

(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2019-56570  
(P2019-56570A)

(43) 公開日 平成31年4月11日(2019.4.11)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>GO 1 P 13/00 (2006.01)</b>	GO 1 P 13/00 A	2 F 0 3 4
<b>HO 1 H 36/00 (2006.01)</b>	HO 1 H 36/00 V	2 F 0 7 7
<b>GO 1 D 5/24 (2006.01)</b>	GO 1 D 5/24 D	5 G 0 4 6

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-179511 (P2017-179511)  
(22) 出願日 平成29年9月19日 (2017.9.19)

(71) 出願人 591282205  
島根県  
島根県松江市殿町1番地  
(71) 出願人 301021533  
国立研究開発法人産業技術総合研究所  
東京都千代田区霞が関1-3-1  
(74) 代理人 110001243  
特許業務法人 谷・阿部特許事務所  
(72) 発明者 岩田 史郎  
島根県松江市北陵町1番地 島根県産業技術センター内  
(72) 発明者 今若 直人  
島根県松江市北陵町1番地 島根県産業技術センター内

最終頁に続く

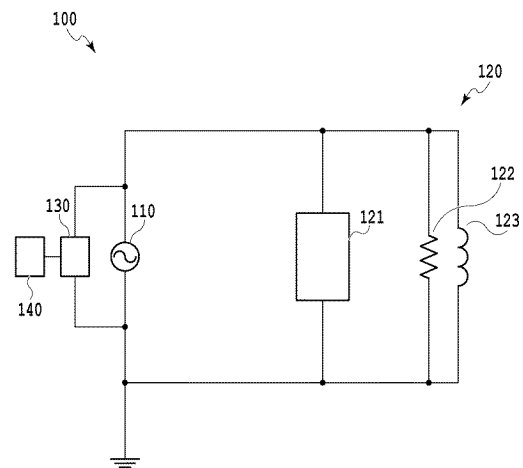
(54) 【発明の名称】 静電容量型センサ

(57) 【要約】

【課題】本発明は、物体の接近や生体信号について、より遠方から、より精度良く検出するために、従来よりも検出感度を向上させた静電容量型センサを提供することを目的とする。

【解決手段】本発明に係る静電容量型センサは、高周波電源、静電容量形成部、抵抗及びコイルが直列又は並列接続されており、静電容量型センサのインピーダンス、レジスタンス、リアクタンス、アドミタンス、コンダクタンス及びサセプタンスを含むパラメータのグループのうち少なくとも1つのパラメータを測定する測定部と、測定部が測定したパラメータの測定値の所定期間内の変化量に基づいて、検出対象となる動作がなされたか否かを判定する処理部と、をさらに備えたことを特徴とする。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する静電容量型センサ部であって、

静電容量形成部と、

抵抗と、

コイルと、

を含む、静電容量型センサ部と、

所定の周波数で、前記静電容量形成部、前記抵抗及び前記コイルに交流電圧を印加する高周波電源と、

10

を備えた静電容量型センサであって、

前記高周波電源と、前記静電容量形成部と、前記抵抗と、前記コイルとが並列接続されることにより共振回路を構成し、

前記静電容量型センサは、前記静電容量型センサのインピーダンス、レジスタンス、リアクタンス、アドミタンス、コンダクタンス及びサセプタンスを含むパラメータのグループのうち少なくとも1つのパラメータを測定する測定部と、

前記測定部が測定した前記パラメータの測定値の変化量に基づいて、前記検出対象となる動作がなされたか否かを判定する処理部と、

をさらに備えたことを特徴とする静電容量型センサ。

**【請求項 2】**

20

検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する静電容量型センサ部であって、

静電容量形成部と、

抵抗と、

コイルと、

を含む、静電容量型センサ部と、

所定の周波数で、前記静電容量形成部、前記抵抗及び前記コイルに交流電圧を印加する高周波電源と、

を備えた静電容量型センサであって、

前記高周波電源と、前記静電容量形成部と、前記抵抗と、前記コイルとが直列接続されることにより共振回路を構成し、

30

前記静電容量型センサは、前記静電容量型センサのインピーダンス、レジスタンス、リアクタンス、アドミタンス、コンダクタンス及びサセプタンスを含むパラメータのグループのうち少なくとも1つのパラメータを測定する測定部と、

前記測定部が測定した前記パラメータの測定値の変化量に基づいて、前記検出対象となる動作がなされたか否かを判定する処理部と、

をさらに備えたことを特徴とする静電容量型センサ。

**【請求項 3】**

前記処理部は、

前記測定部が測定した前記パラメータの測定値のいずれかの前記変化量の絶対値が、予め設定された所定の閾値を超えているか否かを判定し、

40

前記変化量の絶対値が前記所定の閾値を超えている場合に前記検出対象の動作がなされたことと判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の静電容量型センサ。

**【請求項 4】**

前記処理部は、

前記測定部が測定した前記パラメータの測定値を高速フーリエ変換して、当該算出結果に基づいて検出対象となる動作がなされたか否かを判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の静電容量型センサ。

**【請求項 5】**

前記静電容量形成部は、

50

基材の第 1 の表面に形成された第 1 の印刷電極と、

前記基材の前記第 1 の表面とは反対側の第 2 の表面に形成され、前記第 1 の印刷電極とは面積が異なる第 2 の印刷電極と、を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の静電容量型センサ。

【請求項 6】

前記抵抗は、前記基材の前記第 1 の表面に形成された印刷抵抗であることを特徴とする請求項 5 に記載の静電容量型センサ。

【請求項 7】

前記コイルは、前記基材の前記第 1 の表面に形成された印刷コイルであることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の静電容量型センサ。

【請求項 8】

前記パラメータのグループは、前記静電容量型センサ部の共振周波数をさらに含むことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の静電容量型センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、従来よりも検出感度を向上させた静電容量型センサに関する。

【背景技術】

【0002】

空間内の導電物質の存否又は導電物質の動きの情報を検出する近接センサ、パック内の内容物の有無を検出する内包センサ、温度又は湿度を検出する温湿度センサとして、静電容量型センサが利用されている。このような静電容量型センサにおいては、製造コストを低減するために、製造プロセスに印刷技術を適用したものが実現されている。また、基材の片面のみに検出電極層等の積層構造を印刷した場合には、製造バラツキが生じるため、これを防止するために、薄膜基材の両面に薄膜電極を配置した静電容量型センサも現れている（例えば、特許文献 1 及び 2 参照）。

【0003】

図 1 ( a ) は、特許文献 1 に示されるような、両面に薄膜電極を配置した従来の静電容量型センサを示し、図 1 ( b ) はその断面図を示す。図 1 ( a ) 及び ( b ) には、基材 1 1 と、基材 1 1 の第 1 の表面に形成された第 1 の印刷電極 1 2 と、基材 1 1 の第 1 の表面とは反対側の第 2 の表面に形成された第 2 の印刷電極 1 3 と、第 1 の表面において引き出されて第 1 の印刷電極 1 2 に電圧を印加する第 1 の引き出し印刷配線 1 4 と、第 2 の表面において引き出されて第 2 の印刷電極 1 3 に電圧を印加する第 2 の引き出し印刷配線 1 5 と、を備えた静電容量型センサ 1 0 が示されている。

