

(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
2017年3月16日(16.03.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/043384 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/075435
- (22) 国際出願日: 2016年8月31日(31.08.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-175967 2015年9月7日(07.09.2015) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 嶋原 教子 (SHIGIHARA Noriko); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 加藤 雄樹 (KATO Yuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 若宮 祐之 (WAKAMIYA Masayuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 小椋

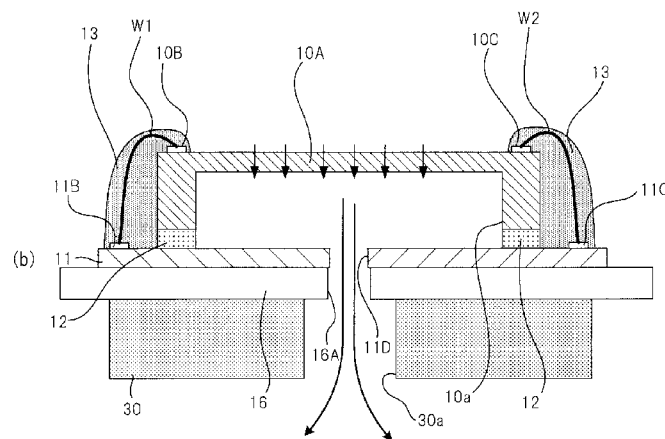
敏彦 (OGURA Toshihiko); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

- (74) 代理人: 高松 猛, 外 (TAKAMATSU Takeshi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目7番13号 虎ノ門イーストビルディング9階 航栄特許事務所 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, 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

[続葉有]

(54) Title: METHOD OF INSPECTING PRESSURE PULSE WAVE SENSOR, AND METHOD OF MANUFACTURING PRESSURE PULSE WAVE SENSOR

(54) 発明の名称: 圧脈波センサの検査方法及び圧脈波センサの製造方法



(57) Abstract: Provided is a method of inspecting a pressure pulse wave sensor with which it is possible to understand the impact that changes in the usage environment have on pressure pulse wave detection accuracy. A sensor chip (10) including a semiconductor or substrate (10A) in which a pressure-sensitive element row (10D) is formed in a part of the sensor chip (10) the thickness of which has been reduced by means of a recessed portion (10a), and terminal portions (10B, 10C) which are electrically connected to the pressure-sensitive element row (10D) is adhesively secured to a substrate (11) in such a way that the recessed portion (10a) communicates with the atmosphere only by means of a through-hole (11D) in the substrate (11). Terminal portions (11B, 11C) on the substrate (11) are then connected to the terminal portions (10B, 10C) on the sensor chip (10) by means of wires (W1, W2), after which air is sucked from the through-hole (11D) in order to apply negative pressure to the surface on which the pressure-sensitive element row (10D) is formed, and the characteristics of the sensor chip (10) are evaluated in this state on the basis of signals output from the terminal portions (11B, 11C) on the substrate (11).

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2017/043384 A1



ロシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー 添付公開書類:
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
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).

使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知ることのできる圧脈波センサの検査方法を提供する。凹部 (10a) によって厚みの薄くなった部分に感圧素子列 (10D) が形成された半導体基板 (10A) と、感圧素子列 (10D) と電氣的に接続された端子部 (10B, 10C) とを有するセンサチップ (10) を、凹部 (10a) が基板 (11) の貫通孔 (11D) のみによって大気と連通するように、基板 (11) に接着固定した後、基板 (11) の端子部 (11B, 11C) とセンサチップ (10) の端子部 (10B, 10C) とをワイヤ (W1, W2) により接続し、その後、貫通孔 (11D) から空気を吸引して、感圧素子列 (10D) が形成される面に負圧を印加した状態で、基板 (11) の端子部 (11B, 11C) から出力される信号に基づいてセンサチップ (10) の特性評価を行う。

明 細 書

発明の名称：

圧脈波センサの検査方法及び圧脈波センサの製造方法

技術分野

[0001] 本発明は、圧脈波センサの検査方法及び圧脈波センサの製造方法に関する。

背景技術

[0002] 一般に、被測定物に押圧することによりその被測定物との間の接触圧を測定する押圧式の圧力測定装置が知られている。この押圧式の圧力測定装置を応用した装置として、脈波測定装置がある。

[0003] 脈波測定装置は、生体内の皮膚より比較的浅いところに位置する動脈に発生する圧脈波を測定するために、感圧素子を有する基板を体表に押圧して圧脈波を測定する装置である。このような脈波測定装置を用いて被験者の圧脈波を測定することは、被験者の健康状態を知るために非常に重要である。

[0004] この押圧式の脈波測定装置においては、感圧素子として歪ゲージやダイヤフラムを利用した圧力センサチップが用いられるのが一般的である。この種の押圧式の脈波測定装置に関する文献として、例えば特許文献1がある。

[0005] 特許文献1には、平板状の半導体基板にダイヤフラムが形成され、半導体基板表面の電気端子とフレキシブル基板の電気端子とが、ろう材によって接続された圧力センサチップを搭載する脈波検出装置が記載されている。

[0006] このダイヤフラムは、複数の感圧素子が一方向に配列された構成であり、各感圧素子からは、一方向と直交する直交方向の両側に向かって配線が伸びて、この配線の端部に、フレキシブル基板が接続される構成となっている。

[0007] また、特許文献2、3には、圧力センサチップの特性検査方法として、ダイヤフラム構造の圧力センサチップの圧力室をウエハ状態で裏面から吸引することで、ダイヤフラムに負圧を印加して、圧力センサチップの特性検査を行う方法が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：日本国特開2004-188183号公報

特許文献2：日本国特開平02-025050号公報

特許文献3：日本国特開昭63-118629号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 脈波測定装置に用いる圧力センサチップは、複数の感圧素子を一方向に配列した感圧素子列が動脈の走行方向に対して交差する状態で皮膚に押し当てられる。脈波測定装置では、圧力センサチップを動脈上に位置決めして最適感圧素子および最適押圧力を決定した後、その最適押圧力において最適感圧素子から出力された脈波信号に基づいて圧脈波が検出されるようになっている。

[0010] このため、脈波測定装置に用いる圧力センサチップにおいては、最適感圧素子を決定するために、どの感圧素子でも同じ条件で圧脈波を検出できるように、複数の感圧素子の各々の検出感度を揃えておくことが求められる。

[0011] 感圧素子列を含む圧力センサチップは、この圧力センサチップの電気端子と電氣的に接続するための配線端子が設けられた基板に、樹脂等の接着材によって固定される。

