

(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11月2日(02.11.2017)



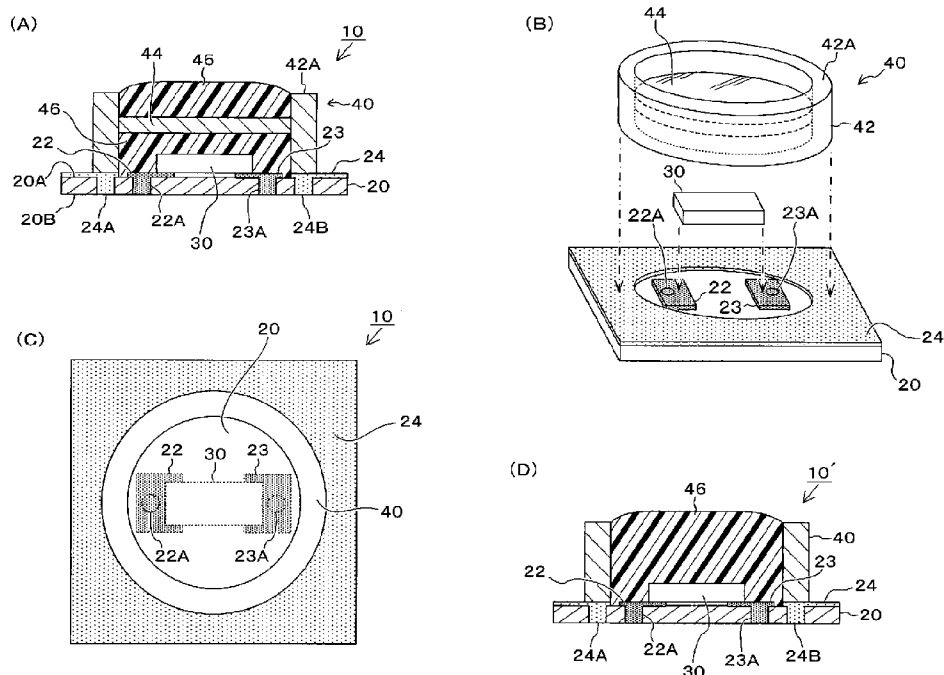
(10) 国際公開番号

WO 2017/187710 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/004690
- (22) 国際出願日: 2017年2月9日(09.02.2017)
- (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 2016-090079 2016年4月28日(28.04.2016) JP
特願 2016-159758 2016年8月16日(16.08.2016) JP
特願 2016-225514 2016年11月18日(18.11.2016) JP
- (71) 出願人: 太陽誘電株式会社(TAIYO YUDEN CO., LTD.) [JP/JP]; 〒1100005 東京都台東区上野 6丁目16番20号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 小林 啓一 (KOBAYASHI Keiichi); 〒1100005 東京都台東区上野 6丁目16番20号 太陽誘電株式会社内 Tokyo (JP). 石黒 隆 (ISHIGURO Takashi); 〒1100005 東京都台東区上野 6丁目16番20号 太陽誘電株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 梶原 康稔, 外 (KAJIHARA Yasutoshi et al.); 〒3320016 埼玉県川口市幸町 3-9-31-201 Saitama (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,

(54) Title: VIBRATION WAVEFORM SENSOR AND PULSE WAVE DETECTOR

(54) 発明の名称: 振動波形センサ及び脈波検出装置



(57) **Abstract:** Provided is a vibration waveform sensor that is highly sensitive and that uses a piezoelectric element, wherein generation of hum noise is inhibited without being short circuited and reliability is improved by disposing on a substrate (20) a pair of conductive pads (22, 23) and a piezoelectric element (30) having terminal electrodes connected to said conductive pads and further by encircling the conductive pads and the piezoelectric element with a ring-shaped conductive spacer (40). On the inner side of the spacer (40), a substantially disk-shaped cover part (44) is provided so as to

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, 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, 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:

- 一 国際調査報告(条約第21条(3))

cover the pair of conductive pads (22, 23) and the piezoelectric element (30). The spacer (40) has a substantially H-shaped cross-section in a direction orthogonal to the substrate (20). Silicone resin (46) is filled in the inner side of the spacer (40), as necessary. Hum noise is reduced since a continuous surface of the cover part (44) blocks the hum noise coming from the top surface of the piezoelectric element (30). A conductive film (24) is provided in the area on the substrate (20) except for the area encircled by the spacer (40).

(57) 要約: 圧電素子を用いた高感度な振動波形センサにおいて、短絡することなくハムノイズの発生を抑制するとともに、信頼性の向上を図るため、基板(20)上に一对の導電パッド(22, 23)と、これらに端子電極が接続された圧電素子(30)を設け、これらの周囲を、導電性を有するリング状のスペーサ(40)で囲う。前記スペーサ(40)の内側には、前記一对の導電パッド(22, 23)及び前記圧電素子(30)を覆うように、略円板状の被覆部(44)が設けられている。スペーサ(40)は、基板(20)と直交する断面形状が略H型となっている。前記スペーサ(40)の内側には必要に応じてシリコン樹脂(46)が充填される。前記被覆部(44)が、圧電素子(30)の上面からのハムノイズを連続した面で遮断するため、ハムノイズが低減する。前記基板(20)上であって前記スペーサ(40)で囲まれた領域以外には導電膜(24)が設けられる。

明 細 書

発明の名称： 振動波形センサ及び脈波検出装置

技術分野

[0001] 本発明は、脈拍などの各種の振動の波形を計測する振動波形センサとそれを利用した脈波検出装置に関し、更に具体的には、圧電素子を利用したセンサにおけるハムノイズ対策と、脈波検出装置の測定の容易化に関するものである。

背景技術

[0002] 脈波の連続測定による健康管理をうたい文句にしたセンサデバイスの中で、圧電素子を利用した振動波形センサというものが考案されている。圧電素子を利用した振動波形センサとしては、例えば、下記特許文献1に記載の動脈硬化評価装置がある。前記特許文献1には、生体の1箇所において動脈を伝わる脈波を検出する第1の検出手段と、前記生体の動脈の血流速度を測定する第2の検出手段と、前記第2の検出手段で得られた血流速度に基づいて第1の波形を特定する第1波形特定手段と、前記第1の検出手段によって検出された脈波から前記第1の波形を差し引いて第2の波形を得る第2の波形決定手段と、前記第1の波形及び第2の波形の振幅強度から動脈硬化度を評価する評価手段と、を備えた動脈硬化評価装置が開示されている。そして、前記第1の検出手段として、圧電トランスジューサを用いることが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2010/024417号パンフレット

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、圧電素子を用いた方式では、脈波が探しやすく分解能の高い波形が得られるなどの特長がある反面、電灯線からのハムノイズ（交流電

源の周波数を起因とするノイズ)を拾いやすいといった課題があった。このハムノイズの発生は、交流電源がある限り避けられず、また、高感度な圧電センサを用いる以上、その影響を受けるのも避けられなかった。

[0005] そこで、ハムノイズの発生を避けるための対策として、従来は、導電シールドを施していた。具体的には、導電性のシートをセンサ周りに貼り付けることで対策していた。しかし、この方法では、圧電素子の上面に対しては、構造上シートを貼ることができないため、十分なハムノイズ対策ができなかった。圧電素子の上面に対して導電シールドを施せない理由は、この部分は、センサの耐湿性や防水性を維持するために、あるいは直接指に当たって脈波振動を捉えるため被験者が痛みを感じないようにするために、樹脂でコーティングする必要がある、また、圧電素子の回りは回路の短絡を防ぐために絶縁性が要求されるからである。つまり、従来構造では、圧電素子の上面は絶縁性の樹脂でコーティングされることが必須で、これは言い換えると、この部分には導電シールドを施せないことになる。

[0006] 一方、圧電素子を使用した方式のセンサで、動脈壁からの脈波振動を検出するには、その微弱な振動を他のノイズなどと切り離して検出するため、センサモジュール全体にかかる重量への制約が大きい。具体的には、モジュール全体で5 g以下程度に抑える必要がある。また、測定の際には、テープで指先に巻き付けるなどして「ぶら下げた」状態にする必要があった。このような測定の仕方は、測定作業の煩わしさからして測定に困難を生じていた。

[0007] 本発明は、以上のような点に着目したもので、その目的は、圧電素子を用いた高感度な振動波形センサにおいて、ハムノイズの発生を抑制するとともに、損傷しにくく信頼性の向上を図ることである。

[0008] 他の目的は、前記振動波形センサを用いて、より簡便に脈波を測定可能な脈波検出装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明の振動波形センサは、基板と、前記基板上に形成された一対の導電

パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、前記基板上にあって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成された導電性を有するスペーサと、を備えるとともに、前記スペーサは、前記基板と反対側の縁部よりも低い位置に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの上方を連続的に覆う被覆部を有することを特徴とする。

[0010] 主要な形態の一つは、前記スペーサは、前記基板と直交する断面の形状が、H型ないしM型であることを特徴とする。他の形態の一つは、前記スペーサが、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周囲を囲むように形成されたことを特徴とする。更に他の形態は、前記スペーサは、枠状またはリング状であって、枠またはリングの内周面に前記被覆部を有することを特徴とする。あるいは、前記スペーサで囲まれた領域内に、シリコン樹脂を充填したことを特徴とする。

[0011] 更に他の形態の一つは、前記スペーサが、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドを挟むように配置された一对のスペーサ部材と、該一对のスペーサ部材に架けて設けられた前記被覆部と、からなることを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記スペーサで挟まれた領域内に、シリコン樹脂を充填したことを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記基板上の、前記スペーサ及び被覆部が設けられた部分以外の領域に、導電膜が形成されていることを特徴とする。

[0012] 他の発明の振動波形センサは、基板と、前記基板上に形成された一对の導電パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、前記基板上であって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成されたスペーサと、前記

基板上に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドを覆うように形成された絶縁性樹脂と、前記絶縁性樹脂を覆うように形成された導電層と、を備えたことを特徴とする。

[0013] 主要な形態の一つは、前記スペーサが、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周囲を囲むように形成されたことを特徴とする。他の形態の一つは、前記スペーサは、枠状またはリング状であることを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記絶縁性樹脂及び前記導電層が、前記スペーサで囲まれた領域内に形成されていることを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記基板上の、前記スペーサ及び前記絶縁性樹脂が設けられた領域以外の領域に、導電膜が形成されていることを特徴とする。

[0014] 更に他の形態の一つは、前記導電層が、導電性粒子を含む樹脂であることを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記スペーサは、外面が導電体で形成されていることを特徴とする。

[0015] 本発明の脈波検出装置は、前記いずれかの振動波形センサと、該振動波形センサが配置される受部を有する筐体と、前記振動波形センサと前記受部の間に設けられており、前記振動波形センサを、前記筐体の受部において支持する弾性を有する支持手段と、を備えたことを特徴とする。

[0016] 主要な形態の一つは、前記支持手段が、前記振動波形センサを、前記基板の側面で支持することを特徴とする。他の形態の一つは、前記支持手段が、前記基板の側面の全周を支持することを特徴とする。更に他の形態の一つは、前記支持手段が、前記基板の側面を複数箇所支持することを特徴とする。本発明の前記及び他の目的、特徴、利点は、以下の詳細な説明及び添付図面から明瞭になろう。

発明の効果

[0017] 本発明の振動波形センサによれば、基板と、前記基板上に形成された一对の導電パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装さ

れた圧電素子と、前記基板上にあって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成された導電性を有するスペーサと、を備えるとともに、前記スペーサは、前記基板と反対側の縁部よりも低い位置に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの上方を連続的に覆う被覆部を有することとした。このため、より確実にハムノイズの遮断が可能になるとともに、損傷しにくく信頼性が向上する。

[0018] 他の発明の振動波形センサによれば、基板と、前記基板上に形成された一对の導電パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、前記基板上であって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成されたスペーサと、前記基板上に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドを覆うように形成された絶縁性樹脂と、前記絶縁性樹脂を覆うように形成された導電層と、を備えることとした。このため、導電層が圧電素子の上面からのハムノイズを遮断しながら、圧電素子周りの回路の絶縁性は得られるため、回路破壊（短絡）することなく、ハムノイズを低減できる振動波形センサが得られる。

[0019] 更に、本発明の脈波検出装置によれば、前記いずれかに記載の振動波形センサを、筐体の受部に、弾性を有する支持手段を介して支持することとしたので、被測定者が指先を振動波形センサに押し付けるといった簡便な動作で、ぶら下がった状態でありながらセンサに指先が密着するため、簡単に脈波を検出することができるという効果がある。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明の実施例1及び従来例の振動波形センサを示す図であり、(A)は実施例1の断面図、(B)は実施例1の組立図、(C)は実施例1を基板の実装面側から見た平面図、(D)は比較例の振動波形センサの断面図である。

