

(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
2021年2月4日(04.02.2021)



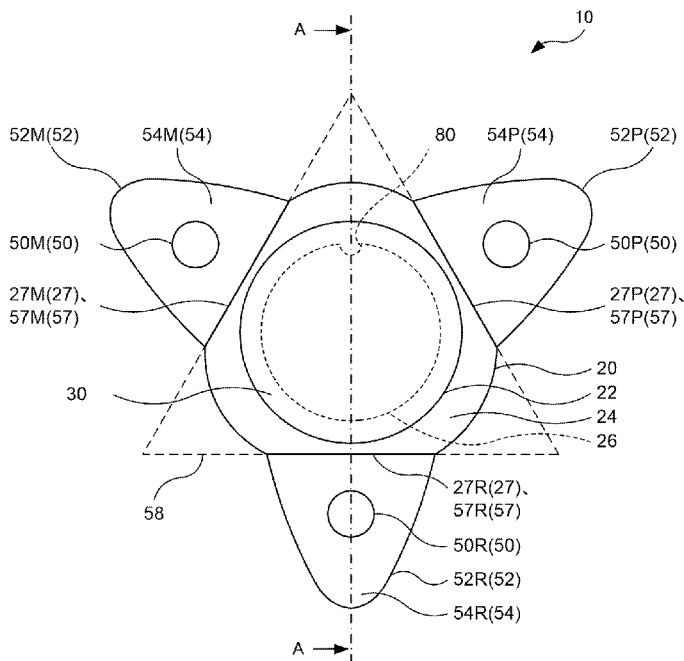
(10) 国際公開番号

WO 2021/020201 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 7/04 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/028079
- (22) 国際出願日: 2020年7月20日(20.07.2020)
- (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 2019-138274 2019年7月26日(26.07.2019) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 佐々木 勉 (SASAKI, Tsutomu); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人太陽国際特許事務所 (TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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,

(54) Title: STETHOSCOPE

(54) 発明の名称: 聴診器



(57) Abstract: This stethoscope is provided with: a support base which has a first contact surface to come into contact with a subject and in which three first connection segments which are at least parts of the segments defining the first contact surface form at least parts of the respective segments of a triangle including the first contact surface; three elastic members which have elasticity, each have a second contact surface which forms an obtuse angle with the first contact surface and comes into contact with the subject, and are connected to the respective first connection segments at second

WO 2021/020201 A1

QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, 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))

connection segments having an equal length to that of the first connection segments among the segments defining the second contact surfaces; and three electrocardiographic electrodes which are disposed on the respective second contact surfaces and detect the electrocardiogram of the subject.

(57) 要約: 被測定物に接触する第1の接触面を有し、前記第1の接触面を画定する辺の少なくとも一部である3つの第1の接続辺の各々が、前記第1の接触面を内包する三角形の各辺の少なくとも一部である支持台と、前記第1の接触面とのなす角が鈍角であり、かつ前記被測定物に接触する第2の接触面をそれぞれ有し、前記第2の接触面を画定する辺のうち前記第1の接続辺と等しい長さである第2の接続辺において、前記第1の接続辺の各々に接続された弾力性を有する3つの弾力性部材と、前記第2の接触面のそれぞれに配置され、前記被測定物の心電を検出する3つの心電電極と、を備える聴診器。

明 細 書

発明の名称 : 聴診器

技術分野

[0001] 本開示は、聴診器に関する。特に、被測定物の心電を検出する心電電極を備え、検出した音及び心電をデータとして出力することができる電子聴診器に関する。

背景技術

[0002] 従来、生体内部で発生する心音及び血流音等の音（以下、生体音という）を増幅させて聴くことができ、被測定物の心電を検出する心電電極を備えた聴診器について、以下の技術が知られている。

[0003] 例えば、特開 2012-55354 号公報には、心音波形を記録するためのマイクロフォンと、心電図を記録するための固定電極及び回転アームに取付けられた可動電極と、を有する電気聴診器が記載されている。

[0004] 特開 2017-170112 号公報には、チェストピース及びマイクロフォンからなる聴診器部と、チェストピースの人体への接触面と同じか、当該接触面よりも若干人体から離れる側に、人体へ接触する面が形成された心電図測定用電極と、を有する聴診器が記載されている。

[0005] 特開 2012-55354 号公報には、身体音を検知する聴音検知部と、一端が聴音検知部に連通され、他端から身体音を聴診するチューブと、聴音検知部に設けられ心臓の拍動に伴う電位を検知する心電検知部と、心電検知部により検知された電位を無線信号に変換して送信するコントロールユニットと、を有する診断装置が記載されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、心電電極は、機能の異なる 3 つの心電電極を含む場合がある。この場合、それぞれの心電電極が所定の面積を有し、3 つの心電電極を十分に離して配置することで、被測定物の筋電の影響を排除することができ、心

電を高いSN比 (Signal to Noise ratio)で検出することができる。

[0007] しかしながら、上記の各特開2012-55354号公報、特開2017-170112号公報、及び特開2012-55354号公報に記載の聴診器において、心電電極の面積を大きくし、3つの心電電極間の距離を離すと、聴診器そのものの大きさが大きくなり、ユーザの操作性が低下する。

[0008] 本開示は、ユーザの操作性の低下を抑制しつつ、心電を高いSN比で検出できる聴診器を提供する。

課題を解決するための手段

[0009] 本開示の第1の態様は、聴診器であって、被測定物に接触する第1の接触面を有し、第1の接触面を画定する辺の少なくとも一部である3つの第1の接続辺の各々が、第1の接触面を内包する三角形の各辺の少なくとも一部である支持台と、第1の接触面とのなす角が鈍角であり、かつ被測定物に接触する第2の接触面をそれぞれ有し、第2の接触面を画定する辺のうち第1の接続辺と等しい長さである第2の接続辺において、第1の接続辺の各々に接続された弾力性を有する3つの弾力性部材と、第2の接触面のそれぞれに配置され、被測定物の心電を検出する3つの心電電極と、を備える。

[0010] 本開示の第2の態様は、上記第1の態様において、支持台が、第1の接触面に開口部を有し、開口部から表面の一部が露出した状態で支持台に支持され、被測定物から発生される音によって生じる振動を検出する検出部を更に備えていてもよい。

[0011] 本開示の第3の態様は、上記態様において、第2の接触面の各々の面積が 100mm^2 以上であってもよい。

[0012] 本開示の第4の態様は、上記態様において、弾力性部材の厚みが 0.5mm 以上、 50mm 以下であってもよい。

[0013] 本開示の第5の態様は、上記態様において、弾力性部材のヤング率が 0.2MPa 以上、 50MPa 以下であってもよい。

[0014] 本開示の第6の態様は、上記態様において、弾力性部材が、エラストマー材料、シリコン樹脂、シリコンゴム、ウレタンゴム、天然ゴム、スチレ

ンブタジエンゴム、クロロプレングム、アクリルニトリルゴム、ブチルゴム、エチレンプロピレンゴム、フッ素ゴム及びクロソスルホン化ポリエチレンゴムのうち何れか1つを含んで構成されるものであってもよい。

[0015] 本開示の第7の態様は、上記態様において、支持台が、弾力性部材よりも硬い部材で構成されていてもよい。

[0016] 本開示の第8の態様は、上記態様において、弾力性部材が、第2の接続辺から離れる方向に向かって先細りする形状であってもよい。

[0017] 本開示の第9の態様は、上記態様において、第1の接触面を被測定物に押し当てる押圧を加えることで、第1の接触面と第2の接触面の各々が同一面内に延在するように構成されていてもよい。

[0018] 本開示の第10の態様は、上記態様において、3つの心電電極が、それぞれプラス電極、マイナス電極及び基準レベルを測定するリファレンス電極であってもよい。

発明の効果

[0019] 上記態様によれば、本開示の聴診器は、ユーザの操作性の低下を抑制しつつ、心電を高いSN比で検出することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]第1例示的实施形態に係る聴診器の背面側を示す斜視図である。

[図2]第1例示的实施形態に係る聴診器の接触面側を示す斜視図である。

[図3]第1例示的实施形態に係る聴診器の接触面を示す図である。

[図4]図3のA-A断面図である。

[図5]第1例示的实施形態に係る聴診器を生体に押し当てた場合の図3のA-A断面図である。

[図6]圧電フィルムを支持する気体が充填された聴診器の図である。

[図7]圧電フィルム及び保護層の構成を示す概略図である。

[図8]圧電体層の分極作用を説明するための図である。

[図9]保護層の音響インピーダンスを変えてSN比を測定したグラフである。

[図10]複数の層で構成される保護層の構成を示す概略図である。

[図11]表面が疎水性の素材からなる保護層の構成を示す概略図である。

[図12]第1例示的实施形態に係る聴診器の構成を示すブロック図である。

[図13]第1例示的实施形態に係る出力部の構成を示すブロック図である。

[図14]第2例示的实施形態に係る聴診器に関する図3のA-A断面図である。

[図15]第2例示的实施形態に係る聴診器を生体に押し当てた場合の図3のA-A断面図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下、図面を参照して、本開示の技術を実施するための形態例を詳細に説明する。以下、被測定物の一例として生体12を用い、被測定物から生じる音の一例として生体音を用いて説明する。生体音としては、例えば、心拍、呼吸音、血流音及び腸音等が挙げられる。また、以下、検出部の一例として圧電フィルム30を用いる。

[0022] [第1例示的实施形態]

まず、図1から図3を参照して、本例示的实施形態に係る聴診器10の構成について説明する。図1から図3に示すように、聴診器10は、支持台20と、圧電フィルム30と、心電電極の一例としてのプラス電極50P、マイナス電極50M及びリファレンス電極50Rがそれぞれに配置された弾力性部材52P、52M、52Rと、を備える。

[0023] 支持台20は、開口部22と、開口部22の周囲に延在し、生体12に接触する第1の接触面24と、第1の接触面24と反対側に設けられた背面26と、第1の接触面24と背面26とに接続された側面25と、を有する。また、支持台20は、側面25に第1の接触面24及び背面26よりも径が小さいくびれ部28を有する。また、支持台20は、後述する弾力性部材52よりも硬い部材で構成されている。