[0012] この場合、圧力センサチップと基板とを接着する接着材が温度及び湿度によって変形するものであると、圧力センサチップには、環境の変化によって応力が加わることがある。このような応力が発生すると、感圧素子列の各感圧素子の検出感度がばらつくことになり、圧脈波を精度よく検出することが難しくなる。

[0013] このため、脈波測定装置に用いる圧力センサチップにおいては、圧力センサチップを基板に固定した状態での特性検査が重要となる。

[0014] 特許文献1には、圧力センサチップの特性検査を行うことについての記載

はない。

[0015] 特許文献 2, 3 に記載の検査方法は、圧力センサチップをウエハ状態で検査するものである。このため、上述したような接着材によってダイヤフラムに歪みが加わった状態での特性を知ることはできない。

[0016] また、特許文献 2, 3 は、脈波測定を想定した圧力センサチップに関するものではなく、圧力センサチップを基板に固定した状態で検査を行うことの重要性については認識されていない。

[0017] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知ることのできる圧脈波センサの検査方法及び製造方法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

[0018] 本発明の圧脈波センサの検査方法は、一方向に配列された複数の感圧素子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電気的に接続されたチップ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの検査方法であって、前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、を備えるものである。

[0019] 本発明の圧脈波センサの製造方法は、一方向に配列された複数の感圧素子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電気的に接続されたチッ

プ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの製造方法であって、前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、前記第三の工程の特性評価の結果に基づいて合格と判定されたセンサチップと、前記センサチップの前記チップ側端子部及び前記基板側端子部を接続する導電部材と、を保護する保護層を形成する第五の工程と、を備えるものである。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知ることのできる圧脈波センサの検査方法及び製造方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の一実施形態を説明するための生体情報測定装置としての血圧測定装置100の構成を示すブロック図である。

[図2]図1に示す圧脈波センサ1が実装されるフレキシブル基板16の平面図である。

[図3]図2に示すA-A線の断面模式図である。

[図4]圧脈波センサ1を皮膚と接触する側から見た要部構成を示す斜視図である。

[図5]保護部材13による応力の影響を説明するための図である。

[図6]圧脈波センサ１の検査方法を説明するための図である。

[図7]圧脈波センサ１の検査方法を説明するための図である。

[図8]図４に示す圧脈波センサ１の斜視図の変形例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

[0023] 図１は、本発明の一実施形態を説明するための生体情報測定装置としての
血圧測定装置１００の構成を示すブロック図である。血圧測定装置１００は
、例えば手首に装着して用いる手首装着型のものである。

[0024] 血圧測定装置１００は、圧脈波センサ１と、圧脈波センサ１を被験者の体
表面に押圧するための押圧機構２と、圧脈波センサ１から出力される信号に
基づいて押圧機構を制御したり、この信号に基づいて被験者の血圧を含む生
体情報を算出したりする制御部３と、を備える。

[0025] 図２は、図１に示す圧脈波センサ１が実装されるフレキシブル基板１６の
平面図である。

[0026] フレキシブル基板１６は、一方向である方向Ｘに直交する方向Ｙが長手方
向となる矩形状となっており、その表面には、２つの圧脈波センサ１と、コ
ネクタ１６Ｃとが実装されている。

[0027] フレキシブル基板１６は、樹脂フィルム内に、２つの圧脈波センサ１の各
々の接続端子と接続された配線が設けられている。各配線は、コネクタ１６
Ｃまで引き回されている。コネクタ１６Ｃと、図１の制御部３等が形成され
た図示しない回路基板のコネクタとが接続される。

[0028] また、フレキシブル基板１６は、２つの圧脈波センサ１の各々が実装され
る領域の略中央に貫通孔１６Ａ、１６Ｂを有している。貫通孔１６Ａ、１６
Ｂについては後述する。

[0029] 図３は、図２に示すＡ－Ａ線の断面模式図である。図４は、圧脈波センサ
１を皮膚と接触する側から見た要部構成を示す斜視図である。図４では、一
部の構成要素の図示を省略している。図３において、フレキシブル基板１６
以外の構成要素は、圧脈波センサ１を構成する。

- [0030] 図4に示すように、圧脈波センサ1は、センサチップ10と、平板状の基板11と、を備える。
- [0031] センサチップ10は、シリコン単結晶や、ガリウム－砒素などの化合物半導体の単結晶等の半導体基板10Aを備える。半導体基板10Aは、方向Xが長手方向となる矩形状となっている。
- [0032] 基板11は、セラミック基板やガラス基板等の半導体基板10Aよりも十分に剛性の高い硬質基板により構成されている。基板11は、方向Xが長手方向となる矩形状となっている。
- [0033] 図4に示すように、半導体基板10Aの表面（生体の皮膚と接触する側の面）には、4つの歪抵抗素子を有するブリッジから成り、接触圧を検知するための感圧素子Sが複数個、方向Xに沿って配列されている。方向Xに並ぶこの複数の感圧素子Sにより、感圧素子列10Dが構成される。なお、図3では感圧素子Sの図示は省略している。
- [0034] 図3に示すように、半導体基板10Aにおいて、感圧素子列10Dが形成される面（以下、感圧面という）の反対面には、感圧面に垂直な方向（以下、センサ押し当て方向という）に凹む凹部10aが形成されている。
- [0035] 半導体基板10Aは、この凹部10aによって、センサ押し当て方向における厚みが他の部分よりも薄い薄肉部（ダイヤフラム）を有する構成となっている。そして、この凹部10aの底面の反対側にある感圧面の領域に感圧素子列10Dが形成されている。
- [0036] 半導体基板10Aの感圧面の反対面のうち凹部10aを除く部分（言い換えると凹部10aが形成された面）は、接着材12によって基板11の表面に固定されている。接着材12は、例えば紫外線硬化樹脂の樹脂系材料が用いられる。
- [0037] 半導体基板10Aの凹部10aが、基板11に形成された貫通孔11Dのみによって大気と連通するように、半導体基板10Aは基板11の表面に固定されている。
- [0038] 血圧測定装置100の2つの圧脈波センサ1のうちの一方の圧脈波センサ

1 は、感圧面側からみた平面視において貫通孔 1 1 D と貫通孔 1 6 A とが重なるように、フレキシブル基板 1 6 に実装される。また、血压測定装置 1 0 0 の 2 つの圧脈波センサ 1 のうちの他方の圧脈波センサ 1 は、同平面視において貫通孔 1 1 D と貫通孔 1 6 B とが重なるように、フレキシブル基板 1 6 に実装される。

[0039] この構成により、圧脈波センサ 1 において、半導体基板 1 0 A と接着材 1 2 と基板 1 1 とで区画される空間が、基板 1 1 の貫通孔 1 1 D とフレキシブル基板 1 6 の貫通孔 1 6 A （又は貫通孔 1 6 B ）とによって大気圧（基準圧）に保たれる。

