

(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2020-36718

(P2020-36718A)

(43) 公開日 令和2年3月12日(2020.3.12)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 M	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2018-164918 (P2018-164918)
 (22) 出願日 平成30年9月3日(2018.9.3)

(71) 出願人 000004075
 ヤマハ株式会社
 静岡県浜松市中区中沢町10番1号
 (74) 代理人 100120329
 弁理士 天野 一規
 (74) 代理人 100106264
 弁理士 石田 耕治
 (72) 発明者 植屋 夕輝
 静岡県浜松市中区中沢町10番1号 ヤマ
 ハ株式会社内
 Fターム(参考) 4C017 AA09 AC04 AC20 EE01 FF05
 4C117 XA01 XB01 XC11 XE03 XE13
 XE14 XE16 XE24 XE29 XE30

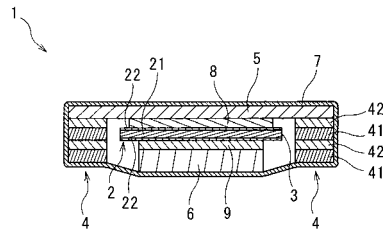
(54) 【発明の名称】 生体センサ

(57) 【要約】

【課題】本発明は、感度が高く、ノイズ耐性の強い生体センサを提供することを課題とする。

【解決手段】本発明の一態様に係る生体センサ1は、シート状の圧電素子2と、平面視で圧電素子2の周囲に空隙3をおいて配設されるスペーサ4と、圧電素子2及びスペーサ4の表面側を覆う被覆部材5とを備え、スペーサ4が被覆部材5を裏面側から支持し、圧電素子2が被覆部材5に固定されている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シート状の圧電素子と、
 平面視で前記圧電素子の周囲に空隙をおいて配設されるスペーサと、
 前記圧電素子及び前記スペーサの表面側を覆う被覆部材と
 を備え、
 前記スペーサが前記被覆部材を裏面側から支持し、
 前記圧電素子が前記被覆部材に固定されている生体センサ。

【請求項 2】

前記スペーサの裏面が、前記圧電素子の裏面と平行な平面である請求項 1 に記載の生体センサ。 10

【請求項 3】

前記被覆部材と対向するように前記圧電素子の裏面側に配設されるプレートをさらに備える請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体センサ。

【請求項 4】

前記プレートの裏面と前記スペーサの裏面とが面一、又は前記プレートの裏面が前記スペーサの裏面より裏面側に突出している請求項 3 に記載の生体センサ。

【請求項 5】

平面視で重なり合わないよう配設される複数の前記圧電素子を備える請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の生体センサ。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体センサに関する。

【背景技術】

【0002】

例えば心拍、脈波、血流音、呼吸音等の生体の内部で発生する振動（可聴域の音波振動に限定されず、非可聴域の低周波振動や超音波振動を含む）を測定又は観測することによって、例えば診断、健康管理等を行うことができる。 30

【0003】

生体の振動を検出する生体センサとしては、例えば圧電素子を用いた振動波形センサが公知である（国際公開第 2017/187710 号公報参照）。この公知の振動波形センサは、基材上に実装された圧電素子、この圧電素子の回りに配設されるスペーサ及び圧電素子を覆う被覆部を有し、このスペーサ等で囲まれた領域に例えばシリコン樹脂を充填して構成されている。この従来の生体センサ（振動波形センサ）では、被覆部側を生体に当てることで生体の振動を検出する。

【0004】

しかしながら、前記従来の生体センサにおいては主にスペーサから基板を介して圧電素子に伝わった振動が検出されるため、伝搬経路が長い。このため、感度が低下し易く、ノイズが混入し易い。また、被測定対象である生体と圧電センサとの間等に被覆部やシリコン樹脂が存在するため、その弾性により振動が減衰し易いうえ、前記スペーサ及び前記被覆部等が圧電素子を密着して取り囲むので、圧電素子の変形が抑制される。この点からも前記従来の生体センサの感度は低下し易い。従って、感度が高く、ノイズ耐性の強い生体センサが求められている。 40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】国際公開第 2017/187710 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

前記実情に鑑みて、本発明は、感度が高く、ノイズ耐性の強い生体センサを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記課題を解決するためになされた本発明の一態様に係る生体センサは、シート状の圧電素子と、平面視で前記圧電素子の周囲に空隙をおいて配設されるスペーサと、前記圧電素子及び前記スペーサの表面側を覆う被覆部材とを備え、前記スペーサが前記被覆部材を裏面側から支持し、前記圧電素子が前記被覆部材に固定されている。

