(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
2019年1月24日(24.01.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/017155 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/02* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2018/024043

(22) 国際出願日： 2018年6月25日(25.06.2018)

(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 2017-142231 2017年7月21日(21.07.2017) JP

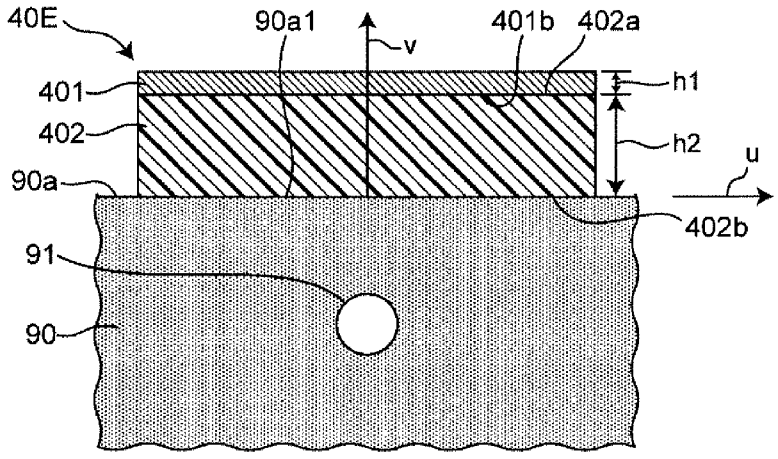
(71) 出願人: オムロン株式会社 (**OMRON CORPORATION**) [JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 Kyoto (JP). オムロンヘルスケア株式会社 (**OMRON HEALTHCARE CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 小澤 尚志 (**OZAWA, Hisashi**); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 齋藤 啓介 (**SAITO, Keisuke**); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 鎌田 啓吾 (**KAMADA, Keigo**); 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町８０１番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP). 川端 康大 (**KAWABATA, Yasuhiro**); 〒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).

(54) **Title:** BIOMETRIC ANTENNA DEVICE, PULSE WAVE MEASUREMENT DEVICE, BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE, APPARATUS, BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT METHOD, PULSE WAVE MEASUREMENT METHOD, AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称： 生体測定用アンテナ装置、脈波測定装置、血圧測定装置、機器、生体情報測定方法、脈波測定方法、および血圧測定方法

[図6]



(57) **Abstract:** This biometric antenna device is provided with: an electroconductor layer (401) that faces a site (90) to be measured in order to emit and/or receive radio waves; and a dielectric layer (402) having a predetermined relative permittivity and attached along an opposing surface (401b) facing the site (90) to be measured, of the electroconductor layer or of a base material on which the electroconductor layer is mounted and which extends in parallel with the electroconductor layer. In a state where a second surface (402b) of the dielectric layer (402) on the side opposite a first surface (402a) running along the electroconductor layer (401) comes into contact with an outer surface (90a) of the site (90) to

WO 2019/017155 A1

[続葉有]

(74) 代理人：山尾 憲人，外 (YAMAO, Norihito et al.)；〒5300017 大阪府大阪市北区角田町８番１号梅田阪急ビルオフィスタワー青山特許事務所 Osaka (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, JO, 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：

— 国際調査報告（条約第21条(3)）

be measured, the dielectric layer (402) maintains a fixed distance between the outer surface (90a) of the site (90) to be measured and the electroconductor layer (401).

(57) 要約：この発明の生体測定用アンテナ装置は、電波の発射および／または受信のために被測定部位（９０）に対向される導電体層（４０１）と、この導電体層、または、この導電体層を搭載しこの導電体層と平行に延在する基材のうち、被測定部位（９０）に対向する対向面（４０１ｂ）に沿って取り付けられた、予め定められた比誘電率をもつ誘電体層（４０２）とを備える。誘電体層（４０２）のうち、導電体層（４０１）に沿った側の第１面（４０２ａ）とは反対の側の第２面（４０２ｂ）が被測定部位（９０）の外面（９０ａ）に当接された装着状態で、誘電体層（４０２）は、被測定部位（９０）の外面（９０ａ）と導電体層（４０１）との間の距離を一定に保つ。