[図2]前記実施例1の振動波形センサを用いたシステム構成を示す図であり、(A)は全体の装置構成を示しており、(B)及び(C)は回路構成を示す図である。

[図3]脈の動きと皮膚の振動の様子を示す図である。

[図4]従来例の振動波形センサと実施例1の振動波形センサにおけるハムノイズの一例を示す図である。

[図5]前記実施例1の変形例を示す図であり、(A)～(E)は振動波形センサの他の構成例を示し、(F)は振動波形センサの取付例を示す。

[図6]本発明の実施例2の振動波形センサを示す図であり、(A)は断面図、(B)は組立図、(C)は基板の実装面側から見た平面図である。

[図7]従来例の振動波形センサと実施例2の振動波形センサにおけるハムノイズの一例を示す図である。

[図8]前記実施例2の変形例を示す図である。

[図9]本発明の実施例3を示す図であり、(A)は振動波形センサ（センサモジュール）の断面図、(B)は振動波形センサの組立図、(C)は振動波形センサを主面側からみた平面図、(D)は前記(B)を#A－#A線に沿って切断し矢印方向から見た脈波検出装置の断面図である。

[図10]前記実施例3と従来技術による脈波検出装置の全体構成を示す図であり、(A)は実施例3の脈波検出装置を示し、(B)は従来例の脈波検出装置を示す。

[図11]前記実施例3の変形例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0021] 以下、本発明を実施するための最良の形態を、実施例に基づいて詳細に説明する。

実施例 1

[0022] 最初に、図1～図4を参照しながら本発明の実施例1を説明する。本実施例は、本発明の振動波形センサを、脈波センサに適用した例である。図1(A)～(C)は、本実施例を示す図であり、(A)は振動波形センサの断面図、(B)は分解図、(C)は基板の実装面側から見た平面図である。図1(D)は、従来例の振動波形センサの断面図である。図2は、本実施例の振動波形センサを用いたシステム構成を示す図であり、(A)は全体の装置構成を示す図、(B)及び(C)は

回路構成を示す図である。図3は、脈の動きと皮膚の振動の様子を示す図である。図4は、従来例の振動波形センサと本実施例の振動波形センサにおけるハムノイズの一例を示す図である。これらの図において、振動波形センサ10は、基板20の主面20A上に圧電素子30が配置されており、この圧電素子30の周囲をスペーサ40で覆った構成となっている。

[0023] 本実施例では、スペーサ40は、略リング状であって、リング部42と、該リング部42の高さ方向のほぼ中央部に設けられた略円板状の被覆部44を有している。すなわち、スペーサ40は、基板20と直交する断面において、図1(A)に示すように、略H型となっている。図示の例では、前記基板20とリング部42と被覆部44によって囲まれた空間には、圧電素子30を覆うようにシリコン樹脂46が充填されている。また、前記リング部42の縁部側と被覆部44で形成された空間にも、シリコン樹脂46が設けられている。

[0024] 以上の各部のうち、前記基板20は、圧電素子30を固定支持するとともに、その電極の引出や信号増幅を行うためのもので、ガラスエポキシやセラミックなどによって形成されている。前記基板20の寸法の一例を示すと、12mm角で厚さ1mm程度である。前記基板20の一方の主面には、中央付近に一对の導電パッド22、23が適宜間隔で配置されており、その周囲には導電膜24が形成されている。前記導電パッド22、23の双方に、圧電素子30が接続している。前記導電パッド22、23は、前記基板20を厚み方向に貫通するスルーホール22A、23Aによって、前記基板20の他方の主面20Bに引き出され、図示しない一对の外部導体に接続されている。前記圧電素子30は、図示の例では長方形をしており、圧電体と該圧電体に形成された一对の図示しない端子電極を有している。そして、前記一对の端子電極の各々が、ハンダ等によって前記一对の導電パッド22、23に接合され、前記基板20の一方の主面20A上に実装されている。

[0025] このように、導電パッド22、23と、スルーホール22A、23Aと、図示しない外部導体によって、基板20の他方の主面20B側に設けられた

アンプ（後述）などと圧電素子 30 とが接続されている。圧電素子 30 としては、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）が使用されるが、特に材質は問わず、適切な感度（圧電定数、容量）を持つものが使用できる。例えば、上記基板 20 が 12 mm 角の大きさの場合、前記圧電素子 30 としては、 $0.6 \times 0.3 \text{ mm} \sim 3.2 \times 1.6 \text{ mm}$ 程度のものであれば、どのようなものであってもよい。

[0026] 次に、前記圧電素子 30 の周囲には、該圧電素子 30 と前記一对の導電パッド 22, 23 の周囲を囲うように、リング状のスペーサ 40 が設けられており、該スペーサ 40 は、前記導電膜 24 と電氣的に接合している。また、導電膜 24 は、スルーホール 24A, 24B によって基板 20 の他方の主面 20B 側に引き出されている。前記スペーサ 40 は、例えば、ステンレスによって形成されて導電性を有しており、接触する人体の皮膚等との間でグラウンド電位を共通にするとともに、前記皮膚等の振動を導入して、更に、前記基板 20 に導入する振動導入体として機能する。

[0027] 皮膚の振動は、前記スペーサ 40 に伝達されるとともに、スペーサ 40 から基板 20 に伝達される。基板 20 は、振動体としても機能し、スペーサ 40 から伝達された振動は、圧電素子 30 に伝達されるようになっている。前記スペーサ 40 は、硬質で導電性を有するものであれば、金属に限定されるものではなく、例えば、硬質プラスチックの表面に金属めっきを施したものであってもよい。このように硬質で導電性を有するスペーサ 40 をはさむことによって、脈波振動が確実に伝わるとともに、電氣的ノイズをグラウンドに逃がすことができるため、より品位の高い脈波信号が得られる。これが振動波形センサの基本的な構造であり、振動脈波は、図 3 に簡略化して示すように、導電性を有するスペーサ 40 を通して基板 20 経由で圧電素子 30 に伝わる。前記圧電素子 30 は、この振動を検知して電圧に変換し、脈波信号として解析装置等に出力する。

[0028] 振動波形センサ 10 の基本的な構造は以上の通りであるが、本実施例では、空気中の湿度や体内からの発汗に対処するために、圧電体 30 とスペーサ

４０の被覆部４４の間と、リング部４２の端部４２Ａ側と被覆部４４の間を、それぞれ絶縁性の高いシリコン樹脂４６で埋めている。この際、前記端部４２Ａが露出してさえいれば、埋めるシリコン樹脂４６の量は問わない。シリコン樹脂４６を使用するのは、当然、コートする部品間（圧電素子及び導電パッドとスペーサ）をショートさせない必要があるからである。また、スペーサ４０のリング部４２と被覆部４４が設けられている部分以外の領域がハムノイズの影響を受けるのを避けるために、図１（Ａ）～（Ｃ）に示すように、導電膜２４を設けて電磁的にシールドを行い、ハムノイズの発生を抑える。

[0029] なお、前記シリコン樹脂４６を前記端部４２Ａ側に充填する量は、前記端部４２Ａが露出していけばよいが、図１（Ａ）に示すように、前記シリコン樹脂４６が凸状に盛られる形にすると、被験者がセンサの装着の際に痛みを感じず、なおかつ脈波の取得には影響を与えないので好ましい。

[0030] 以上のような振動波形センサ１０は、図２（Ａ）に示すように、人体の指などの適宜位置に、医療用固定テープ１２等によって、前記スペーサ４０が人体の皮膚ＢＤに当たるように装着される。なお、振動波形センサ１０を装着する部位は、腕であってもよく、装着方法も、面ファスナーを利用して巻きつけるようにしてもよい。

[0031] 次に、図３を参照して、振動波形センサ１０の基本的な動作を説明する。図３（Ａ）～（Ｃ）は、人体中の血管ＢＶを脈波が伝達する様子が示されている。脈波とは、心臓の拍動に伴って身体組織のある部分への血液の流入によって生じる容積変化を体表面から波形として捉えたものをいう。なお、図３では、理解を容易にするために、振動波形センサ１０の構造を簡略化して示している。前記図３では、血管ＢＶの容積が大きい部分をＨＰとして示しており、左側から右側に脈波が伝達している。前記脈波は、皮膚ＢＤを介して振動波形センサ１０のスペーサ４０に伝わる。スペーサ４０の振動は、更に、基板２０を振動させ、これが圧電素子３０に伝達される。すると、圧電素子３０が変位し、脈波の振動が電気信号に変換される。これが、基板２０のアンプにより増幅されて出力される。なお、出力される波形信号は、主に圧電素

子30の長辺方向（長辺方向）の変位に基づくものである。図4(B)には、本実施例の振動波形センサにおけるハムノイズの一例が示されている。

[0032] 図2(A)～(C)には、本実施例の振動波形センサ10を使用した波形解析システムの一例が示されている。図2(A)には、全体の構成が示されており、前記振動波形センサ10はメインボード50に接続されており、メインボード50は、無線通信用のUSB(Universal Serial Bus) Dongle 60を介して波形解析装置100に接続されている。

[0033] 図2(B)には、各部の回路構成が示されている。振動波形センサ10は、上述した圧電素子30の出力側が、基板20の裏面（主面20B）側に設けられたインスツルメンテーションアンプ（高入力インピーダンスの作動増幅器）26の入力側に接続されており、このインスツルメンテーションアンプ26の出力が振動波形センサ10の出力となって、メインボード50の入力側に接続されている。

[0034] メインボード50の入力側にはプログラマブルアンプ52が設けられており、その出力側は、A/D変換器53を介して送信モジュール54に接続されている。すなわち、プログラマブルアンプ52によって増幅された脈波の波形信号がA/D変換器53でデジタル信号に変換されて、送信モジュールから送信されるようになっている。送信モジュール54としては、電波や赤外線を利用した公知の各種の近距離無線通信の規格に対応したものが利用できる。例えば、BLE(Bluetooth(登録商標) Low Energy)のような低電力で通信が可能な規格を利用する。メインボード50には、ボタン電池などの電源58が設けられており、これからメインボード50の各部に駆動用の電力が供給されるとともに、振動波形センサ10にも駆動電力が供給されている。

[0035] USB Dongle 60は、前記メインボード50から送信された信号を波形解析装置100が取り込むためのもので、受信モジュール62とUSBインターフェイス64を備えている。なお、前記メインボード50から送信された信号を波形解析装置100が直接受信できれば、USB Dongle 60は不

要である。なお、USB Dongle 60は、波形解析装置100によるメインボード50の動作制御にも利用される。

[0036] 次に、波形解析装置100は、PC（パソコン）、スマートフォン、タブレット型PCなどによって構成されており、図2(C)に示すように、CPU 102、データメモリ110、プログラムメモリ120、ディスプレイ104を備えている。プログラムメモリ120に格納されているプログラムはCPU 102で実行される。このとき、データメモリ110に格納されているデータが参照される。演算結果は、データメモリ110に格納されるとともに、ディスプレイ104に表示される。このような基本的な動作は、一般的なものでいづれも公知である。

[0037] データメモリ110には、USB Dongle 60で受信した波形データ112が格納される。また、CPU 102による演算結果である演算データ114も格納される。プログラムメモリ120には、ノイズ除去プログラム122、波形解析プログラム124、不整脈検出プログラム126、アラートプログラム128が用意されている。スマートフォンの場合は、これらのプログラムはアプリとして用意される。

[0038] これらのうち、ノイズ除去プログラム122は、波形データ112に含まれているノイズを除去するためのプログラムで、脈波のピーク値が予め設定したしきい値を超えたときに、外乱が発生したとして、波形をピークホールドすることによって、外乱の影響を低減する信号処理を行う。波形解析プログラム124は、脈波の波形中に含まれる $P_a \sim P_e$ 波に対して、 P_b/P_a 、 P_c/P_a 、 P_d/P_a 、 P_e/P_a 、 $(P_b - P_c - P_d - P_e)/P_a$ (Aging Index) などの解析値の演算を行う。不整脈検出プログラム126は、脈波におけるパルス間隔からパルスの抜けを不整脈として検出する。アラートプログラム128は、前記波形解析プログラム124による解析結果が予め設定したしきい値を超えたとき、前記不整脈検出プログラム126によって不整脈が検出されたときなどに、その旨を警報として出力する。

