

(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2日(02.03.2017)



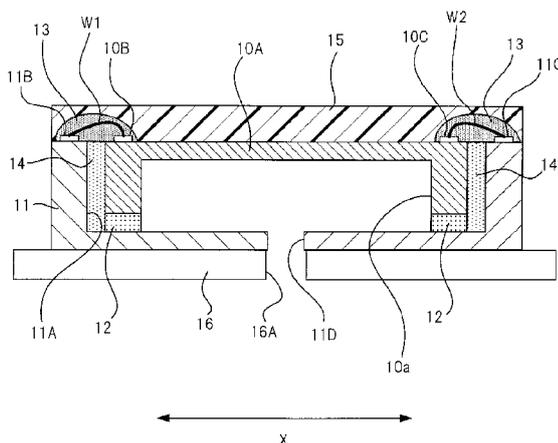
(10) 国際公開番号
WO 2017/033730 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/073325
- (22) 国際出願日: 2016年8月8日(08.08.2016)
- (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 2015-164697 2015年8月24日(24.08.2015) 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: 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). 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). 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), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー

[続葉有]

(54) Title: PRESSURE PULSE WAVE SENSOR AND BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 圧脈波センサ及び生体情報測定装置



(57) Abstract: Provided are a pressure pulse wave sensor that is capable of preventing reductions in the detection accuracy of pressure pulse waves due to changes in the use environment, and a biological information measurement device equipped with the same. The pressure pulse wave sensor 1 is equipped with: a sensor chip 10 that is provided with a pressure-sensitive element row 10D formed by a plurality of pressure-sensitive elements S arranged in the X-direction, and a terminal section 10B and a terminal section 10C respectively disposed on both ends in the X-direction of the pressure-sensitive surface upon which the pressure-sensitive element row 10D is formed and electrically connected to the pressure-sensitive element row 10D; and a substrate 11 that is provided with a recess 11A, with the sensor chip 10 fixed to the bottom surface of the recess 11A. A terminal section 11B is provided on the top surface of the substrate 11 adjacent to the terminal section 10B in the X-direction, and a terminal section 11C is provided on the top surface of the substrate 11 adjacent to the terminal section 10C in the X-direction. A wire W1 connecting the terminal section 10B and the terminal section 11B and a wire W2 connecting the terminal section 10C and the terminal section 11C are individually covered by a protective member 13.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2017/033730 A1



ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, 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).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

使用環境の変化による圧脈波の検出精度低下を防ぐことのできる圧脈波センサ及びこれを備える生体情報測定装置を提供する。圧脈波センサ 1 は、方向 X に配列された複数の感圧素子 S により構成される感圧素子列 10D と、感圧素子列 10D が形成される感圧面の方向 X における両端部にそれぞれ配置され、感圧素子列 10D と電気的に接続された端子部 10B 及び端子部 10C と、を有するセンサチップ 10 と、凹部 11A を有し、凹部 11A の底面にセンサチップ 10 が固定される基板 11 と、を備える。方向 X において端子部 10B の隣にある基板 11 の頂面には端子部 11B が設けられ、方向 X において端子部 10C の隣にある基板 11 の頂面には端子部 11C が設けられる。端子部 10B と端子部 11B とを接続するワイヤ W1 と、端子部 10C と端子部 11C とを接続するワイヤ W2 とは保護部材 13 により個別に覆われている。

明 細 書

発明の名称： 圧脈波センサ及び生体情報測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、圧脈波センサ及び生体情報測定装置に関する。

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利用した装置として、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， 2 がある。

[0005] 特許文献 1 には、感圧素子を二次元状に配列した圧力センサチップを用いて圧脈波を測定する脈波測定装置が記載されている。

[0006] 特許文献 2 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。

[0007] 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。

[0008] また、押圧式の圧力測定装置ではないが、流体圧力を測定する圧力測定装置に関する文献として、特許文献 3， 4 がある。

[0009] 特許文献 3 には、カテーテル本体にチップ収容凹部が設けられ、チップ収

容凹部の底面が圧力センサチップの載置面とされたカテーテルが記載されている。このカテーテルでは、圧力センサチップの長手方向の一端において、圧力センサチップのダイヤフラム（歪ゲージ回路）とフレキシブル基板の配線部とがワイヤボンディングによって接続されている。

[0010] 特許文献4には、半導体基板に搭載されたダイヤフラムを有する圧力センサチップを用いて、自動車のエンジン吸気圧を測定する圧力検出装置が記載されている。

先行技術文献

特許文献

- [0011] 特許文献1：日本国特開2007-301232号公報
特許文献2：日本国特開2004-188183号公報
特許文献3：日本国特開2000-287944号公報
特許文献4：日本国特開2004-361308号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0012] 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、上記のように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信号に基づいて圧脈波が検出されるようになっている。