[0024] 支持台20は、側面25に、出力端子80を有する。出力端子80は、生体音を示す信号（後述する調整信号S3）が出力される端子である。出力端子80は、例えば、聴診器10によって取得された生体音を聴取するための

イヤホン14の端子が接続されるイヤホンジャックを含む。出力端子80は、側面25のくびれ部28よりも背面26の側に配置されていることが好ましい。このような構成にすることで、ユーザがくびれ部28を手で持った場合に、出力端子80に接続されたイヤホン14の端子と手が干渉することなく、操作性を向上させることができる。

[0025] 支持台20は、背面26に、入力部82、表示部84及び後述するバッテリー96を充電するための充電端子86を有する。入力部82は、イヤホン14を用いて聴取される生体音の音量レベルの調整のための操作がなされる部分である。入力部82は、例えば、ダイヤル式の入力部品を含む。入力部82をダイヤル式にすることで、ボタン式と比較して、ユーザが誤って操作してしまうことを抑制することができる。表示部84は、例えば、LEDライトを含み、バッテリー96の残量等を表示する。

[0026] 弾力性部材52P、52M、52Rは、生体12に接触する第2の接触面54P、54M、54Rをそれぞれ有し、それぞれ支持台20の周囲に接続された弾力性を有する部材である。以下、弾力性部材52P、52M、52Rを区別しない場合は、弾力性部材52という。第2の接触面54P、54M、54Rを区別しない場合は、第2の接触面54という。

[0027] 弾力性部材52は、例えば、エラストマー材料、シリコーン樹脂、シリコーンゴム、ウレタンゴム、天然ゴム、スチレンブタジエンゴム、クロロプレンゴム、アクリルニトリルゴム、ブチルゴム、エチレンプロピレンゴム、フッ素ゴム及びクロソスルホン化ポリエチレンゴムのうち何れか1つを含んで構成されていてもよい。これらの材料を含んでなる弾力性部材52は、厚みが大きいほど、また、ヤング率が大きいほど、耐久性は向上するが、柔軟性が低下する。柔軟性が低下すると、弾力性部材52を生体12に押し当てた場合、硬さにより不快感を生じる場合がある。

[0028] したがって、弾力性部材52は、厚みが0.5mm以上、50mm以下であることが好ましい。厚みが3mm以上、30mm以下であることがさらに好ましく、厚みが5mm以上、20mm以下であることが最も好ましい。ま

た、弾力性部材52は、ヤング率が0.2MPa以上、50MPa以下であることが好ましい。ヤング率が0.2MPa以上、10MPa以下であることがさらに好ましい。弾力性部材52を上記の範囲の厚み及びヤング率にすることで、聴診器として使用するのに適切な耐久性及び柔軟性を有する部材とすることができる。

[0029] プラス電極50P、マイナス電極50M及び基準レベルを測定するリファレンス電極50Rは、第2の接触面54P、54M、54Rのそれぞれに配置される。すなわち、プラス電極50P、マイナス電極50M及びリファレンス電極50Rの3つの心電電極の各々が圧電フィルム30の周囲に配置される。以下、プラス電極50P、マイナス電極50M及びリファレンス電極50Rを特に区別しない場合は、心電電極50という。

[0030] 心電電極50は、弾力性部材52に着脱可能であることが好ましい。例えば、心電電極50及び弾力性部材52に、対となる結合部材（例えば、スナップ結合部材等）を設けてもよい。また、例えば、心電電極50及び弾力性部材52の少なくとも一方の、それぞれが接触する面に着脱可能な程度の粘着部材を設けてもよい。心電電極50が着脱可能であることで、心電電極50を適宜交換することができる。

[0031] 心電電極50としては、市販のディスプレイタイプの心電電極を用いることができる。心電電極50は、生体12と接触する面に、粘着性を有することが好ましい。具体的には、以下の測定方法で測定した粘着力が、0.25N/mm(3N/12mm)以下であることが好ましい。

[0032] [180°剥離試験]

幅12mmの試験片の一端を試験板の端に貼り、直ちに圧着ローラを用いて、1mm/sの速さで圧着しながら、試験片の他端側が引っ張り代として残るようにして試験板に貼った。試験板を試験機(AGS-X(株式会社島津製作所製)又はZTA(株式会社イマダ製))にセットして、試験片を10mm/sの速さで試験板から引き剥がし、測定値(N)が安定した後から引き剥がし終了時までの測定値の平均を算出して、粘着力の値とした。

- [0033] 心電電極50により検出される心電、及び圧電フィルム30（詳細は後述する）により検出される生体音は、聴診器10を一定の期間動かさずに生体12に接触させることで、心電及び生体音を検出する。したがって、心電電極50が生体12と接触する面に粘着性を有することで、聴診器10を生体12に固定することができ、聴診器10が容易に動いてしまうことを抑制することができる。すなわち、心電電極50が粘着性を有することで、聴診器10を生体12に接触させた場合に、心電及び生体音の検出効率が低下することを抑制することができる。
- [0034] 心電電極50が生体12の心電を十分な精度で検出するためには、心電電極50が所定の面積を有することが好ましい。したがって、心電電極50が配置される弾力性部材52は、第2の接触面54の各々の面積が、100mm²以上であることが好ましい。第2の接触面54の面積を上記の範囲の面積にすることで、十分な面積を有した心電電極50を配置することができ、心電を十分な精度で検出することができる。
- [0035] ここで、本例示的实施形態に係る出力端子80の位置について説明する。心電電極50を生体12に接触させた場合、生体12の心臓と、プラス電極50P、マイナス電極50M及びリファレンス電極50Rとの位置関係によって、出力される心電信信号S5（詳細は後述する）の向きは変化する。心電信信号S5を規定の向きで出力させるために、例えば、リファレンス電極50Rが生体12の頭部側、プラス電極50P及びマイナス電極50Mが生体12の脚部側に向くように、心電電極50の生体12に対する向きを定めることが要求されることが想定される。したがって、3つの心電電極50が、どの機能をもった電極かをユーザが容易に判断することができることが望まれている。
- [0036] 図3に示すように、出力端子80は、3つの心電電極50のうち1つの所定の心電電極50の中心、及び圧電フィルム30の中心を通る軸A-A上に配置されている。本例示的实施形態において、軸A-A上に配置される心電電極50は、リファレンス電極50Rである。また、プラス電極50P及び

マイナス電極50Mは、圧電フィルム30の周囲であって、軸A-Aに対して対称の位置にそれぞれ配置されている。

[0037] このような構成にすることで、出力端子80の位置に基づいて、何れの心電電極50がリファレンス電極50Rであるかをユーザが容易に判断することができる。したがって、ユーザの操作性を向上することができる。

[0038] なお、出力端子80は、図3に示したように、圧電フィルム30を挟んでリファレンス電極50Rと対向する位置に配置されるものに限らない。例えば、出力端子80は、軸A-Aの上であって、リファレンス電極50Rと最も近い位置に配置されるものであってもよい。

[0039] また、軸A-A上に配置される心電電極50は、リファレンス電極50Rに限らない。出力端子80との位置関係で3つの心電電極50の区別をすることができればよく、軸A-A上に配置される心電電極50として、プラス電極50P及びマイナス電極50Mを用いてもよい。

[0040] 次に、図3から図5を参照して、本例示的实施形態に係る支持台20と弾力性部材52の接続関係について説明する。図4及び図5は、図3のA-A断面図であり、図4は聴診器10を生体12に押し当てていない場合、図5は聴診器10を生体12に押し当てた場合を示す。

[0041] 心電電極50が生体12の心電を十分な精度で検出するためには、上述したように、心電電極50が所定の面積を有する必要がある。それに加え、3つの心電電極50を十分に離して配置することで、生体12の筋電の影響を排除することができ、心電を高いSN比で検出することができる。

[0042] 図3に示すように、支持台20は、第1の接触面24を画定する辺として、弾力性部材52P、52M、52Rにそれぞれ接続される3つの第1の接続辺27P、27M、27Rを有する。第1の接続辺27P、27M、27Rの各々は、第1の接触面24を内包する三角形58の各辺の少なくとも一部を構成している。以下、第1の接続辺27P、27M、27Rを特に区別しない場合は、第1の接続辺27という。

[0043] 弾力性部材52Pは、第2の接触面54Pを画定する辺として、支持台2

0の第1の接続辺27Pに接続される第2の接続辺57Pを有する。第2の接続辺57Pの長さは、第1の接続辺27Pの長さと同じ。同様に、弾力性部材52Mは、第2の接触面54Mを画定する辺として、支持台20の第1の接続辺27Mに接続される第2の接続辺57Mを有する。第2の接続辺57Mの長さは、第1の接続辺27Mの長さと同じ。同様に、弾力性部材52Rは、第2の接触面54Rを画定する辺として、支持台20の第1の接続辺27Rに接続される第2の接続辺57Rを有する。第2の接続辺57Rの長さは、第1の接続辺27Rの長さと同じ。以下、第2の接続辺57P、57M、57Rを特に区別しない場合は、第2の接続辺57という。ここで、第2の接続辺57の長さが第1の接続辺27の長さと同じ長さは、完全に等しい場合に限らず、第1の接続辺27に安定して接続される程度の長さを有していればよく、例えば±10%程度の差異を有していてもよい。また、弾力性部材52は、第2の接続辺57から離れる方向に向かって先細りする形状である。

[0044] 図4に示すように、第1の接触面24を生体12に押し当てていない状態において、弾力性部材52Rは、第2の接触面54Rと第1の接触面24とのなす角 θ が鈍角である。なお、弾力性部材52P、52Mについても同様である。

[0045] 図5に示すように、聴診器10は、支持台20の第1の接触面24を生体12に押し当てる押圧を加えることで、第1の接触面24と弾力性部材52Rの第2の接触面54Rの各々が同一面内に延在するように構成されている。なお、弾力性部材52P、52Mについても同様である。

[0046] 上述したように、弾力性部材52はヤング率が0.2MPa以上、50MPa以下であり、支持台20は弾力性部材52よりも硬い部材で構成されている。したがって、弾力性部材52は、第1の接続辺27及び第2の接続辺57を起点として、第1の接触面24と第2の接触面54の各々が同一面内に延在するように曲がることのできる。このとき、第2の接触面54を生体12に押し付ける方向に付勢力が作用するので、心電電極50と生体12