[0039] 本実施例の圧電素子30によって検出された脈波（速度脈波）を1階微分

すると加速度脈波が得られるが、この加速度脈波の振幅を縦軸にし、横軸を時間にして表したパルス波形には、 $P_a \sim P_e$ 波が含まれる。前記波形解析プログラム 124 は、前記 1 階微分や、前記 $P_a \sim P_e$ 波に基づく演算を行う。なお、前記 $P_a \sim P_e$ 波の意義は次のとおりである。

P_a 波：収縮初期陽性波（指突容積脈波の収縮期前方成分）

P_b 波：収縮初期陰性波（同上）

P_c 波：収縮中期再上昇波（指突容積脈波の収縮期後方成分）

P_d 波：収縮後期再下降波（同上）

P_e 波：拡張初期陽性波（指突容積脈波の拡張期成分）

[0040] また、波形解析プログラム 124 では、加速度脈波の平均波形を算出し、加速度脈波に含まれる複数の波形の波高成分を用いて、波高比 P_b / P_a 、 P_c / P_a 、 P_d / P_a 、 P_e / P_a や、 $(P_b - P_c - P_d - P_e) / P_a$ などの演算が行われる。前記演算結果の意義は、例えば、以下の文献に記述されている。

a, Takazawa et al, 「Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform」 Hypertension., August 1998

b, Junichiro Hashimoto et al, 「Pulse wave velocity and the second derivative of the finger photoplethysmogram in treated hypertensive patients: their relationship and associating factors」 Journal of Hypertension 2002, Vol 20 No 12

[0041] 不整脈検出プログラム 126 は、パルス間隔をみて、あるべき位置にパルスが存在しないときに、不整脈と判断する。また、図 2 (A) のスマートフォンディスプレイや、波形解析装置 100 のディスプレイ 104 には、例えば、検出脈波や、これを前記波形解析装置で解析した結果等が表示される。

[0042] 次に、本実施例の全体の動作を説明する。圧電素子 30 から出力された脈波信号は、インスツルメンテーションアンプ 26 で増幅された後、メインボード 50 に入力される。メインボード 50 では、プログラマブルアンプ 52

で更に信号が増幅された後、A/D変換器53でデジタル信号に変換された後、送信モジュール54から送信される。送信された脈波信号は、USB Dongle 60の受信モジュール62で受信され、USBインターフェイス64から波形解析装置100に入力される。

[0043] 波形解析装置100では、入力データがデータメモリ110に波形データ112として格納される。CPU102でノイズ除去プログラム122が実行されると、波形データ112に対して、予め設定したしきい値を超える外乱があったときは、波形をピークホールドしてノイズを除去する。CPU102で波形解析プログラム124が実行されると、波形から $P_a \sim P_e$ 波が検出されるとともに、上述した P_b/P_a , P_c/P_a , P_d/P_a , P_e/P_a , $(P_b - P_c - P_d - P_e)/P_a$ などの演算が行われ、演算結果は演算データ114としてデータメモリ110に格納されるとともに、ディスプレイ104に表示される。また、CPU102で不整脈検出プログラム126が実行され、不整脈が検出される。更に、前記演算結果がしきい値を超えていたり、不整脈が検出されたりしたときは、アラートプログラム128によってその旨の警報が、光や音として出力される。

[0044] 図4には、従来品と本発明品の振動波形センサによるハムノイズが示されている。図4の横軸は時間、縦軸はハムノイズレベル（出力電圧）である。従来品の構造は、図1(D)に示す通りであり、振動波形センサ10'は、スペーサ40に被覆部44が設けられていない構造であり、この従来品のハムノイズが図4(A)に示されている。図4(B)は本実施例の振動波形センサにおけるハムノイズである。これらのハムノイズを比べると、本実施例の振動波形センサ10では、スペーサ40の内側に被覆部44を設けて、圧電素子30の上面を連続する導電性の面で覆っているため、圧電素子30の上面からのハムノイズを良好に遮断していることが確認できる。

[0045] このように、実施例1によれば、次のような効果がある。

(1)基板20上に設けられた一対の導電パッド22, 23と、これらに端子電極が接続された圧電素子30の周囲を、導電性を有するスペーサ40で囲い

、前記スペーサ４０のリング部４２の内側に、前記一对の導電パッド２２、２３及び前記圧電素子３０の上方を覆うように、円板状の被覆部４４を設けることとした。このため、前記被覆部４４が、圧電素子３０の上面からのハムノイズをより確実に遮断しつつ、圧電素子３０回りの回路の絶縁性が得られるため、回路を破壊（短絡）することなく、ハムノイズが低減される。また、基板２０上の前記スペーサ４０及び被覆部４４以外の部分を導電膜２４で覆っているため、より確実な電磁シールドが可能となる。

(2)前記スペーサ４０が金属で形成されているため、電氣的ノイズをグランドに逃がすことができ、より品位の高い脈波信号が得られる。

(3)前記スペーサ４０で囲まれた領域内にシリコン樹脂４６を充填することとしたので、圧電素子３０を保護するとともに、センサ使用時の刺激を低減することができる。また、耐湿性や耐水性も向上する。更に、前記シリコン樹脂４６として、カーボン等の粉体を配合していない純粋なシリコン樹脂を用いることができるため、指などに多くの回数接触しても損傷しにくく信頼性が高い。

[0046] <変形例>・・・次に、図５を参照して、本実施例の変形例を説明する。

上述した実施例では、スペーサ４０の内側に、被覆部４４の上下にシリコン樹脂４６を充填することとしたが、これも一例であり、例えば、図５(A)に示す振動波形センサ１０Ａのように、被覆部４４と圧電素子３０の間の空間のシリコン樹脂４６の充填を省略してもよい。また、図５(B)に示す振動波形センサ１０Ｂのように、被覆部４４とリング部４２の端部４２Ａ側のシリコン樹脂４６の充填を省略するようにしてもよいし、図５(C)に示す振動波形センサ１０Ｃのように、スペーサ４０の内側にシリコン樹脂４６を全く充填しなくてもよい。本実施例では、被覆部４４により電磁的のみならず、物理的に圧電素子３０の上面が遮蔽されるため、必ずしもシリコン樹脂によるコートは必要ではなくなる。従って、いずれの形態とするかは、想定される使用環境等に応じて適宜設計すればよい。更に、図５(D)に示す振動波形センサ１０Ｄのように、断面が必ずしも完全なＨ型である必要はなく、リング部４２側

から中央に向けて深くなる窪みを形成するように、被覆部48の外周側が湾曲した形状、すなわち、断面略M字型としてもよい。この場合も、被覆部48の両側にシリコン樹脂を設けるか否かは、必要に応じて適宜設計変更可能である。

[0047] 更に、上述した実施例では、リング状のスペーサ40を用いることとしたが、これも一例であり、角柱状のスペーサとしてもよいし、直接皮膚等に触れられる構造を取っていれば対向する2辺のみを接着した角柱であってもよい。図5(E)に示す振動波形センサ200では、基板20上に、一对の板状のスペーサ202, 204が、一对の導電パッド22, 23及び圧電素子30を挟むように立設されており、これらの間に長方形の被覆部206を設けて、圧電素子30及び導電パッド22, 23の上方を被覆している。図示の例では、圧電素子30と被覆部206の間と、被覆部206と一对のスペーサ202, 204の端部側に、それぞれシリコン樹脂46が充填されているが、これも、図5(A)~(C)に示す例と同様に、シリコン樹脂の充填の有無は、必要に応じて適宜変更してよい。本例の振動波形センサ200も、基板20及び一对のスペーサ202, 204に直交する断面において、スペーサ202, 204及び被覆部206によりH型が形成されている。

[0048] 図5(F)の振動波形センサ220は、スマートフォンやタブレットPCなどの電子機器に設けた例である。振動波形センサ220は、基板230上のリング状のスペーサ232が電子機器の筐体222から露出するように、防水・防塵シール材234によって固定されている。前記基板230は、電子機器のマザーボード224に対して、はんだバンプ226によって振動可能に支持されている。振動波形センサ220の波動波形信号は、マザーボード224上の回路に取り込まれる。

実施例 2

[0049] 次に、図6及び図7を参照しながら本発明の実施例2を説明する。本実施例も、本発明の振動波形センサを、脈波センサに適用した例である。図6は、本実施例を示す図であり、(A)は振動波形センサの断面図、(B)は分解図、(

C)は基板の実装面側から見た平面図である。なお、上述した実施例1と同一又は対応する構成要素には、同一の符号を用いることとする（以下の実施例についても同様）。図7は、従来例の振動波形センサと本実施例の振動波形センサにおけるハムノイズの一例を示す図である。これらの図において、振動波形センサ70は、基板20の主面20A上に圧電素子30が配置されており、この圧電素子30の周囲をスペーサ72で覆い、該スペーサ72の内側に形成されたキャビティ74内に、絶縁性樹脂76と導電性樹脂78を設けた構成となっている。

[0050] 以上の各部のうち、前記基板20は、圧電素子30を固定支持するとともに、その電極の引出や信号増幅を行うためのもので、ガラスエポキシやセラミックなどによって形成されている。前記基板20の寸法の一例を示すと、12mm角で厚さ1mm程度である。前記基板20の一方の主面には、中央付近に一对の導電パッド22、23が適宜間隔で配置されており、その周囲には導電膜24が形成されている。前記導電パッド22、23の双方に、圧電素子30が接続している。前記導電パッド22、23は、前記基板20を厚み方向に貫通するスルーホール22A、23Aによって、前記基板20の他方の主面20Bに引き出され、図示しない一对の外部導体に接続されている。前記圧電素子30は、図示の例では長方形をしており、圧電体と該圧電体に形成された一对の図示しない端子電極を有している。そして、前記一对の端子電極の各々が、ハンダ等によって前記一对の導電パッド22、23に接合され、前記基板20の一方の主面20A上に実装されている。

[0051] このように、導電パッド22、23と、スルーホール22A、23Aと、図示しない外部導体によって、基板20の他方の主面20B側に設けられたアンプ（後述）などと圧電素子30とが接続されている。圧電素子30としては、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）が使用されるが、特に材質は問わず、適切な感度（圧電定数、容量）を持つものが使用できる。例えば、上記基板20が12mm角の大きさの場合、前記圧電素子30としては、 $0.6 \times 0.3 \text{ mm} \sim 3.2 \times 1.6 \text{ mm}$ 程度のものであれば、どのような

ものであってもよい。

[0052] 次に、前記圧電素子 30 の周囲には、該圧電素子 30 と前記一对の導電パッド 22、23 の周囲を囲うように、リング状のスペーサ 72 が設けられており、該スペーサ 72 は、前記導電膜 24 と電氣的に接合している。また、導電膜 24 は、スルーホール 24A、24B（図 1(A) 参照）によって基板 20 の他方の主面 20B 側に引き出されている。前記スペーサ 72 は、例えば、ステンレスによって形成されて導電性を有しており、接触する人体の皮膚等との間でグラウンド電位を共通にするとともに、前記皮膚等の振動を導入して、更に、前記基板 20 に導入する振動導入体として機能する。

[0053] 皮膚の振動は、前記スペーサ 72 に伝達されるとともに、スペーサ 72 から基板 20 に伝達される。基板 20 は、振動体としても機能し、スペーサ 72 から伝達された振動は、圧電素子 30 に伝達されるようになっている。このスペーサ 72 によって図 6(C) に示すように、キャビティ 74 が形成されている。前記スペーサ 72 は、硬質で導電性を有するものであれば、金属に限定されるものではなく、例えば、硬質プラスチックの表面に金属めっきを施したものであってもよい。このように硬質で導電性を有するスペーサ 72 をはさむことによって、脈波振動が確実に伝わるとともに、電氣的ノイズをグラウンドに逃がすことができるため、より品位の高い脈波信号が得られる。振動脈波は、前記実施例 1 において図 3 に示した通り、導電性を有するスペーサ 72 を通して基板 20 を経由して、圧電素子 30 に伝わる。前記圧電素子 30 は、この振動を検知して電圧に変換し、脈波信号として解析装置等に出力する。

[0054] 振動波形センサ 70 の基本的な構造は以上の通りであるが、空気中の湿度や体内からの発汗に対処するために、圧電体 30 とスペーサ 72 の間を、シリコンなどの絶縁性樹脂 76 で埋めている。この際、前記スペーサ 72 の端部が露出してさえいれば、埋める絶縁性樹脂 76 の量は問わない。前記絶縁性樹脂 76 は、通常は絶縁性の高いシリコンなどの物質が使われる。これは、当然、コートする部品間（圧電素子及び導電パッドとスペーサ）をショー