10

【0008】

本発明の一態様に係る生体センサにおいて、前記スペーサの裏面が、前記圧電素子の裏面と平行な平面であるとよい。

【0009】

本発明の一態様に係る生体センサは、前記被覆部材と対向するように前記圧電素子の裏面側に配設されるプレートとをさらに備えるとよい。

【0010】

本発明の一態様に係る生体センサにおいて、前記プレートの裏面と前記スペーサの裏面とが面一、又は前記プレートの裏面が前記スペーサの裏面より裏面側に突出しているとい。

20

【0011】

本発明の一態様に係る生体センサは、平面視で重なり合わないよう配設される複数の前記圧電素子を備えるとよい。

【0012】

なお、本発明において、「裏面側」とは、生体表面と対向して配置される側をいい、「表面側」とは、生体表面と反対に配置される側をいう。

【発明の効果】

【0013】

本発明の一態様に係る生体センサでは、圧電素子が固定された被覆部材がスペーサにより支持されている。このため、当該生体センサでは、圧電素子を生体に接触させて生体の振動を検出することができるので、伝搬経路を短くすることができる。また、当該生体センサは、圧電素子とスペーサとの間に空隙を有する。このため、圧電素子の変形がスペーサ等により抑制され難いので、圧電素子の感度を確保し易い。従って、当該生体センサは、感度が高く、ノイズ耐性に強い。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施形態に係る生体センサを示す模式的裏面図である。

【図2】図1の生体センサのA-A線での模式的断面図である。

【図3】図1とは異なる実施形態に係る生体センサを示す模式的裏面図である。

40

【図4】図1及び図3とは異なる実施形態に係る生体センサを示す模式的断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、適宜図面を参照しつつ、本発明の実施の形態を詳説する。

【0016】

図1及び図2に本発明の一実施形態に係る生体センサ1を示す。当該生体センサ1は、例えば人、動物等の生体の表面に密接して配置され、生体内部の振動、例えば脈波を検出するために用いられる。

【0017】

当該生体センサ1は、シート状の圧電素子2と、平面視で圧電素子2の周囲に空隙3を

50

において配設されるスペーサ 4 と、圧電素子 2 及びスペーサ 4 の表面側を覆う被覆部材 5 と、被覆部材 5 と対向するように圧電素子 2 の裏面側に配設されるプレート 6 と、最外部に全体を包むように配設されるシールド層 7 とを備える。

【0018】

< 圧電素子 >

圧電素子 2 は、圧力を電圧に変換する圧電材料から形成され、生体振動の圧力波によって加えられた力による変形を電圧に変換する。圧電素子 2 は、シート状乃至フィルム状の圧電体 2 1 及びこの圧電体 2 1 の表裏に積層される一対の電極 2 2 を有する。

【0019】

(圧電体)

圧電体 2 1 を形成する圧電材料としては、例えばチタン酸ジルコン酸鉛等の無機材料であってもよいが、生体の表面に密着できるよう可撓性を有する高分子圧電材料であることが好ましい。また、圧電体 2 1 として、高分子圧電材料に多数の気孔を形成した多孔性フィルムを使用することによって、可撓性及び圧電定数を比較的大きくすることができる。

【0020】

前記高分子圧電材料としては、例えばポリフッ化ビニリデン (P V D F)、フッ化ビニリデン - 3 フッ化エチレン共重合体 (P (V D F / T r F E))、シアニ化ビニリデン - 酢酸ビニル共重合体 (P (V D C N / V A c)) 等を挙げることができる。また、これらの高分子圧電材料を多孔性フィルムとすることによって、より可撓性が大きく、圧電定数の大きい圧電素子 2 を形成することができる。

【0021】

また、圧電体 2 1 として、圧電特性を有しない例えばポリテトラフルオロエチレン (P T F E)、ポリプロピレン (P P)、ポリエチレン (P E)、ポリエチレンテレフタレート (P E T) 等に多数の扁平な気孔を形成し、例えばコロナ放電等によって扁平な気孔の対向面を分極して帯電させることによって圧電特性を付与したものを使用することもできる。

【0022】

圧電体 2 1 の平均厚さの下限としては、10 μ m が好ましく、50 μ m がより好ましい。一方、圧電体 2 1 の平均厚さの上限としては、500 μ m が好ましく、200 μ m がより好ましい。圧電体 2 1 の平均厚さが前記下限に満たない場合、圧電素子 2 の強度が不十分となるおそれがある。逆に、圧電体 2 1 の平均厚さが前記上限を超える場合、圧電素子 2 の変形能が小さくなり、検出感度が不十分となるおそれがある。