明　細　書

発明の名称 ：

生体測定用アンテナ装置、脈波測定装置、血圧測定装置、機器、生体情報測定方法、脈波測定方法、および血圧測定方法

技術分野

[0001] この発明は生体測定用アンテナ装置に関し、より詳しくは、生体情報の測定のために生体の被測定部位へ向けて電波を発射し又は上記被測定部位からの電波を受信する生体測定用アンテナ装置に関する。また、この発明は、そのような生体測定用アンテナ装置を備えた脈波測定装置、血圧測定装置、および機器に関する。また、この発明は、生体の被測定部位へ向けて電波を発射し又は上記被測定部位からの電波を受信する生体情報測定方法に関する。また、この発明は、そのような生体情報測定方法を含む脈波測定方法、および血圧測定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、この種の生体測定用アンテナ装置としては、例えば特許文献１（特許第５８７９４０７号明細書）に開示されているように、被測定部位に対向される送信（発射）アンテナと受信アンテナを備え、上記送信アンテナから電波（測定信号）を被測定部位（ターゲットオブジェクト）へ向けて発射し、この被測定部位によって反射された電波（反射信号）を上記受信アンテナで受信して、生体情報を測定するものが知られている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第５８７９４０７号明細書

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、特許文献１には、被測定部位に対して上記送信アンテナと

上記受信アンテナ（適宜、これらを併せて「送受信アンテナ対」と呼ぶ。）を予め定められた距離にどのようにして配置するのか、何ら開示も示唆もされていない。例えば、被測定部位が手首である場合に、手首の外面と送受信アンテナ対との間の距離が、測定の度に変動して異なると、受信される信号レベルが変動して、生体情報を精度良く測定することができない、という問題が生ずる。

[0005] そこで、この発明の課題は、被測定部位に対して送受信アンテナ対をなす導電体層を予め定められた距離に保つことができ、したがって被測定部位からの生体情報を精度良く測定できる生体測定用アンテナ装置を提供することにある。また、この発明の課題は、そのような生体測定用アンテナ装置を備えた脈波測定装置、血圧測定装置、および機器を提供することにある。また、この発明の課題は、そのような生体測定用アンテナ装置を用いて被測定部位からの生体情報を測定する生体情報測定方法を提供することにある。また、この発明は、そのような生体情報測定方法を含む脈波測定方法、および血圧測定方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 上記課題を解決するため、この発明の生体測定用アンテナ装置は、

生体の被測定部位へ向けて電波を発射し又は上記被測定部位からの電波を受信する生体測定用アンテナ装置であって、

上記電波の発射および／または受信のために上記被測定部位に対向される導電体層と、

上記導電体層、または、上記導電体層を搭載し上記導電体層と平行に延在する基材のうち、上記被測定部位に対向する対向面に沿って取り付けられた、予め定められた比誘電率をもつ誘電体層とを備え、

上記誘電体層のうち、上記導電体層に沿った側の第１面とは反対の側の第２面が上記被測定部位の外面に当接された装着状態で、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つことを特徴とする。

[0007] 本明細書で、「被測定部位」は、上肢（手首、上腕など）、または、下肢（足首など）のような棒状の部位のほか、体幹であってもよい。

[0008] また、被測定部位の「外面」とは、外部に対して露出した面を指す。例えば、被測定部位が手首であれば、その手首の外周面またはその一部（例えば、外周面のうち周方向に関して手の平側の部分に相当する掌側面）を指す。

[0009] また、「導電体層」は、電波の発射および／または受信のために、送信アンテナ若しくは受信アンテナとして、または、公知のサーキュレータを介して送受共用アンテナとして用いられ得る。「導電体層」は、送信アンテナと、この送信アンテナからの電波を受信する受信アンテナとに区分されていてもよい。

[0010] また、誘電体層の「予め定められた比誘電率」とは、特に断らない限り、この誘電体層が空間を占める範囲にわたって均一であってもよいし、この誘電体層が空間を占める範囲内で位置に応じて変化していてもよい。