トさせない必要があるからである。また、このままの構成ではハムノイズの影響を受けるため、図6(A)～(C)に示すように、導電膜24を設けて電磁的にシールドを行い、ハムノイズの発生を抑える。

[0055] 本発明では、更にハムノイズの発生を抑えるために、前記キャビティ74内の樹脂部の構成を、図6(A)に示すように二重構造としている。すなわち、前記絶縁性樹脂76の上に、導電性樹脂78を設けた構造となっている。前記導電性樹脂78は、例えば、信越シリコン製のKE3494などが用いられる。前記KE3493は、通常のシリコン中に、導電性のカーボンが分散されたもので、硬化後は電氣的に導電性を示す。なお、ここで示した導電性樹脂78は一例であり、軟質の導電膜を形成できるものであれば、公知の各種の材料を用いることができる。なお、前記導電性樹脂78を前記キャビティ74に埋める量は、前記スペーサ72の端部が露出していればよいが、図6(A)に示すように、前記絶縁性樹脂76の上に設けたときに、導電性樹脂78が凸状に盛られる形にすると、被験者がセンサの装着の際に痛みを感じず、なおかつ脈波の取得には影響を与えないので好ましい。

[0056] 以上のような振動波形センサ70は、前記実施例1と同様の方法で、人体の皮膚BDにスペーサ72が当たるように装着される。振動波形センサ70の基本的な動作は、前記実施例1において図3(A)～(C)を用いて説明した通りである。本実施例の振動波形センサ70を用いた波形解析システムの構造や回路構成、全体の動作も、上述した実施例1と同様である。

[0057] 図7には、従来品と本発明品の振動波形センサにおけるハムノイズが示されている。図7の横軸は時間、縦軸はハムノイズレベルである。従来品の構造は、図6(A)に示す振動波形センサ70から、絶縁性樹脂76と導電性樹脂78を除いた構造であり、この従来品のハムノイズが図7(A)に示されている。図7(B)は本実施例の振動波形センサにおけるハムノイズである。これらのハムノイズを比べると、本実施例の振動波形センサ70では、スペーサ72の内側に絶縁性樹脂76と導電性樹脂78を設けて、圧電素子の上面を覆っているため、圧電素子30の上面からのハムノイズを良好に遮断しているこ

とが確認できる。

[0058] このように、実施例2によれば、次のような効果がある。

(1)基板20上に設けられた一对の導電パッド22, 23と、これらに端子電極が接続された圧電素子30の周囲を、導電性を有するスペーサ72で囲い、前記スペーサ72の内側のキャビティ74に、前記一对の導電パッド22, 23及び前記圧電素子30を覆うように、絶縁性樹脂76を設け、更に、絶縁性樹脂76を覆うように導電性樹脂78を設けることとした。このため、前記導電性樹脂78が圧電素子30の上面からのハムノイズを遮断しつつ、圧電素子30回りの回路の絶縁性は得られるため、回路を破壊（短絡）することなく、ハムノイズが低減される。

(2)前記スペーサ72が金属で形成されているため、電氣的ノイズをグランドに逃がすことができ、より品位の高い脈波信号が得られる。

[0059] <変形例>・・・次に、図8を参照して、本実施例の変形例を説明する。

前記図6及び図7に示した実施形態では、リング状のスペーサ72を用いることとしたが、これも一例であり、角柱状のスペーサとしてもよいし、直接皮膚等に触れられる構造を取っていれば対向する2辺のみを接着した角柱であってもよい。図8(A)に示す振動波形センサ300では、基板20上に、一对の板状のスペーサ302, 304が、一对の導電パッド22, 23及び圧電素子30を挟むように立設されており、これらの間に絶縁性樹脂76と導電性樹脂78を設けて、前記導電パッド22, 23及び圧電素子30を覆っている。また、図8(B)に示す振動波形センサ310のように、板状ないし棒状のスペーサ312を基板20に立設するとともに、その近傍に圧電素子30を配置し、導電パッド22, 23と圧電素子30を絶縁性樹脂76で覆い、更に、絶縁性樹脂76を導電性樹脂78で覆う構成としてもよい。このように、スペーサが対象物に接触してその振動が基板20に伝達されれば、スペーサはどのような形状であってもよい。

[0060] 前記実施例では、導電パッド22, 23及び圧電素子30を、絶縁性樹脂76と導電性樹脂78の2層の樹脂で覆うこととしたが、例えば、図8(C)に

示す振動波形センサ 70A のように、3 層構造とし、前記導電性樹脂 78 を更に覆うように、シリコンなどの絶縁性樹脂 80 を設けてもよい。この場合、前記導電性樹脂 78 は、直接触れることはないため、金属粒子を含むものであっても、金属アレルギーの人が使用することができる。本実施例の振動波形センサも、前記実施例 1 において、図 5 (F) に示したように、スマートフォンやタブレット PC などの電子機器に設けるようにしてもよい。

実施例 3

[0061] 次に、図 9 及び図 10 を参照しながら本発明の実施例 3 を説明する。図 9 (A) は振動波形センサ (センサモジュール) の断面図、図 9 (B) は振動波形センサの組立部、図 9 (C) は振動波形センサの主面側から見た平面図、図 9 (D) は前記 (B) を # A - # A 線に沿って切断し矢印方向から見た脈波検出装置の断面図である。図 10 は、実施例 3 と従来技術による脈波検出装置の全体構成を示す図であり、(A) は実施例 3 の脈波検出装置を示し、(B) は従来の脈波検出装置を示す。

[0062] これらの図において、脈波検出装置 400 のセンサモジュールとして、前記実施例 1 の振動波形センサ 10 を用いている。振動波形センサ 10 の構造は、実施例 1 の通りのため説明を省略する。以上のような振動波形センサ 10 は、従来は、図 10 (B) に示すように、人体の指などの適宜位置に、医療用固定テープ 12 等によって、前記スペーサ 40 が指先の皮膚 BD に当たるように装着される。そして、図 10 (B) に示すように「ぶら下げた状態」で測定を行っていた。しかしながら、このような計測では、振動波形センサ 10 をぶら下げ状態に装着する手間がかかり、簡易に脈波を測定することができない。また、仮に、振動波形センサ 10 を机の上などにおいて、指先を押し付けたとしても、振動波形センサ 10 は、より重量の重いもの (この場合は机) の振動を拾ってしまい、脈波を正確に検出することができない。

[0063] そこで、本発明では、図 9 (D) 及び図 10 (A) に示すように、脈波検出装置 400 の筐体 402 に設けた受部 404 に、弾性を有する支持手段 406 を介して、振動波形センサ 10 を宙づり状態に取り付ける。本実施例では、正

方形の基板 20 の側面 20C ~ 20F の全周に、例えば、弾性体であるゴムからなる支持手段 406 を、接着剤により接合し、更に、前記支持手段 406 を、前記筐体 402 の受部 404 に、接着剤により接合している。前記支持手段 406 は、弾性を有するためサスペンション部材として機能し、筐体 402 を台に置いて指先を振動波形センサ 10 に押し付けたときでも、振動波形センサ 10 が台の振動を拾うことなく、指先から脈波を検出することができる。

[0064] すなわち、被測定者が、人差し指を、この筐体 402 上に乗った振動波形センサ 10 に強く押し付けることで、振動波形センサ 10 は、ぶら下がった状態でありながら、スペーサ 40 との間に十分な密着力を得られる。このようにして得られた脈波波形は、図 10 (B) に示す従来の計測方法と同等であった。前記支持手段 406 として使用する部材は、ゴム以外でも弾性力のあるものであれば使用可能である。好ましくは、バネ定数（スプリングレート）で 0.5 ~ 7.0 N/mm であるとよいが、この範囲を外れるものであっても、同様の効果を奏するものであれば、本発明の支持手段として利用可能である。例えば、素材自体が弾力性を有するシートを用いてもよいし、形状により弾性体として機能する金属スプリングなどが使用可能である。以上のような振動波形センサ 10 の基本的な動作、脈波検出装置 400 を用いた波形解析システムの全体構成や各部の回路構成は、上述した実施例 1 と同様である。

[0065] 次に、本実施例の全体の動作を説明する。被測定者が、台の上に設置された脈波検出装置 400 の振動波形センサ 10 に、図 10 (A) に示すように指を押し当てると、脈波がスペーサ 40 及び基板 20 を介して圧電素子 30 に伝達する。このとき、振動波形センサ 10 が、弾性体からなる支持体 406 により筐体 402 の受部 404 に支持されているため、振動波形センサ 10 は、設置台などの振動を拾うことなく、押し付けられた指先から伝わる脈波を検出する。圧電素子 30 が、伝達された振動を脈波信号として出力した後の波形解析処理手順は、上述した実施例 1 と同様である。

[0066] このように実施例3によれば、次のような効果がある。

(1)基板20、圧電素子30及びスペーサ40からなる振動波形センサ10を、脈波検出装置400の筐体402の受部404に、弾性材料からなる支持手段406を介して宙づり状態で支持することとした。このため、被測定者が、指先を振動波形センサ10に押し付けるといった簡便な動作で、ぶら下がった状態ながらセンサに指先が密着するため、簡単に脈波を検出することができるという効果がある。

(2)基板20の側面部分を、支持手段406により支持することとしたので、基板20に重量がかからず、振動波形センサ10に接触するもの以外の振動を拾いにくくなり、脈波を確実に検出することができる。

(3)前記スペーサ40が金属で形成されているため、電氣的ノイズをグランドに逃がすことができ、より品位の高い脈波信号が得られる。

[0067] <変形例>・・・次に、図11を参照して実施例3の変形例を説明する。

上述した形態は、センサモジュールとして実施例1の振動波形センサ10を用いることとしたが、これも一例であり、図11(A)に示す脈波検出装置400Aのように、実施例2の振動波形センサ70を利用してもよい。また、図9及び図10の例では、支持手段406が、基板20の側面20C～20Fの全周を支持することとしたが、これも一例であり、同様の効果を奏する範囲内で適宜設計変更可能である。例えば、図11(B)に示す脈波検出装置400Bのように、振動波形センサ410の円形の基板420の側縁を3点で、支持手段430により支持してもよい。また支持する位置や数も、同様の効果を奏する範囲内で、必要に応じて変更・増減が可能である。

[0068] また、前記実施形態では、振動波形センサ10の基板20の側面を支持手段406が支持することとしたが、これも一例であり、図11(C)に示す脈波検出装置400Cのように、基板20の主面20Bの縁部分を支持手段406により支持してもよいし、図11(D)に示す脈波検出装置400Dのように、基板20の主面20Bと筐体102の底面403の間に支持手段440を設けて、前記振動波形センサ10を支持してもよい。

[0069] なお、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において種々変更を加え得ることができる。例えば、以下のものも含まれる。

(1)前記実施例 1 及び実施例 2 では、脈波を測定対象としたが、本発明の振動波形センサの測定対象は脈波に限定されるものではなく、呼吸や他の公知の各種の波形を対象としてよい。例えば、エンジンやモータの振動波形を解析するといった具合である。

(2)前記実施例 1 では、振動波形センサ 10 とメインボード 50 とを分けたが、両者を一体としてもよいし、更には波形解析装置 100 も一体の構成としてよい。また、前記実施例では、USB ドングルを使用して BLE による送受信を行ったが、波形解析装置がメインボードとの間で信号を送受信できる機能を備えていれば、USB ドングルは不要である。また、信号の送受信は、BLE に限らず、各種の規格を適用してよい。

(3)前記実施例で示した波形解析の演算式も一例であり、必要に応じて各種の演算を行ってよい。

[0070] (4)前記実施例 1 では、金属製のスペーサ 40 を用いることとしたが、これも一例であり、スペーサは硬質で導電性を有するものであれば、金属製でなくてもよい。例えば、樹脂やセラミックなどの絶縁体の表面に導電膜を設けたものであってもよい。実施例 2 及び実施例 3 についても同様である。

(5)前記実施例では、圧電体は一般的な PZT を用いたが、これに限定されるものではなく、同様の効果を奏する適切な感度（圧電定数，容量）を有するものであればよい。また、前記圧電素子 30 の形状や寸法も、用途等に応じて適宜変更してよい。

(6)前記実施例では、基板 20 としてガラスエポキシ樹脂を利用したが、これも一例であり、セラミックのような更に硬質のものであってもよい。

(7)前記実施例 1 では、シリコン樹脂 46 を、リング状のスペーサ 40 の内側に充填することとしたが、その厚さは適宜変更可能であり、被膜のような形態であってもよい。