【0004】

第 1 の印刷電極 1 2、第 2 の印刷電極 1 3、第 1 の引き出し印刷配線 1 4 及び第 2 の引き出し印刷配線 1 5 は、例えば、スクリーン印刷法などの印刷法を用いて基材 1 1 上に形成されている。基材 1 1 としては、例えば、薄膜フィルムを用いることができる。例えば第 1 の印刷電極 1 2 をシグナル電極とし、第 2 の印刷電極 1 3 をグラウンド電極とした場合、グラウンド電極として機能する第 2 の印刷電極 1 3 の方がシグナル電極として機能する第 1 の印刷電極 1 2 よりも面積が大きくなるように構成されている。

【0005】

図 1 に示されるような従来の静電容量型センサ 1 0 では、第 1 の印刷電極 1 2 及び第 2 の印刷電極 1 3 は、それぞれ、第 1 の引き出し印刷配線 1 4 及び第 2 の引き出し印刷配線 1 5 を介して所定の周波数及び所定の振幅の交流電圧が印加されている。それにより、第 1 の印刷電極 1 2 及び第 2 の印刷電極 1 3 間の電流及び電圧を測定し、当該測定値に基づいて静電容量型センサ 1 0 のインピーダンス  $Z$ 、レジスタンス  $R$ 、リアクタンス  $X$ 、アドミタンス  $Y$ 、コンダクタンス  $G$ 、サセプタンス  $B$ 、静電容量値などを算出している。

【0006】

静電容量型センサ 1 0 では、第 1 の印刷電極 1 2 及び第 2 の印刷電極 1 3 の一方から他

10

20

30

40

50

方に向かう電気力線を利用して検出範囲を定めている。静電容量型センサ10の検出範囲内に物体が入ると、当該物体により電気力線の一部が吸収されて静電容量型センサ10の静電容量値が減少する。静電容量値の減少量は、物体が静電容量型センサ10に近づくほど増加する。このように、静電容量型センサ10の静電容量値の変化を検出することにより、物体の存否や動き情報を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2016-19588号公報

【特許文献2】特開2014-137240号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

図1に示されるような従来の静電容量型センサ10では、物体の接近や人の呼吸による胸部の動き等は検出できるものの、心拍等のより細かい人体の動きを検出できるほどの検出感度を有していなかった。また、物体の接近や生体信号についても、より遠方から、より精度良く検出することが求められている。

【0009】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、従来よりも検出感度を向上させた静電容量型センサを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

このような目的を達成するために、本発明の一実施形態に係る静電容量型センサは、検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する静電容量型センサ部であって、静電容量形成部と、抵抗と、コイルと、を含む、静電容量型センサ部と、所定の周波数で、前記静電容量形成部、前記抵抗及び前記コイルに交流電圧を印加する高周波電源と、を備えた静電容量型センサであって、前記高周波電源と、前記静電容量形成部と、前記抵抗と、前記コイルとが並列接続されることにより共振回路を構成し、前記静電容量型センサは、前記静電容量型センサのインピーダンス、レジスタンス、リアクタンス、アドミタンス、コンダクタンス及びサセプタンスを含むパラメータのグループのうちの少なくとも1つのパラメータを測定する測定部と、前記測定部が測定した前記パラメータの測定値の変化量に基づいて、前記検出対象となる動作がなされたか否かを判定する処理部と、をさらに備えたことを特徴とする。

30

【0011】

本発明の他の実施形態に係る静電容量型センサは、検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する静電容量型センサ部であって、静電容量形成部と、抵抗と、コイルと、を含む、静電容量型センサ部と、所定の周波数で、前記静電容量形成部、前記抵抗及び前記コイルに交流電圧を印加する高周波電源と、を備えた静電容量型センサであって、前記高周波電源と、前記静電容量形成部と、前記抵抗と、前記コイルとが直列接続されることにより共振回路を構成し、前記静電容量型センサは、前記静電容量型センサのインピーダンス、レジスタンス、リアクタンス、アドミタンス、コンダクタンス及びサセプタンスを含むパラメータのグループのうちの少なくとも1つのパラメータを測定する測定部と、前記測定部が測定した前記パラメータの測定値の変化量に基づいて、前記検出対象となる動作がなされたか否かを判定する処理部と、をさらに備えたことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、従来よりも検出感度を向上させた静電容量型センサを提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

50

## 【 0 0 1 3 】

【図 1】従来の静電容量型センサを示す図である。

【図 2】本発明の実施例 1 に係る静電容量型センサを示す図である。

【図 3】呼吸の吸い込み時と吐き出し時における静電容量型センサ 1 0 0 の共振周波数の変化を例示する図である。

【図 4】本発明の実施例 2 に係る静電容量型センサを示す図である。

【図 5】本発明の実施例 3 に係る静電容量型センサを示す図である。

【図 6】周期的呼吸信号の検出試験結果を例示する図である。

【図 7】本実施例 3 に係る静電容量型センサにおける Z、R 及び X の周波数特性を示す図である。

10

【図 8】本実施例 3 に係る静電容量型センサにおける Z、R 及び X の周波数特性を示す図である。

【図 9】本発明の実施例 4 に係る静電容量型センサを示す図である。

【図 10】本実施例 4 に係る静電容量型センサにおける Y、G 及び B の周波数特性を示す図である。

【図 11】本実施例 4 に係る静電容量型センサにおける Y、G 及び B の周波数特性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 4 】

(実施例 1)

図 2 は、本発明の実施例 1 に係る静電容量型センサを示す。図 2 には、高周波電源 1 1 0 と、静電容量型センサ部 1 2 0 と、測定部 1 3 0 と、処理部 1 4 0 と、を備えた静電容量型センサ 1 0 0 が示されている。静電容量型センサ部 1 2 0 は、静電容量形成部 1 2 1 と、抵抗 1 2 2 と、コイル 1 2 3 と、を備える。静電容量型センサ 1 0 0 は、検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する。

20

## 【 0 0 1 5 】

静電容量形成部 1 2 1 は、例えば、基材の片面に互いの櫛歯が対向するように形成された 2 つの櫛歯型電極や、基材の両面に互いに対向するように形成されたそれぞれ面積が異なる 2 つの平板電極で構成することができる。また、抵抗 1 2 2 及びコイル 1 2 3 は、それぞれ、例えば、表面実装された小さなチップ抵抗及びチップコイルや、基板表面に印刷された印刷抵抗及び印刷コイルとすることができる。