【0023】

(電極)

電極 2 2 は、圧電体 2 1 の両面に積層され、圧電体 2 1 の表裏の電位差を検出するために用いられる。

【0024】

電極 2 2 の材質としては、導電性を有するものであればよく、例えばアルミニウム、銅、ニッケル等の金属や、カーボン等を挙げることができる。

【0025】

電極 2 2 の平均厚さとしては、特に限定されず、積層方法にもよるが、例えば 0 . 1 μ m 以上 30 μ m 以下とすることができる。電極 2 2 の平均厚さが前記下限に満たない場合、電極 6 , 7 の強度が不十分となるおそれがある。逆に、電極 2 2 の平均厚さが前記上限を超える場合、圧電体 2 1 への振動の伝達を阻害するおそれがある。

【0026】

電極 2 2 の圧電体 2 1 への積層方法としては、特に限定されず、例えば金属の蒸着、カーボン導電インクの印刷、銀ペーストの塗布乾燥等が挙げられる。

【0027】

電極 2 2 は、平面視で複数の領域に分割して形成され、実効的に圧電素子 2 を複数の圧電素子として機能させるものであってもよい。

10

20

30

40

50

【0028】

図2に示す圧電素子2では、端面まで電極22が形成されているが、電極22の形成領域は圧電素子2の端面まで達していなくともよい。つまり、電極22は、圧電体21の表面及び裏面の全面に積層されていてもよいが、電位差が検出できる限り、圧電体21の表面及び裏面の一部に積層されていてもよい。

【0029】

圧電素子2の平面視形状は、例えば直径2mm以上10mm以下の円形とすることができる。前記直径が前記下限未満であると、例えば脈波を測定する場合であれば圧電素子2が血管を覆うように当該生体センサ1の位置合わせをすることが困難となるおそれがある。逆に前記直径が前記上限を超えると、当該生体センサ1が不要に大きくなり、取扱いが不便になるおそれがある。

10

【0030】

圧電素子2の表面、つまり圧電素子2の表面側の電極22と被覆部材5との間には信号配線8が配設されている。また、圧電素子2の裏面、つまり圧電素子2の裏面側の電極22とプレート6との間にはグランド配線9が配設されている。

【0031】

この信号配線8及びグランド配線9は、圧電素子2の一对の電極22により検出された電位差を検出回路に伝えるために用いられる。このため、この信号配線8及びグランド配線9は、不図示の検出回路に接続される。

【0032】

信号配線8及びグランド配線9としては、導電性を有するものであればよく、例えばアルミニウム、銅、ニッケル等の金属からなるフィルムや、カーボン等の導電性のある材料を含むフィルム、導電性繊維からなる織物や不織布等を挙げることができる。

20

【0033】

信号配線8及びグランド配線9の平均厚さとしては、特に限定されず、例えば15 μ m以上50 μ m以下とすることができる。信号配線8及びグランド配線9の平均厚さが前記下限未満であると、信号配線8及びグランド配線9の導電性が不十分となるおそれがある。逆に、信号配線8及びグランド配線9の平均厚さが前記上限を超えると、圧電素子2への振動の伝達を阻害するおそれがある。

【0034】

当該生体センサ1は、圧電素子2が後述する被覆部材5に固定されている。つまり、圧電素子2と被覆部材5との間に、例えば圧電素子2を表面側又は裏面側へ付勢するようなバネやゴム等の弾性部材を有さない。このように圧電素子2を被覆部材5に固定することで、生体の振動が弾性部材により吸収されることを抑止できるので、圧電素子2の感度を高めることができる。なお、圧電素子2は、図2に示すように信号配線8を間に挟んで被覆部材5に固定されている。このようにバネやゴム等のような弾性を有しない固定部材を間に介して圧電素子2と被覆部材5を固定することもできる。圧電素子2と被覆部材5との間に挟まれる前記固定部材としては、導電性のフィルム等を用いた導電配線であってもよいし、高さ調整用の部材であってもよい。

30

【0035】

<スペーサ>

スペーサ4は、例えば図2に示すように壁41とグランド配線42との積層により構成される。なお、スペーサ4は図2の構成に限定されず、例えば壁41のみにより構成することもできるが、以下図2の構成を例にとり説明する。