[0071] (8)前記実施例2では、導電性樹脂78として、シリコン中に導電性のカーボンが分散されたものを使用した。これも一例であり、導電性を有し、かつ、軟質のものであれば、他の公知の各種の導電性材料を用いてよい。なお、金属アレルギー等を考慮すると、非金属の導電性のカーボンを用いたものが好適である。

(9)前記実施例2では、導電性樹脂78を、リング状のスペーサ72の内側に充填することとしたが、その厚さは適宜変更可能であり、被膜のような形態であってもよい。

[0072] (10)前記実施例3で示した形状、寸法、材質も一例であり、同様の効果を奏する範囲内で適宜変更可能である。例えば、前記実施例では、基板20を四角形としたが、円形としてもよい。

(11)前記実施例3では、筐体402の外側にメインボード50を設けることとしたが、これも一例であり、筐体402の内部に設けてもよい。

(12)前記実施例3では、卓上に置く筐体に振動波形センサ（センサモジュール）を設けることとしたが、これも一例であり、例えば、被測定者が握るハンドルに、弾性を有する支持手段を介して前記振動波形センサを設けるようにしても、同様の効果が得られる。

[0073] (13)前記実施例3では、支持手段406として弾性材料であるゴムを用いることとしたが、これも一例であり、金属スプリングや弾性体シートなど、弾性を有するものであれば、ゴム以外のものを用いてよい。例えば、バネ定数（スプリングレート）で0.5～7.0N/mmの範囲とすると好ましいが、この範囲を外れるものであっても、同様の効果を奏するものであれば、本発明の支持手段として利用可能である。

(14)前記実施例3では、ゴム製の支持手段406を接着剤によって、振動波形センサ10の基板20の側面20C～20Fと、筐体402の受部404の内周縁のそれぞれに接着することとしたが、これも一例であり、例えば、ネジ止めのように、公知の各種の接合方法を用いてよい。なお、基板20に重量をかけないという観点からは、接着剤による接合が好都合である。

産業上の利用可能性

- [0074] 本発明によれば、基板と、前記基板上に形成された一对の導電パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、前記基板上にあって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成された導電性を有するスペーサと、を備えるとともに、前記スペーサは、前記基板と反対側の縁部よりも低い位置に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの上方を連続的に覆う被覆部を有することとした。これにより、より確実にハムノイズの遮断が可能になるとともに、損傷しにくく信頼性が向上するため、振動波形センサの用途に適用できる。特に、皮膚に直に接触させるような脈波センサ等の用途に好適である。
- [0075] 他の発明によれば、基板と、前記基板上に形成された一对の導電パッドと、前記一对の導電パッドの各々から引き出された一对の外部導体と、圧電体と該圧電体に形成された一对の端子電極とを有し、前記一对の端子電極の各々が前記一对の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、前記基板上であって、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成されたスペーサと、前記基板上に、前記圧電素子及び前記一对の導電パッドを覆うように形成された絶縁性樹脂と、前記絶縁性樹脂を覆うように形成された導電層と、を備えることとした。
- [0076] このため、導電層が圧電素子の上面からのハムノイズを遮断しながら、圧電素子回りの絶縁性は得られるため、回路破壊（短絡）することなく、ハムノイズが低減できるため、振動波形センサの用途に適用できる。特に、樹脂でコーティングすることで接触しても痛みを感じないことから、皮膚に直に接触させるような脈波センサ等の用途に好適である。
- [0077] 更に他の発明によれば、基板、圧電素子及び振動導入体からなる振動波形

センサを、筐体の受部に、弾性体により形成される支持手段を介して浮遊状態で支持することとしたので、被測定者が指先をセンサに押し付けるといった簡便な動作で、ぶら下がった状態ながらセンサに指先が密着するため、簡単に脈波を検出することができるため、脈波計測の用途に適用できる。特に、据え置き型の脈波検出装置や解析システムの用途に好適である。

符号の説明

- [0078] 10, 10', 10A~10D : 振動波形センサ
12 : 医療用固定テープ
20 : 基板
20A, 20B : 主面
20C~20F : 側面
22, 23 : 導電パッド
22A, 23A : スルーホール
24 : 導電膜
24A, 24B : スルーホール
26 : インストルメンテーションアンプ
30 : 圧電素子
40 : スペーサ
42 : リング部
42A : 端部
44, 48 : 被覆部
46 : シリコン樹脂
50 : メインボード
52 : プログラマブルアンプ
53 : A/D変換器
54 : 送信モジュール
58 : 電源
60 : USB Dongle

62 : 受信モジュール
64 : USBインターフェイス
70, 70A : 振動波形センサ
72 : スペーサ
74 : キャビティ
76, 80 : 絶縁性樹脂
78 : 導電性樹脂
100 : 波形解析装置
102 : CPU
104 : ディスプレイ
110 : データメモリ
112 : 波形データ
114 : 演算データ
120 : プログラムメモリ
122 : ノイズ除去プログラム
124 : 波形解析プログラム
126 : 不整脈検出プログラム
128 : アラートプログラム
200 : 振動波形センサ
202, 204 : スペーサ
206 : 被覆部
220 : 振動波形センサ
222 : 筐体
224 : マザーボード
226 : はんだバンプ
230 : 基板
232 : スペーサ
234 : 防水・防塵シール材

300 : 振動波形センサ

302, 304 : スペーサ

310 : 振動波形センサ

312 : スペーサ

400, 400A~400D : 脈波検出装置

402, 402A : 筐体

403 : 底面

404, 404A : 受部

406 : 支持手段

410 : 振動波形センサ

420 : 基板

430, 440 : 支持手段

BD : 皮膚

BV : 血管

HP : 脈波

請求の範囲

- [請求項1] 基板と、
前記基板上に形成された一対の導電パッドと、
前記一対の導電パッドの各々から引き出された一対の外部導体と、
圧電体と該圧電体に形成された一対の端子電極とを有し、前記一対の端子電極の各々が前記一対の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、
前記基板上にあって、前記圧電素子及び前記一対の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成された導電性を有するスペーサと、
を備えるとともに、
前記スペーサは、前記基板と反対側の縁部よりも低い位置に、前記圧電素子及び前記一対の導電パッドの上方を連続的に覆う被覆部を有することを特徴とする振動波形センサ。
- [請求項2] 前記スペーサは、
前記基板と直交する断面の形状が、H型ないしM型であることを特徴とする請求項1記載の振動波形センサ。
- [請求項3] 前記スペーサが、
前記圧電素子及び前記一対の導電パッドの周囲を囲むように形成されたことを特徴とする請求項1又は2記載の振動波形センサ。
- [請求項4] 前記スペーサは、枠状またはリング状であって、枠またはリングの内周面に前記被覆部を有することを特徴とする請求項3記載の振動波形センサ。
- [請求項5] 前記スペーサで囲まれた領域内に、シリコン樹脂を充填したことを特徴とする請求項3又は4記載の振動波形センサ。
- [請求項6] 前記スペーサが、
前記圧電素子及び前記一対の導電パッドを挟むように配置された一対のスペーサ部材と、

該一対のスペーサ部材に架けて設けられた前記被覆部と、
からなることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の振動波形センサ。

[請求項7] 前記スペーサで挟まれた領域内に、シリコン樹脂を充填したことを特徴とする請求項 6 記載の振動波形センサ。

[請求項8] 前記基板上の、前記スペーサ及び被覆部が設けられた部分以外の領域に、導電膜が形成されていることを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の振動波形センサ。

[請求項9] 基板と、
前記基板上に形成された一対の導電パッドと、
前記一対の導電パッドの各々から引き出された一対の外部導体と、
圧電体と該圧電体に形成された一対の端子電極とを有し、前記一対の端子電極の各々が前記一対の導電パッドに接続され、前記基板上に実装された圧電素子と、
前記基板上であって、前記圧電素子及び前記一対の導電パッドの周辺に、前記圧電素子の実装高さよりも高く形成されたスペーサと、
前記基板上に、前記圧電素子及び前記一対の導電パッドを覆うように形成された絶縁性樹脂と、
前記絶縁性樹脂を覆うように形成された導電層と、
を備えたことを特徴とする振動波形センサ。

[請求項10] 前記スペーサが、
前記圧電素子及び前記一対の導電パッドの周囲を囲むように形成されたことを特徴とする請求項 9 記載の振動波形センサ。

[請求項11] 前記スペーサは、枠状またはリング状であることを特徴とする請求項 10 記載の振動波形センサ。

[請求項12] 前記絶縁性樹脂及び前記導電層が、前記スペーサで囲まれた領域内に形成されていることを特徴とする請求項 10 又は 11 記載の振動波形センサ。

[請求項13] 前記基板上の、前記スペーサ及び前記絶縁性樹脂が設けられた領域

以外の領域に、導電膜が形成されていることを特徴とする請求項 9 ～ 12 のいずれか一項に記載の振動波形センサ。

[請求項14] 前記導電層が、導電性粒子を含む樹脂であることを特徴とする請求項 9 ～ 13 のいずれか一項に記載の振動波形センサ。

[請求項15] 前記スペーサは、外面が導電体で形成されていることを特徴とする請求項 1 ～ 14 のいずれか一項に記載の振動波形センサ。

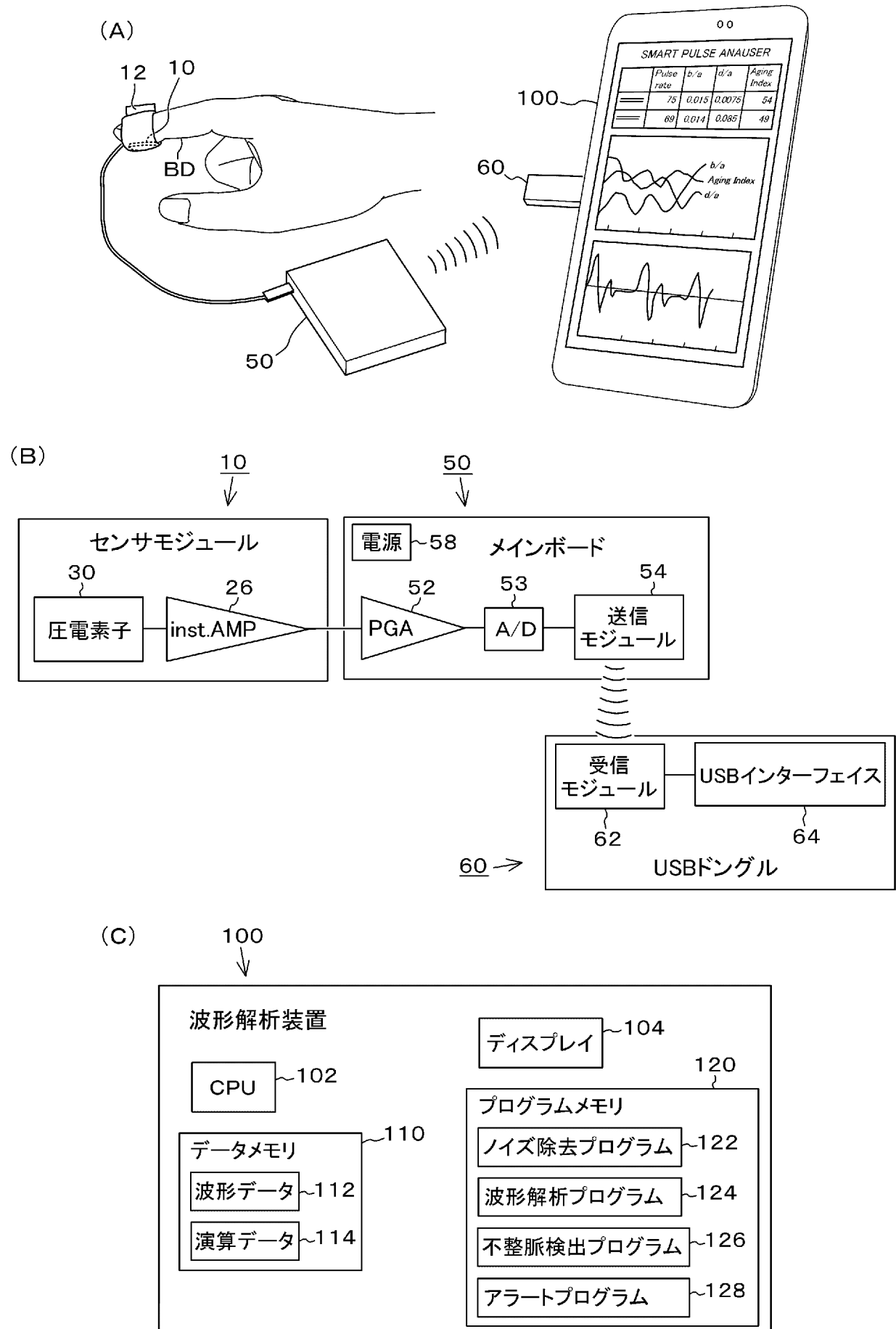
[請求項16] 請求項 1 ～ 15 のいずれか一項に記載の振動波形センサと、
該振動波形センサが配置される受部を有する筐体と、
前記振動波形センサと前記受部の間に設けられており、前記振動波形センサを、前記筐体の受部において支持する弾性を有する支持手段と、
を備えたことを特徴とする脈波検出装置。