30

## 【 0 0 1 6 】

図 2 に示されるように、本実施例 1 では、静電容量形成部 1 2 1 は、高周波電源 1 1 0 と、抵抗 1 2 2 と、コイル 1 2 3 とに並列接続されている。静電容量型センサ 1 0 0 では、静電容量型センサ部 1 2 0 において、コイル 1 2 3 と、静電容量形成部 1 2 1 と、抵抗 1 2 2 とを、それぞれ、LCR 共振回路の L、C 及び R に対応する構成要素として用いて並列接続することにより、LCR 並列共振回路を構成している。

## 【 0 0 1 7 】

静電容量形成部 1 2 1、抵抗 1 2 2、コイル 1 2 3 は別々の基板上に形成されたものを導線をつないでもよいし、一部、あるいは全てを同一の基材上に形成しても構わない。その場合、基材として、例えば、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート、ポリイミドなどで構成された薄膜フィルムを用いることができる。また、その場合は、静電容量形成部 1 2 1、抵抗 1 2 2 及びコイル 1 2 3 は、例えば、銅、銀、金、アルミニウム、ニッケル、錫、カーボンなどの導電材料で構成され、スクリーン印刷法などの印刷法、あるいは蒸着法やスパッタリング法など、種々の方法を用いて形成することができる。

40

## 【 0 0 1 8 】

高周波電源 1 1 0 は、静電容量型センサ部 1 2 0 の静電容量形成部 1 2 1 と、抵抗 1 2 2 と、コイル 1 2 3 とに所定の周波数で所定の振幅の交流電圧を印加する。

## 【 0 0 1 9 】

50

測定部 130 は、例えば、静電容量型センサ部 120 のインピーダンス  $Z$ 、レジスタンス  $R$ 、リアクタンス  $X$ 、アドミタンス  $Y$ 、コンダクタンス  $G$  及びサセプタンス  $B$  を含むパラメータのグループのうちの少なくとも 1 つのパラメータを測定することができる。測定部 130 としては、例えば  $LCR$  メータなどを用いることができる。実施例 1 のような  $LCR$  並列共振回路の場合、測定部 130 は、インピーダンス  $Z$ 、レジスタンス  $R$  及びリアクタンス  $X$  のうちの少なくとも 1 つを測定することが好ましい。

#### 【0020】

処理部 140 は、測定部 130 から、測定部 130 で測定された各パラメータの測定値が時系列的に入力され、各パラメータの時系列データを記憶する。処理部 140 は、後述するように、記憶した時系列データに基づいて物体の近接や生体信号の検出を判断することができる。

10

#### 【0021】

以下、人の呼吸を検出対象の動作とした場合を例に、本発明に係る静電容量型センサ 100 の検出原理を説明する。

#### 【0022】

静電容量型センサ 100 の検出範囲内で被験者が呼吸すると、その呼吸により被験者の胸等が動いて静電容量型センサ 100 と被験者との間の距離が周期的に変化し、静電容量型センサ 100 の静電容量値も周期的に変化する。それに伴い、静電容量型センサ 100 が構成する  $LCR$  並列共振回路（静電容量型センサ部 120）の共振周波数にも変化が生じる。

20

#### 【0023】

図 3 は、呼吸の吸い込み状態と吐き出し状態における静電容量型センサ部 120 のリアクタンス  $X$  の周波数特性を例示する。図 3 には、吸い込み状態におけるリアクタンス  $X$  の波形 1 と、吐き出し状態におけるリアクタンス  $X$  の波形 2 と、が示されている。図 3 では、説明の簡潔化の目的で、リアクタンス  $X$  のみを例にその周波数特性を示しているが、インピーダンス  $Z$ 、レジスタンス  $R$ 、アドミタンス  $Y$ 、コンダクタンス  $G$  及びサセプタンス  $B$  等の他のパラメータにおいても同様のことがいえる。ここで、図 3 中の横軸の周波数は、高周波電源 110 の印加電圧の周波数に対応している。

#### 【0024】

図 3 に示されるように、吸い込み状態から吐き出し状態へ移行すると、静電容量型センサ 100 の静電容量値の変化により静電容量型センサ部 120 の共振周波数が変化し、それに伴い、リアクタンス  $X$  の波形が波形 1 から波形 2 へシフトしている。当該波形のシフトにより、吸い込み状態又は吐き出し状態の共振周波数近傍の周波数においてリアクタンス  $X$  が大きく変化していることがわかる。

30

#### 【0025】

本発明では、吸い込み状態から吐き出し状態へ移行した場合における静電容量値の変化量を測定するのではなく、静電容量型センサ部 120 が構成する  $LCR$  共振回路の共振周波数の変化に伴って大きく変化したリアクタンス  $X$  の変化量  $X$  等の各パラメータの変化量を測定することにより、より高感度の検出を実現することができる。

#### 【0026】

次に、上記と同様に人の呼吸の検出を例に、本実施例 1 に係る静電容量型センサ 100 における処理について説明する。

40

#### 【0027】

静電容量型センサ 100 の検出範囲内で被験者が呼吸すると、静電容量型センサ 100 の静電容量値の変化に伴い、静電容量型センサ部 120 の共振周波数も変化する。本実施例 1 では、測定部 130 は、高周波電源 110 の印加電圧の周波数における、静電容量型センサ部 120 のインピーダンス  $Z$ 、レジスタンス  $R$  及びリアクタンス  $X$  を測定し、各パラメータの測定値を処理部 140 に時系列的に出力する。本実施例では、例示の目的で、測定部 130 が  $Z$ 、 $R$  及び  $X$  の 3 つのパラメータを測定した場合について説明するが、これに限定されず、測定部 130 は、 $Z$ 、 $R$ 、 $X$ 、 $Y$ 、 $G$  及び  $B$  を含むパラメータのグルー

50

プのうちの少なくとも1つのパラメータを測定してその測定値を出力するように構成することができる。

【0028】

処理部140は、測定部130から出力されたZ、R及びXの各パラメータの測定値を時系列データとして記憶し、各パラメータの時系列データの変化量Z、R及びXを求め、当該求めた変化量Z、R及びXに基づいて、呼吸がなされたか否かを判定することができる。ここで求める各パラメータの時系列データの変化量は、例えば、微小な期間内における各パラメータの時系列データの最小値から最大値への変化量や、各パラメータの時系列データにおける予め設定した所定の基準値（例えば呼吸を止めている状態等の所定の状態における予め測定した時系列データの平均値や標準偏差）からの変化量とすることができる。

10

【0029】

例えば、処理部140は、時系列データの変化量の絶対値Z、R及びXのいずれかが所定の閾値を超えているか否かを判定し、いずれかのパラメータの変化量の絶対値が所定の閾値を越えている場合、呼吸が行われたと判断することができる。