40

【0036】

スペーサ4の壁41の材質としては、ポリエチレンテレフタレート(PET)、ポリプロピレン(PP)、ポリエチレン(PE)、ポリエチレンナフタレート(PEN)、ポリアリレート(PAR)、ポリイミド(PI)等を挙げることができるが、中でも適度な剛性を有するPETが好ましい。

【0037】

50

グラウンド配線 4 2 の材質としては、圧電素子 2 のグラウンド配線 9 と同様とできる。また、グラウンド配線 4 2 は、圧電素子 2 の表面に配設される信号配線 8 及び圧電素子 2 の裏面に配設されるグラウンド配線 9 と高さ（当該生体センサ 1 の表裏方向の位置）が一致するように配設されるとよい。具体的には、スペーサ 4 のグラウンド配線 4 2 が高さの対応する信号配線 8 及びグラウンド配線 9 と同等の厚さであり、グラウンド配線 4 2 に挟まれる壁 4 1 が圧電素子 2 と同等の厚さであるとよい。このように配設することで、スペーサ 4 のグラウンド配線 4 2 がシールドとして機能し、圧電素子 2 が検出する信号にノイズが混入することを抑止できる。また、当該生体センサ 1 を製造する際に、圧電素子 2 の信号配線 8 やグラウンド配線 9 と、スペーサ 4 のグラウンド配線 4 2 とを同層で一度に積層して製造できるので、製造効率を高められる。

10

【0038】

スペーサ 4 は、後述する被覆部材 5 を裏面側から支持する。つまり、被覆部材 5 は、スペーサ 4 により位置が固定され、振動することが抑制される。このため、被覆部材 5 に固定される圧電素子 2 の感度を高めることができる。

【0039】

スペーサ 4 は、被覆部材 5 を支持できる限り圧電素子 2 の周囲に断続して配設されてもよいが、平面視で圧電素子 2 の全周を取り囲むように配設されることが好ましい。このようにスペーサ 4 を平面視で圧電素子 2 の全周を取り囲むように配設することで、被覆部材 5 を安定して支持できるので、圧電素子 2 の感度をさらに高められる。

20

【0040】

また、スペーサ 4 の裏面が、圧電素子 2 の裏面と平行な平面であるとよい。このようにスペーサ 4 の裏面を圧電素子 2 の裏面と平行な平面とすることで、当該生体センサ 1 を生体に接触させた際、スペーサ 4 の生体への接触面積が大きくなるので、被覆部材 5 を安定して支持できる。従って、圧電素子 2 の感度をさらに高められる。

【0041】

スペーサ 4 の高さは、当該生体センサ 1 の使用時にスペーサ 4 の裏面が生体と接し被覆部材 5 を固定可能となる高さとしてされる。また、スペーサ 4 の高さは、当該生体センサ 1 の使用時に圧電素子 2 が裏面側から振動を検知できるように、つまり圧電素子 2、プレート 6、シールド層 7 及び生体が、生体振動の状態に関わらず表面側から裏面側へ向かう方向（以降、「裏面方向」ともいう）に連続するよう調整される。「生体振動の状態に関わらず裏面方向に連続する」とは、例えば圧電素子 2 が生体振動により圧縮される力を受けた際においても例えばプレート 6 と圧電素子 2 との間に空隙が生じたりしないことを意味する。

30

【0042】

スペーサ 4 の平均高さの下限としては、300 μm が好ましく、400 μm がより好ましい。一方、スペーサ 4 の平均高さの上限としては、800 μm が好ましく、700 μm がより好ましい。スペーサ 4 の平均高さが前記下限未満であると、当該生体センサ 1 を生体に接触させる際、プレート 6 がスペーサ 4 の裏面より突出し過ぎてスペーサ 4 が生体に接触せず、被覆部材 5 を支持できないおそれがある。逆に、スペーサ 4 の平均高さが前記上限を超えると、例えばスペーサ 4 の裏面側での揺れが表面側でスペーサ 4 の高さを半径として増幅されるため、被覆部材 5 が振動し易くなるおそれがある。

40

【0043】

スペーサ 4 の裏面の平均幅（径方向の平均幅）は、特に限定されないが、例えば 1 mm 以上 5 mm 以下とできる。スペーサ 4 の平均幅が前記下限未満であると、当該生体センサ 1 を生体に接触させた際、スペーサ 4 の接触面積が小さくなるため、被覆部材 5 を安定して支持できないおそれがある。逆に、スペーサ 4 の平均幅が上限を超えると、当該生体センサ 1 が平面視で不要に大きくなり、取扱いが不便になるおそれがある。