[0040] 半導体基板 1 0 A の感圧面の方向 X における両端部には、感圧素子列 1 0 D と電氣的に接続された第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C が配置されている。第一の端子部 1 0 B と第二の端子部 1 0 C は、それぞれ、方向 X に直交する方向 Y に並ぶ複数の電極パッドにより構成される。

[0041] 基板 1 1 の半導体基板 1 0 A が接着固定された表面には、第一の端子部 1 0 B と電氣的に接続するための第三の端子部 1 1 B と、第二の端子部 1 0 C と電氣的に接続するための第四の端子部 1 1 C とが設けられている。

[0042] 半導体基板 1 0 A の感圧面に垂直な方向から見た平面視において、第三の端子部 1 1 B 、第一の端子部 1 0 B 、第二の端子部 1 0 C 、及び第四の端子部 1 1 C はこの順で方向 X に並んで配置されている。

[0043] 第三の端子部 1 1 B と第四の端子部 1 1 C は、それぞれ、方向 X に直交する方向 Y に並ぶ複数の電極パッドにより構成される。第三の端子部 1 1 B の各端子は、第一の端子部 1 0 B のいずれかの端子に対応している。第四の端子部 1 1 C の各端子は、第二の端子部 1 0 C のいずれかの端子に対応している。

[0044] 図 3 に示すように、第一の端子部 1 0 B の各端子と、これに対応する第三の端子部 1 1 B の端子とは、第一の導電部材であるワイヤ W 1 によって電氣的に接続されている。また、第二の端子部 1 0 C の各端子と、これに対応する第四の端子部 1 1 C の端子とは、第二の導電部材であるワイヤ W 2 によっ

て電氣的に接続されている。

[0045] 図示していないが、基板 11 には、第三の端子部 11B の各端子と接続された接続端子と、第四の端子部 11C の各端子と接続された接続端子とが、フレキシブル基板 16 側の表面に露出して設けられている。そして、これらの接続端子が、フレキシブル基板 16 の配線端子と接続されている。

[0046] ワイヤ W1 とワイヤ W2 は、それぞれ個別に、保護部材 13 によって周囲を覆われて保護されている。保護部材 13 としては、例えばエポキシ系やシリコン系等の樹脂が用いられる。ワイヤを保護するための樹脂材料は、温度や湿度などの環境条件による体積変化が大きいものを用いることが多い。

[0047] 半導体基板 10A の感圧面とワイヤ W1 の保護部材 13 とワイヤ W2 の保護部材 13 は、圧脈波センサ 1 の表面を保護するための表面コーティング層 15 によって覆われている。表面コーティング層 15 は、例えばシリコン系樹脂により構成される。

[0048] 以上のように構成された圧脈波センサ 1 は、感圧素子列 10D が動脈の真上に位置しかつ方向 X が動脈の走行方向に交差（好ましくは直交）する状態で、感圧素子列 10D の形成される半導体基板 10A の感圧面が表面コーティング層 15 を介して、生体の体表面に押圧されて使用される。これにより、各感圧素子 S からは、半導体基板 10A の薄肉部に加えられた歪みに対応した電気信号、すなわち感圧素子 S に作用する圧力変動を表す信号が出力される。

[0049] 血圧測定装置 100 では、制御部 3 が、押圧機構 2 による圧脈波センサ 1 の体表面への押圧状態を調整しながら、圧脈波センサ 1 から出力される信号に基づいて、最適感圧素子および最適押圧力を決定した後、その最適押圧力において最適感圧素子から出力された信号に基づいて圧脈波を測定し、この圧脈波に基づいて血圧値や脈拍数等の生体情報を算出する。

[0050] 前述したように、保護部材 13 には、温湿度の変化によって体積変化が大きくなる材料を用いることが多い。圧脈波センサ 1 は、保護部材 13 が感圧素子列 10D の方向 X における両端側に設けられる構成である。このため、

保護部材 13 による応力の影響によって、感圧素子列 10D の各感圧素子 S の検出感度は、図 5 に示すようになる。

[0051] 図 5 には、各感圧素子 S の検出感度が一定となる理想の感度特性と、保護部材 13 により圧縮応力が発生したときの感圧素子列 10D の感度特性と、保護部材 13 により引張り応力が発生したときの感圧素子列 10D の感度特性と、を示している。

[0052] 圧脈波センサ 1 のように、保護部材 13 が感圧素子列 10D の方向 X における両端側に設けられる構成では、保護部材 13 の変形によって生じる応力によって、保護部材 13 に近い位置にある感圧素子 S と、保護部材 13 から遠い位置にある感圧素子 S とで感度にバラツキが生じることが分かる。

[0053] したがって、圧脈波センサ 1 では、センサチップ 10 を基板 11 に固定し、センサチップ 10 と基板 11 を導電部材（ワイヤ W1, W2）によって電気的に接続し、この導電部材を保護部材 13 によって保護した状態で、感圧素子列 10D から出力される信号に基づいてセンサチップ 10 の評価を行うことが重要となる。

[0054] 以下、圧脈波センサ 1 の検査方法を説明する。図 6 及び図 7 は、圧脈波センサ 1 の検査方法を説明するための図である。図 6 及び図 7 は、図 3 の断面図に対応しており、図 3 と同一の構成要素について同一符号を付してある。

[0055] まず、第一の端子部 10B と第二の端子部 10C と感圧素子列 10D とが半導体基板 10A に形成されたセンサチップ 10 と、第三の端子部 11B と第四の端子部 11C とが形成された基板 11 とが用意される。そして、図 6 (a) に示すように、基板 11 の貫通孔 11D を含む領域に凹部 10a が重ねられた状態で、センサチップ 10 が基板 11 表面に接着材 12 によって固定される。

[0056] 次に、ワイヤボンディング工程が行われ、図 6 (b) に示すように、第一の端子部 10B の各端子と、この各端子に対応する第三の端子部 11B の端子とがワイヤ W1 によって接続される。また、第二の端子部 10C の各端子と、この各端子に対応する第四の端子部 11C の端子とがワイヤ W2 によっ

て接続される。

[0057] 次に、ワイヤ保護工程が行われ、図6(c)に示すように、ワイヤW1とワイヤW2がそれぞれ保護部材13によって覆われて保護される。

[0058] 次に、図6(c)の状態の作成途中の素子の貫通孔11Dと、フレキシブル基板16の貫通孔16Aとを重ねた状態で、該素子がフレキシブル基板16に実装される。これにより、フレキシブル基板16のコネクタ16Cと、感圧素子列10Dとが電氣的に接続された状態となる。