【0030】

あるいは、処理部140は、測定部130から出力された各パラメータの測定値を高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）して、周波数成分毎に各パラメータの変化量を算出して、その算出結果に基づいて、吸い込みや吐き出しなどの特定の生体信号の種類を区別しながらその検出を判断してもよい。例えば、処理部140は、その算出結果に係る各パラメータの周波数成分毎の変化量の絶対値が所定の閾値を超えているかどうかを判定し、当該変化量の絶対値が所定の閾値を超えている場合に、当該周波数成分に対応する動作がなされたことを判定することができる。

20

【0031】

呼吸が行われたか否かを判断するための基準となる上記所定の閾値は、予め実験により吸い込み状態又は吐き出し状態における各パラメータの出力の平均値又は標準偏差を求め、それに基づいて適切に設定することができる。あるいは、上記所定の閾値は、物体の検出用や生体信号の取得用など用途別に適宜設定してもよい。

【0032】

また、処理部140は、測定部130から出力された各パラメータの測定値を例えば移動平均処理や微分処理することによってノイズ処理してもよい。

30

【0033】

ここで、各パラメータの変化量は、高周波電源110の印加電圧の周波数によって異なるが、高周波電源110の印加電圧の周波数は、例えばそのパラメータの種類、検出対象、静電容量型センサの静電容量値、インダクタンス及び抵抗値、並びにこれらの組み合わせなどに応じて適宜設定することができる。例えば、高周波電源110の印加電圧の周波数は、吸い込み状態又は吐き出し状態の共振周波数近傍に設定すれば、従来よりも検出感度を向上することができるが、これに限定されず、様々な周波数において従来よりも検出感度を向上することができる。

【0034】

40

本発明に係る静電容量型センサにおいて、最適なパラメータ及び周波数を用いて検出する場合には、使用する静電容量型センサの静電容量値、インダクタンス、抵抗値及び検出対象を決定した後に、吸い込み状態及び吐き出し状態の各パラメータの周波数特性を事前に測定して、その測定値が最大となるパラメータ及び周波数を事前に記憶しておき、当該記憶したパラメータ及び周波数を用いて検出すればよい。

【0035】

（実施例2）

図4は、本発明の実施例2に係る静電容量型センサを示す。図4に示される静電容量型センサ200は、高周波電源210と、静電容量型センサ部220と、測定部230と、処理部240と、を備える。

50

## 【 0 0 3 6 】

静電容量型センサ部 2 2 0 は、静電容量形成部 2 2 1 と、抵抗 2 2 2 と、コイル 2 2 3 と、を備える。高周波電源 2 1 0、静電容量形成部 2 2 1、抵抗 2 2 2 及びコイル 2 2 3 は、直列接続されている。本発明の実施例 2 に係る静電容量型センサ部 2 2 0 は、この直列接続されている点を除き、実施例 1 における静電容量型センサ部 1 2 0 と同様の構成を有する。

## 【 0 0 3 7 】

本実施例 2 に係る静電容量型センサ 2 0 0 では、静電容量型センサ部 2 2 0 において、コイル 2 2 3 と、静電容量形成部 2 2 1 と、抵抗 2 2 2 とを、それぞれ、L C R 共振回路の L、C 及び R に対応する構成要素として用いて直列接続することにより、L C R 直列共振回路を構成している。

10

## 【 0 0 3 8 】

実施例 2 に係る静電容量型センサ 2 0 0 における検出原理及び処理は、実施例 1 と同様である。ただし、実施例 1 に係る静電容量型センサ 1 0 0 は L C R 並列共振回路であるためインピーダンス Z は共振点で極大値となるのに対し、実施例 2 に係る静電容量型センサ 2 0 0 は L C R 直列共振回路であるためインピーダンス Z は共振点で極小値となる。そのため、測定部 2 3 0 は、アドミタンス Y、コンダクタンス G 及びサセプタンス B のうちの少なくとも 1 つを測定することが好ましい。

## 【 0 0 3 9 】

また、実施例 2 に係る静電容量型センサ 2 0 0 は、動作時に静電容量型センサ部に電流を流す用途の場合に用いることが好ましい。

20

## 【 0 0 4 0 】

実施例 2 のような L C R 直列共振回路で構成された静電容量型センサ 2 0 0 によっても、従来よりも高感度な静電容量型センサを実現することができる。

## 【 0 0 4 1 】

## (実施例 3)

図 5 は、本発明の実施例 3 に係る静電容量型センサを示す。図 5 には、高周波電源 3 1 0 と、静電容量型センサ部 3 2 0 と、測定部 3 3 0 と、処理部 3 4 0 と、を備えた静電容量型センサ 3 0 0 が示されている。静電容量型センサ 3 0 0 は、検出対象となる動作がなされたか否かに応じて静電容量値が変化する。

30

## 【 0 0 4 2 】

静電容量型センサ部 3 2 0 は、基材 3 2 4 と、静電容量形成部 3 2 1 と、基材 3 2 4 の第 1 の表面に形成された抵抗 3 2 2 と、基材 3 2 4 の第 1 の表面に形成されたコイル 3 2 3 と、を備える。静電容量形成部 3 2 1 は、基材 3 2 4 の第 1 の表面に形成された第 1 の印刷電極 3 2 1 と、基材 3 2 4 の第 1 の表面とは反対側の第 2 の表面に形成された第 2 の印刷電極 3 2 1 と、第 1 の表面において引き出されて第 1 の印刷電極 3 2 1 に電圧を印加する第 1 の引き出し印刷配線 3 2 1 と、第 2 の表面において引き出されて第 2 の印刷電極 3 2 1 に電圧を印加する第 2 の引き出し印刷配線 3 2 1 と、を含む。

## 【 0 0 4 3 】

図 5 に示されるように、第 1 及び第 2 の印刷電極 3 2 1 及び 3 2 1 は、第 1 及び第 2 の引き出し配線 3 2 1 及び 3 2 1 を介して、高周波電源 3 1 0 と、抵抗 3 2 2 と、コイル 3 2 3 とに接続されている。第 2 の表面に形成された第 2 の引き出し印刷配線 3 2 1 は、例えばビアを介して、第 1 の表面に形成された抵抗 3 2 2 及びコイル 3 2 3 の端部と接続することができる。このような構成により、本実施例 3 に係る静電容量型センサ 3 0 0 では、高周波電源 3 1 0 と、第 1 及び第 2 の印刷電極 3 2 1 及び 3 2 1 と、抵抗 3 2 2 と、コイル 3 2 3 とが並列接続されている。

40

## 【 0 0 4 4 】

第 1 及び第 2 の印刷電極 3 2 1 及び 3 2 1 により、コンデンサが構成される。本実施例 3 に係る静電容量型センサ 3 0 0 では、静電容量型センサ部 3 2 0 において、コイル 3 2 3 と、第 1 及び第 2 の印刷電極 3 2 1 及び 3 2 1 と、抵抗 3 2 2 とを、それぞれ、L