とを密着させることができ、心電を高いSN比で検出することができる。

[0047] なお、三角形58は、図3に示したような正三角形に限らない。例えば、底辺にリファレンス電極50Rが配置され、等辺にプラス電極50P及びマイナス電極50Mが配置された二等辺三角形であってもよい。

[0048] 次に、図4及び図6から図11を参照して、本例示的实施形態に係る圧電フィルム30及び保護層40の構成について説明する。図6は、圧電フィルム30及び保護層40の構成を示すために、圧電フィルム30及び保護層40の一部を拡大した概略図である。

[0049] 図4に示すように、圧電フィルム30は、開口部22から露出した表面が凸状に湾曲した状態で支持台20に支持されている。また、圧電フィルム30の開口部22から露出した表面は、第1の接触面24に対して突出している。

[0050] 圧電フィルム30の開口部22から露出した表面が凸状に湾曲していることにより、圧電フィルム30が平面状に設けられている場合と比較して、圧電フィルム30の面内方向への伸縮を大きくすることができる。すなわち、圧電フィルム30を、開口部22から露出した表面が凸状に湾曲した状態で支持台20に支持することで、圧電フィルム30が検出する電圧の振幅を大きくすることができ、高いSN比での集音が可能となる。

[0051] なお、圧電フィルム30は、支持台20の一部に直接接続されていてもよいし、例えば接着剤等の他の部材を介して支持台20に接続されていてもよい。また、圧電フィルム30は、生体12に押し当てた場合に割れを生じない程度の弾性及び可撓性を有する。

[0052] 圧電フィルム30と支持台20の間には、クッション材38Aが充填されており、圧電フィルム30は、クッション材38Aによって凸状に湾曲するように支持されている。クッション材38Aは、適度な弾性を有し、圧電フィルム30を支持するとともに、圧電フィルム30の全面に一定の機械的バイアスを与える。これにより、圧電フィルム30に生じる厚み方向の振動を、圧電フィルム30の面内方向への伸縮運動に変換させることができ、電

荷の発生効率を向上させることができる。また、クッション材38Aの充填密度を変えることで、適切な反発力を有する聴診器10を実現することができる。

[0053] クッション材38Aの材料は、適度な弾性を有し、圧電フィルム30に振動が生じるのを妨げず、好適に変形するものであればよい。具体的には、例えば、シリコンを主原料とするアルファゲル（登録商標）（株式会社タイカ製）、レーヨン及びポリエチレンテレフタレート（PET）等のポリエステル繊維を含んだ羊毛フェルト、グラスウール等の繊維材料、ポリウレタン等の発泡材料を用いるのが好ましい。なお、図6に示すように、クッション材38Aに代えて、気体38Bを充填してもよい。

[0054] 図7に示すように、圧電フィルム30は、互いに対向する2つの主面として、生体12の側の主面である第1の主面32A、及び生体12の側とは逆の主面である第2の主面32Bを有する圧電体層32と、第1の主面32Aに設けられた第1の電極34と、第2の主面32Bに設けられた第2の電極36と、を備える。

[0055] 圧電体層32は、生体12から発せられる生体音に応じて面内方向に伸縮を生じ、面内方向の伸縮に応じて第1の電極34と第2の電極36との間に電圧を生じさせる。本例示的实施形態においては、圧電体層32として、高分子材料からなるマトリックス中に、圧電体粒子33を分散してなる高分子複合圧電体を用いることが可能である。なお、圧電体粒子33は、マトリックス中に、規則性を持って均一に分散されていてもよいし、不規則に分散されていてもよい。

[0056] マトリックスは、例えば、シアノエチル化ポリビニルアルコール（シアノエチル化PVA）、ポリ酢酸ビニル、ポリビニリデンクロライドコアクリロニトリル、ポリスチレンービニルポリイソプレンブロック共重合体、ポリビニルメチルケトン、及びポリブチルメタクリレート等の、常温で粘弾性を有する高分子材料が好ましい。

[0057] 圧電体粒子33は、圧電体の粒子であり、ペロブスカイト型結晶構造を有

するセラミックス粒子であることが好ましい。例えば、チタン酸ジルコン酸鉛、チタン酸ジルコン酸ランタン酸鉛、チタン酸バリウム、及びチタン酸バリウムとビスマスフェライトとの固溶体等が例示される。

[0058] このような構成の圧電体層32は、図8に示すように、圧電体層32の厚み方向に誘電分極を生じる。このように誘電分極を生じる圧電体層32の場合、第2の主面32Bの側に正の電荷を生じ、第1の主面32Aの側に負の電荷を生じるように、圧電体層32を配置することが好ましい。生体12は、通常、プラスに帯電している場合が多いことが知られている。したがって、生体12に接触する側の面である第1の主面32Aの側に負の電荷を生じるように圧電体層32を配置することで、効率よく生体音を検出することができる。

[0059] なお、圧電体層32として、ポリフッ化ビニリデン（PVDF）、ビニリデン-三フッ化エチレン共重合体（P(VDF-TrFE)）及びポリ乳酸等の有機圧電フィルム等を用いてもよい。また、圧電体層32として、特開2018-191394号公報、特開2014-233688号公報、及び特開2017-12270号公報に記載のポリマーを主成分とするポリマーエレクトレット材料等の有機材料を用いてもよい。例えば、ポリイミド、ポリテトラフルオロエチレン、ポリプロピレン及び、PTFE（ポリテトラフルオロエチレン(4フッ化)）、PFA（テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体）、FEP（テトラフルオロエチレン・ヘキサフルオロプロピレン共重合体(4,6フッ化)）AF（アモルファスフルオロポリマ）等のテフロン（登録商標）、ポリエチレン、及びCOCs（シクロオレフィンポリマ）等が挙げられる。

[0060] しかしながら、圧電体層32として、高分子複合圧電体ではなくPVDFを用いた場合、誘電分極は面内方向に生じる。この場合、厚み方向に誘電分極が生じる高分子複合圧電体と比較して、SN比が低くなる場合がある。

[0061] 第1の電極34及び第2の電極36は、圧電体層32に生じる面内方向の伸縮を電圧として検出する。第1の電極34及び第2の電極36の厚さは、

特に限定は無いが、圧電フィルム30の可撓性を確保するために薄い方が好ましく、例えば、1 μ m以下が好ましい。なお、第1の電極34及び第2の電極36の厚さは、同じでもよいし、異なってもよい。

[0062] 第1の電極34及び第2の電極36の材料は、圧電フィルム30の可撓性を確保するために、真空蒸着によって成膜された銅(Cu)及びアルミ(Al)の薄膜、導電性ポリマー等が好ましい。

[0063] なお、第1の電極34及び第2の電極36の材料として、各種の導電体を用いてもよい。例えば、C、Pd、Fe、Sn、Ni、Pt、Au、Ag、Cr及びMo、並びにこれらの合金等を用いてもよい。また、酸化インジウムスズ(ITO)、酸化インジウム亜鉛(IZO)、酸化スズ、及び酸化亜鉛等の透明導電膜を用いてもよい。また、導電性ポリマーなどの有機系の導電体等を用いてもよい。電極の形成方法についても、特に限定はなく、真空蒸着及びスパッタリング等の気相堆積法(真空成膜法)による成膜、スクリーン印刷、上記材料で形成された箔を貼着する方法等、各種の公知の方法を利用してよい。

[0064] 第1の電極34及び第2の電極36は、少なくとも一方の大きさが、圧電体層32よりも小さくてもよい。特に、第1の電極34は、図4に示すように、第1の主面32Aの中央部のみに設けられていることが好ましい。第1の電極34は、生体12から発せられる生体音を検出する機能の他に、アンテナとして機能して外部からの電磁ノイズを取り込んでしまう場合がある。電磁ノイズを取り込むことを抑制するためには、第1の電極34の大きさを、電磁ノイズを取り込みにくく、かつ生体音を十分に検出できる範囲で小さくすることが好ましい。生体12と接触する第1の主面32Aの中央部のみに第1の電極34を設けることで、電磁ノイズを取り込むことを抑制することができ、高いSN比での集音が可能となる。

[0065] 圧電フィルム30は、開口部22から露出した表面が凸状に湾曲し、かつ第1の接触面24に対して突出しているため、平面状に設けられている場合と比較して、生体12と直に接触した場合に、破損しやすくなってしまふ。

したがって、保護層40を圧電フィルム30の生体12と接触する側の面に配置することが好ましい。保護層40を圧電フィルム30の生体12と接触する側の面に配置することで、圧電フィルム30の破損を防止することができる。

[0066] また、生体12の振動を圧電フィルム30が検出する場合、それぞれの物質固有の値である音響インピーダンス（単位 $\text{MRayls} = \text{kg/m}^2\text{s}$ ）の差が大きいと、音を反射してしまい、生体音の検出効率が低下する。すなわち、ノイズの比率が多くなり、SN比が低下してしまう。したがって、保護層40は、生体12と圧電フィルム30との間の音響インピーダンスの差を緩和するために、生体12の音響インピーダンスと圧電フィルム30の音響インピーダンスとの間の音響インピーダンスを有することが好ましい。

[0067] 図9は、保護層40の音響インピーダンスを変化させた場合に、聴診器10から出力される音信号S2（詳細は後述する）のSN比を測定したグラフである。図9は、横軸が保護層40の音響インピーダンス（ MRayls ）を示し、縦軸が音信号S2のSN比（dB）を示す。

[0068] 生体12の音響インピーダンスは、 $1.3 \sim 1.5 \text{MRayls}$ であることが知られており、圧電フィルム30の音響インピーダンスは、 $5.0 \sim 10.0 \text{MRayls}$ である。保護層40の音響インピーダンスが、生体12の音響インピーダンスと圧電フィルム30の音響インピーダンスとの間の 1.3MRayls 以上、 5.0MRayls 以下である場合、図9に示すように、聴診器10から出力される音信号S2のSN比を安定して 60dB 以上とすることができた。すなわち、生体12と圧電フィルム30との間に音響インピーダンスの整合がとれた保護層40を設けることで、音が反射することを抑制することができ、高いSN比での集音が可能となる。

[0069] 保護層40は、エラストマー材料、シリコーン樹脂、シリコーンゴム、ウレタンゴム、天然ゴム、スチレンブタジエンゴム、クロロプレングム、アクリルニトリルゴム、ブチルゴム、エチレンプロピレングム、フッ素ゴム及びクロソスルホン化ポリエチレングムのうち何れか1つを用いることが好まし