[0059] この状態で、コネクタ16Cには、感圧素子列10Dの各感圧素子Sの出力信号を取得し、取得した出力信号に基づいてセンサチップ10の特性評価を行う処理を行う検査装置が接続される。

[0060] 更に、図7に示すように、空気を吸引する吸引孔30aを有する吸引装置30の吸引孔30aと貫通孔16Aとが重なるように、フレキシブル基板16が吸引装置30にセットされる。吸引装置30が吸引孔30aから空気の吸引を行うと、半導体基板10Aと接着材12と基板11とで区画される空間の圧力が減圧され、感圧素子列10Dが形成された半導体基板10Aの薄肉部に負圧が印加される。

[0061] この負圧を印加した状態で、上記の検査装置により、各感圧素子Sの出力信号を取得し、所定の評価アルゴリズムに従ってセンサチップ10の特性評価が実施される。この特性評価を、作成途中の圧脈波センサ1が置かれる環境の温度及び湿度を変化させながら行う。

[0062] 例えば、様々な環境において、感圧素子列10Dの各感圧素子Sの検出感度のバラツキを求め、バラツキが許容範囲に収まる素子を合格と判定する。

[0063] 合格と判定された作成途中の素子は、表面コーティング工程に移される。表面コーティング工程では、2箇所の保護部材13とセンサチップ10の露出面とがシリコン系の樹脂等の保護材料によって覆われて表面コーティング層15が形成される。表面コーティング層15は、センサチップ10と保護部材13とを覆って保護するものであり、保護層を構成する。この表面コーティング工程によって、圧脈波センサ1が完成する。

- [0064] 以上の検査方法によれば、感圧素子列 10D の特性に影響を与える可能性の高い保護部材 13 を形成した状態で、センサチップ 10 の特性評価を行うため、使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知ることができ、圧脈波の検出精度を高めた圧脈波センサの製造が可能となる。
- [0065] また、以上の検査方法によれば、半導体基板 10A に触れることなく、センサチップ 10 の特性評価を行うことができる。このため、表面コーティング層 15 を形成する前に特性評価を行うことができ、不合格となった素子に対しては、表面コーティング層 15 の形成を行わずにすむため、生産効率を向上させることができる。
- [0066] 以上の説明では、保護部材 13 を形成した後に、センサチップ 10 の特性評価を行うものとした。この変形例として、図 6 (b) の状態から、基板 11 をフレキシブル基板 16 に実装し、貫通孔 11D 及び貫通孔 16A から空気吸引を行って、センサチップ 10 の特性評価を行ってもよい。
- [0067] センサチップ 10 を基板 11 に固定した状態では、接着材 12 の塗布量バラツキによってセンサチップ 10 の特性が変化する可能性がある。また、接着材 12 として温度及び湿度によって体積変化する材料を用いた場合には、使用環境によってセンサチップ 10 の特性が変化する可以考虑。
- [0068] このため、保護部材 13 の形成前の段階で吸引装置 30 によって感圧面に負圧を印加し、検査装置によってセンサチップ 10 の特性評価を行うことでも、使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知ることができ、圧脈波の検出精度を高めた圧脈波センサの製造が可能となる。
- [0069] また、この変形例によれば、保護部材 13 を形成する前の段階で特性評価を行うため、不合格となる素子を早い段階で特定することができ、生産効率を向上させることができる。
- [0070] なお、この変形例では、センサチップ 10 の特性評価後に保護部材 13 を形成することになるが、例えば保護部材 13 として温度及び湿度による体積変化が少ないものを用いれば、特性評価後にセンサチップ 10 の特性が大きく変化するのを防ぐことができ、性能は確保することができる。また、この

変形例では、保護部材 13 を形成した後に、センサチップ 10 の露出面と保護部材 13 とを樹脂等の保護材料により覆うことで、表面コーティング層 15 を形成して圧脈波センサを完成させる。

[0071] 図 6 に示した検査方法は、保護部材 13 の材料選択の自由度が高まると共に、接着材 12 と保護部材 13 の双方による感圧素子列 10D の特性への影響を考慮した検査を行うことができるため、特に好ましく実施することができる。

[0072] 圧脈波センサ 1 は、半導体基板 10A の感圧面の方向 X における両端部に第一の端子部 10B 及び第二の端子部 10C により構成されるチップ側端子部を設け、第一の端子部 10B 及び第二の端子部 10C の各々に対応する第三の端子部 11B 及び第四の端子部 11C により構成される基板側端子部を設ける構成とした。

[0073] この変形例として、図 8 に示すように、半導体基板 10A の感圧面の方向 X における両端部のうちの一方にのみ、各感圧素子 S と電氣的に接続された端子からなるチップ側端子部 10E を設ける構成としてもよい。

[0074] この場合は、チップ側端子部 10E を境に、方向 X において感圧素子列 10D とは反対側にある基板 11 の表面に、チップ側端子部 10E の各端子と電氣的に接続するための端子からなる基板側端子部 11E を形成しておけばよい。

[0075] 図 8 に示す構成の場合でも、チップ側端子部 10E と基板側端子部 11E とを接続する導電部材を覆う保護部材の変形によって生じる応力により、この保護部材に近い位置にある感圧素子 S と、この保護部材から遠い位置にある感圧素子 S とで感度にバラツキが生じる可能性がある。このため、保護部材によるセンサチップ 10 への影響を検査することのできる本実施形態の検査方法が有効となる。

[0076] なお、図 4 に示すように、半導体基板 10A の感圧面の方向 X における両端部に第一の端子部 10B 及び第二の端子部 10C により構成されるチップ側端子部を設ける構成では、センサチップ 10 の方向 Y における幅を大きく

しなくてすむため、圧脈波センサ１の小型化に有利である。

[0077] 今回開示された実施形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

[0078] 例えば、ここまでは、手首の橈骨動脈の圧脈波を検出する手首装着型の血圧測定装置について説明されているが、頸動脈や足背動脈に対して適用されるものであってもよい。

[0079] また、接触圧を検出する感圧素子Ｓとしては、ブリッジ回路とダイヤフラムを利用したものに限らず、他の周知の構成のものを用いてもよい。また、血圧測定装置１００は、圧脈波センサ１を２つ有するものとしているが、圧脈波センサ１は少なくとも１つあれば、圧脈波を検出して生体情報を測定することが可能である。

[0080] また、第一の端子部１０Ｂの各端子と、これに対応する第三の端子部１１Ｂの端子との接続は、ワイヤに限らず、例えば導電性ペースト等の導電部材によって行ってもよい。同様に、第二の端子部１０Ｃの各端子と、これに対応する第四の端子部１１Ｃの端子との接続は、ワイヤに限らず、例えば導電性ペースト等の導電部材によって行ってもよい。