50



LCR共振回路のL、C及びRに対応する構成要素として用いて並列接続することにより、LCR並列共振回路を構成している。

【0045】

また、抵抗322及びコイル323は、それぞれ、例えば、表面実装された小さなチップ抵抗及びチップコイルや、基板表面に印刷された印刷抵抗及び印刷コイルとすることができる。

【0046】

静電容量形成部321を構成する第1の印刷電極321<sub>1</sub>、第2の印刷電極321<sub>2</sub>、第1の引き出し印刷配線321<sub>3</sub>及び第2の引き出し印刷配線321<sub>4</sub>と、抵抗322と、コイル323とは、例えば、銅、銀、金、アルミニウム、ニッケル、錫、カーボンなどの導電材料で構成することができ、スクリーン印刷法などの印刷法を用いて形成することができる。

10

【0047】

例えば第1の印刷電極321<sub>1</sub>をシグナル電極とし、第2の印刷電極321<sub>2</sub>をグラウンド電極として、検出対象がシグナル電極である第1の印刷電極321<sub>1</sub>側にある場合、グラウンド電極として機能する第2の印刷電極321<sub>2</sub>の方が第1の印刷電極321<sub>1</sub>よりも面積が大きくなるように構成されている。

【0048】

高周波電源310は、静電容量型センサ部320の第1及び第2の印刷電極321<sub>1</sub>及び321<sub>2</sub>と、抵抗322と、コイル323とに所定の周波数で所定の振幅の交流電圧を印加する。

20

【0049】

測定部330は、例えば、静電容量型センサ部320のインピーダンスZ、レジスタンスR、リアクタンスX、アドミタンスY、コンダクタンスG及びサセプタンスBを含むパラメータのグループのうち少なくとも1つを測定することができる。測定部330としては、例えばLCRメータなどを用いることができる。

【0050】

処理部340は、測定部330から、測定部330で測定された各パラメータの測定値が時系列的に入力され、各パラメータの時系列データを記憶する。処理部340は、記憶した時系列データに基づいて物体の近接や生体信号の検出を判断することができる。

30

【0051】

実施例3に係る静電容量型センサ300における検出原理及び処理は、実施例1と同様である。

【0052】

図6に、周期的呼吸信号の検出試験結果を例示する。図6において、試験結果1は図1に示す従来の静電容量型センサに高周波電源を接続しただけの構成における周期的呼吸信号の検出試験結果を示し、試験結果2は本実施例3に係る静電容量型センサ300における周期的呼吸信号の検出試験結果を示す。図6では、静電容量形成部321の第1の印刷電極のサイズを12[mm]、第2の印刷電極のサイズを18[mm]、抵抗322の抵抗値を1[M]、コイル323のインダクタンスを100[mH]、周波数を共振周波数付近に固定して、Xを計測した。

40

【0053】

なお、図6では、試験結果1ならびに試験結果2の差異を分かりやすくするため、縦軸を対数表示しているが、実際に計測されたXの値は負の値であった。負の値は対数表示できないため、図6では、実際に計測された数値にそれぞれ一定量の足し算を行い、グラフとして視認しやすい領域にオフセットされた数値を試験結果1ならびに試験結果2として表示した。

【0054】

図6に示されるように、従来の静電容量型センサによる試験結果1では、リアクタンスの変化量Xは約0.02kであるのに対し、本実施例3に係る静電容量型センサによ

50

る試験結果 2 では、リアクタンスの変化量  $X$  は約  $2.5 \text{ k}$  であるため、従来よりも検出感度が約  $100$  倍向上していることが理解される。

【0055】

図 7 及び図 8 を用いて、本実施例 3 に係る静電容量型センサ 300 において、最適なパラメータ及び周波数を用いて検出する方法を説明する。図 7 は、呼吸を検出する際の本実施例 3 に係る静電容量型センサ 300 における  $Z$ 、 $R$  及び  $X$  の周波数特性を示す。図 7 (a) は吸い込み時の各パラメータの周波数特性を示し、図 7 (b) は吐き出し時の各パラメータの周波数特性を示し、図 7 (c) 及び図 7 (d) は吸い込み時と吐き出し時の各パラメータの差分の絶対値の周波数特性を示す。図 7 に示す周波数特性では、抵抗  $322$  の抵抗値を  $1 \text{ [M]}$  とし、コイル  $323$  のインダクタンスを  $100 \text{ [mH]}$  とした。

10

【0056】

本実施例 3 に係る静電容量型センサ 300 では、吸い込み時と吐き出し時で、静電容量値が  $25.70 \text{ [pF]}$  から  $25.69 \text{ [pF]}$  に変化するが、それに伴って、図 7 (a) 及び図 7 (b) に示すように、共振周波数も  $99.28 \text{ [kHz]}$  から  $99.30 \text{ [kHz]}$  に変化する。図 7 (c) 及び図 7 (d) に示すように、 $Z$ 、 $R$  及び  $X$  のうち、変化量の絶対値が  $6.24 \text{ [k]}$  で最大となる  $X$  を用い、 $X$  の変化量の絶対値  $X$  が最大となる時の周波数  $99.30 \text{ [kHz]}$  を高周波電源 310 の印加電圧の周波数として使用すればよい。

【0057】

図 8 は、人体の近接を検出する際の本実施例 3 に係る静電容量型センサにおける  $Z$ 、 $R$  及び  $X$  の周波数特性を示す。図 8 (a) は人体の近接前の各パラメータの周波数特性を示し、図 8 (b) は人体の近接時の各パラメータの周波数特性を示し、図 8 (c) 及び図 8 (d) は人体近接時と人体近接前の各パラメータの差分の絶対値の周波数特性を示す。図 8 に示す周波数特性でも同様に、抵抗  $323$  の抵抗値を  $1 \text{ [M]}$  とし、コイル  $324$  のインダクタンスを  $100 \text{ [mH]}$  とした。

20

【0058】

本実施例 3 に係る静電容量型センサ 300 では、近接前と近接時で、静電容量値が  $25.88 \text{ [pF]}$  から  $25.69 \text{ [pF]}$  に変化するが、それに伴い、図 8 (a) 及び図 8 (b) に示すように、共振周波数も  $98.93 \text{ [kHz]}$  から  $99.30 \text{ [kHz]}$  に変化する。図 8 (c) 及び図 8 (d) に示すように、 $Z$ 、 $R$  及び  $X$  のうち、変化量の絶対値が  $117.92 \text{ [k]}$  で最大となる  $X$  を用い、 $X$  の変化量の絶対値  $X$  が最大となる時の周波数  $99.13 \text{ [kHz]}$  を高周波電源 310 の印加電圧の周波数として使用すればよい。

30

【0059】

ただし、測定するのに最適な周波数は、計算上では上記のように求められるが、寄生容量等の影響により、実際の最適周波数がずれる場合があるため、実験系を組んだ上で上記のように求めた周波数を調整して決定することがさらに好ましい。

【0060】

(実施例 4)