[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、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。

[0014] 感圧素子列を含む圧力センサチップと、この圧力センサチップの電気端子と接続するための配線端子が設けられた基板とを、ワイヤボンディング等によって電氣的に接続する場合、基板と圧力センサチップとの接続部分（ワイ

ヤボンディングによる接続であればワイヤ)を樹脂等の保護部材によって保護する必要がある。

[0015] この場合、圧力センサチップと基板とを接続する配線の保護を行う保護部材が温度や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圧縮応力や引っ張り応力が加わることがある。

[0016] このように圧縮応力や引っ張り応力が発生すると、感圧素子列の各感圧素子の検出感度がばらつく場合があり、圧脈波を精度よく検出することが難しくなるという課題が生じる。

[0017] 特許文献1には、圧力センサチップの具体的な構成については開示されておらず、上述した課題は解決できない。

[0018] 特許文献2に記載の圧力センサチップは、感圧素子列の各感圧素子から、感圧素子列の伸びる方向と直交する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である。このため、圧力センサチップと基板との接続部を例えば樹脂で保護し、この樹脂が変形した場合には、感圧素子列に圧縮応力や引っ張り応力が加わることになる。

[0019] しかし、この構成では、各感圧素子の両サイドに配線保護樹脂が設けられることになるため、各感圧素子が応力の影響をほぼ均等に受けることになる。つまり、感圧素子列の検出感度バラツキが大きくなる可能性は低いため、上記課題についての認識はない。

[0020] 特許文献3は、複数の感圧素子を用いることや圧脈波を検出することを想定しておらず、上述した課題についての認識はない。

[0021] 特許文献4は、圧脈波を検出することを想定しておらず、上述した課題についての認識はない。

[0022] 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低下を防ぐことのできる圧脈波センサ及びこれを備える生体情報測定装置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

[0023] 本発明の圧脈波センサは、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、前記感圧素子列が形成される感圧面の前記一方向における端部に配置され、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、凹部を有し、前記凹部の底面に前記センサチップが固定される基板と、を備え、前記基板の前記凹部が形成された面には、前記チップ側端子部と電氣的に接続するための基板側端子部が設けられ、前記チップ側端子部と前記基板側端子部とを接続する導電部材と、前記導電部材を覆う保護部材と、を更に備えるものである。

[0024] 本発明の生体情報測定装置は、前記圧脈波センサと、前記圧脈波センサによって検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備えるものである。

発明の効果

[0025] 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低下を防ぐことのできる圧脈波センサ及びこれを備える生体情報測定装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0026] [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]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

[0027] 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。

- [0028] 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。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 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。
- [0032] 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の各々の電気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16C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。
- [0033] 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、16Bについては後述する。
- [0034] 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。
- [0035] 図4に示すように、圧脈波センサ1は、センサチップ10と、凹部11Aを有し、凹部11Aの底面にセンサチップ10が固定される容器状の基板11と、を備える。
- [0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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 の凹部 11A の底面に固定されている。接着材 12 は、例えば紫外線硬化樹脂が用いられる。

[0042] 半導体基板 10A の凹部 10a が、基板 11 の凹部 11A の底面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 の凹部 11A の底面に固定されている。

[0043] 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 11D と貫通孔 16A とが重なるように、フレキシブル基板 16 に実装される。また、血圧測定装置 100 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 11D と貫通孔 16B とが重なるように、フレキシブル基板 16

に実装される。

- [0044] この構成により、圧脈波センサ1において、半導体基板10Aと接着材12と基板11とで区画される空間が、基板11の貫通孔11Dとフレキシブル基板16の貫通孔16A（又は貫通孔16B）とによって大気圧（基準圧）に保たれる。
- [0045] 半導体基板10Aの感圧面の方向Xにおける両端部には、感圧素子列10Dと電氣的に接続された第一の端子部10B及び第二の端子部10Cが配置されている。第一の端子部10Bと第二の端子部10C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。
- [0046] 圧脈波センサ1では、図3に示すように、半導体基板10Aの感圧面と、基板11の凹部11Aが形成された面とが、基板11の凹部11Aの底面を基準としたときに、感圧面に垂直な方向において同じ高さにある。なお、半導体基板10Aの感圧面と、基板11の凹部11Aが形成された面とは、完全に同じ高さでなくてもよく、公差を含んでいてもよい。
- [0047] そして、基板11の凹部11Aが形成された面には、第一の端子部10Bと電氣的に接続するための第三の端子部11Bと、第二の端子部10Cと電氣的に接続するための第四の端子部11Cとが設けられている。
- [0048] 半導体基板10A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11B、第一の端子部10B、第二の端子部10C、及び第四の端子部11Cはこの順で方向Xに並んで配置されている。
- [0049] 第三の端子部11Bと第四の端子部11C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11Bの各端子は、第一の端子部10Bのいずれかの端子に対応している。第四の端子部11Cの各端子は、第二の端子部10Cのいずれかの端子に対応している。
- [0050] 図3に示すように、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の端子とは、第一の導電部材であるワイヤW1によって電氣的に接続されている。また、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 の端子とは、第二の導電部材であるワイヤ W2 によって電氣的に接続されている。