[0081] どのような導電部材で接続を行う場合でも、この導電部材で形成される配線を保護するための保護部材１３は必要となるため、本発明が有効となる。

[0082] また、フレキシブル基板１６のコネクタ１６Ｃと検査装置とが接続されてセンサチップ１０の特性評価が行われているが、フレキシブル基板１６を用いる代わりに、図６（ｃ）の状態、基板１１の裏面に露出する接続端子に検査プローブを接触させて、センサチップ１０からの信号を取り出すようにしてもよい。この場合は、不合格となった素子においてフレキシブル基板が無駄にならずに済む。

[0083] 以上説明してきたように、本明細書には以下の事項が開示されている。

[0084] 開示された圧脈波センサの検査方法は、一方向に配列された複数の感圧素

子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電氣的に接続されたチップ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの検査方法であって、前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、を備えるものである。

[0085] 開示された圧脈波センサの検査方法は、前記チップ側端子部は、前記感圧面の前記一方向における両端部にそれぞれ配置された第一の端子部と第二の端子部を含み、前記基板側端子部は、前記基板の前記センサチップが接着固定される面に形成された第三の端子部と第四の端子部を含み、前記感圧面に垂直な方向からみた平面視において、前記第三の端子部、前記第一の端子部、前記第二の端子部、及び前記第四の端子部はこの順で前記一方向に並んでおり、前記第二の工程では、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを第一の導電部材により接続し、前記第二の端子部と前記第四の端子部とを第二の導電部材により接続し、前記第三の工程に先立ち、前記第二の工程で形成された前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ保護部材で覆う第四の工程を更に備えるものである。

[0086] 開示された圧脈波センサの製造方法は、一方向に配列された複数の感圧素子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電氣的に接続されたチップ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態

で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの製造方法であって、前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、前記第三の工程の特性評価の結果に基づいて合格と判定されたセンサチップと、前記センサチップの前記チップ側端子部及び前記基板側端子部を接続する導電部材と、を保護する保護層を形成する第五の工程と、を備えるものである。

[0087] 開示された圧脈波センサの製造方法は、前記チップ側端子部は、前記感圧面の前記一方向における両端部にそれぞれ配置された第一の端子部と第二の端子部を含み、前記基板側端子部は、前記基板の前記センサチップが接着固定される面に形成された第三の端子部と第四の端子部を含み、前記感圧面に垂直な方向からみた平面視において、前記第三の端子部、前記第一の端子部、前記第二の端子部、及び前記第四の端子部はこの順で前記一方向に並んでおり、前記第二の工程では、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを第一の導電部材により接続し、前記第二の端子部と前記第四の端子部とを第二の導電部材により接続し、前記第三の工程に先立ち、前記第二の工程で形成された前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ保護部材で覆う第四の工程を更に備え、前記第五の工程では、前記センサチップの露出面と前記保護部材を保護材料で覆うことで前記保護層を形成するものである。

産業上の利用可能性

[0088] 本発明によれば、使用環境の変化による圧脈波の検出精度への影響を知る

ことのできる圧脈波センサの検査方法及び製造方法を提供することができる。

[0089] 以上、本発明を特定の実施形態によって説明したが、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、開示された発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

本出願は、2015年9月7日出願の日本特許出願（特願2015-175967）に基づくものであり、その内容はここに取り込まれる。

符号の説明

- [0090] 100 血圧測定装置
- 1 圧脈波センサ
 - 10 センサチップ
 - S 感圧素子
 - 10A 半導体基板
 - 10B 第一の端子部
 - 10C 第二の端子部
 - 10D 感圧素子列
 - 10E チップ側端子部
 - 10a 凹部
 - 11 基板
 - 11B 第三の端子部
 - 11C 第四の端子部
 - 11D 貫通孔
 - 11E 基板側端子部
 - 12 接着材
 - 13 保護部材
 - 15 表面コーティング層
 - 16 フレキシブル基板
 - 16A, 16B 貫通孔

W 1 , W 2 ワイヤ（第一の導電部材、第二の導電部材）

3 0 吸引装置

3 0 a 吸引孔

請求の範囲

[請求項1]

一方向に配列された複数の感圧素子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電氣的に接続されたチップ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの検査方法であって、

前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、

前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、

前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、

前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、を備える圧脈波センサの検査方法。

[請求項2]

請求項1記載の圧脈波センサの検査方法であって、

前記チップ側端子部は、前記感圧面の前記一方向における両端部にそれぞれ配置された第一の端子部と第二の端子部を含み、

前記基板側端子部は、前記基板の前記センサチップが接着固定される面に形成された第三の端子部と第四の端子部を含み、

前記感圧面に垂直な方向からみた平面視において、前記第三の端子部、前記第一の端子部、前記第二の端子部、及び前記第四の端子部はこの順で前記一方向に並んでおり、

前記第二の工程では、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを第一の導電部材により接続し、前記第二の端子部と前記第四の端子部と

を第二の導電部材により接続し、

前記第三の工程に先立ち、前記第二の工程で形成された前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ保護部材で覆う第四の工程を更に備える圧脈波センサの検査方法。

[請求項3]

一方向に配列された複数の感圧素子により構成される感圧素子列と、前記感圧素子列と電氣的に接続されたチップ側端子部とを有し、前記一方向が生体の動脈の走行方向に交差する状態で、前記感圧素子列の形成される感圧面が前記生体の体表面に押圧されて使用されるセンサチップと、前記センサチップが固定されかつ貫通孔を有する基板と、を有する圧脈波センサの製造方法であって、

前記センサチップは、前記感圧面に垂直な方向に凹む凹部を有し、前記凹部によって前記方向に厚みの薄くなった部分に前記感圧素子列が形成されており、

前記凹部が前記基板の前記貫通孔のみによって大気と連通するように、前記基板に前記センサチップを接着固定する第一の工程と、

前記センサチップが接着固定された前記基板の基板側端子部と前記チップ側端子部とを導電部材により接続する第二の工程と、

前記第二の工程後に、前記基板の前記貫通孔から空気を吸引して前記感圧面に負圧を印加した状態で、前記基板側端子部から出力される信号に基づいて前記センサチップの特性評価を行う第三の工程と、

前記第三の工程の特性評価の結果に基づいて合格と判定されたセンサチップと、前記センサチップの前記チップ側端子部及び前記基板側端子部を接続する導電部材と、を保護する保護層を形成する第五の工程と、を備える圧脈波センサの製造方法。

[請求項4]