図 9 は、本発明の実施例 4 に係る静電容量型センサを示す。図 9 に示される静電容量型センサ 400 は、高周波電源 410 と、静電容量型センサ部 420 と、測定部 430 と、処理部 440 と、を備える。

40

【0061】

静電容量型センサ部 420 は、基材 424 と、静電容量形成部 421 と、基材 424 の第 1 の表面に形成された抵抗 422 と、基材 424 の第 1 の表面に形成されたコイル 423 と、を備える。静電容量形成部 421 は、基材 424 の第 1 の表面に形成された第 1 の印刷電極 421<sub>1</sub> と、基材 424 の第 1 の表面とは反対側の第 2 の表面に形成された第 2 の印刷電極 421<sub>2</sub> と、第 1 の表面において引き出されて第 1 の印刷電極 421<sub>1</sub> に電圧を印加する第 1 の引き出し印刷配線 421<sub>3</sub> と、第 2 の表面において引き出されて第 2 の印刷電極 421<sub>2</sub> に電圧を印加する第 2 の引き出し印刷配線 421<sub>4</sub> と、を含む。

【0062】

50

図 9 に示されるように、高周波電源 4 1 0、静電容量形成部 4 2 1、抵抗 4 2 2 及びコイル 4 2 3 は、直列接続されている。本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 では、静電容量型センサ部 4 2 0 において、コイル 4 2 3 と、第 1 及び第 2 の印刷電極 4 2 1<sub>1</sub> 及び 4 2 1<sub>2</sub> と、抵抗 4 2 2 とを、それぞれ、LCR 共振回路の L、C 及び R に対応する構成要素として用いて直列接続することにより、LCR 直列共振回路を構成している。本実施例 4 に係る静電容量型センサ部 4 2 0 は、この直列接続されている点を除き、実施例 3 における静電容量型センサ部 3 2 0 と同様の構成を有する。ただし、実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 は LCR 直列共振回路であるため、測定部 4 3 0 は、アドミタンス Y、コンダクタンス G 及びサセプタンス B を含むパラメータのグループのうち少なくとも 1 つを測定することが好ましい。

10

#### 【0063】

図 1 0 及び図 1 1 を用いて、本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 において、最適なパラメータ及び周波数を用いて検出する方法を説明する。図 1 0 は、呼吸を検出する際の本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 における Y、G 及び B の周波数特性を示す。図 1 0 ( a ) は吸い込み時の各パラメータの周波数特性を示し、図 1 0 ( b ) は吐き出し時の各パラメータの周波数特性を示し、図 1 0 ( c ) 及び図 1 0 ( d ) は吸い込み時と吐き出し時の各パラメータの差分の絶対値の周波数特性を示す。図 1 0 に示す周波数特性では、抵抗 4 2 2 の抵抗値を 1 [k ] とし、コイル 4 2 3 のインダクタンスを 1 0 0 [m H ] とした。

#### 【0064】

本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 では、吸い込み時と吐き出し時で、静電容量値が 2 5 . 7 0 [p F ] から 2 5 . 6 9 [p F ] に変化し、それに伴い、図 1 0 ( a ) 及び図 1 0 ( b ) に示すように、共振周波数も 9 9 . 2 8 [k H z ] から 9 9 . 3 0 [k H z ] に変化する。図 1 0 ( c ) 及び図 1 0 ( d ) に示すように、Y、G 及び B のうち、変化量の絶対値が 0 . 0 2 4 [m S ] で最大となる B を用い、B の変化量の絶対値 B が最大となる時の周波数 9 9 . 2 8 [k H z ] を高周波電源 4 1 0 の印加電圧の周波数として使用すればよい。

20

#### 【0065】

図 1 1 は、人体の近接を検出する際の本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 における Y、G 及び B の周波数特性を示す。図 1 1 ( a ) は人体の近接前の各パラメータの周波数特性を示し、図 1 1 ( b ) は人体の近接時の各パラメータの周波数特性を示し、図 1 1 ( c ) 及び図 1 1 ( d ) は人体近接時と人体近接前の各パラメータの差分の絶対値の周波数特性を示す。図 1 1 に示す周波数特性でも同様に、抵抗 4 2 2 の抵抗値を 1 [k ] とし、コイル 4 2 3 のインダクタンスを 1 0 0 [m H ] とした。

30

#### 【0066】

本実施例 4 に係る静電容量型センサ 4 0 0 では、近接前と近接時で、静電容量値が 2 5 . 8 8 [p F ] から 2 5 . 6 9 [p F ] に変化し、それに伴い、図 1 1 ( a ) 及び図 1 1 ( b ) に示すように、共振周波数も 9 8 . 9 3 [k H z ] から 9 9 . 3 0 [k H z ] に変化する。図 1 1 ( c ) 及び図 1 1 ( d ) に示すように、Y、G 及び B のうち、変化量の絶対値が 0 . 4 3 6 [m S ] で最大となる B を用い、B の変化量の絶対値 B が最大となる時の周波数 9 9 . 1 2 [k H z ] を高周波電源 4 1 0 の印加電圧の周波数として使用すればよい。

40

#### 【0067】

ただし、測定するのに最適な周波数は、計算上では上記のように求められるが、寄生容量等の影響により、実際の最適周波数がずれる場合があるため、実験系を組んだ上で上記のように求めた周波数を調整して決定することがさらに好ましい。