- [0051] 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。
- [0052] 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。
- [0053] 基板 11 の凹部 11A の側面と、半導体基板 10A 及び接着材 12 との間は、保護部材 13 よりも温度及び湿度による体積変化の少ない材料 14 によって埋められている。材料 14 としては、例えば、シリコン系等の樹脂が用いられる。
- [0054] 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。
- [0055] 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。
- [0056] 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。

[0057] 以上のように、圧脈波センサ1では、凹部11Aの底面を基準としたときの、第一の端子部10B及び第二の端子部10Cが形成される感圧面の高さ、第三の端子部11B及び第四の端子部11Cが形成される基板11の面の高さとが略同じになっている。

[0058] このため、センサチップ10が平板状の基板に固定される従来の構成と比較すると、ワイヤW1とワイヤW2の長さを短くすることができる。この結果、ワイヤW1、W2を覆う保護部材13の材料の量を少なくすることができる。

[0059] 前述したように、保護部材13には、温度及び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によれば、この材料の量を減らすことができるため、使用環境によって保護部材13に体積変化があったとしても、その体積変化による応力のセンサチップ10への影響を軽微なものにすることができる。したがって、使用環境の変化による圧脈波の検出精度低下を防ぐことができる。

[0060] また、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。

[0061] 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。

[0062] 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。

- [0063] 例えば、特許文献2に記載されたセンサチップでは、感圧素子列の各感圧素子の両サイドに配線保護部材が設けられる構成となる。
- [0064] この構成では、各感圧素子が、配線保護部材の変形によって生じる応力の影響をほぼ同じように受けることになる。このため、配線保護部材の体積が大きく変化しても、感圧素子列の検出感度バラツキを許容範囲に収めることは可能である。
- [0065] 一方、圧脈波センサ1では、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、図5のように、各感圧素子Sに対して応力のかかり方が位置によって大きく異なる。したがって、保護部材13の体積変化を大幅に減らすことの可能な本実施形態の構成が非常に有効となる。
- [0066] また、圧脈波センサ1の構成によれば、動脈と重なる可能性のある部分には、ワイヤと保護部材が存在せず、平らになっている。このため、圧脈波を感圧素子列10Dに伝えやすくなり、圧脈波の検出精度を向上させることができる。
- [0067] また、圧脈波センサ1では、センサチップ10の方向Xにおける端面と基板11との間に、温度及び湿度による体積変化が保護部材13よりも少ない材料14が埋められている。
- [0068] この構成によれば、基板11が歪むことによるセンサチップ10への応力の影響を、材料14によって軽減することができる。
- [0069] また、材料14で隙間が埋められていることで、保護部材13の形成時に、この隙間に保護部材13の材料が流れ込むことはない。このため、材料14がない構成と比較すると、保護部材13の材料の使用量を減らすことができ、圧脈波検出精度低下を防ぐことができる。
- [0070] また、材料14がない構成にした場合には、センサチップ10と基板11との隙間を最小限にすべく、センサチップ10を基板11に固定する必要がある。このため、センサチップ10の基板11への固定精度や、センサチップ10と基板11の寸法精度に高いものが要求されることになり、圧脈波セ