[0011] また、誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の「距離を一定に保つ」とは、上記誘電体層がスペーサであることを意味する。なお、誘電体層が可撓性を有する場合に、外力を受けて撓んだとき、その撓みによって「距離」が多少変動することは許容される意味である。

[0012] この発明の生体測定用アンテナ装置は、上記被測定部位に装着された装着状態では、上記誘電体層のうち、上記導電体層に沿った側の第１面とは反対の側の第２面が上記被測定部位の外面に当接する。この装着状態では、上記被測定部位の外面に上記導電体層が対向し、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離（厚さ方向の距離）を一定に保つ。この装着状態で、上記導電体層が送信アンテナとして用いられる場合は、上記導電体層から上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して上記被測定部位へ向けて電波が発射される。ここで、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つので、上記被測定部位に照射される信号レベルが安定する。一方、上記導電体層が受信アンテナとして用いられる場合は、上記被測定部位によって反射された電波

は上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して上記導電体層によって受信される。ここで、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つ。また、上記被測定部位の外面と上記導電体層（または上記基材）との間に上記誘電体層が介在するおかげで、生体の誘電率の変動（生体の比誘電率は５～４０程度の範囲で変動する）の影響を受け難くなる。また、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を空けることができるので、上記被測定部位の外面に対して上記導電体層が直接接触する場合に比して、電波が照射される被測定部位の範囲（面積）を広げることができる。これらの結果、受信される信号レベルが安定する。したがって、この生体測定用アンテナ装置によれば、生体情報を精度良く測定することができる。

[0013] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置は、上記導電体層または上記基材と、上記誘電体層とが、全体として、上記被測定部位の外面に沿って変形可能な可撓性を有することを特徴とする。

[0014] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、生体の被測定部位に対して装着される際に、上記導電体層または上記基材と、上記誘電体層とが、上記可撓性のおかげで、全体として、上記被測定部位の外面に沿って変形し得る。したがって、上記被測定部位の外面が湾曲している場合であっても、上記被測定部位の外面と上記誘電体層の第２面との間に空隙が生じ難くなる。この結果、上記被測定部位の外面が湾曲している場合であっても、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離が一定に保たれる。また、上記被測定部位と上記誘電体層との間の界面での電力反射が抑制される。また、上記被測定部位の外面と上記誘電体層の第２面との間に空隙が生じないので、そのような空隙による電波伝搬ロスが生じない。したがって、受信される信号レベルがさらに安定して、生体情報を精度良く測定することができる。

[0015] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率は、１から５までの範囲内に設定されていることを特徴とする。

[0016] ここで、比誘電率ε_r＝１は空気の比誘電率に相当する。比誘電率ε_r＝５は、生体の比誘電率が５～４０程度の範囲内であるから、生体（被測定部位）の比誘電率の下限に相当する。

[0017] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率（ε_r）は、１から５までの範囲内に設定されている。したがって、上記誘電体層の比誘電率（ε_r）、上記被測定部位の比誘電率が、この順に大きくなる。したがって、上記被測定部位と上記誘電体層との間の界面での電力反射が抑制される。この結果、上記受信される信号のＳＮ比が高まり、生体情報を精度良く測定することができる。

[0018] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率は、上記第１面から上記第２面へ向かって徐々に高くなっていることを特徴とする。

[0019] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率（ε_r）は、上記第１面（導電体層に沿った側の面）から上記第２面（装着状態で被測定部位に当接する側の面）へ向かって徐々に高くなっている。したがって、上記被測定部位と上記誘電体層との間の界面での電力反射が抑制される。この結果、受信される信号のＳＮ比（信号対ノイズ比）が高まり、生体情報を精度良く測定することができる。

[0020] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記誘電体層は、この誘電体層の内部に空洞を複数分散して有し、これにより、上記誘電体層の全体としての実効的な比誘電率が上記誘電体層の材料自体の比誘電率よりも低く設定されていることを特徴とする。