#### 【0068】

実施例 4 のような LCR 直列共振回路で構成された静電容量型センサ 4 0 0 によっても、従来よりも高感度な静電容量型センサを実現することができる。

#### 【0069】

上記実施例では、本発明について呼吸の検出及び人体の近接を例に説明したが、本発明

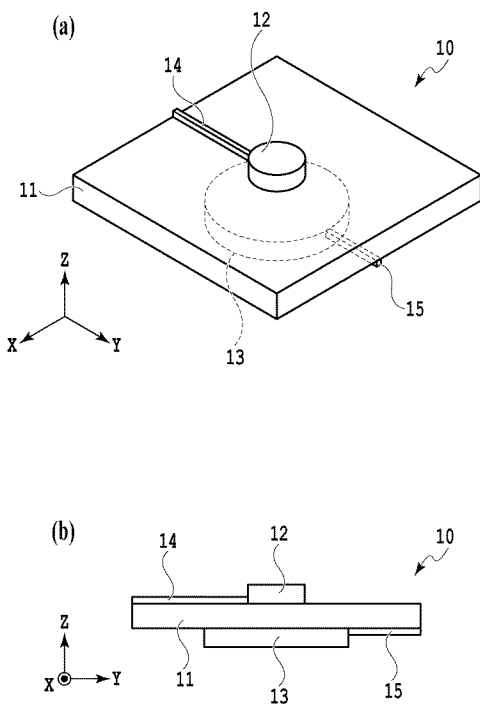
50

に係る原理は、心拍等の他の生体信号や任意の物体の近接等を検出対象の動作とした場合にも適用可能である。

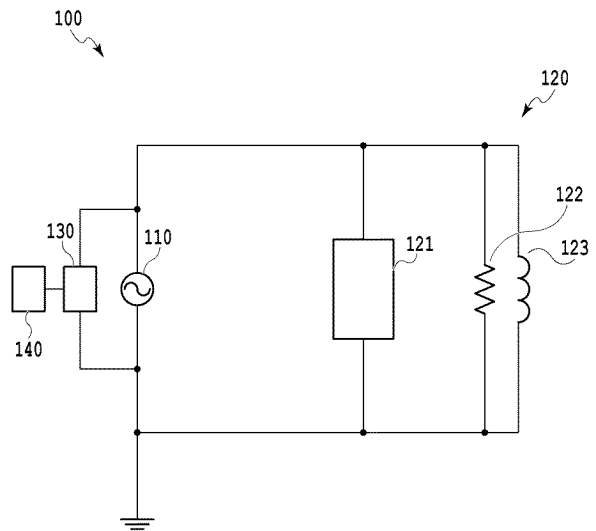
【 0 0 7 0 】

また、上記実施例では、静電容量型センサ部のインピーダンス $Z$ 、レジスタンス $R$ 、リアクタンス $X$ 、アドミタンス $Y$ 、コンダクタンス $G$ 及びサセプタンス $B$ を含むパラメータのグループのうち少なくとも1つのパラメータを測定することとしたが、当該パラメータのグループは、静電容量型センサ部の共振周波数をさらに含んでもよい。この場合、静電容量型センサ部の静電容量値の変化による当該共振周波数の変化量の絶対値が予め設定された所定の閾値を超えた場合に、検出対象となる動作がなされたと判定するように構成してもよい。