【0044】

スペーサ 4 は圧電素子 2 と隣接しており、スペーサ 4 と圧電素子 2 との間には空隙 3 がある。この空隙 3 は、圧電素子 2 が変形した際においてもスペーサ 4 に接触しないだけの

50

大きさがあればよく、空隙 3 の幅の下限としては、例えば $10\ \mu\text{m}$ とできる。一方、前記空隙 3 の幅の上限は、特に限定されないが、当該生体センサ 1 の取扱性、すなわち小型化の観点から例えば $3\ \text{mm}$ とできる。

【0045】

空隙 3 には、ゲル等の充填剤は充填されない。このように空隙 3 に充填剤を充填しないことで、圧電素子 2 の変形が抑制されないので、圧電センサの感度を確保し易い。

【0046】

<被覆部材>

被覆部材 5 は、板状であり、上述のように圧電素子 2 及びスペーサ 4 の表面側を覆う。被覆部材 5 が、平面視でスペーサ 4 の外縁を包含するように圧電素子 2 及びスペーサ 4 の表面側を覆ってもよいが、被覆部材 5 の外縁とスペーサ 4 の外縁とが一致するように覆うとよい。このように覆うことで、平面視で被覆部材 5 の大きさを小さくできるので、当該生体センサ 1 の取扱性が向上する。

10

【0047】

被覆部材 5 の材質としては、スペーサ 4 の壁 4 1 と同様とできる。また、被覆部材 5 は可撓性を有するとよい。このように被覆部材 5 に一定の可撓性を持たせることで、測定の対象とする生体の表面が曲面であっても当該生体センサ 1 を適切に接触させることができる。

【0048】

被覆部材 5 の平均厚さの下限としては、 $50\ \mu\text{m}$ が好ましく、 $100\ \mu\text{m}$ がより好ましい。一方、被覆部材 5 の平均厚さの上限としては、 $400\ \mu\text{m}$ が好ましく、 $250\ \mu\text{m}$ がより好ましい。被覆部材 5 の平均厚さが前記下限未満であると、被覆部材 5 が曲がり易くなり過ぎるため、圧電素子 2 の位置を固定し難くなる。このため、当該生体センサ 1 の感度が低下するおそれがある。また、被覆部材 5 の平均厚さが前記下限未満であると、寄生容量が大きくなりノイズが発生し易くなるおそれがある。逆に、被覆部材 5 の平均厚さが前記上限を超えると、被覆部材 5 の可撓性が不足し、測定の対象とする生体の表面が曲面である場合に当該生体センサ 1 を接触させることが困難となるおそれがある。

20

【0049】

<プレート>

プレート 6 は、生体の一部で発生し伝わった振動を圧電素子 2 へプレート 6 全面の振動として伝える。このように広面積の振動として圧電素子 2 へ振動を伝えることで、圧電素子 2 の感度を高められる。

30

【0050】

当該生体センサ 1 では、プレート 6 は、平面視で圧電素子 2 よりも小さい、つまり圧電素子 2 が平面視でプレート 6 の外側に突出している。一方、プレート 6 は、平面視で圧電素子 2 よりも大きい、つまりプレート 6 が平面視で圧電素子 2 の外側に突出する構成とすることもできる。

【0051】

また、プレート 6 が平面視で圧電素子 2 よりも小さい場合、プレート 6 は平面視で圧電素子 2 の電極 2 2 よりも小さく、電極 2 2 よりも狭い領域で圧電素子 2 と接することもできる。一方、プレート 6 は平面視で圧電素子 2 の電極 2 2 よりも大きくすること、つまり電極 2 2 よりも広い領域で圧電素子 2 と接する構成とすることもできる。

40

【0052】

プレート 6 の裏面とスペーサ 4 の裏面とが面一であるか、プレート 6 の裏面がスペーサ 4 の裏面より裏面側に突出しているか、いずれかであるとよい。このようにプレート 6 を構成することで、スペーサ 4 の裏面が生体に接触した状態で、圧電素子 2 が生体からの振動をより確実に受信することができる。

【0053】

プレート 6 の材質としては、スペーサ 4 の壁 4 1 と同様とできる。プレート 6 の平面視形状としては、圧電素子 2 の平面形状と同様であることが好ましい。また、プレート 6 の