ンサの製造コストが増加する。

- [0071] 圧脈波センサ 1 によれば、上記の固定精度や寸法精度はそれほど高くなくてもよいため、製造コスト増大を防ぐことができる。
- [0072] 図 3 の例では、凹部 1 1 A の底面を基準としたときの、第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C が形成される感圧面の高さ、第三の端子部 1 1 B 及び第四の端子部 1 1 C が形成される基板 1 1 の面の高さなどが略同じになっているものとした。しかし、この構成に限定されることはない。
- [0073] 例えば、凹部 1 1 A の底面を基準としたときの、第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C が形成される感圧面の高さが、第三の端子部 1 1 B 及び第四の端子部 1 1 C が形成される基板 1 1 の面の高さよりも高くなっているもよい。
- [0074] また、凹部 1 1 A の底面を基準としたときの、第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C が形成される感圧面の高さが、第三の端子部 1 1 B 及び第四の端子部 1 1 C が形成される基板 1 1 の面の高さよりも低くなっているもよい。
- [0075] センサチップ 1 0 を平板状の基板に固定する従来構成では、センサチップ 1 0 表面と基板表面の距離が 4 0 0 μ m 程度となる。
- [0076] 圧脈波センサ 1 においては、凹部 1 1 A の底面を基準としたときの、第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C が形成される感圧面の高さ、第三の端子部 1 1 B 及び第四の端子部 1 1 C が形成される基板 1 1 の面の高さとの差が、この 4 0 0 μ m よりも十分に小さく（好ましくはゼロ）なっていれば、保護部材 1 3 の体積を減らすことができ、応力による圧脈波検出精度への影響を低減することが可能である。
- [0077] 圧脈波センサ 1 は、半導体基板 1 0 A の感圧面の方向 X における両端部に第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C により構成されるチップ側端子部を設け、第一の端子部 1 0 B 及び第二の端子部 1 0 C の各々に対応する第三の端子部 1 1 B 及び第四の端子部 1 1 C により構成される基板側端子部を設ける構成とした。

- [0078] この変形例として、図6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。
- [0079] 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の凹部11Aが形成された面に、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。
- [0080] 図6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体積が大きいと、この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、保護部材の体積を減らすことのできる本発明の構成が有効となる。
- [0081] 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。
- [0082] 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。
- [0083] 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。
- [0084] 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。

[0085] また、基板 11 は、凹部 11A の側壁のうちの方向 Y における両端にある側壁を除去した構造であってもよい。つまり、基板 11 を略 U 字状の形状としてもよい。

[0086] 図 4 に示すように、直方体形状の凹部 11A とし、基板 11 を容器状とすることで、基板 11 とセンサチップ 10 との隙間に材料 14 を充填する工程において、この材料 14 が外部に漏れだす心配がなくなる。このため、圧脈波センサ 1 の製造を容易にすることができる。

[0087] 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。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。

[0088] 圧脈波センサ 1 において、方向 X におけるセンサチップ 10 の端面と基板 11 との間のみ材料 14 が埋められた構成としてもよい。この間に材料 14 が埋められていれば、保護部材 13 を形成する際に、この間に保護部材 13 が流れこむことによる保護部材 13 の体積増加を防ぐ効果を得ることができる。

[0089] 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。

[0090] 開示された圧脈波センサは、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、前記感圧素子列が形成される感圧面の前記一方向における端部に配置され、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、凹部を有し、前記凹部の底面に前記センサチップが固定される基板と、を備え、前記基板の前記凹部が形成された面には、前記チップ側端子部と電氣的に接続

するための基板側端子部が設けられ、前記チップ側端子部と前記基板側端子部とを接続する導電部材と、前記導電部材を覆う保護部材と、を更に備えるものである。

[0091] 開示された圧脈波センサは、前記チップ側端子部は、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により構成され、前記基板側端子部は、前記第一の端子部と電氣的に接続するための第三の端子部と、前記第二の端子部と電氣的に接続するための第四の端子部とにより構成され、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、前記導電部材は、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを接続する第一の導電部材と、前記第二の端子部と前記第四の端子部とを接続する第二の導電部材とにより構成され、前記保護部材は、前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ個別に覆うものである。

[0092] 開示された圧脈波センサは、前記凹部の底面を基準としたときの、前記チップ側端子部が形成される前記感圧面の高さ、と、前記基板側端子部が形成される前記基板の面の高さが同じになっているものである。

[0093] 開示された圧脈波センサは、前記一方向における前記センサチップの端面と前記基板との間に、温度及び湿度による体積変化が前記保護部材よりも少ない材料が埋められているものである。

[0094] 開示された生体情報測定装置は、前記圧脈波センサと、前記圧脈波センサによって検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備えるものである。

産業上の利用可能性

[0095] 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低下を防ぐことのできる圧脈波センサ及びこれを備える生体情報測定装置を提供することができる。

[0096] 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8月24日出願の日本特許出願（特願2015-164697）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

- [0097] 100 血圧測定装置
- 1 圧脈波センサ
 - 3 制御部（生体情報算出部）
 - 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
 - 11A 凹部
 - 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
 - 14 隙間を埋める材料
 - 15 表面コーティング層
 - 16 フレキシブル基板
 - 16A, 16B 貫通孔