[0021] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記誘電体層は、この誘電体層の内部に空洞を複数分散して有する。空洞の比誘電率は、ほぼ１に等しく、上記誘電体層の材料自体の比誘電率よりも小さい。これにより、上記誘電体層の全体としての実効的な比誘電率が上記誘電体層の材料自体の比誘電率よりも低く設定されている。したがって、上記誘電体層の全体としての実効的な比誘電率を設定する自由度が増す。

[0022] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記誘電体層は、上記導電体層または上記基材の上記対向面に対応する範囲に設けられた特定部分と、上記特定部分が占める範囲を越えて帯状に延在する帯状層部分とを含み、上記特定部分と帯状層部分とを厚さ方向に積層して構成されていることを特徴とする。

[0023] ここで、「厚さ方向」とは、上記導電体層または上記誘電体層が層状に広がる方向（これを「面方向」と呼ぶ。）に対して垂直な方向を意味する。

[0024] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置は、上記誘電体層の帯状層部分が被測定部位を取り巻く態様で、上記被測定部位に装着され得る。これにより、この生体測定用アンテナ装置は、上記被測定部位に安定して装着される。

[0025] また、特に上記帯状層部分が吸湿性をもつ布からなる場合、生体の汗が被測定部位に生じたとしても、その汗は上記誘電体層のうち上記帯状層部分（吸湿性をもつ布からなる）によって吸収されて、上記被測定部位の外面と上記誘電体層の第２面との間に滞留するのが防止される。この結果、この生体測定用アンテナ装置を装着した生体（被験者）の不快感が低減される。

[0026] なお、上記「帯状層部分」は、上記被測定部位を取り巻いて装着されるベルトの一部または全部を構成していてもよい。

[0027] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置は、

上記被測定部位を取り巻いて装着されるベルトを備え、

上記ベルトに、上記導電体層または上記基材と、上記誘電体層とが、搭載されていることを特徴とする。

[0028] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置は、ユーザ（被験者を含む。以下同様。）が被測定部位を上記ベルトによって取り巻くことによって、上記被測定部位に装着される。これにより、この生体測定用アンテナ装置は、上記被測定部位に安定して装着される。この装着状態で、上記誘電体層のうち、上記導電体層に沿った側の第１面とは反対の側の第２面が上記被測定部位の外面に当接する。そして、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記

導電体層との間の距離（厚さ方向の距離）を一定に保つ。したがって、受信される信号レベルが安定して、生体情報を精度良く測定することができる。

[0029] 一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記誘電体層は、上記ベルトのうち、上記導電体層または上記基材の上記対向面に対応する部分のみからなることを特徴とする。

[0030] この一実施形態の生体測定用アンテナ装置では、上記誘電体層は、上記ベルトのうち、上記導電体層または上記基材の上記対向面に対応する部分のみからなる。したがって、誘電体層の構成を簡素化できる。

[0031] 別の局面では、この発明の脈波測定装置は、

生体の被測定部位の脈波を測定する脈波測定装置であって、

上記生体測定用アンテナ装置を備え、

上記ベルトが上記被測定部位の外面を取り巻いて装着された装着状態で、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記導電体層がなす送信アンテナと受信アンテナとからなる送受信アンテナ対が上記被測定部位を通る動脈に対応するようになっており、

上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射する送信回路と、

上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波を受信する受信回路と、

上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する脈波検出部とを備えたことを特徴とする。

[0032] ここで、上記導電体層が、この導電体層の厚さ方向に対して垂直な面方向に関して、送信アンテナと、この送信アンテナからの電波を受信する受信アンテナとに区分されている場合は、上記「送受信アンテナ対」は、それらの送信アンテナと受信アンテナとを指す。また、上記導電体層が空間的に１つの送受共用アンテナをなす場合は、上記「送信アンテナ」と上記「受信アンテナ」と上記「送受信アンテナ対」は、いずれも、その送受共用アンテナを指す。