い。保護層40は、生体12に直接押し当てられるので、生体12に冷たさや硬さによる不快感を生じさせない素材であることが望まれる。上記の材料を用いることで、保護層40を生体12に押し当てた場合にも、不快感を生じることを抑制することができる。

[0070] 保護層40は、生体12に直接押し当てられるので、耐摩耗性を有することが望まれる。したがって、保護層40は、ASTM D2240に準拠したタイプAデュロメータを用いた硬さ試験における測定値が50以上100以下であることが好ましい。なお、他の規格のデュロメータ、及び他の測定方法により測定された硬さが、上記の試験方法における硬さと同等の硬さを示すものであってもよい。保護層40を上記の範囲の硬さにすることで、聴診器として使用するのに適切な耐摩耗性を有することができる。

[0071] 保護層40は、その剛性が高いと、圧電体層32の伸縮を拘束してしまい、圧電フィルム30の振動が小さくなってしまう。したがって、上記の材料及び硬さを有する保護層40の厚さは、圧電フィルム30に要求される性能、ハンドリング性、及び機械的強度等に応じて、適宜設定すればよい。具体的には、500 μ m程度であればよい。

[0072] 保護層40は、生体12と接触する面が粗面化されていることが好ましい。保護層40は、生体12に直接押し当てられるので、生体12の皮膚から剥がれやすくすることが望ましい。粗面化処理の方法については、特に限定はなく、機械的粗面化処理、電気化学的粗面化処理、化学的粗面化処理等、各種の公知の方法を利用してよい。保護層40の生体12と接触する面の粗面化の粗さとしては、算術平均粗さRaが0.1 μ m以上、100 μ m以下であることが好ましく、0.1 μ m以上、10 μ m以下であることがさらに好ましい。保護層40を上記の範囲の粗さにすることで、生体12の皮膚から剥がれやすくすることができる。

[0073] なお、保護層40は、生体12と接触する側ほど音響インピーダンスが低くなるように音響インピーダンスを傾斜させた層であってもよい。また、保護層40は、生体12と接触する側の層ほど音響インピーダンスが低くなる

ように積層した複数の層で構成されていてもよい。例えば、図10に示すように、保護層40が4つの層で構成されている場合、保護層41、42、43、44の順に、音響インピーダンスが低くなればよい。この場合、複数の層の材料は異なってもよく、上述した材料のうち少なくとも1つからなる材料を用いていけばよい。保護層40をこのような構成とすることで、隣り合う物質間の音響インピーダンスの差をより小さくすることができ、より高いSN比での集音が可能となる。

[0074] また、保護層40は、生体12と接触する面がシリコーン樹脂からなり、該シリコーン樹脂は、シロキサン骨格を主鎖骨格とし、疎水性の側鎖としてメチル基、ビニル・メチル基及びフェニル・メチル基の少なくとも1つを有するものであってもよい。生体12は、その表面が汗等により濡れている場合がある。保護層40は、生体12に直接押し当てられるので、少なくとも生体12と接触する面は、水分により変性しない素材であることが望まれる。したがって、例えば、図11に示すように、保護層40は、音響インピーダンスの整合がとれた保護層46と、生体12と接触する面であって、疎水性の材料からなる保護層47と、によって構成されていてもよい。生体12と接触する面が疎水性であることで、保護層40を濡れた生体12に押し当てた場合にも、保護層40及び圧電フィルム30が変性することを抑制することができる。

[0075] 次に、図12を参照して、本例示の実施形態に係る聴診器10の機能について説明する。図12に示すように、聴診器10は、圧電フィルム30、心電電極50、出力端子80、入力部82、表示部84及び充電端子86を備える。また、聴診器10は、出力部60、処理部90、通信部92、パワーユニット94及びバッテリー96を備える。出力部60、処理部90、通信部92、パワーユニット94及びバッテリー96は、支持台20が有する空間である収容部29に収容されてもよいし（図4参照）、支持台20の外部に備えられるものであってもよい。

[0076] 圧電フィルム30は、生体12から発生される生体音によって生じる振動

を検出し、振動に基づいて振動信号 S 1 を出力部 6 0 に出力する。具体的には、生体 1 2 から発生される生体音によって生体 1 2 の表面に振動が生じた場合に、生体 1 2 に圧電フィルム 3 0 を接触させると、その振動に応じて圧電フィルム 3 0 も振動する。圧電フィルム 3 0 は、振動を第 1 の電極 3 4 及び第 2 の電極 3 6 の間に生じる電圧として検出し、検出した電圧を振動信号 S 1 として出力部 6 0 に出力する。

[0077] 入力部 8 2 は、後述する出力部 6 0 から出力される音信号 S 2 のレベルの調整入力を受け付け、受け付けた調整入力の情報を示す調整入力信号 S 4 を出力部 6 0 に出力する。

[0078] 出力部 6 0 は、振動信号 S 1 に基づいて音信号 S 2 を処理部 9 0 に出力する。また、出力部 6 0 は、振動信号 S 1 のレベル変化、及び調整入力信号 S 4 に応じて音信号 S 2 のレベルを調整し、調整信号 S 3 として出力端子 8 0 に出力する。出力端子 8 0 は、調整信号 S 3 を外部に出力する。

[0079] 心電電極 5 0 は、生体 1 2 の心電を検出する。具体的には、心電電極 5 0 を生体 1 2 の心臓付近に接触させることで、生体 1 2 の体表の電位を検出し、心電信信号 S 5 として処理部 9 0 に出力する。

[0080] 処理部 9 0 は、音信号 S 2 及び心電信信号 S 5 に基づいたデータに対して所定の処理を施し、処理済みのデータを通信部 9 2 に出力する。処理部 9 0 は、増幅回路及びフィルタ回路等を備え、音信号 S 2 及び心電信信号 S 5 を増幅したり、特定の周波数を抽出したりするようにしてもよい。また、音信号 S 2 及び心電信信号 S 5 に基づいたデータはアナログデータとして出力してもよいし、デジタルデータとして出力してもよい。処理部 9 0 は、例えば、CPU (Central Processing Unit) 6 0、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) 等を含むマイクロコンピュータによって構成されていてもよい。

[0081] 通信部 9 2 は、有線又は無線による通信手段を備え、外部装置に生体音及び心電のデータを送信する。通信手段は、例えば、Bluetooth (登録商標)、赤外線通信等であってもよく、外部装置は、例えば、パーソナル

コンピュータ、スマートフォン等であってもよい。

[0082] パワーユニット94は、充電端子86から供給される電力をバッテリー96に充電する。また、パワーユニット94は、バッテリー96に充電された電力を、出力部60、表示部84、処理部90及び通信部92に供給する。

[0083] また、処理部90は、パワーユニット94を介してバッテリー96の電池残量等を示す情報を取得し、取得した情報に基づいて表示部84のLEDライトを点灯、滅灯及び点滅させる等の制御をしてもよい。この場合、ユーザは、LEDライトの発光状態によって、バッテリー96の電池残量を把握することができる。同様に、音信号S2及び心電信信号S5が正常に取得できている場合に、表示部84を制御する等してもよい。この場合、ユーザは、表示部84の表示態様によって、音信号S2及び心電信信号S5の取得状態を把握することができる。

[0084] 次に、図13を参照して、出力部60の機能について説明する。図13に示すように、出力部60は、バッファ61、フィルタ回路62、アンプ63及び65、ALC (Automatic Level Control) 回路64を備える。

[0085] 圧電フィルム30により検出された振動信号S1は、バッファ61を介してフィルタ回路62に入力され、フィルタ回路62でノイズがカットされた後、アンプ63で増幅され、音信号S2として処理部90及びALC回路64に出力される。フィルタ回路62は、例えば、ローパスフィルタである。

[0086] 聴診器10を生体12に接触させた後、聴診後に聴診器10を生体12から離す場合に、圧電フィルム30が大きく振動し、振動信号S1に急峻なノイズ（スパイクノイズ）が混入する場合がある。スパイクノイズをそのまま音信号S2として出力端子80から出力すると、出力端子80に接続されるイヤホンから聴取される音は耳障りな音になってしまう。そこで、ALC回路64により、スパイクノイズを減少させることが望ましい。

[0087] ALC回路64には、入力部82からの調整入力信号S4、及び音信号S2が入力される。ALC回路64は、例えば、音信号S2からスパイクノイズを検出するためのショットキーバリアダイオード、音信号S2を平滑化す

るためのコンデンサ、スパイクノイズが検出された場合に駆動されるMOS FET (Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor) 等を含んで構成されていてもよい。ALC回路64は、これらの素子により、スパイクノイズを減少させるとともに、調整入力信号S4に基づいて音信号S2のレベルを調整する。

[0088] ALC回路64によってスパイクノイズが減少し、レベルが調整された音信号S2は、アンプ65により増幅され、調整信号S3として出力端子80に出力される。

[0089] 以上説明したように、本例示的实施形態に係る聴診器10によれば、圧電フィルム30が、開口部22から露出した表面が凸状に湾曲した状態で支持台20に支持されており、圧電フィルム30の生体12と接触する側の面に、生体12の音響インピーダンスと圧電フィルム30の音響インピーダンスとの間の音響インピーダンスを有する保護層40が設けられている。したがって、生体音を高いSN比で検出することができる。

[0090] また、本例示的实施形態に係る聴診器10によれば、出力端子80が、3つの心電電極50のうち1つの所定の心電電極の中心、及び圧電フィルム30の中心を通る軸の上に配置されている。したがって、ユーザの操作性を向上することができる。

[0091] また、本例示的实施形態に係る聴診器10によれば、弾力性部材52が、第1の接触面24とのなす角が鈍角であり、かつ第2の接触面54を画定する辺のうち第1の接続辺27と等しい長さである第2の接続辺57において、第1の接続辺27の各々に接続された弾力性を有する部材である。したがって、聴診器10そのものの大きさが大きくなることを抑制しつつ、心電電極50が所定の面積を有することができ、3つの心電電極50を十分に離して配置することができる。すなわち、ユーザの操作性を向上しつつ、心電を高いSN比で検出することができる。