W1, W2 ワイヤ（第一の導電部材、第二の導電部材）

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、前記感圧素子列が形成される感圧面の前記一方向における端部に配置され、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、凹部を有し、前記凹部の底面に前記センサチップが固定される基板と、を備え、
前記基板の前記凹部が形成された面には、前記チップ側端子部と電氣的に接続するための基板側端子部が設けられ、
前記チップ側端子部と前記基板側端子部とを接続する導電部材と、前記導電部材を覆う保護部材と、を更に備える圧脈波センサ。
- [請求項2] 請求項1記載の圧脈波センサであって、
前記チップ側端子部は、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により構成され、
前記基板側端子部は、前記第一の端子部と電氣的に接続するための第三の端子部と、前記第二の端子部と電氣的に接続するための第四の端子部とにより構成され、
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、
前記導電部材は、前記第一の端子部と前記第三の端子部とを接続する第一の導電部材と、前記第二の端子部と前記第四の端子部とを接続する第二の導電部材とにより構成され、
前記保護部材は、前記第一の導電部材と前記第二の導電部材をそれぞれ個別に覆うものである圧脈波センサ。
- [請求項3] 請求項1又は2記載の圧脈波センサであって、
前記凹部の底面を基準としたときの、前記チップ側端子部が形成さ

れる前記感圧面の高さ、前記基板側端子部が形成される前記基板の面の高さが同じになっている圧脈波センサ。

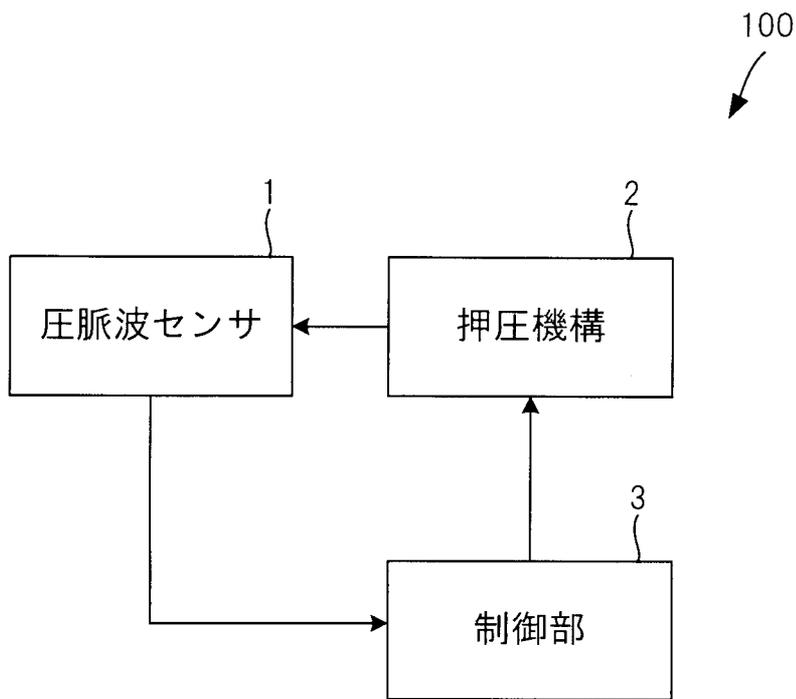
[請求項4]

請求項1～3のいずれか1項記載の圧脈波センサであって、前記一方向における前記センサチップの端面と前記基板との間に、温度及び湿度による体積変化が前記保護部材よりも少ない材料が埋められている圧脈波センサ。