[0033] この発明の脈波測定装置は、ユーザが上記ベルトによって被測定部位の外面を取り巻くことによって、上記被測定部位に装着される。この装着状態で、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接する。したがって、上記被測定部位の外面に上記導電体層が対向し、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つ。また、上記導電体層がなす送信アンテナと受信アンテナとからなる送受信アンテナ対が上記被測定部位を通る動脈に対応する。この装着状態で、送信回路は、上記送信アンテナを介して、すなわち上記導電体層から上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して、上記被測定部位へ向けて電波を発射する。また、受信回路は、上記被測定部位によって反射された電波を、上記受信アンテナを介して、すなわち上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して上記導電体層によって、受信する。脈波検出部は、上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する。

[0034] ここで、上記装着状態では、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層（上記送受信アンテナ対をなす）との間の距離を一定に保つので、受信される信号レベルが安定する。特に、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を空けることができるので、電波が照射される被測定部位の範囲（面積）を広げることができる。したがって、上記導電体層の装着位置が撓骨動脈の直上から多少ずれても、橈骨動脈で反射された信号を安定して受信できる。したがって、上記脈波検出部は、生体情報としての脈波信号を精度良く取得することができる。

[0035] 別の局面では、この発明の血圧測定装置は、

生体の被測定部位の血圧を測定する血圧測定装置であって、

上記脈波測定装置を２組備え、

上記２組におけるベルトは一体に構成され、

上記２組における送受信アンテナ対は、上記ベルトの幅方向に関して互いに離間して配置され、

上記ベルトが上記被測定部位の外面を取り巻いて装着された装着状態で、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記２組のうち第１組の送受信アンテナ対は上記被測定部位を通る動脈の上流側部分に対応する一方、第２組の送受信アンテナ対は上記動脈の下流側部分に対応するようになっており、

上記２組においてそれぞれ、上記送信アンテナを介して上記送信回路が上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信アンテナを介して上記受信回路が上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記２組においてそれぞれ、上記脈波検出部が、上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得し、

上記２組の上記脈波検出部がそれぞれ取得した脈波信号の間の時間差を、脈波伝播時間として取得する時間差取得部と、

脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、上記時間差取得部によって取得された脈波伝播時間に基づいて血圧値を算出する第１の血圧算出部と

を備えたことを特徴とする。

[0036] この発明の血圧測定装置では、上記２組におけるベルトは一体に構成され、上記２組における送受信アンテナ対は、上記ベルトの幅方向に関して互いに離間して配置されている。上記ベルトが上記被測定部位の外面を取り巻いて装着された装着状態では、上記２組においてそれぞれ、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接する。したがって、上記被測定部位に上記導電体層が対向し、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つ。また、上記２組のうち第１組の送受信アンテナ対は上記被測定部位を通る動脈の上流側部分に対応する一方、上記第２組の送受信アンテナ対は上記動脈の下流側部分に対応する。この装着状態で、上記２組においてそれぞれ、上記送信アンテナを介して上記送信回路が上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信アンテナを介して上記受信回路が上記被測定部位によって反射された電波を受信する。具体

的には、上記第１組において、上記送信回路が、上記送信アンテナを介して、すなわち上記導電体層から上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して、上記動脈の上流側部分へ向けて電波を発射する。これとともに、上記受信回路が、上記上流側部分によって反射された電波を、上記受信アンテナを介して、すなわち上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して上記導電体層によって、受信する。また、上記第２組において、上記送信回路が、上記送信アンテナを介して、すなわち上記導電体層から上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して、上記動脈の下流側部分へ向けて電波を発射する。これとともに、上記受信回路が、上記下流側部分によって反射された電波を、上記受信アンテナを介して、すなわち上記誘電体層（またはこの誘電体層の側方に存在する空隙）を通して上記導電体層によって、受信する。次に、上記２組においてそれぞれ、上記脈波検出部が、上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する。具体的には、上記第１組において、上記脈波検出部が、上記受信回路の出力に基づいて、上記動脈の上流側部分を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する。また、上記第２組において、上記脈波検出部が、上記受信回路の出力に基づいて、上記動脈の下流側部分を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する。次に、時間差取得部は、上記２組の上記脈波検出部がそれぞれ取得した脈波信号の間の時間差を、脈波伝播時間として取得する。この後、第１の血圧算出部は、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、上記時間差取得部によって取得された脈波伝播時間に基づいて血圧値を算出する。