[請求項17] 前記支持手段が、前記振動波形センサを、前記基板の側面で支持することを特徴とする請求項 16 記載の脈波検出装置。

[請求項18] 前記支持手段が、前記基板の側面の全周を支持することを特徴とする請求項 17 記載の脈波検出装置。

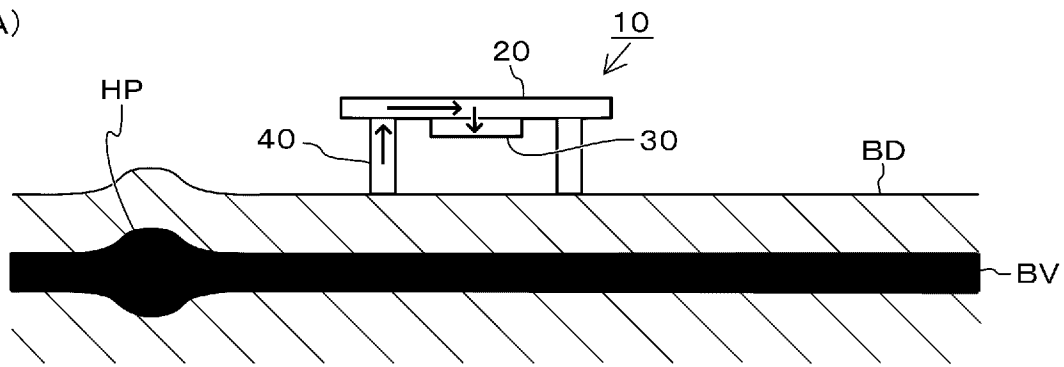
[請求項19] 前記支持手段が、前記基板の側面を複数箇所支持することを特徴とする請求項 17 記載の脈波検出装置。

[図2]

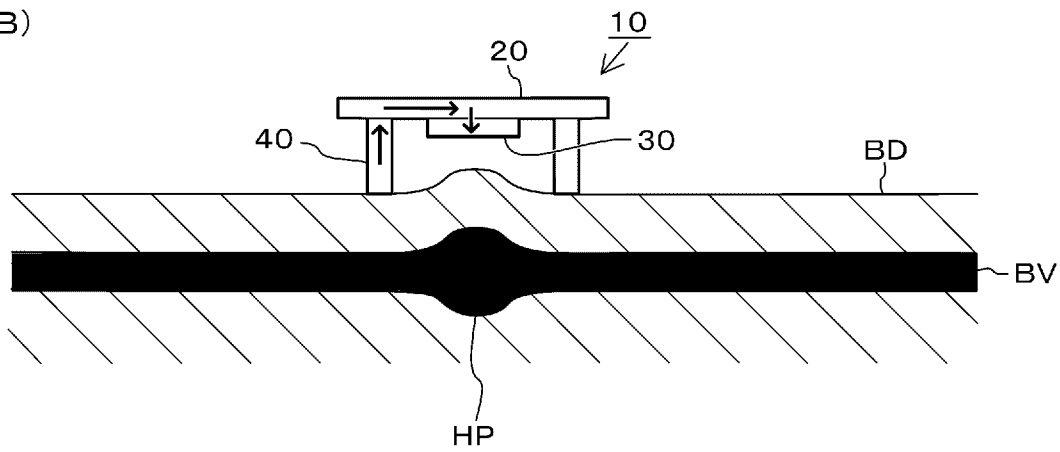


[図3]

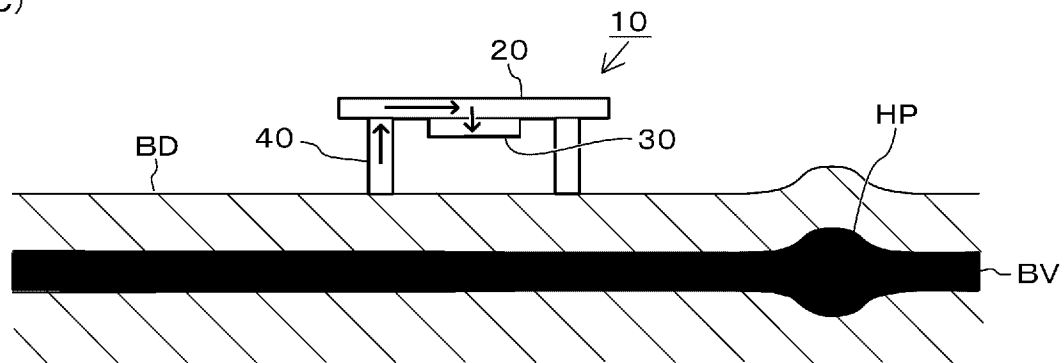
(A)



(B)

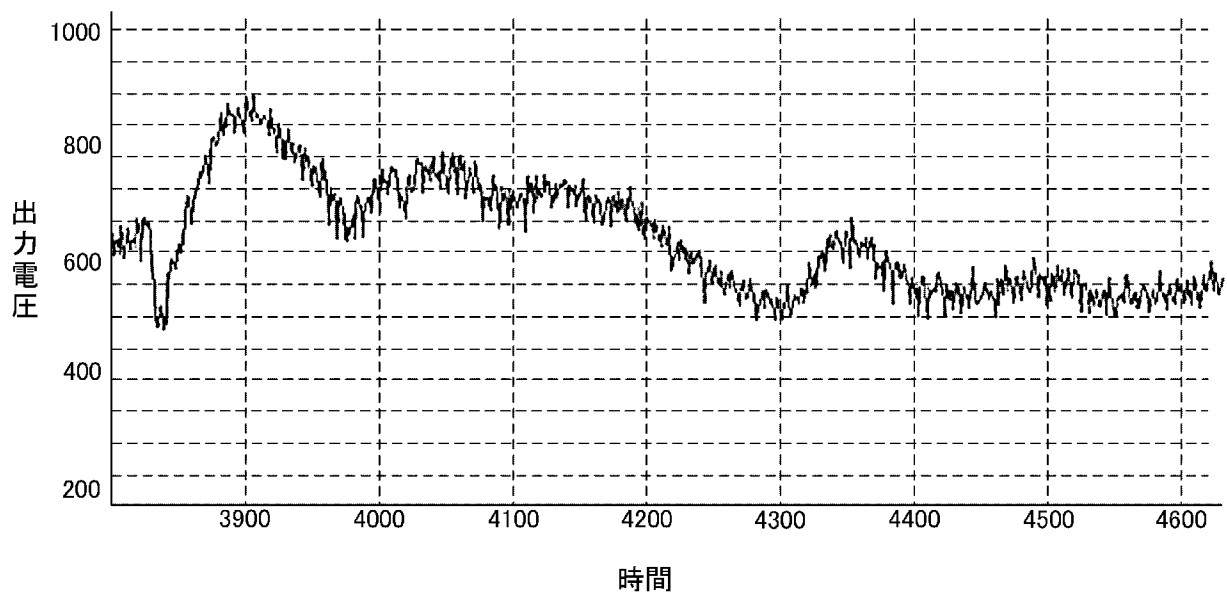


(C)

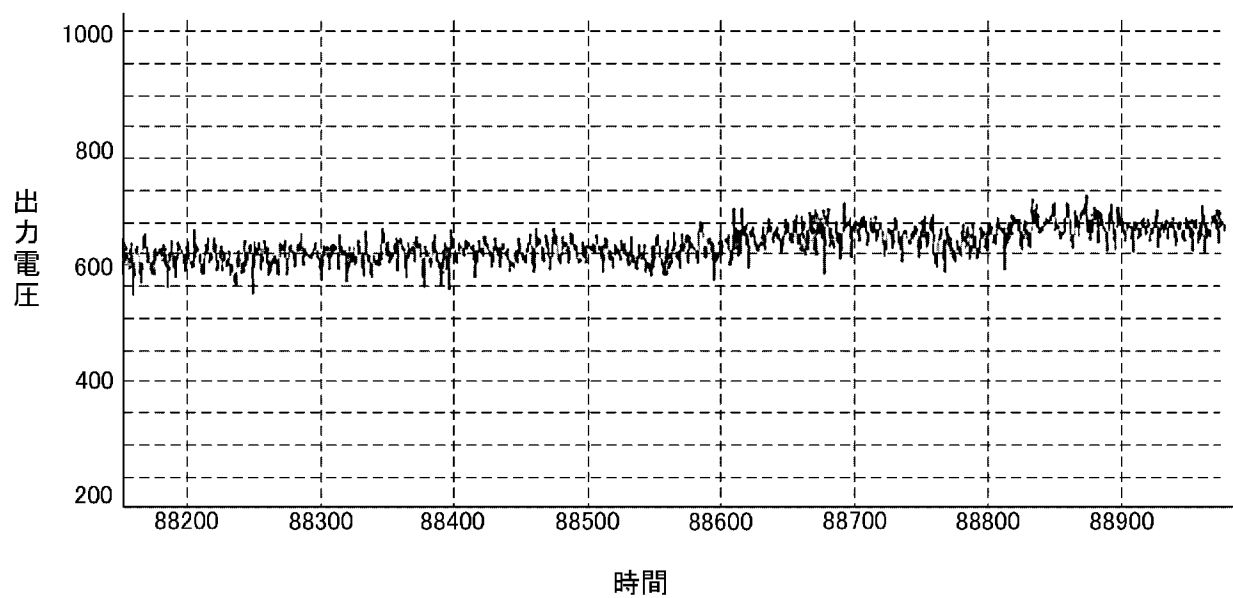


[図4]

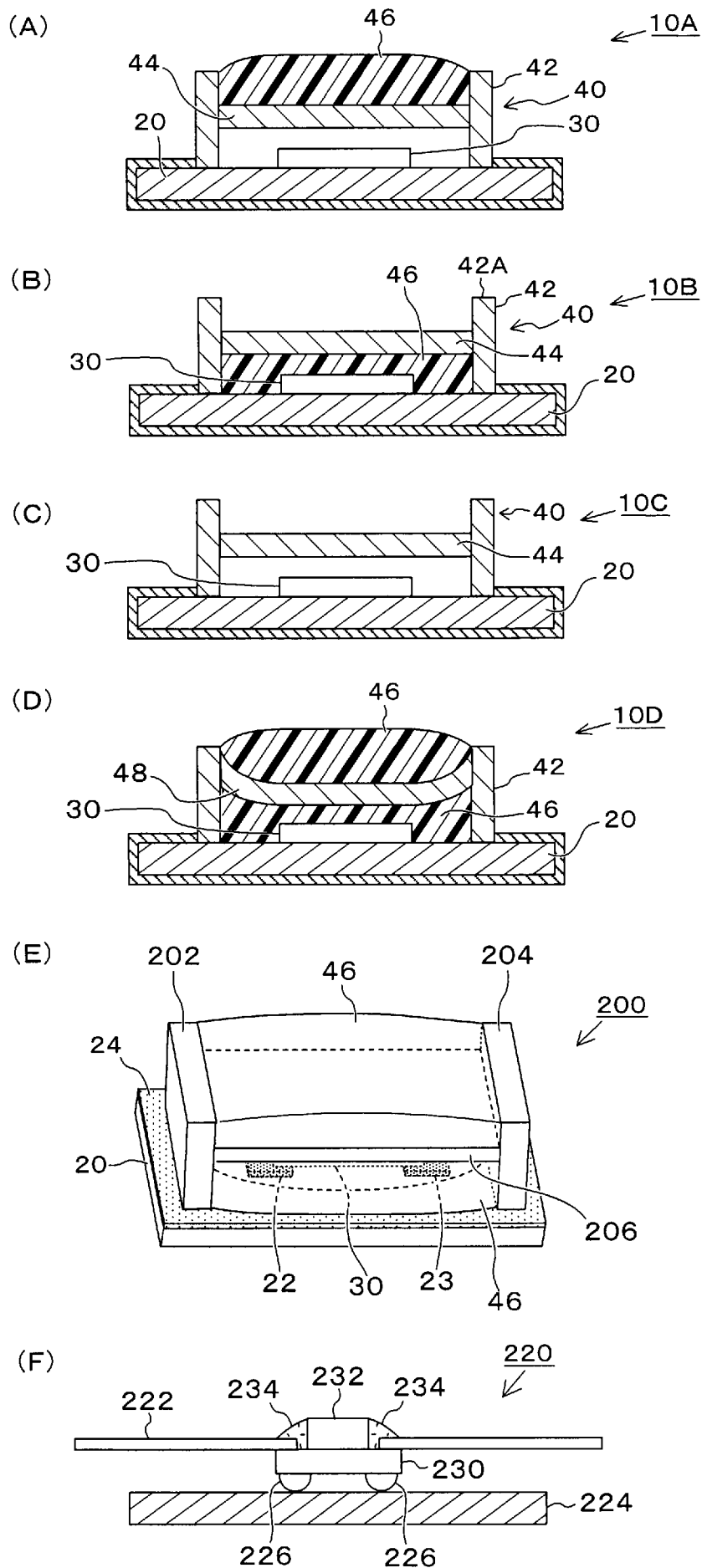
(A)