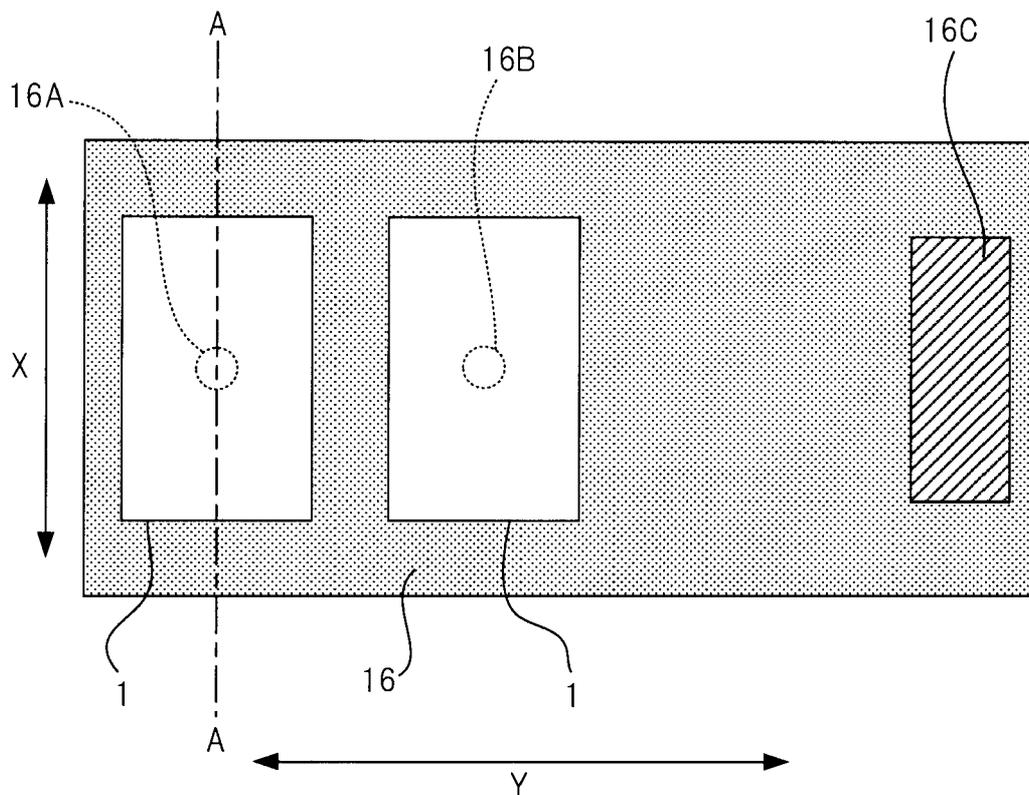
[請求項5]

請求項1～4のいずれか1項記載の圧脈波センサと、前記圧脈波センサによって検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備える生体情報測定装置。

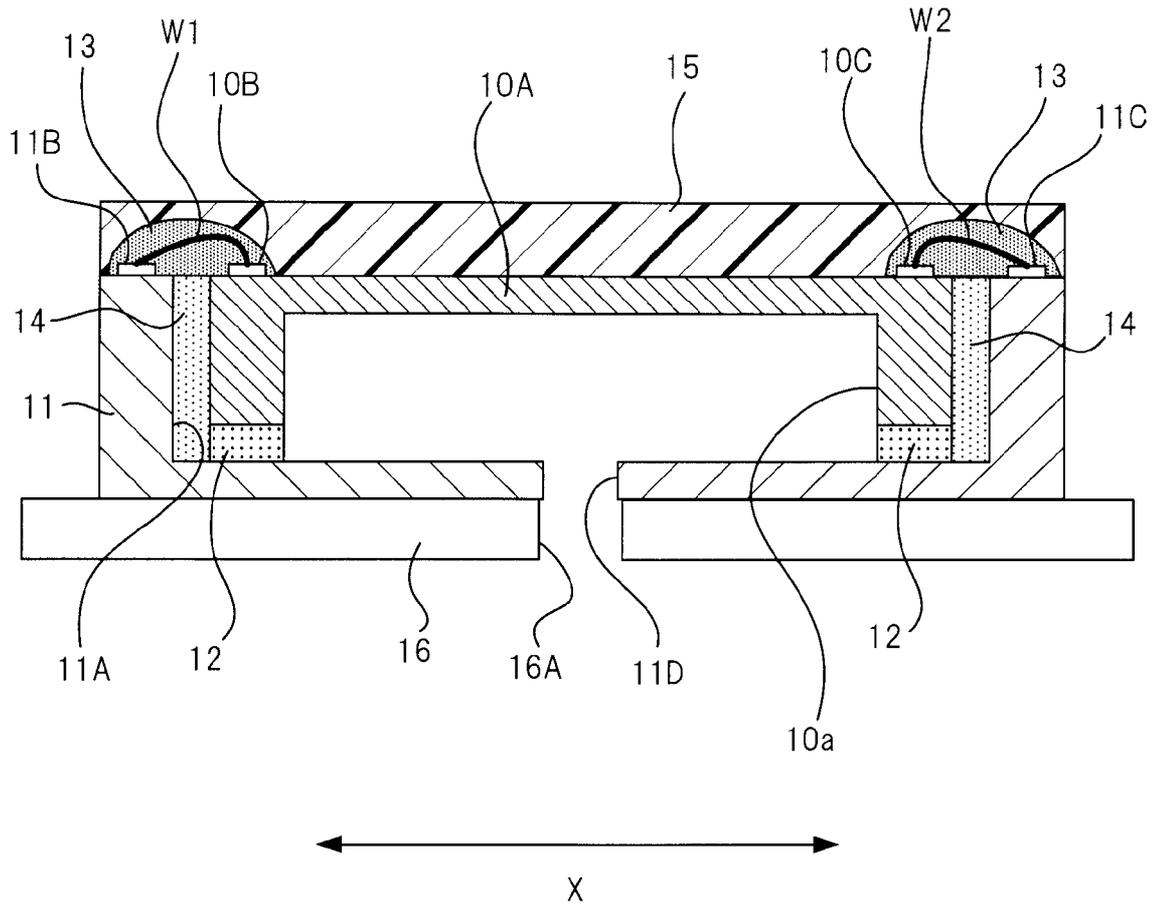
[図1]