[0037] ここで、この血圧測定装置では、上記装着状態で、上記２組においてそれぞれ、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層（上記送受信アンテナ対をなす）との間の距離を一定に保つ。したがって、上記２組においてそれぞれ、受信される信号レベルが安定して、上記脈波検出部は生体情報としての脈波信号を精度良く取得することができる。この結果、上記時間差取得部は、上記脈波伝播時間を精度良く取得でき、したがって、上記第１の

血圧算出部は、上記血圧値を精度良く算出（推定）できる。

[0038] この一実施形態の血圧測定装置は、

上記ベルトに、上記被測定部位を圧迫するための流体袋が搭載され、

上記流体袋に空気を供給して圧力を制御する圧力制御部と、

上記流体袋内の圧力に基づいて、オシロメトリック法により血圧を算出する第２の血圧算出部とを備えたことを特徴とする。

[0039] この一実施形態の血圧測定装置では、脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）と、オシロメトリック法による血圧測定とが、共通のベルトを用いて行われ得る。したがって、ユーザの利便性が高まる。

[0040] 別の局面では、この発明の機器は、

上記生体測定用アンテナ装置、上記脈波測定装置、または、上記血圧測定装置を含むことを特徴とする。

[0041] この発明の機器は、上記生体測定用アンテナ装置、上記脈波測定装置、または、上記血圧測定装置を含み、他の機能を実行する機能部を含んでいてもよい。この機器によれば、生体情報を精度良く測定でき、生体情報としての脈波信号を精度良く取得でき、または、血圧値を精度良く算出（推定）できる。その他、この機器は様々な機能を実行することができる。

[0042] 別の局面では、この発明の生体情報測定方法は、

上記生体測定用アンテナ装置を用いて生体の被測定部位から生体情報を取得する生体情報測定方法であって、

上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接して、上記生体測定用アンテナ装置を上記被測定部位に装着し、

上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保った装着状態で、上記導電体層から上記誘電体層若しくはこの誘電体層の側方に存在する空隙を通して上記被測定部位へ向けて電波を発射し、および／または、上記被測定部位によって反射された電波を上記誘電体層若しくはこの誘電体層の側方に存在する空隙を通して上記導電体層によって受信することを特徴とする。

[0043] この発明の生体情報測定方法によれば、上記装着状態で、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つ。また、上記被測定部位の外面と上記導電体層（または上記基材）との間に上記誘電体層が介在するおかげで、生体の誘電率の変動（生体の比誘電率は５～４０程度の範囲で変動する）の影響を受け難くなる。また、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を空けることができるので、上記被測定部位の外面に対して上記導電体層が直接接触する場合に比して、電波が照射される被測定部位の範囲（面積）を広げることができる。これらの結果、受信される信号レベルが安定する。したがって、この生体測定用アンテナ装置によれば、生体情報を精度良く測定することができる。

[0044] 別の局面では、この発明の脈波測定方法は、

上記脈波測定装置を用いて生体の被測定部位の脈波を測定する脈波測定方法であって、

上記被測定部位の外面を取り巻くように上記ベルトを装着して、上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記導電体層がなす送信アンテナと受信アンテナとからなる送受信アンテナ対を上記被測定部位を通る動脈に対応させ、

上記誘電体層が上記被測定部位と上記導電体層との間の距離を一定に保った装着状態で、上記送信回路によって、上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信回路によって、上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記受信回路の出力に基づいて、上記脈波検出部によって上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得することを特徴とする。

[0045] この発明の脈波測定方法によれば、上記装着状態で、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層（上記送受信アンテナ対をなす）との間の距離を一定に保つので、受信される信号レベルが安定する。特に、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を空けることができるので、電波が照射される被測定部位の範囲（面積）を広げることができる。したがって

