい。具体的には、第二発振回路 1 0 4 の発振周波数を、第一発振回路 1 0 2 の発振周波数に対して低めに設定する。人体近接時にはそれぞれの発振周波数の差が小さくなる。この周波数差信号 $f_2 - f_1$ が、ヘリカルアンテナ 1 0 3 とループアンテナ 1 0 5 に人体 4 0 1 が近接した時に現れなくなるように、AM 検波回路 1 0 8 の後段には第一 L P F 1 0 9 の代わりに、また F M 検波回路 1 1 1 の後段には第二 L P F 1 1 2 の代わりに、ハイパスフィルタ (H P F) を設ける。

【 0 0 3 6 】

上述した本実施形態では、ヘリカルアンテナ 1 0 3、すなわち開放端を有するアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第一発振回路 1 0 2 と、ループアンテナ 1 0 5、すなわち開放端を有せず、両端が回路に接続されるアンテナを共振回路の素子の一部として用いる第二発振回路 1 0 4 とを、それぞれほぼ同一の周波数で発振させるようにした、近接センサ 1 0 1 について説明した。

このような近接センサ 1 0 1 において、ヘリカルアンテナ 1 0 3 とループアンテナ 1 0 5 に人体 4 0 1 が近接すると、ヘリカルアンテナ 1 0 3 に接続される第一発振回路 1 0 2 は発振周波数が低くなるのに対し、ループアンテナ 1 0 5 に接続される第二発振回路 1 0 4 は発振周波数が高くなる。この、各々の発振回路における発振周波数の変化を、ミキサ 1 0 6 (乗算器) で周波数差信号を生成した後、B P F 1 0 7 で抽出する。抽出された周波数差信号の周波数は、ヘリカルアンテナ 1 0 3 及びループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離が近づくに連れて高くなる。この信号を、B P F 1 0 7 で抽出した後、包絡線検波を通して、近接の検出に用いる。B P F 1 0 7 の中心周波数及び帯域幅を適切に設定することで、ヘリカルアンテナ 1 0 3 とループアンテナ 1 0 5 に対する人体 4 0 1 の距離に応じた信号を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

本実施形態の近接センサ 1 0 1 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 M H z 程度と低い。このため、安価な小信号用トランジスタを利用できる等、回路素子の価格が安価である。また、扱う信号の周波数が低いので、B P F 1 0 7 を含めて回路の実装が容易である。

更に、本実施形態の近接センサ 1 0 1 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。周知のように、AM 検波回路 1 0 8 はダイオード一個で済む。第一出力信号だけを取り出す場合、本実施形態の近接センサ 1 0 1 を実装するために必要な、ダイオードを除く半導体素子は、第一発振回路 1 0 2 にトランジスタ 2 0 1 一個、第二発振回路 1 0 4 にトランジスタ 3 0 1 一個、ミキサ 1 0 6 にデュアルゲート F E T 3 1 1 一個の、合計三個で済む。したがって、安価に製造できると共に、量産も容易である。

【 0 0 3 8 】

更に、本実施形態の近接センサ 1 0 1 は、従来のドップラーセンサとは異なり、電波を測定対象物に照射するために用いない。本実施形態の近接センサ 1 0 1 は、あくまでもアンテナの分布定数の変化を検出する。すなわち、第一発振回路 1 0 2 及び第二発振回路 1 0 4 共々、電波を発振するための電力を必要としない。したがって、従来のドップラーセンサと比べて、消費電力が極めて小さい。この点においても、本実施形態の近接センサ 1 0 1 は半導体素子に安価なものを利用できる。

更に、二つの発振回路の周波数差信号を検出するので、温度変化に伴う回路定数の変化

10

20

30

40

50

に基づく周波数ドリフトは、ミキサ106を通過した時点で打ち消される。したがって、原理的に温度変動が極めて少ないので温度変動に強く、堅牢で、扱い易く、適用範囲が広い。

【0039】

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。

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且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。

10

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。

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。

20

【符号の説明】

【0040】

101...近接センサ、102...第一発振回路、103...ヘリカルアンテナ、104...第二発振回路、105...ループアンテナ、106...ミキサ、107...BPF、108...AM検波回路、109...第一LPF、110...第一出力端子、111...FM検波回路、112...第二LPF、113...マイコン、114...第二出力端子、201、301...トランジスタ、311...デュアルゲートFET、401...人体