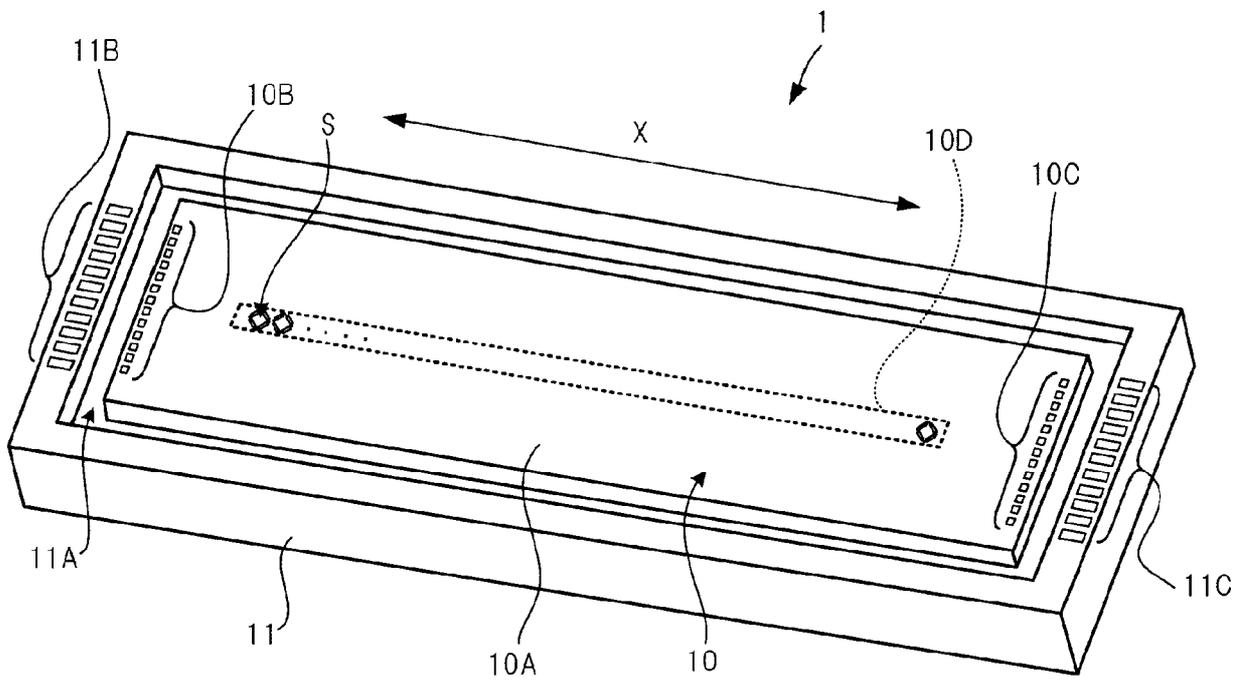
[図2]



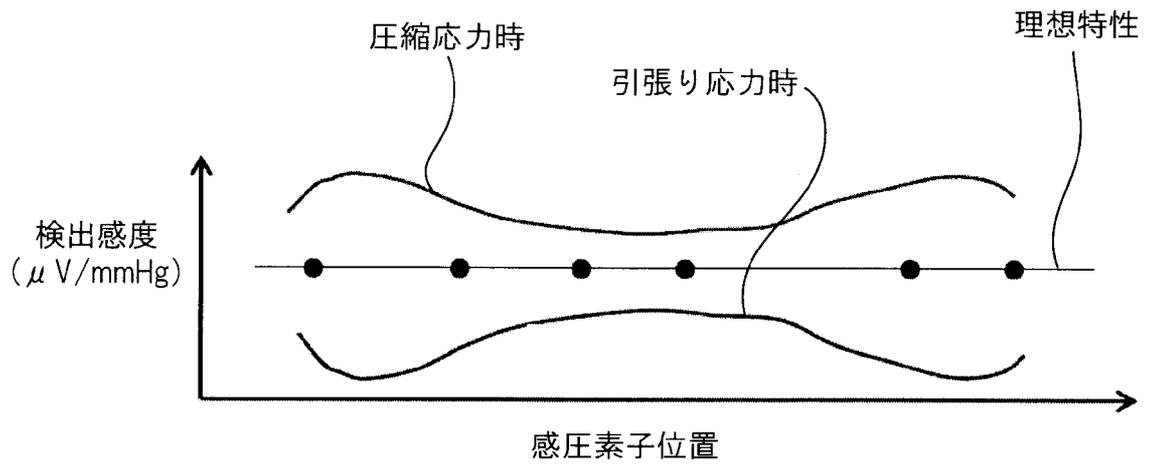
[図3]