、上記導電体層の装着位置が撓骨動脈の直上から多少ずれても、橈骨動脈で反射された信号を安定して受信できる。したがって、生体情報としての脈波信号を精度良く取得することができる。

[0046] 別の局面では、この発明の血圧測定方法は、

上記血圧測定装置を用いて生体の被測定部位の血圧を測定する血圧測定方法であって、

上記被測定部位の外面を取り巻くように上記ベルトを装着して、上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記２組のうち第１組の送受信アンテナ対を上記被測定部位を通る動脈の上流側部分に対応させる一方、第２組の送受信アンテナ対を上記動脈の下流側部分に対応させ、

上記誘電体層が上記被測定部位と上記導電体層との間の距離を一定に保った装着状態で、上記２組においてそれぞれ、上記送信回路によって、上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信回路によって、上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記２組においてそれぞれ、上記受信回路の出力に基づいて、上記脈波検出部によって上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得し、

上記２組の上記脈波検出部がそれぞれ取得した脈波信号の間の時間差を、上記時間差取得部によって脈波伝播時間として取得し、

脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、上記時間差取得部によって取得された脈波伝播時間に基づいて、上記第１の血圧算出部によって血圧値を算出することを特徴とする。

[0047] この血圧測定方法によれば、上記装着状態で、上記２組においてそれぞれ、上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層（上記送受信アンテナ対をなす）との間の距離を一定に保つ。したがって、上記２組においてそれぞれ、受信される信号レベルが安定して、生体情報としての脈波信号を精度良く取得することができる。この結果、上記脈波伝播時間を精度良く取得

でき、したがって、上記血圧値を精度良く算出（推定）できる。

発明の効果

[0048] 以上より明らかなように、この発明の生体測定用アンテナ装置および生体情報測定方法によれば、被測定部位に対して送受信アンテナ対をなす導電体層を予め定められた距離に保つことができ、したがって、生体情報を精度良く測定できる。また、この発明の脈波測定装置および脈波測定方法によれば、生体情報として特に脈波信号を精度良く取得できる。また、この発明の血圧測定装置および血圧測定方法によれば、血圧値を精度良く算出（推定）できる。また、この発明の機器によれば、生体情報を精度良く測定でき、生体情報として特に脈波信号を精度良く取得でき、または、血圧値を精度良く算出（推定）でき、さらに他の様々な機能を実行することができる。

図面の簡単な説明

[0049] [図1]この発明の生体測定用アンテナ装置、脈波測定装置および血圧測定装置に係る一実施形態の手首式血圧計の外観を示す斜視図である。

[図2]上記血圧計が左手首に装着された状態での手首の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示す図である。

[図3]上記血圧計が左手首に装着された状態での、第１、第２の脈波センサを構成する送受信アンテナ群の平面レイアウトを示す図である。

[図4]上記血圧計の制御系の全体的なブロック構成を示す図である。

[図5]上記血圧計の制御系の部分的かつ機能的なブロック構成を示す図である。

[図6]上記送受信アンテナ群に含まれた一例の送信アンテナまたは受信アンテナの断面構造を、左手首に装着された状態で示す図である。

[図7]別の例の送信アンテナまたは受信アンテナの断面構造を、左手首に装着された状態で示す図である。

[図8]図８（Ａ）は、上記血圧計が左手首に装着された状態での、手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。図８（Ｂ）は、第１、第２の脈波センサがそれぞれ出力する第１、第２の脈波信号の波形を示す図である。

[図9A]上記血圧計において、オシロメトリック法を行うためのプログラムによって実装されるブロック構成を示す図である。

[図9B]上記血圧計がオシロメトリック法による血圧測定を行う際の動作フローを示す図である。

[図10]図９Ｂの動作フローによるカフ圧と脈波信号の変化を示す図である。

[図11]この発明の一実施形態の生体情報測定方法、脈波測定方法および血圧測定方法に係る動作フローであって、上記血圧計が脈波測定を行って脈波伝播時間（Pulse Transit Time；ＰＴＴ）を取得し、その脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）を行うものを示す図である。