50

平均厚さとしては、被覆部材 5 と同様とできる。

【 0 0 5 4 】

< シールド層 >

シールド層 7 は、上述のように当該生体センサ 1 の最外部に全体を包むように配設される。つまり、シールド層 7 は、圧電素子 2、スペーサ 4、被覆部材 5 及びプレート 6 を内包するように配設される。

【 0 0 5 5 】

シールド層 7 は、絶縁層と、この絶縁層の表面に積層される導電層とを有する。前記絶縁層としては、例えばアクリルを用いることができる。また、前記導電層は、銀や銅の導電塗料の塗布層とすることができる。このようにシールド層 7 の裏面を絶縁層とし表面を導電性とすることで、圧電素子 2 との短絡を抑止しつつ、ノイズをシールドできる。

10

【 0 0 5 6 】

また、シールド層 7 は可撓性を有するとよい。このようにシールド層 7 が可撓性を有することで、生体で生じた振動をより確実にプレート 6 に伝達できる。

【 0 0 5 7 】

シールド層 7 の平均厚さは特に限定されないが、例えば 10 μ m 以上 100 μ m 以下とできる。シールド層 7 の平均厚さが前記下限未満であると、使用時にシールド層 7 が破れ易くなるおそれがある。逆に、シールド層 7 の平均厚さが前記上限を超えると、シールド層 7 の可撓性が不足し、当該生体センサ 1 の感度が低下するおそれがある。

20

【 0 0 5 8 】

< 当該生体センサの製造方法 >

当該生体センサ 1 は、例えば信号配線積層工程、圧電素子積層工程、グランド配線積層工程、プレート積層工程及びシールド層被覆工程を備える製造方法により製造することができる。

【 0 0 5 9 】

(信号配線積層工程)

信号配線積層工程では、被覆部材 5 の裏面に信号配線 8 を積層する。具体的には、信号配線 8 を形取った金属薄膜を接着剤により被覆部材 5 の裏面に貼り付ける。この際、スペーサ 4 の表面側のグランド配線 4 2 を同時に積層する。

【 0 0 6 0 】

30

(圧電素子積層工程)

圧電素子積層工程では、信号配線積層工程で積層した信号配線 8 の裏面に圧電素子 2 を積層する。具体的には、圧電素子 2 を接着剤により信号配線 8 の裏面に貼り付ける。この際、圧電素子 2 と同じ高さにあるスペーサ 4 の壁 4 1 を同時にグランド配線 4 2 に積層する。

【 0 0 6 1 】

(グランド配線積層工程)

グランド配線積層工程では、圧電素子積層工程で積層した圧電素子 2 の裏面にグランド配線 9 を積層する。具体的には、グランド配線 9 を形取った金属薄膜を接着剤により圧電素子 2 の裏面に貼り付ける。この際、スペーサ 4 の裏面側のグランド配線 4 2 を同時に壁 4 1 に積層する。なお、圧電素子 2 の裏面に積層されるグランド配線 9 とスペーサ 4 のグランド配線 4 2 とは同電位であるので、両者は接続されていることが好ましい。

40

【 0 0 6 2 】

(プレート積層工程)

プレート積層工程では、グランド配線積層工程で積層したグランド配線 9 の裏面にプレート 6 を積層する。具体的には、プレート 6 を接着剤によりグランド配線 9 の裏面に貼り付ける。この際、プレート 6 と同じ高さにあるスペーサ 4 の壁 4 1 を同時に積層する。

【 0 0 6 3 】

(シールド層被覆工程)

シールド層被覆工程では、プレート積層工程後の圧電素子 2、スペーサ 4、被覆部材 5

50

及びプレート 6 を内包するようにシールド層 7 で被覆する。

【0064】

以上の工程により、当該生体センサ 1 を製造することができる。なお、前記製造方法では、被覆部材 5 と信号配線 8 との間及びグランド配線 9 とプレート 6 との間を接着する方法を説明したが、これらの間は接着せず、被覆部材 5 とプレート 6 とにより、信号配線 8、圧電素子 2 及びグランド配線 9 を挟み込む構成としてもよい。このような構成とすることで、接着する場合に比べて圧電素子 2 の変形が抑制され難いので、圧電素子 2 の感度を確保し易い。