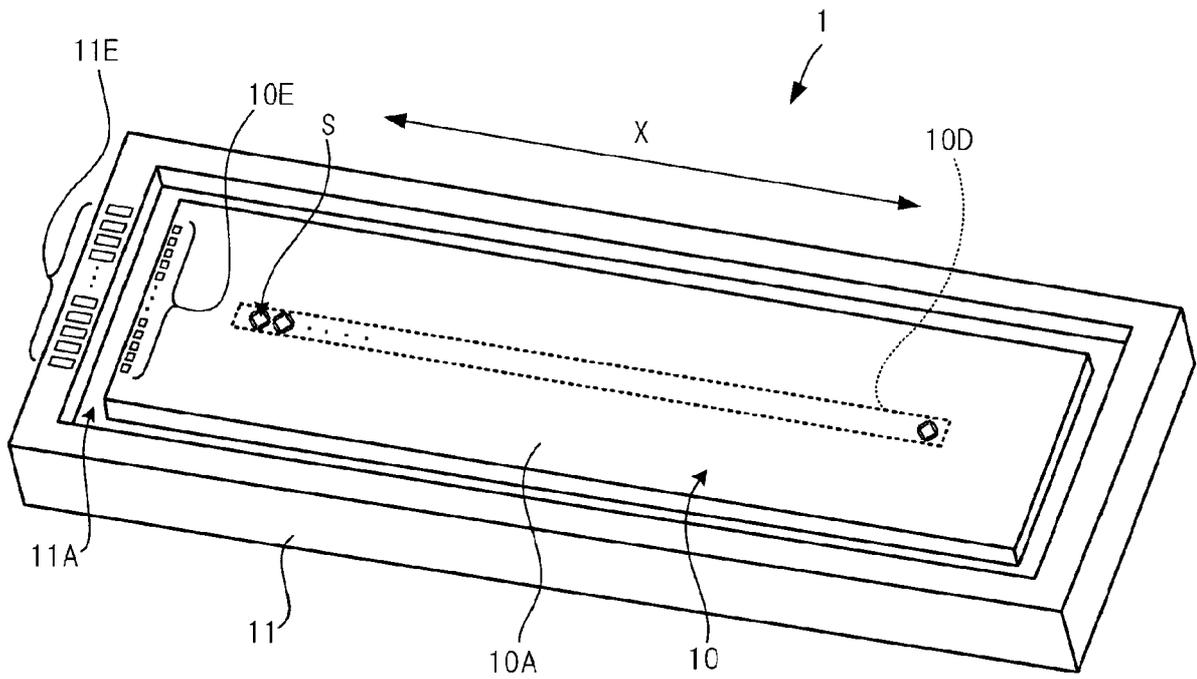
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/073325

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(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, A61B5/022

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.
X A	JP 2015-144628 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 13 August 2015 (13.08.2015), paragraphs [0032] to [0059]; fig. 1 to 7 & WO 2015/115236 A1	1-3, 5 4
A	JP 2004-188183 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 08 July 2004 (08.07.2004), & US 2006/0047207 A1 & WO 2004/049933 A1 & CN 1717196 A	1-5
A	JP 6-90912 A (Colin Corp.), 05 April 1994 (05.04.1994), (Family: none)	1-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 24 August 2016 (24.08.16)	Date of mailing of the international search report 06 September 2016 (06.09.16)
--	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(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 (IPC))

Int.Cl. A61B5/02, A61B5/022

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
X A	JP 2015-144628 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2015.08.13, [0032]-[0059], 図 1-7 & WO 2015/115236 A1	1-3, 5 4
A	JP 2004-188183 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2004.07.08, & US 2006/0047207 A1 & WO 2004/049933 A1 & CN 1717196 A	1-5
A	JP 6-90912 A (日本コーリン株式会社) 1994.04.05, (ファミリーなし)	1-5

☐ 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、国際出願日以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

24.08.2016

国際調査報告の発送日

06.09.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/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)

姫島 あや乃

2Q

5062

電話番号 03-3581-1101 内線 3292