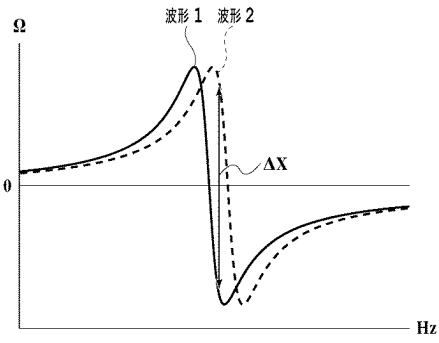
【 図 1 】



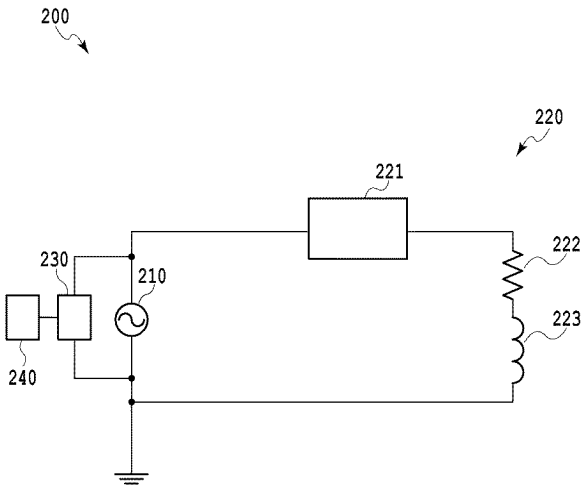
【 図 2 】



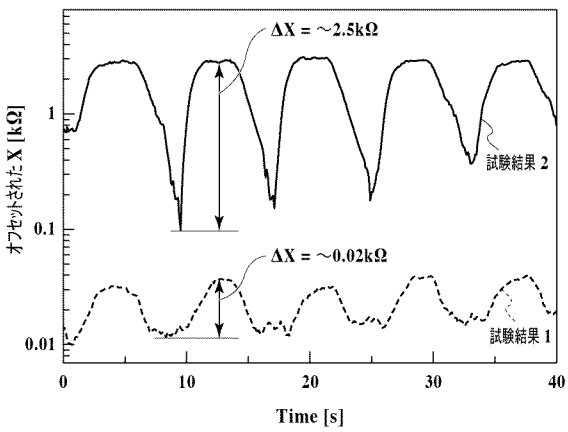
【図 3】



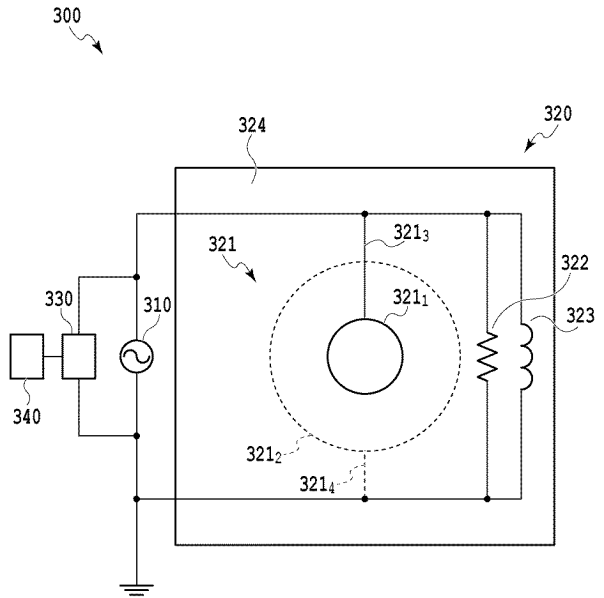
【図 4】



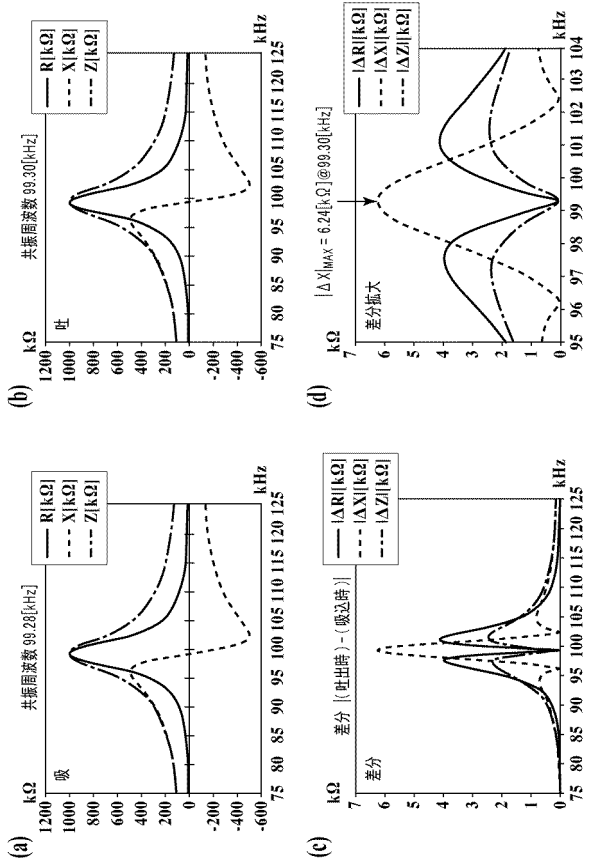
【図 6】



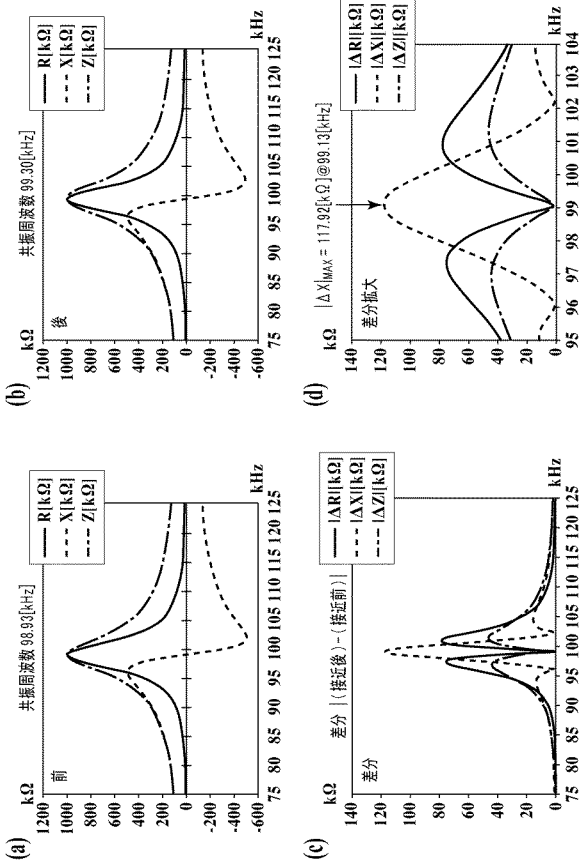
【図 5】



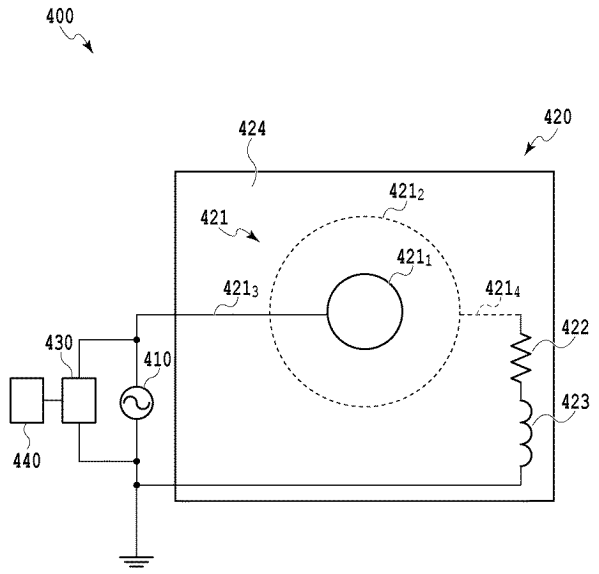
【図 7】



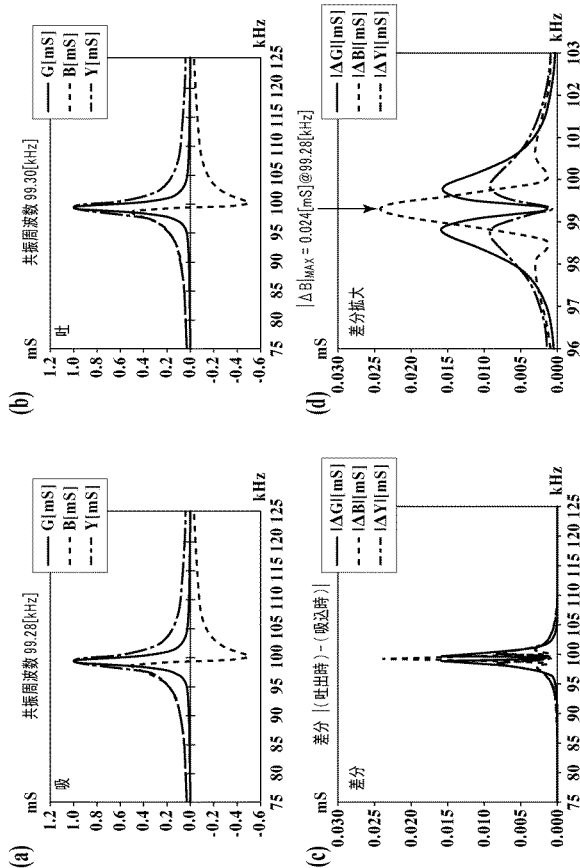
【図 8】



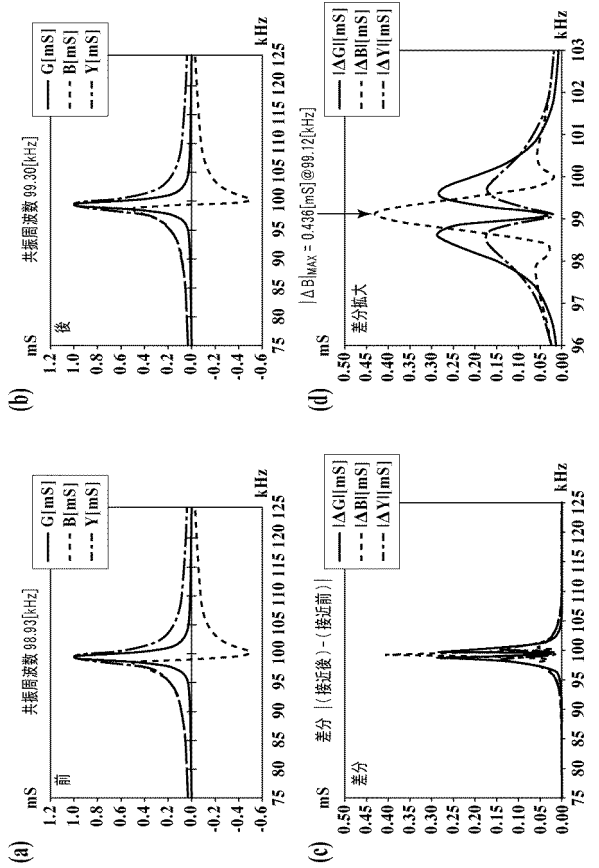
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(72)発明者 野村 健一

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所つくばセンター内

(72)発明者 堀井 美德

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所つくばセンター内

(72)発明者 鍛冶 良作

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所つくばセンター内

(72)発明者 山本 典孝

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所つくばセンター内

(72)発明者 牛島 洋史

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所つくばセンター内

F ターム(参考) 2F034 AA19 BA10 BA16

2F077 HH02 HH15 TT07 TT82

5G046 AA02 AB01 AC23 AD02 AD23 AE21