【0065】

< 当該生体センサの使用法 >

当該生体センサ 1 は、スペーサ 4 の裏面が生体に接触するように生体に固定して使用する。

【0066】

生体への固定位置としては、生体振動が発生している箇所が、平面視で圧電素子 2 と重なる位置とされる。実際には圧電素子 2 が一定の大きさを有するので、例えば当該生体センサ 1 の位置合わせとしては、生体振動が発生していると推定される箇所に、当該生体センサ 1 を配設し、生体振動が検出できることを確認する方法を用いることができる。なお、生体振動が検出できない場合は、配設位置を変更して確認作業を再度行うとよい。

【0067】

また、生体への固定位置で、生体が曲面である場合が生じ得るが、このような場合は被覆部材 5 を曲げることで生体の曲面に追従させるとよい。

【0068】

生体への固定方法は特に限定されないが、例えばテープ等により貼り付けることで行える。当該生体センサ 1 では、スペーサ 4 により被覆部材 5 の位置が固定される程度に固定を行えばよい。従って、当該生体センサ 1 を生体に対して大きな抑え圧で固定する必要はない。

【0069】

上述のように固定された当該生体センサ 1 によれば、生体振動に応じて圧電素子 2 からの電位変異が観測できる。この電位変位を公知の測定装置により測定することで、生体の振動の大きさや周期等を観測することができる。

【0070】

< 利点 >

当該生体センサ 1 では、圧電素子 2 が固定された被覆部材 5 がスペーサ 4 により支持されている。このため、当該生体センサ 1 では、圧電素子 2 を生体に接触させて生体の振動を検出することができるので、伝搬経路を短くすることができる。また、当該生体センサ 1 は、圧電素子 2 とスペーサ 4 との間に空隙 3 を有する。このため、圧電素子 2 の変形がスペーサ 4 等により抑制され難いので、圧電素子 2 の感度を確保し易い。従って、当該生体センサ 1 は、感度が高く、ノイズ耐性に強い。

【0071】

[第二実施形態]

図 3 に本発明の一実施形態に係る生体センサ 10 を示す。当該生体センサ 10 は、例えば人、動物等の生体の表面に密接して配置され、生体内部の振動、例えば脈波を検出するために用いられる。

【0072】

当該生体センサ 10 は、シート状の 3 つの圧電素子と、平面視で各圧電素子の周囲に空隙をおいて配設されるスペーサと、前記複数の圧電素子及びスペーサの表面側を覆う被覆部材と、前記被覆部材と対向するように前記各圧電素子の裏面側に配設されるプレートと、最外部に全体を包むように配設されるシールド層とを備える。

【0073】

< 圧電素子 >

10

20

30

40

50

前記各圧電素子の平面視形状は、例えば直径2mm以上10mm以下の円形とすることができる。

【0074】

前記3つの圧電素子は平面視で重なり合わないよう配設されている。前記3つの圧電素子の配設位置は特に限定されないが、例えば図3に示すようにその中心が正三角形となるよう配設され、その一辺が5mm以上15mm以下とされる。

【0075】

また、前記3つの圧電素子は並列に接続されることが好ましい。このように前記3つの圧電素子を並列に接続することで、いずれかの圧電素子が生体の振動を検出すれば、当該生体センサ10が振動を検出できる。このため、当該生体センサ10の位置合わせが容易に行える。

【0076】

前記圧電素子は、上述の平面視形状以外については第一実施形態の圧電素子2と同様に構成できるので、詳細説明を省略する。

【0077】

<スペーサ及びプレート>

スペーサ及びプレートは、前記3つの圧電素子それぞれに対して第一実施形態のスペーサ4及びプレート6と同様に構成できるので、詳細説明を省略する。

【0078】

<被覆部材>

被覆部材は1枚の板状であり、前記3つの圧電素子及びスペーサの表面側を覆う。前記被覆部材は、第一実施形態の被覆部材5と同様に構成できるので、詳細説明を省略する。

【0079】

<シールド層>

シールド層は、第一実施形態のシールド層7と同様に構成できるので、詳細説明を省略する。

【0080】

当該生体センサ10は、第一実施形態の生体センサ1と同様に製造及び使用をすることができる。このため詳細説明を省略する。

【0081】

<利点>

当該生体センサ10は、平面視で重なり合わないよう配設される複数の圧電素子を備えるので、1つの圧電素子を備える場合に比べて各圧電素子の平面視での面積を小さくすることができる。生体の振動は一箇所が発生するから、この生体振動に接する圧電素子の面積が小さいので、生体振動により圧電素子に発生する面圧を高められる。従って、当該生体センサ10は、生体振動に対する感度を高められる。また、当該生体センサ10は、各圧電素子の平面視での面積が小さいので、生体の測定位置が曲面であっても、その曲面に追従して固定し易い。