【図 1】

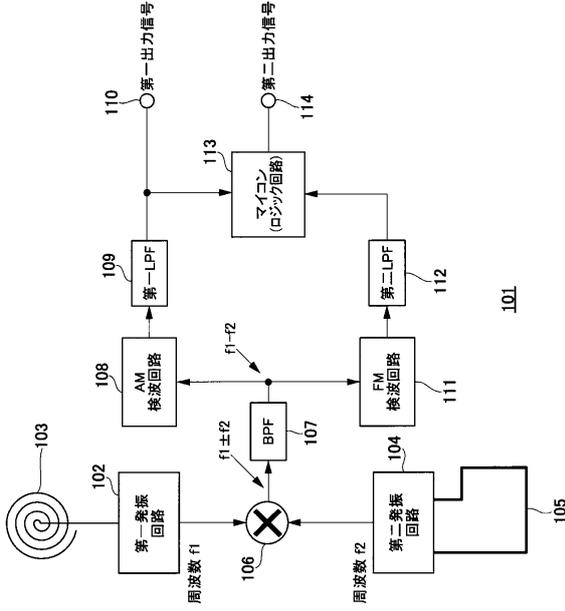


FIG. 1

【図 2】

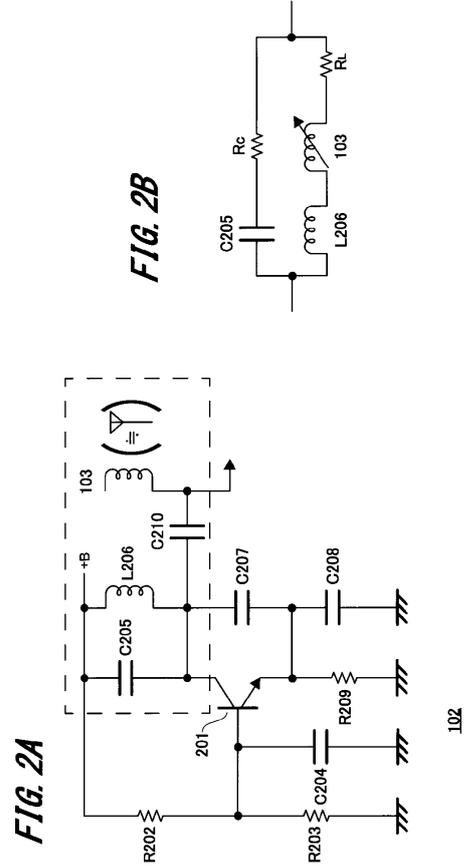


FIG. 2A

FIG. 2B

【図 3】

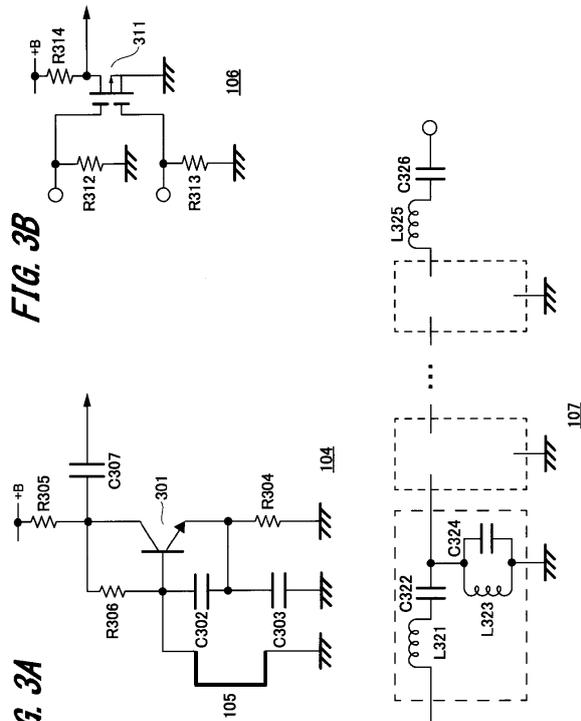


FIG. 3B

FIG. 3A

FIG. 3C

【図 4】

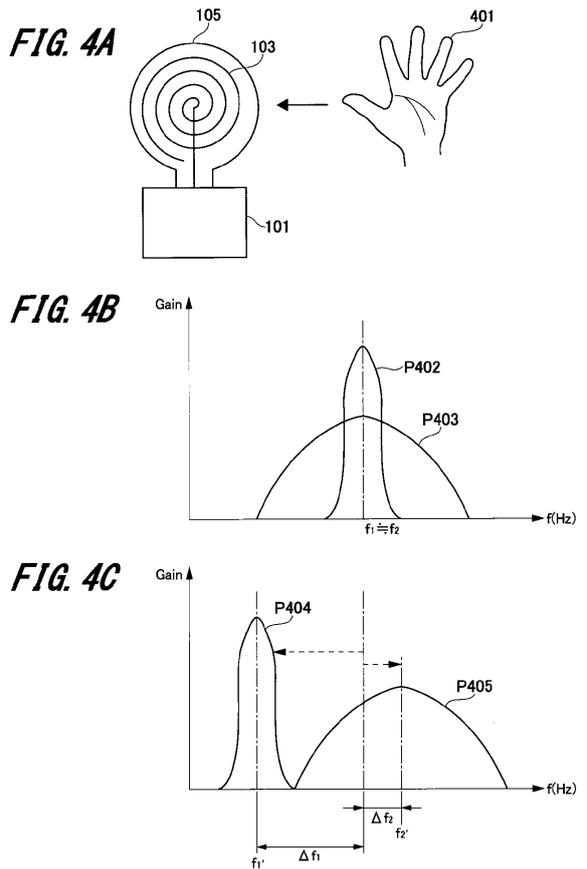


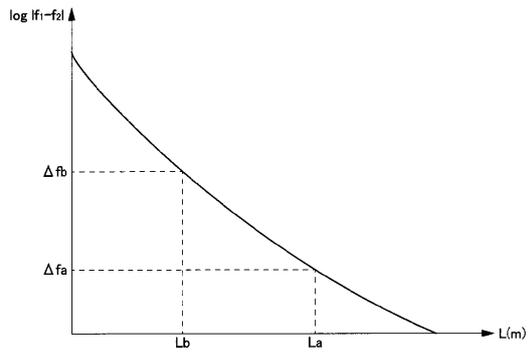
FIG. 4A

FIG. 4B

FIG. 4C

【 図 5 】

FIG. 5



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-315295(JP,A)
特開平11-017515(JP,A)
特開2006-162374(JP,A)
特開2014-007629(JP,A)
特開2011-250156(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

H03K 17/00 - 17/98
G01V 1/00 - 99/00