請求項3記載の圧脈波センサの製造方法であって、

前記チップ側端子部は、前記感圧面の前記一方向における両端部にそれぞれ配置された第一の端子部と第二の端子部を含み、

前記基板側端子部は、前記基板の前記センサチップが接着固定され

る面に形成された第三の端子部と第四の端子部を含み、

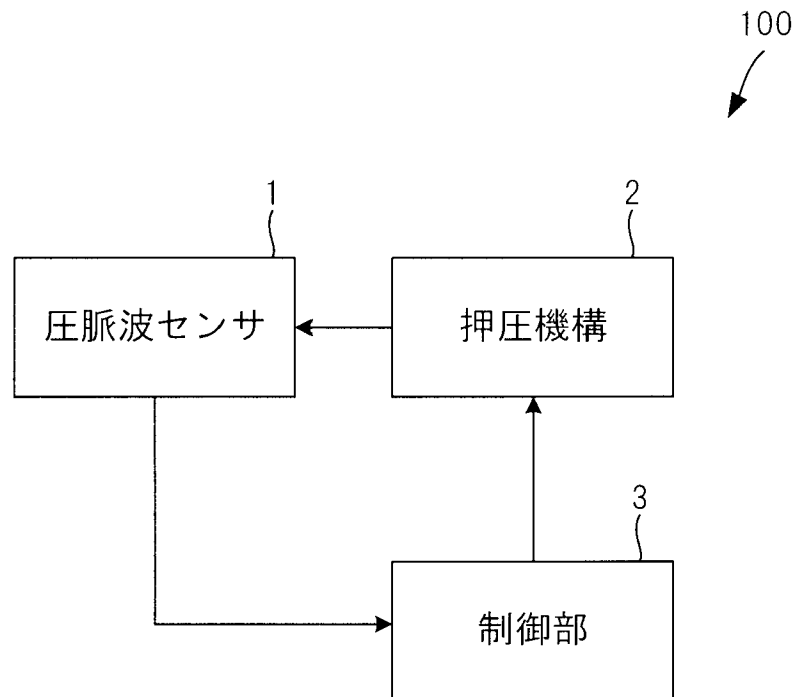
前記感圧面に垂直な方向からみた平面視において、前記第三の端子部、前記第一の端子部、前記第二の端子部、及び前記第四の端子部はこの順で前記一方向に並んでおり、

前記第二の工程では、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを第一の導電部材により接続し、前記第二の端子部と前記第四の端子部とを第二の導電部材により接続し、

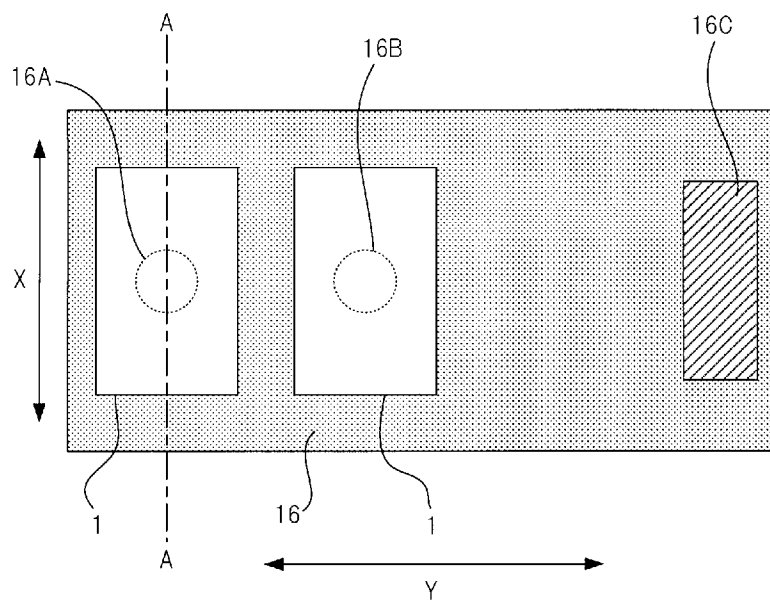
前記第三の工程に先立ち、前記第二の工程で形成された前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ保護部材で覆う第四の工程を更に備え、

前記第五の工程では、前記センサチップの露出面と前記保護部材を保護材料で覆うことで前記保護層を形成する圧脈波センサの製造方法。

[図1]



[図2]



[図3]