(B)

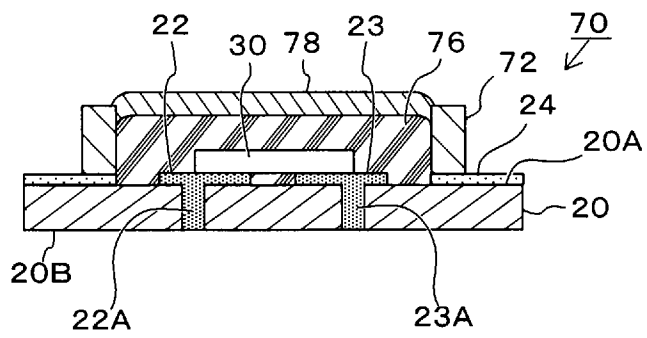


[図5]

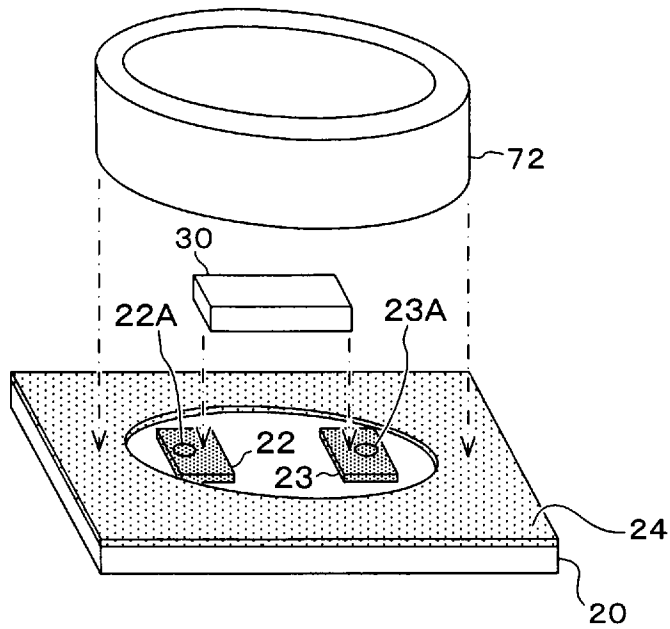


[図6]

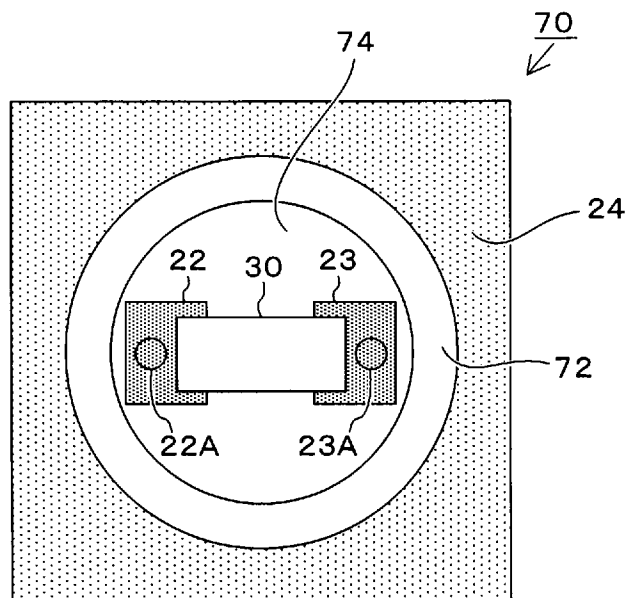
(A)



(B)

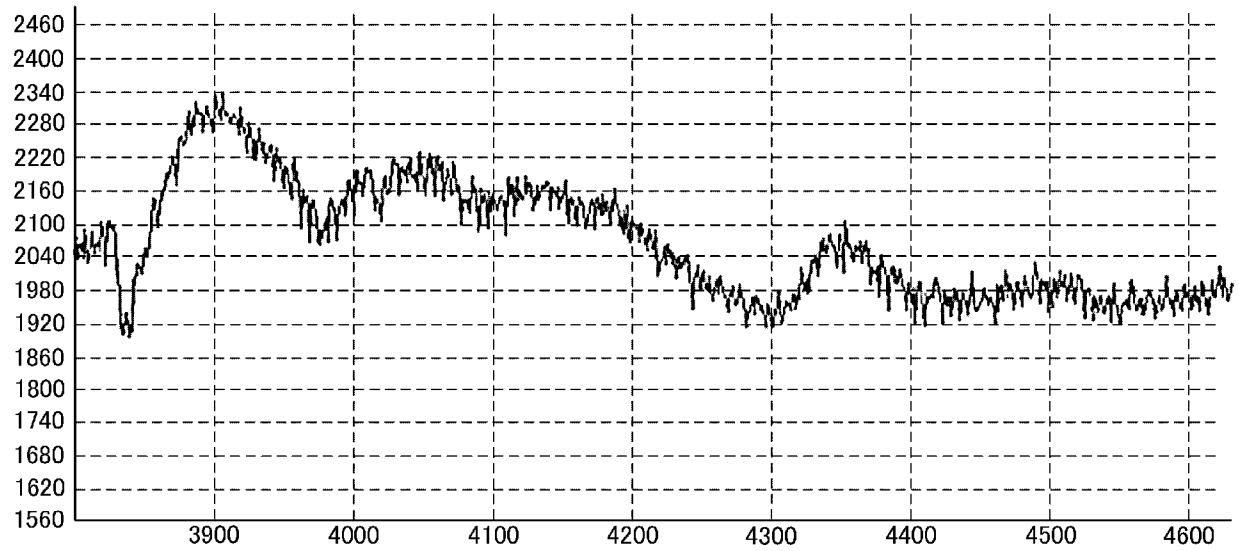


(C)

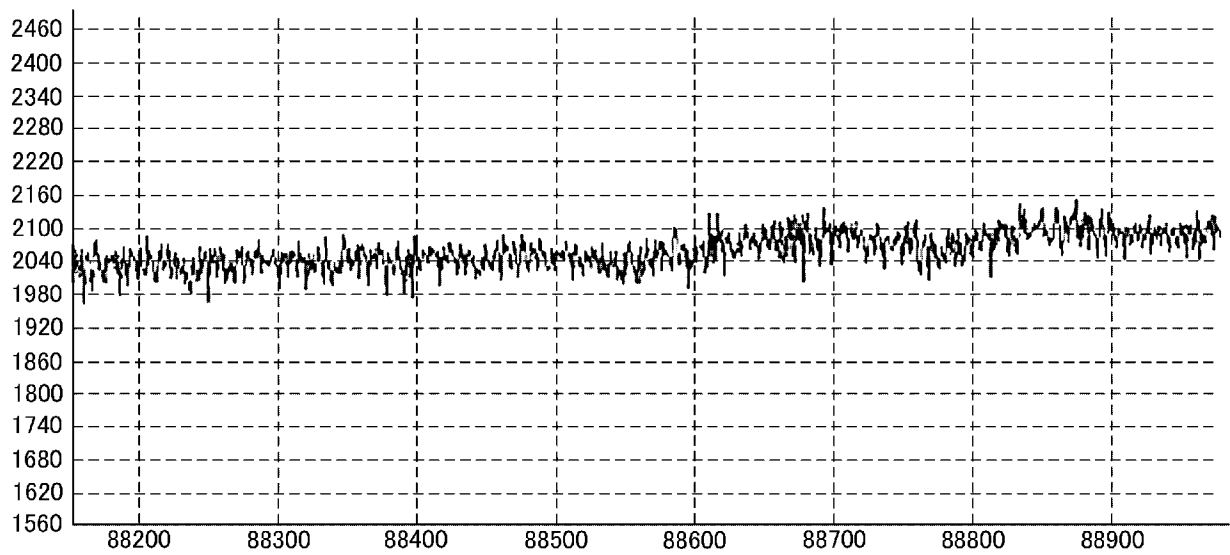


[図7]

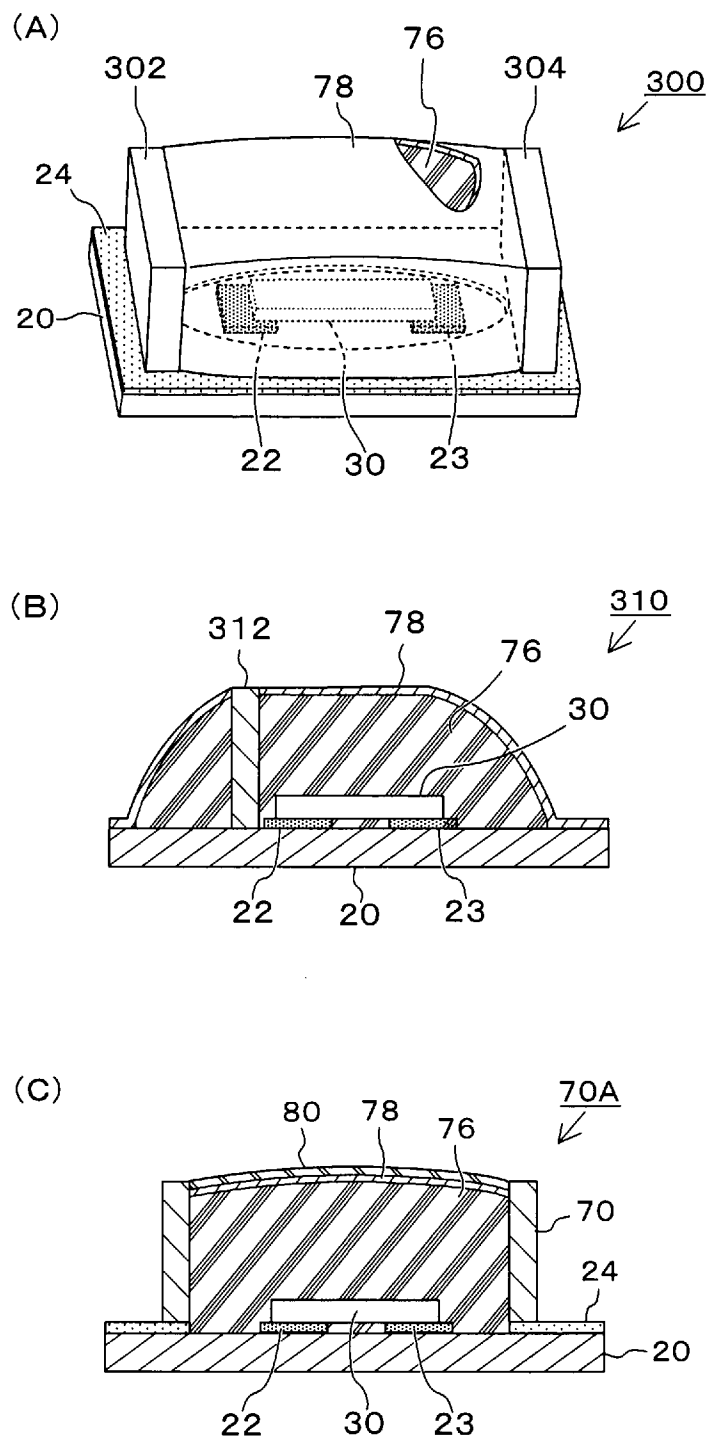
(A)