[0092] [第2例示的实施形態]

次に、図14及び図15を参照して、本例示的实施形態に係る聴診器10

の構成について説明する。なお、図14及び図15において、第1例示的实施形態で説明した要素と同等の要素については同一符号を付し、詳細な説明を省略する。

[0093] 第1例示的实施形態に係る聴診器10のように、圧電フィルム30が凸状に湾曲した状態で支持台20に支持されていると、聴診器10を生体12に押し当てた場合、圧電フィルム30の外周に近い部分が生体12の表面から浮いた状態になる場合がある。例えば、遠隔医療等で専門的なスキルを有しない患者が聴診器10を用いる場合等は、聴診器10を生体12に垂直に押し当てられなかったり、聴診器10を十分な圧力で生体12に押し当てられなかったりすることが起こりうる。圧電フィルム30が浮いた状態の場合、圧電フィルム30は、環境音及び人の声等の外部からの音（以下、外部音という）をノイズとして検出しやすくなってしまい、SN比が低下する。

[0094] そこで、本例示的实施形態に係る聴診器10は、図14に示すように、第1例示的实施形態に係る聴診器10の構成に加え、圧電フィルム30の開口部22から露出した部分の外周を囲み、圧電フィルム30に伝達される外部音を遮蔽する遮音部材70を更に備える。また、遮音部材70の先端は、圧電フィルム30の凸状に湾曲した表面に対して突出している。遮音部材70の突出高さは、1mm以上であることが好ましい。

[0095] 遮音部材70は、聴診器10を垂直に生体12に押し当てた場合に、開口部22から露出した圧電フィルム30の表面の全体が生体12に接触可能なように圧縮変形できる程度の弾性を有する。遮音部材70は、例えば、グラスウールのような繊維系材料、及びウレタンフォームのような発泡材料等の、外部音の吸収効果が高いものが好ましい。

[0096] 図15は、本例示的实施形態に係る聴診器10を生体12に押し当てた状態を示す。聴診器10を生体12に押し当てると、遮音部材70は、押し当てられた圧力に応じて圧縮される。例えば、図15に示すように、生体12に対して聴診器10を斜めに押し当てた場合、押圧が大きい箇所は遮音部材70の圧縮の度合が大きく、押圧が小さい箇所は遮音部材70の圧縮の度合

が小さい。このような構成にすることで、聴診器 10 を生体 12 に垂直に押し当てられなかったり、聴診器 10 を十分な圧力で生体 12 に押し当てられなかったりする場合でも、圧電フィルム 30 が外部音を検出してしまふことを抑制することができる。

[0097] 以上説明したように、本例示的实施形態に係る聴診器 10 によれば、圧電フィルム 30 の開口部 22 から露出した部分の外周を囲み、圧電フィルム 30 に伝達される外部音を遮蔽する遮音部材 70 を更に備えている。したがって、聴診器 10 を生体 12 に押し当てた場合に、圧電フィルム 30 が遮音部材 70 に囲まれるようにすることができ、圧電フィルム 30 が外部音をノイズとして検出してしまふことを抑制し、生体音を高い SN 比で検出することができる。

[0098] なお、上記各例示的实施形態に係る聴診器 10 は、被測定物を生体 12 に限るものではなく、被測定物が機械及び配管等であってもよい。すなわち、被測定物から生じる音として、機械及び配管等から生じる音を検出することで、機械及び配管の異常の検出等に用いることも可能である。

[0099] なお、2019年7月26日に出願された日本国特許出願2019-138274の開示は、その全体が参照により本明細書に取り込まれる。また、本明細書に記載された全ての文献、特許出願および技術規格は、個々の文献、特許出願、および技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 被測定物に接触する第1の接触面を有し、前記第1の接触面を画定する辺の少なくとも一部である3つの第1の接続辺の各々が、前記第1の接触面を内包する三角形の各辺の少なくとも一部である支持台と、
- 前記第1の接触面とのなす角が鈍角であり、かつ前記被測定物に接触する第2の接触面をそれぞれ有し、前記第2の接触面を画定する辺のうち前記第1の接続辺と等しい長さである第2の接続辺において、前記第1の接続辺の各々に接続された弾力性を有する3つの弾力性部材と、
- 前記第2の接触面のそれぞれに配置され、前記被測定物の心電を検出する3つの心電電極と、
- を備える聴診器。
- [請求項2] 前記支持台は、前記第1の接触面に開口部を有し、
- 前記開口部から表面の一部が露出した状態で前記支持台に支持され、前記被測定物から発生される音によって生じる振動を検出する検出部を更に備える
- 請求項1に記載の聴診器。
- [請求項3] 前記第2の接触面の各々の面積が100mm²以上である
- 請求項1又は請求項2に記載の聴診器。
- [請求項4] 前記弾力性部材は、厚みが0.5mm以上、50mm以下である
- 請求項1から請求項3の何れか1項に記載の聴診器。
- [請求項5] 前記弾力性部材は、ヤング率が0.2MPa以上、50MPa以下である
- 請求項1から請求項4の何れか1項に記載の聴診器。
- [請求項6] 前記弾力性部材は、エラストマー材料、シリコーン樹脂、シリコーンゴム、ウレタンゴム、天然ゴム、スチレンブタジエンゴム、クロロプレンゴム、アクリルニトリルゴム、ブチルゴム、エチレンプロピレ

ンゴム、フッ素ゴム及びクロソスルホン化ポリエチレンゴムのうち何れか1つを含んで構成されている

請求項1から請求項5の何れか1項に記載の聴診器。

[請求項7] 前記支持台は、前記弾力性部材よりも硬い部材で構成されている
請求項1から請求項6の何れか1項に記載の聴診器。

[請求項8] 前記弾力性部材は、前記第2の接続辺から離れる方向に向かって先細りする形状である

請求項1から請求項7の何れか1項に記載の聴診器。

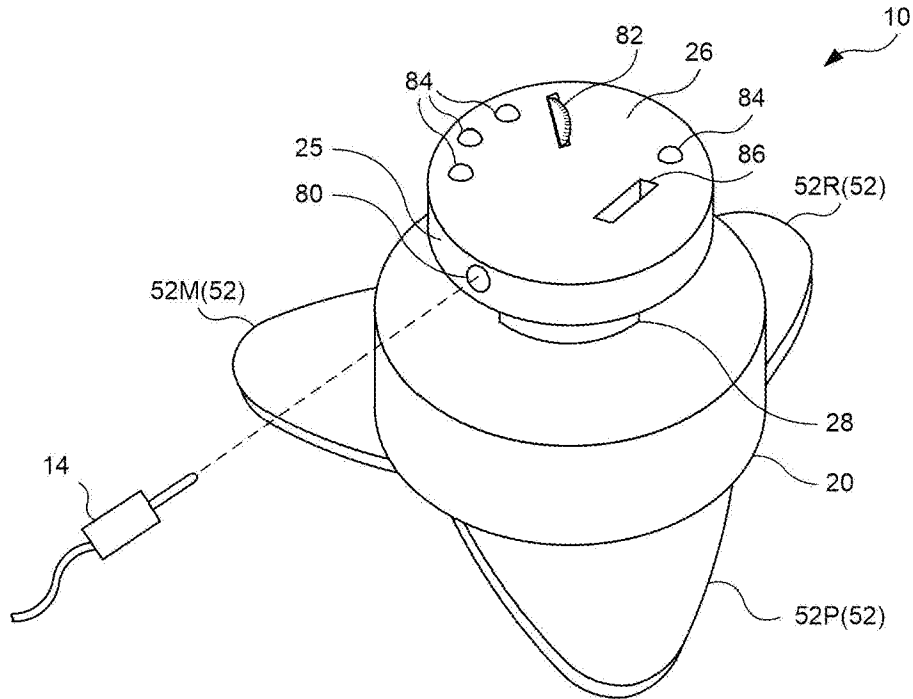
[請求項9] 前記第1の接触面を前記被測定物に押し当てる押圧を加えることで、前記第1の接触面と前記第2の接触面の各々が同一面内に延在するように構成されている

請求項1から請求項8の何れか1項に記載の聴診器。

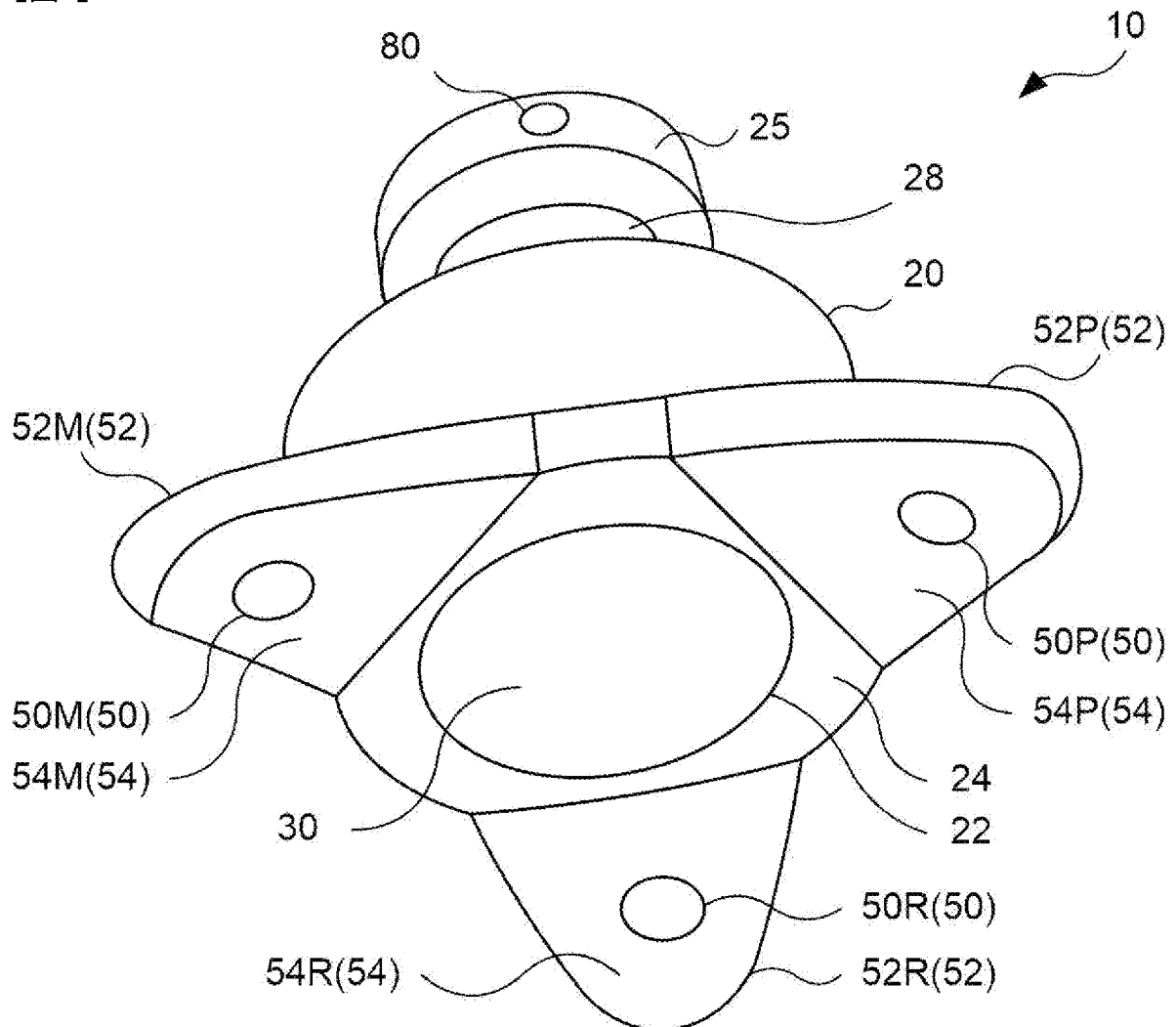
[請求項10] 前記3つの心電電極は、それぞれプラス電極、マイナス電極及び基準レベルを測定するリファレンス電極である