【0082】

[その他の実施形態]

前記実施形態は、本発明の構成を限定するものではない。従って、前記実施形態は、本明細書の記載及び技術常識に基づいて前記実施形態各部の構成要素の省略、置換又は追加が可能であり、それらは全て本発明の範囲に属するものと解釈されるべきである。

【0083】

前記実施形態では、当該生体センサがシールド層を備える場合を説明したが、シールド層は必須の構成要件ではなく、省略可能である。

【0084】

前記実施形態では、当該生体センサがプレートを備える場合を説明したが、プレートは必須の構成要件ではなく、省略可能である。プレートを備えない生体センサにおいては、圧電素子により直接振動を検出する。

10

20

30

40

50

【0085】

前記実施形態では、スペーサの壁及びグランド配線の平面視での面積が等しい場合を図示しているが、この平面視面積は高さ方向の位置により異なってもよい。

【0086】

前期実施形態では、圧電素子の表面に信号配線が配設され、圧電素子の裏面にグランド配線が配設される場合を説明したが、信号配線及びグランド配線は配置が逆、つまり圧電素子の裏面に信号配線が配設され、圧電素子の表面にグランド配線が配設されてもよい。

【0087】

前期第二実施形態では、平面視で重なり合わないよう配設されている圧電素子が3つの場合を説明したが、平面視で重なり合わないよう配設される圧電素子の数は3に限定されず、2あるいは4以上であってもよい。

10

【0088】

また、図4に示すように、当該生体センサ11が被覆部材5の裏面に積層される複数の圧電素子2（図4では2つの圧電素子2）を備えてもよい。図4に示す当該生体センサ11では、2つの圧電素子2が接続配線12を介して直列に接続されている。このように複数の圧電素子2を直列に積層することで、圧電素子2の感度を高めることができる。

【0089】

前記実施形態では、圧電素子の平面視形状として円形である場合を説明したが、圧電素子の平面視形状は円形に限定されるものではない。圧電素子の平面視形状は、例えば楕円形状や、三角形、四角形、五角形、六角形のような多角形状であってもよい。圧電素子の平面視形状は、圧電素子を効率よく配置するために適宜決定される。また、生体センサが複数の圧電素子を備える場合、その平面視形状は全て同一であってもよいが、その一部又は全てが異なる形状であってもよい。

20

【産業上の利用可能性】

【0090】

本発明に係る生体センサは、人や動物の体内で発生する様々な振動を測定するために利用することができる。

【符号の説明】

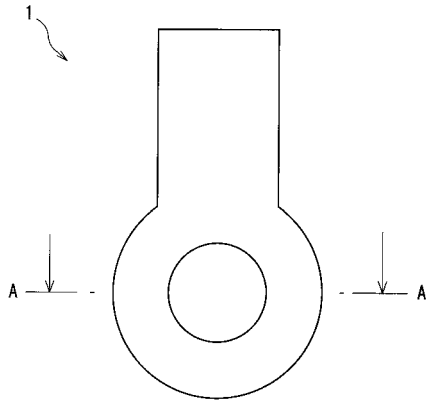
【0091】

- 1、10、11 生体センサ
- 2 圧電素子
- 21 圧電体
- 22 電極
- 4 スペーサ
- 41 壁
- 42 グランド配線
- 5 被覆部材
- 6 プレート
- 7 シールド層
- 8 信号配線
- 9 グランド配線
- 12 接続配線

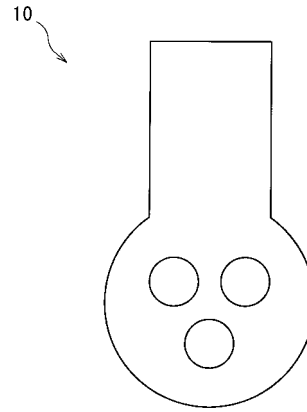
30

40

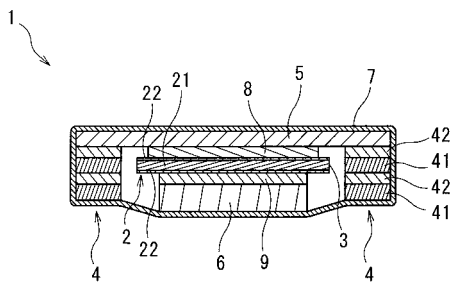
【図 1】



【図 3】



【図 2】



【図 4】