(B)

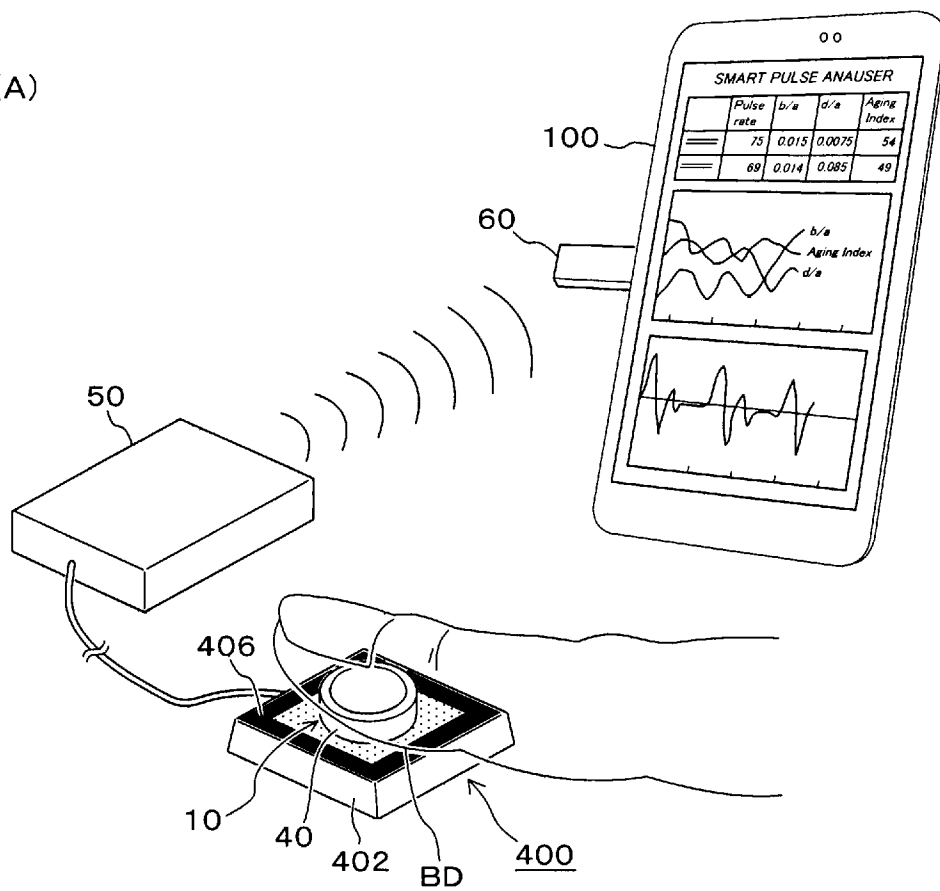


[図8]

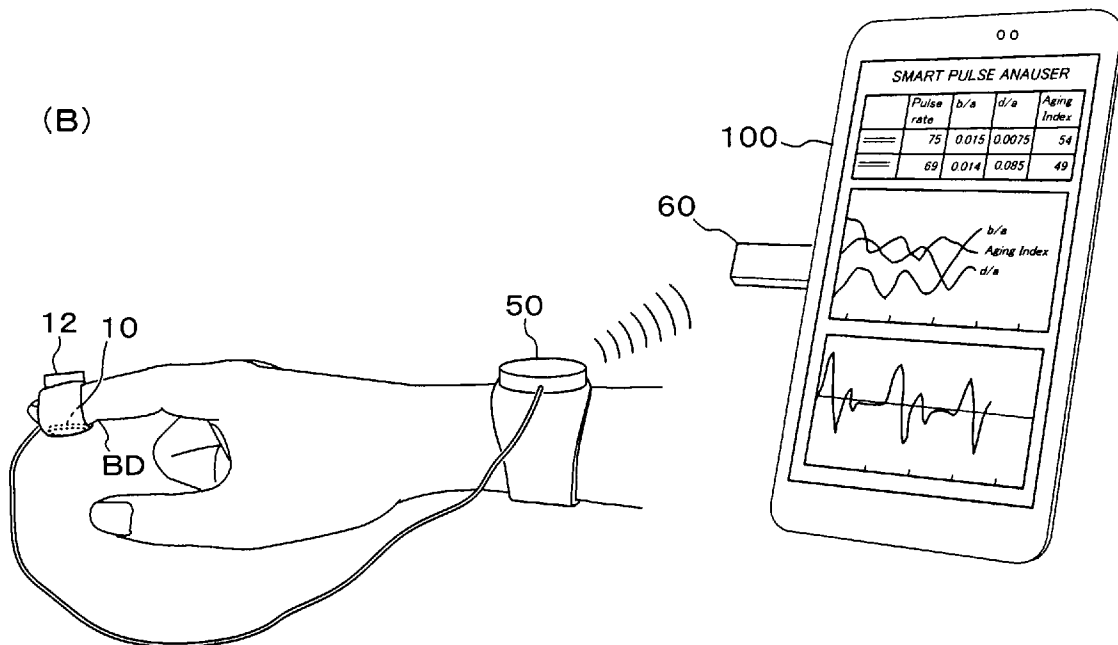


[図10]

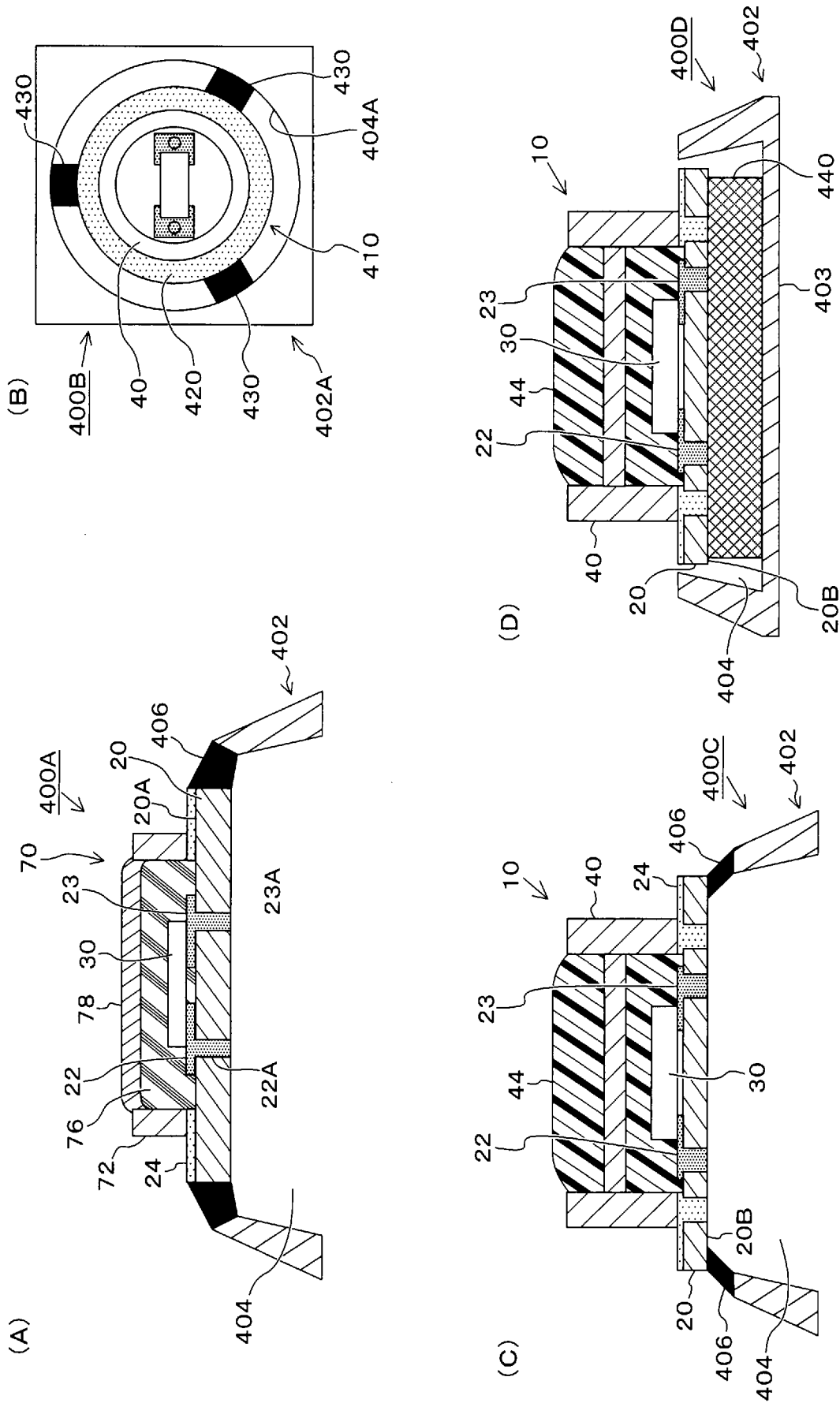
(A)



(B)



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/004690

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(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, A61B5/0245

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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 A	JP 2014-42579 A (Bifroestec Inc.), 13 March 2014 (13.03.2014), paragraphs [0027] to [0036]; fig. 1 & US 2015/0141774 A1 paragraphs [0401] to [0413]; fig. 26 & EP 2881035 A1 & CN 104507384 A	1-5, 8-15 6-7, 16-19
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 121463/1975 (Laid-open No. 34592/1977) (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 11 March 1977 (11.03.1977), pages 1 to 4; fig. 2 (Family: none)	1-5, 8, 15

☒ 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
21 March 2017 (21.03.17)

Date of mailing of the international search report
04 April 2017 (04.04.17)

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/JP2017/004690

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 2015-25769 A (Bifroestec Inc.), 05 February 2015 (05.02.2015), paragraphs [0023] to [0039]; fig. 1 & US 2015/0141774 A1 paragraphs [0210] to [0231]; fig. 1 & EP 2881035 A1 & CN 104507384 A	1-5, 8, 15
Y	JP 2003-153389 A (Seiko Instruments Inc.), 23 May 2003 (23.05.2003), paragraphs [0009] to [0022]; fig. 4 & US 2003/0201696 A1 paragraphs [0036] to [0056]; fig. 4 & EP 1312424 A2 & CN 1419895 A	1-5, 8-15
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 121464/1975 (Laid-open No. 34593/1977) (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 11 March 1977 (11.03.1977), pages 1 to 4; fig. 2 (Family: none)	5, 8-14
Y	JP 3-186247 A (Colin Electronics Co., Ltd.), 14 August 1991 (14.08.1991), pages 3 to 4; fig. 1 (Family: none)	5, 8
A	US 2011/0288436 A1 (STONE T. Robert), 24 November 2011 (24.11.2011), entire text; all drawings & WO 2011/146122 A1	1-19

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, A61B5/0245 (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, A61B5/0245

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 A	JP 2014-42579 A (ビフレステック株式会社) 2014.03.13, 段落[0027]-[0036]、図1 & US 2015/0141774 A1 段落[0401]-[0413]、図26 & EP 2881035 A1 & CN 104507384 A	1-5, 8-15 6-7, 16-19
Y	日本国実用新案登録出願50-121463号(日本国実用新案登録出願公開52-34592号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (松下電器産業株式会社) 1977.03.11, 第1-4頁、第2図 (ファミリーなし)	1-5, 8, 15

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

21.03.2017

国際調査報告の発送日

04.04.2017

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)

遠藤 直恵

2Q

3701

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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 2015-25769 A (ビフレステック株式会社) 2015.02.05, 段落[0023]–[0039]、図1 & US 2015/0141774 A1 段落[0210]–[0231]、図1 & EP 2881035 A1 & CN 104507384 A	1-5, 8, 15
Y	JP 2003-153389 A (セイコーインスツルメンツ株式会社) 2003.05.23, 段落[0009]–[0022]、図4 & US 2003/0201696 A1 段落[0036]–[0056]、図4 & EP 1312424 A2 & CN 1419895 A	1-5, 8-15
Y	日本国実用新案登録出願50-121464号(日本国実用新案登録出願公開52-34593号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (松下電器産業株式会社) 1977.03.11, 第1–4頁、第2図 (ファミリーなし)	5, 8-14
Y	JP 3-186247 A (コーリン電子株式会社) 1991.08.14, 第3–4頁、第1図 (ファミリーなし)	5, 8
A	US 2011/0288436 A1 (STONE T. Robert) 2011.11.24, 全文、全図 & WO 2011/146122 A1	1-19