請求項1から請求項9の何れか1項に記載の聴診器。

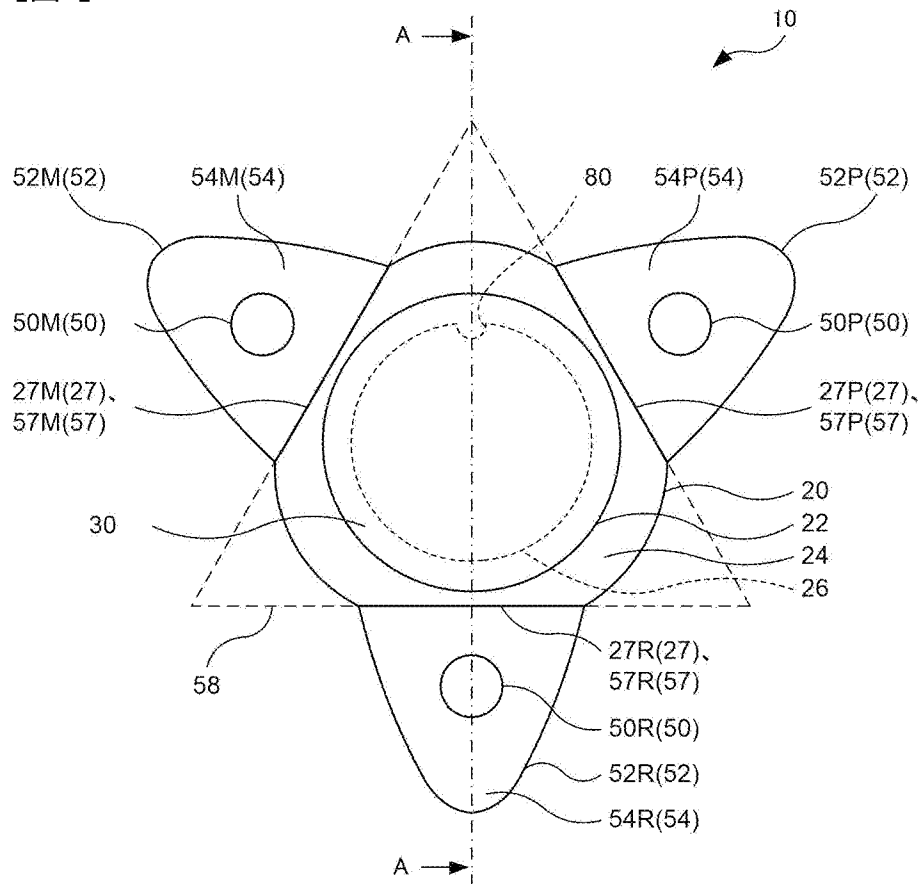
[図1]



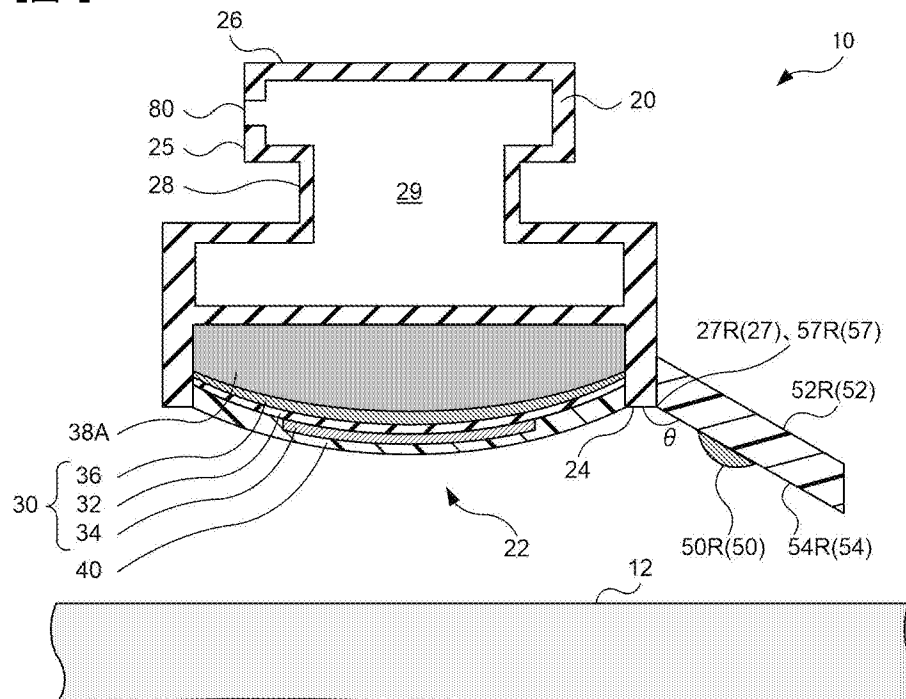
[図2]



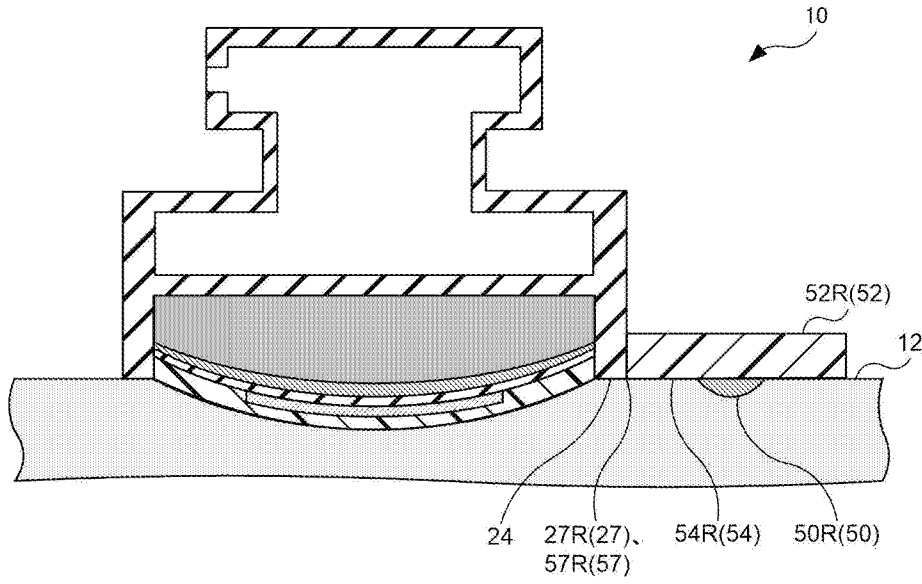
[図3]



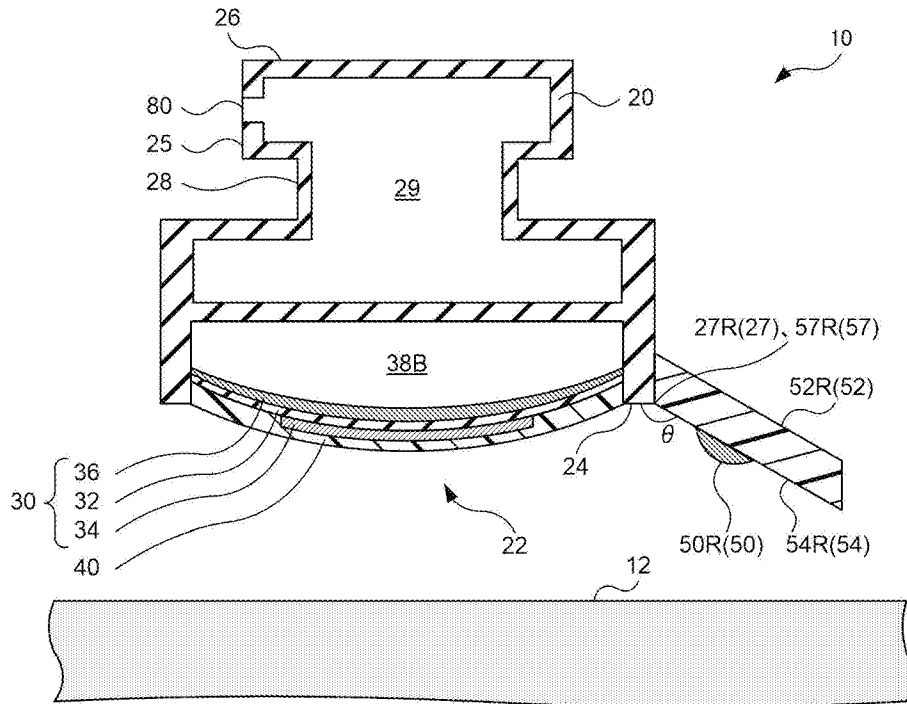
[図4]