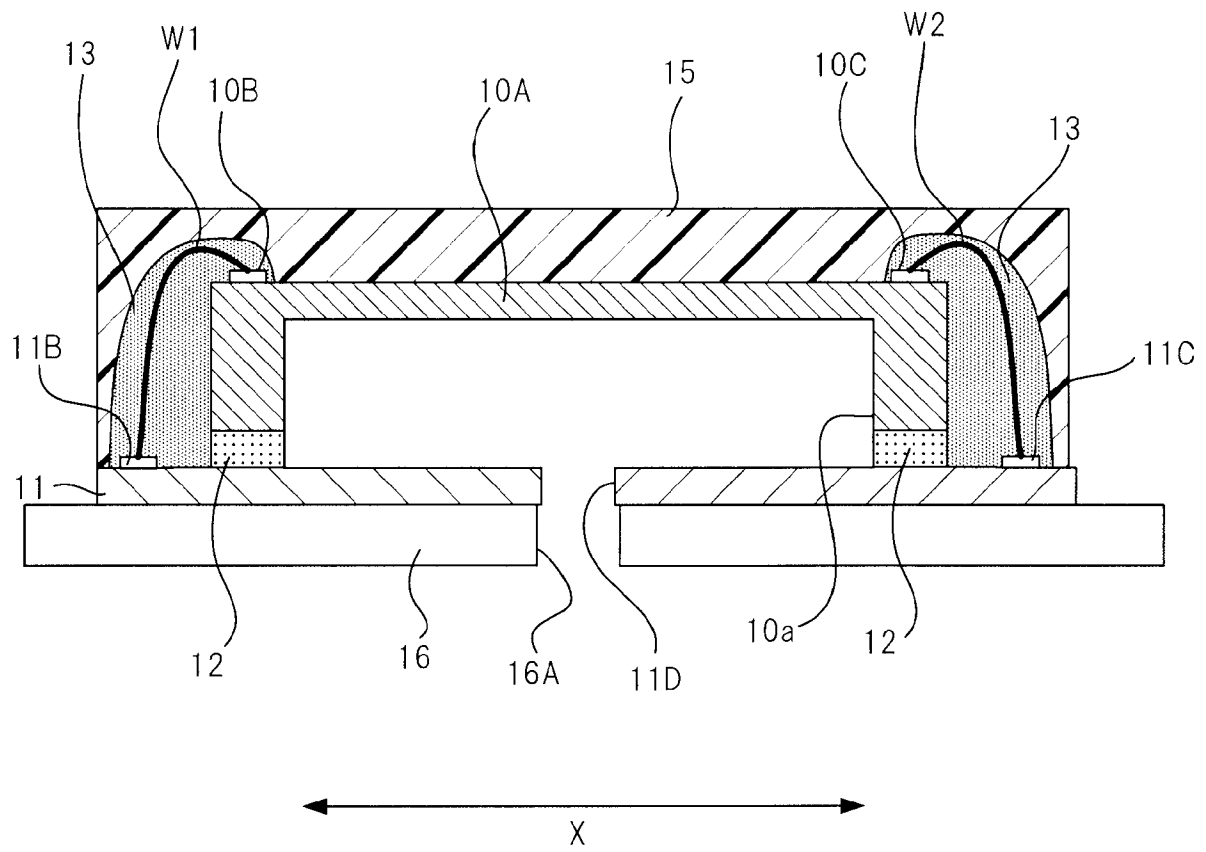
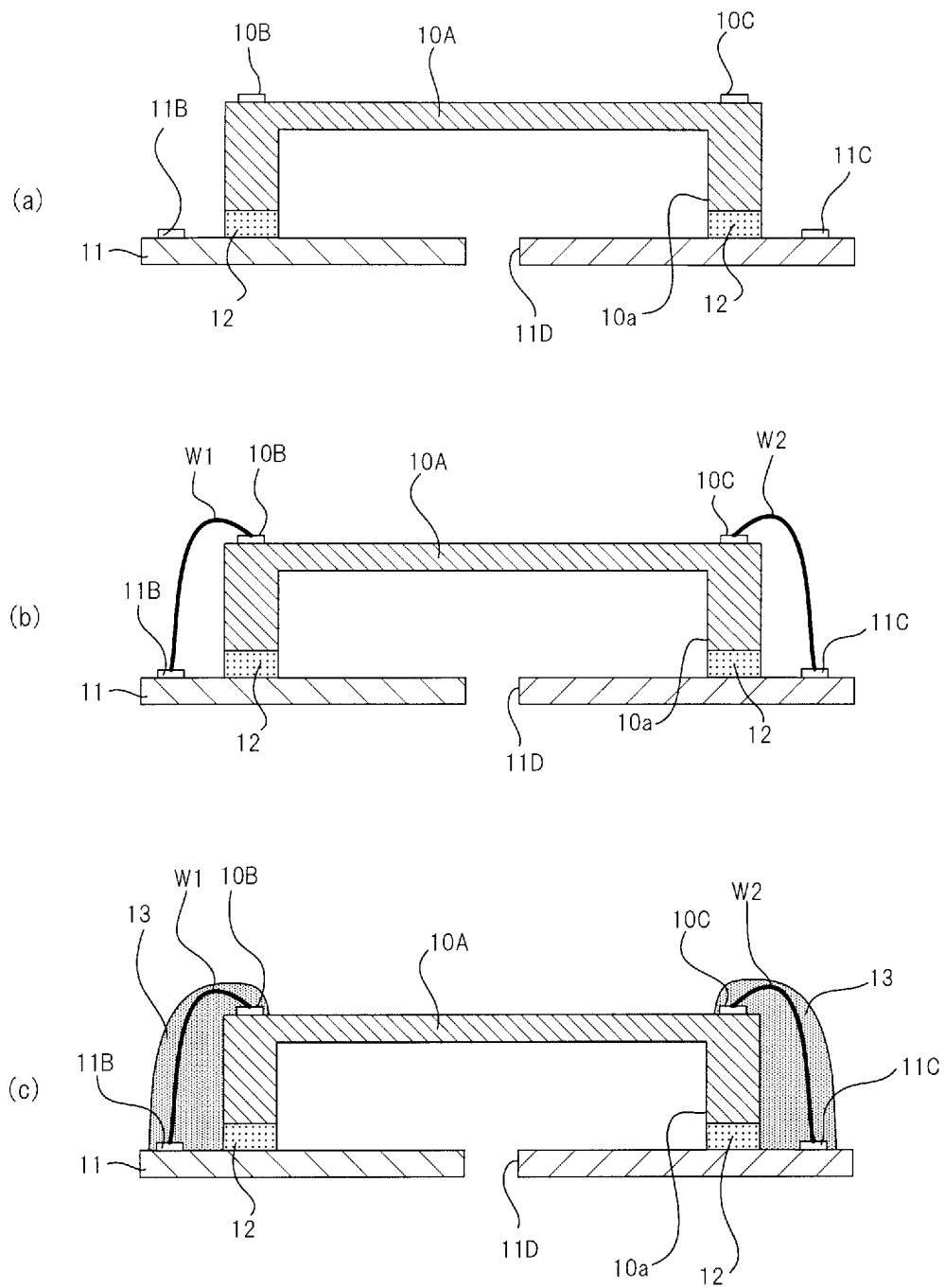
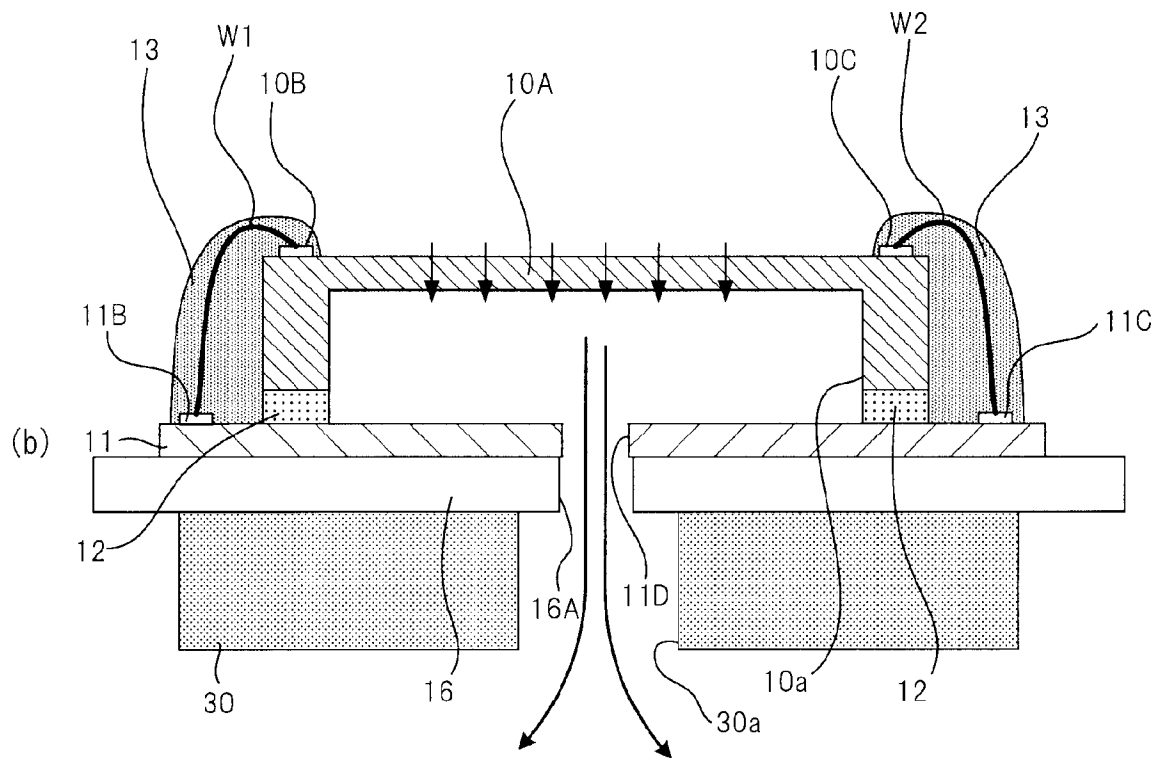