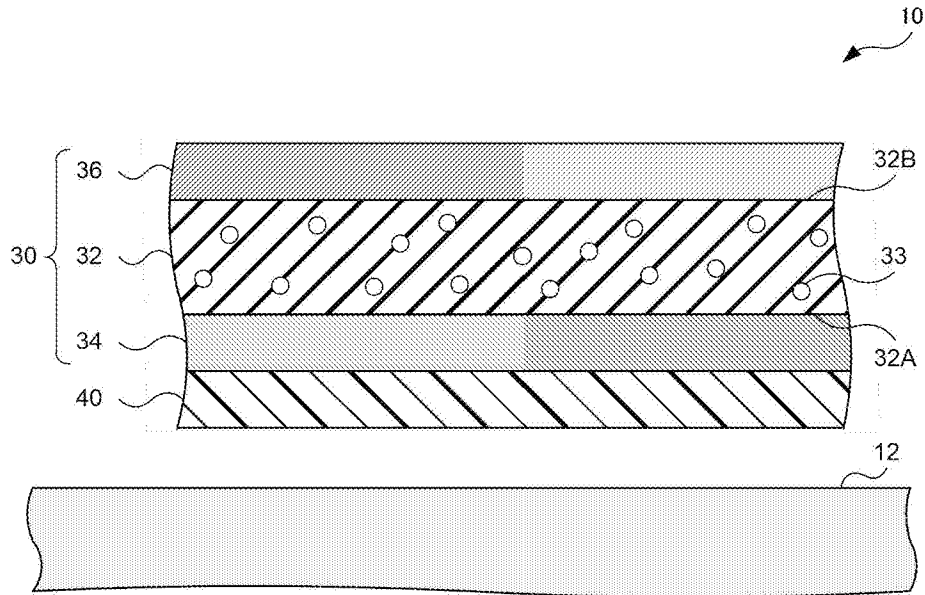
[図5]



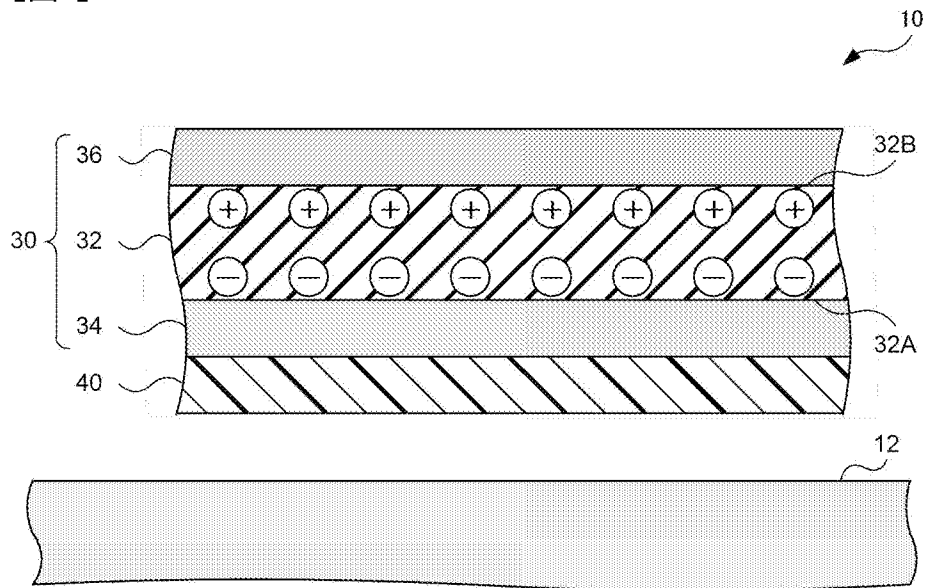
[図6]



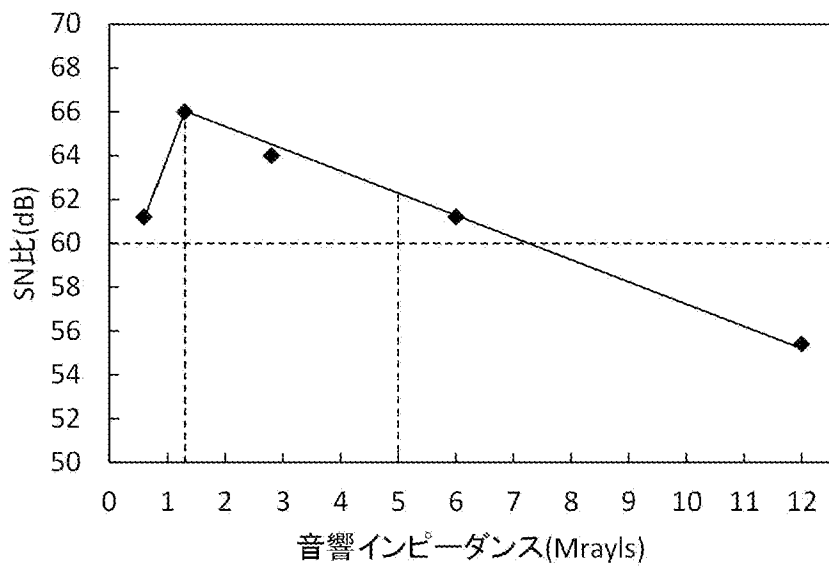
[図7]



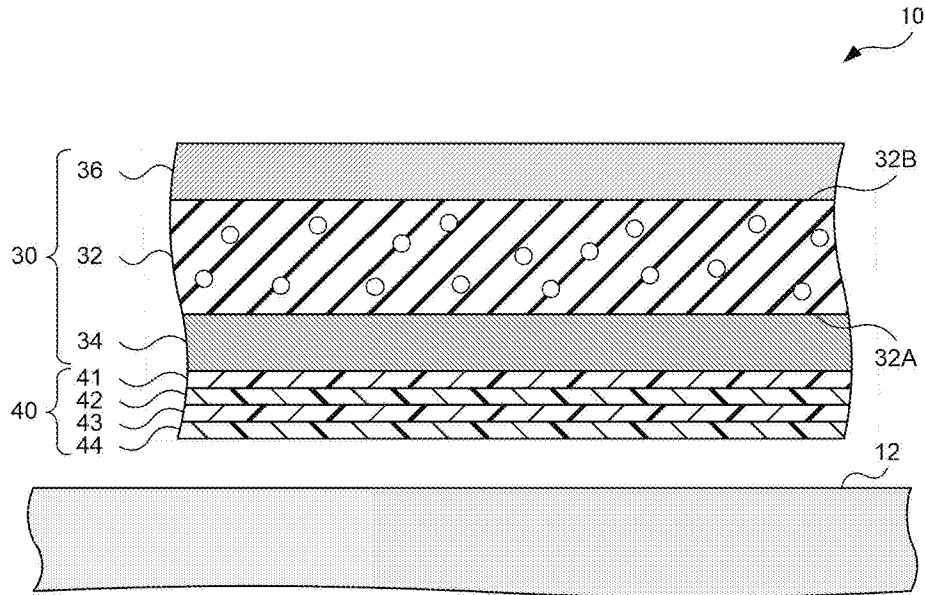
[図8]



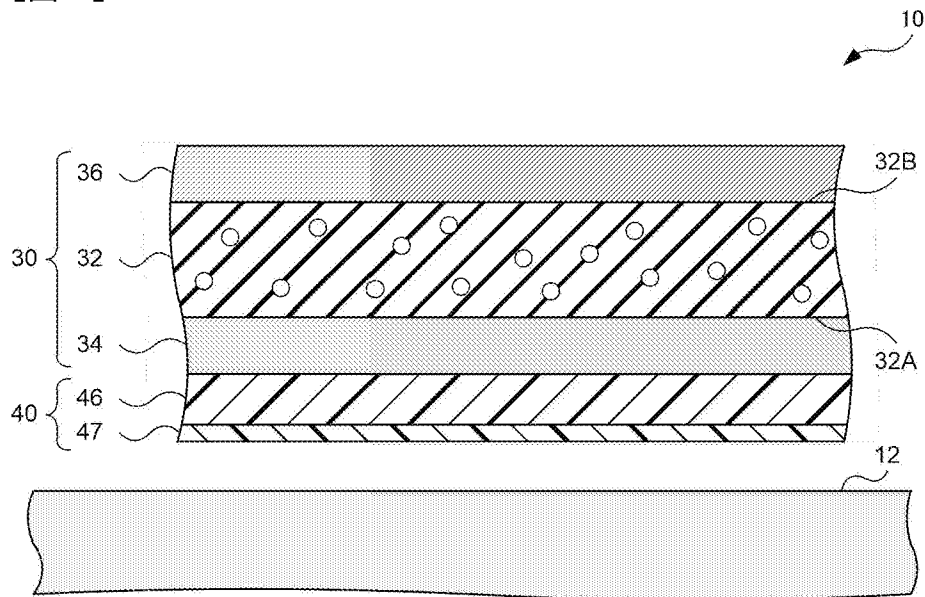
[図9]



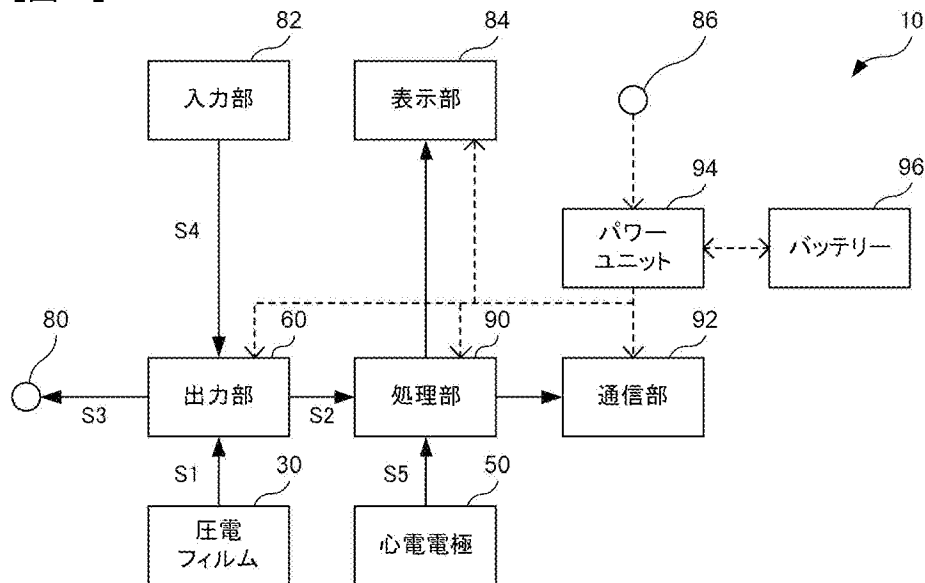
[図10]