Figure 1 is a graph illustrating the relationship between detection sensitivity and sensor position. The vertical axis is labeled "検出感度 ($\mu\text{V/mmHg}$)" and the horizontal axis is labeled "感圧素子位置". A horizontal line represents the "理想特性" (ideal characteristic). Two curves, one above and one below the ideal line, represent the "圧縮応力時" (compression stress) and "引張り応力時" (tension stress) conditions, respectively. Six black dots are marked on the ideal line at regular intervals.

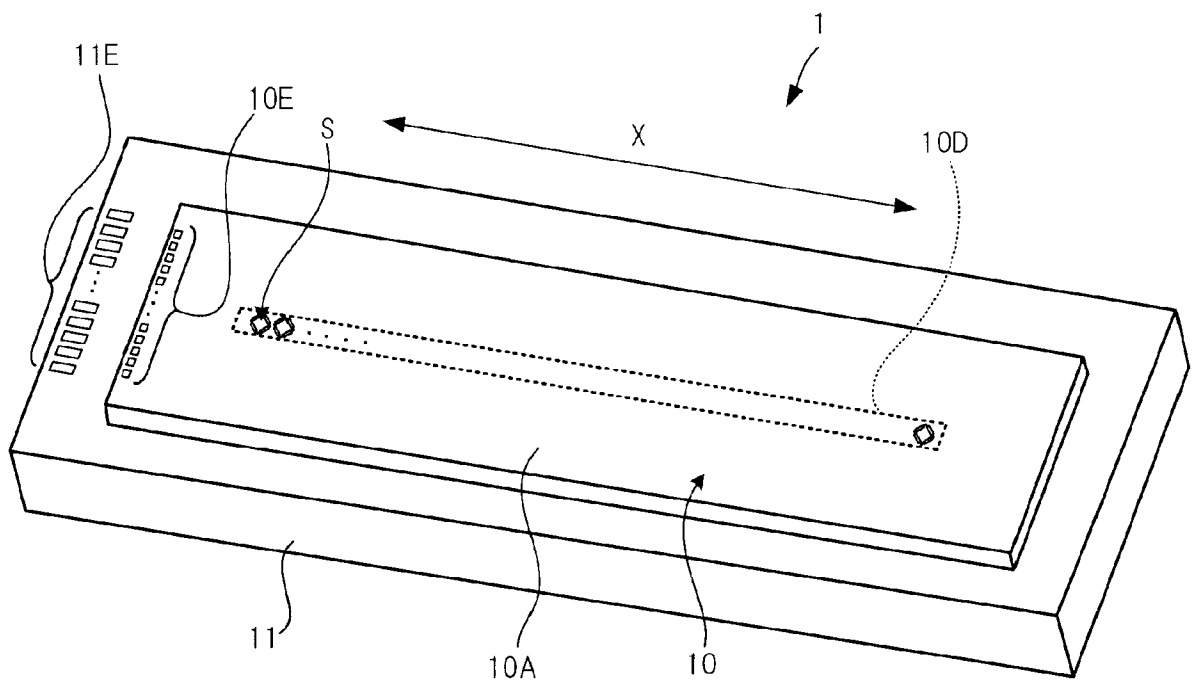
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/075435

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/02(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) A61B5/02		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
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	JP 2015-144628 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 13 August 2015 (13.08.2015), paragraphs [0034] to [0055]; fig. 5 to 7, 11 to 12 & CN 105848572 A	1-4
Y	JP 63-118629 A (Sumitomo Electric Industries, Ltd.), 23 May 1988 (23.05.1988), page 1, right column to page 3; fig. 1 to 4 & EP 266681 A2 pages 1 to 4; fig. 1 to 4 & US 4809536 A	1-4
☒ 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 25 October 2016 (25.10.16)		Date of mailing of the international search report 08 November 2016 (08.11.16)
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/JP2016/075435

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 2-25050 A (Fujikura Electric Wire Corp.), 26 January 1990 (26.01.1990), page 1, right column to page 3; fig. 1 to 3 (Family: none)	1-4
Y	JP 2009-517137 A (Vital Sensors Inc.), 30 April 2009 (30.04.2009), paragraph [0009] & US 2007/0118038 A1 paragraph [0011] & CA 2631047 A	1-4
Y	JP 4-67839 A (Colin Electronics Co., Ltd.), 03 March 1992 (03.03.1992), page 1, right column to page 2, upper left column & US 5179956 A page 1	1-4

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/02 (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（I P C））

Int.Cl. A61B5/02

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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*	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 2015-144628 A（オムロンヘルスケア株式会社）2015.08.13, 段落[0034] - [0055]、図5-7、11-12 & CN 105848572 A	1-4
Y	JP 63-118629 A（住友電気工業株式会社）1988.05.23, 第1頁右欄 - 第3頁、第1-4図 & EP 266681 A2, 第1-4頁、第1-4図 & US 4809536 A	1-4

☒ 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

25.10.2016

国際調査報告の発送日

08.11.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/J P）

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）

遠藤 直恵

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3701

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2-25050 A (藤倉電線株式会社) 1990.01.26, 第1頁右欄—第3頁、第1—3図 (ファミリーなし)	1-4
Y	JP 2009-517137 A (バイタル センサーズ, インコーポレイテッド) 2009.04.30, 段落 [0009] & US 2007/0118038 A1、段落 [0011] & CA 2631047 A	1-4
Y	JP 4-67839 A (コーリン電子株式会社) 1992.03.03, 第1頁右欄—第2頁左上欄 & US 5179956 A、第1頁	1-4