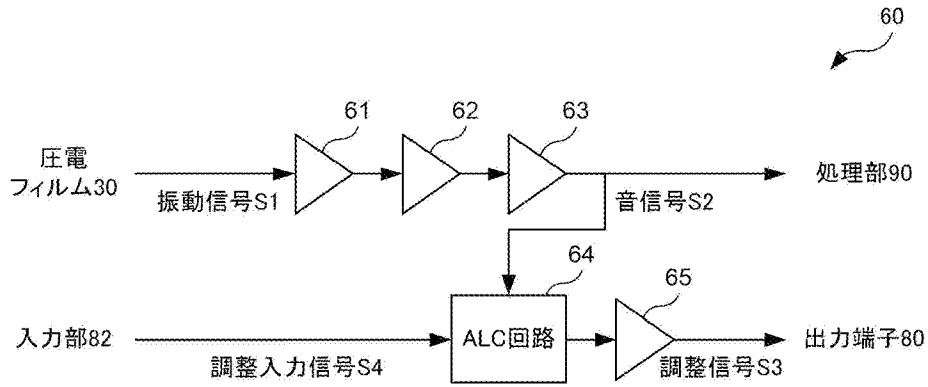
[図11]



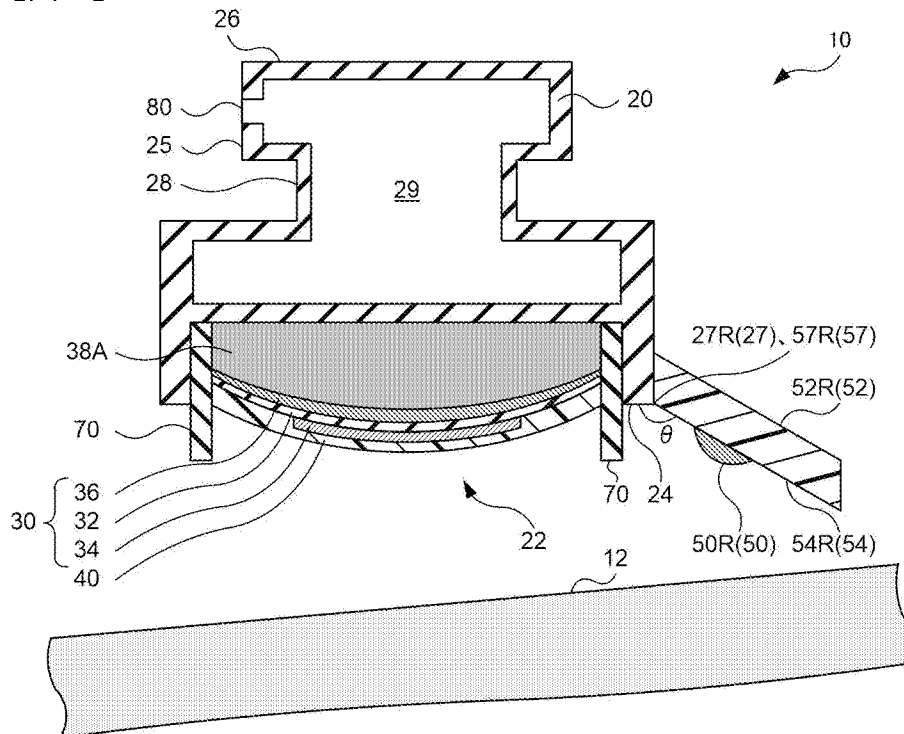
[図12]



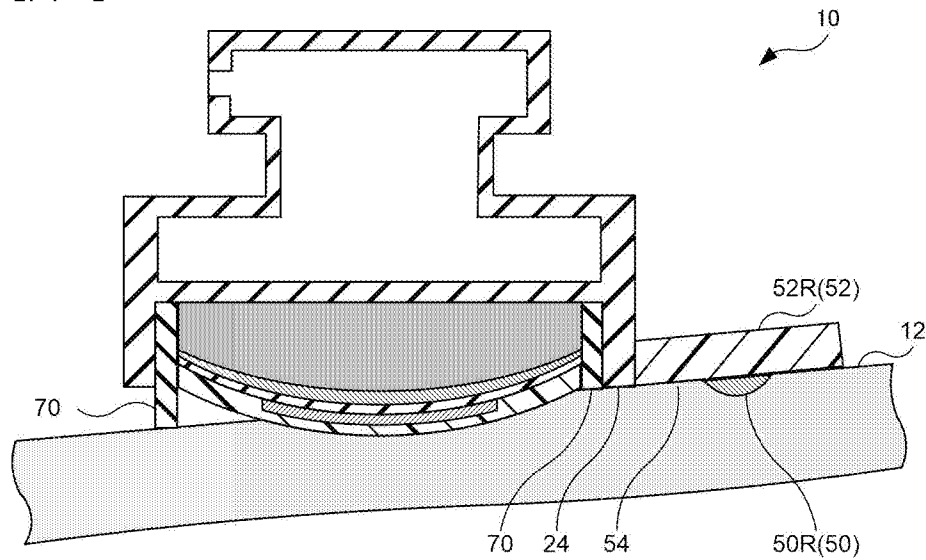
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/028079

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 A61B 7/04 (2006.01) i; A61B 5/0402 (2006.01) i
 FI: A61B7/04 Y; A61B7/04 B; A61B5/04 310M; A61B7/04 G
 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)
 A61B7/04; A61B5/0402

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

| | |
|--|-----------|
| Published examined utility model applications of Japan | 1922-1996 |
| Published unexamined utility model applications of Japan | 1971-2020 |
| Registered utility model specifications of Japan | 1996-2020 |
| Published registered utility model applications of Japan | 1994-2020 |

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 2017-170112 A (AMI INC.) 28.09.2017 (2017-09-28) paragraphs [0009], [0014], fig. 4 | 1-10 |
| Y | JP 2006-136405 A (HARADA ELECTRONICS INDUSTRY LTD.) 01.06.2006 (2006-06-01) paragraphs [0016], [0019], fig. 1-2, 4 | 1-10 |
| A | CN 209032351 U (HENAN SHANREN MEDICAL TECH CO., LTD.) 28.06.2019 (2019-06-28) abstract, fig. 1-4 | 1-10 |
| A | US 2018/0028144 A1 (CHEN, Guangren) 01.02.2018 (2018-02-01) abstract, paragraph [0172], fig. 26 | 1-10 |
| A | JP 2010-259679 A (RIE KK) 18.11.2010 (2010-11-18) abstract, paragraphs [0014]-[0017], fig. 1 | 1-10 |

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

| | |
|---|--|
| * Special categories of cited documents: | “I” 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 31 August 2020 (31.08.2020) | Date of mailing of the international search report 15 September 2020 (15.09.2020) |
|--|--|

| | |
|--|---|
| 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
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/028079

| Patent Documents referred in the Report | Publication Date | Patent Family | Publication Date |
|---|------------------|--------------------|------------------|
| JP 2017-170112 A | 28 Sep. 2017 | WO 2017/159752 A1 | |
| JP 2006-136405 A | 01 Jun. 2006 | (Family: none) | |
| CN 209032351 U | 28 Jun. 2019 | (Family: none) | |
| US 2018/0028144 A1 | 01 Feb. 2018 | US 2015/0351651 A1 | |
| | | US 2015/0351653 A1 | |
| | | US 2015/0351650 A1 | |
| | | WO 2015/187229 A1 | |
| | | CN 106456032 A | |
| JP 2010-259679 A | 18 Nov. 2010 | (Family: none) | |

| | | |
|---|--|----------------|
| A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 7/04(2006.01)i; A61B 5/0402(2006.01)i FI: A61B7/04 Y; A61B7/04 B; A61B5/04 310M; A61B7/04 G | | |
| 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）） A61B7/04; A61B5/0402 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 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020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 2017-170112 A (AMI株式会社) 28.09.2017 (2017-09-28) 段落[0009], [0014], 図4 | 1-10 |
| Y | JP 2006-136405 A (原田電子工業株式会社) 01.06.2006 (2006-06-01) 段落[0016], [0019], 図1-2, 4 | 1-10 |
| A | CN 209032351 U (河南善仁医療科技有限公司) 28.06.2019 (2019-06-28) 要約, 図1-4 | 1-10 |
| A | US 2018/0028144 A1 (CHEN, Guangren) 01.02.2018 (2018-02-01) 要約, 段落[0172], 図26 | 1-10 |
| A | JP 2010-259679 A (株式会社アール・アイ・イー) 18.11.2010 (2010-11-18) 要約, 段落[0014]-[0017], 図1 | 1-10 |
| <input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な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抵触するものではなく、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 31.08.2020 | 国際調査報告の発送日 15.09.2020 | |
| 名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号 | 権限のある職員（特許庁審査官） ▲高▼原 悠佑 2Q 8358 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 | |

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/028079

| 引用文献 | | | 公表日 | パテントファミリー文献 | | | 公表日 |
|------|--------------|----|------------|-------------|--------------|----|-----|
| JP | 2017-170112 | A | 28.09.2017 | WO | 2017/159752 | A1 | |
| JP | 2006-136405 | A | 01.06.2006 | (ファミリーなし) | | | |
| CN | 209032351 | U | 28.06.2019 | (ファミリーなし) | | | |
| US | 2018/0028144 | A1 | 01.02.2018 | US | 2015/0351651 | A1 | |
| | | | | US | 2015/0351653 | A1 | |
| | | | | US | 2015/0351650 | A1 | |
| | | | | WO | 2015/187229 | A1 | |
| | | | | CN | 106456032 | A | |
| JP | 2010-259679 | A | 18.11.2010 | (ファミリーなし) | | | |