[図12]ベルトが送信アンテナまたは受信アンテナとともに左手首に装着された態様の一例を、左手首の長手方向に対して垂直な断面で模式的に示す図である。示す図である。

[図13]ベルトが送信アンテナまたは受信アンテナとともに左手首に装着された態様の別の例を、左手首の長手方向に対して垂直な断面で模式的に示す図である。

[図14]ベルトが送信アンテナまたは受信アンテナとともに左手首に装着された態様のさらに別の例を、左手首の長手方向に対して垂直な断面で模式的に示す図である。

[図15]ベルトが送信アンテナまたは受信アンテナとともに左手首に装着された態様のさらに別の例を、左手首の長手方向に対して垂直な断面で模式的に示す図である。

[図16]ベルトが送信アンテナまたは受信アンテナとともに左手首に装着された態様のさらに別の例を、左手首の長手方向に対して垂直な断面で模式的に示す図である。

[図17]上記送信アンテナまたは受信アンテナを構成する誘電体層の別の態様を示す図である。

[図18]図１８（Ａ）と図１８（Ｂ）は、左手首の掌側面と導電体層との間に誘電体層が介在することによる効果を説明する図である。

[図19]図１９（Ａ）は、変形例の送信アンテナまたは受信アンテナの断面構造を、左手首に装着された状態で示す図である。図１９（Ｂ）は、図１９（Ａ）に対応した送受信アンテナ対を斜めから見たところを示す図である。

発明を実施するための形態

[0050] 以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0051] （血圧計の構成）

図１は、この発明の生体測定用アンテナ装置、脈波測定装置および血圧測定装置に係る一実施形態の手首式血圧計（全体を符号１で示す。）の外観を斜めから見たところを示している。また、図２は、血圧計１が被測定部位としての左手首９０に装着された状態（以下「装着状態」と呼ぶ。）で、左手首９０の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示している。

[0052] これらの図に示すように、この血圧計１は、大別して、ユーザの左手首９０を取り巻いて装着されるベルト２０と、このベルト２０に一体に取り付けられた本体１０とを備えている。

[0053] 図１によって分かるように、ベルト２０は、左手首９０を周方向に沿って取り巻くように細長い帯状の形状を有し、左手首９０に接する内周面２０ａと、この内周面２０ａと反対側の外周面２０ｂとを有している。ベルト２０の幅方向Ｙの寸法（幅寸法）は、この例では約３０ｍｍに設定されている。

[0054] 本体１０は、ベルト２０のうち、周方向に関して一方の端部２０ｅに、この例では一体成形により一体に設けられている。なお、ベルト２０と本体１０とを別々に形成し、ベルト２０に対して本体１０を係合部材（例えばヒンジなど）を介して一体に取り付けても良い。この例では、本体１０が配置された部位は、装着状態で左手首９０の背側面（手の甲側の面）９０ｂに対応することが予定されている（図２参照）。図２中には、左手首９０内で、外面としての掌側面（手の平側の面）９０ａ近傍を通る橈骨動脈９１が示されている。

[0055] 図１によって分かるように、本体１０は、ベルト２０の外周面２０ｂに対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有している。この本体１０は、

ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。この例では、本体１０は、ベルト２０から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有している。

[0056] 本体１０の頂面（被測定部位から最も遠い側の面）１０ａには、表示画面をなす表示器５０が設けられている。また、本体１０の側面（図１における左手前側の側面）１０ｆに沿って、ユーザからの指示を入力するための操作部５２が設けられている。

[0057] ベルト２０のうち、周方向に関して一方の端部２０ｅと他方の端部２０ｆとの間の部位に、第１、第２の脈波センサを構成する送受信部４０が設けられている。ベルト２０のうち、送受信部４０が配置された部位の内周面２０ａには、ベルト２０の幅方向Ｙに関して互いに離間した状態で４個の送受信アンテナ４１～４４（これらの全体を「送受信アンテナ群」と呼び、符号４０Ｅで表す。）が搭載されている（後に詳述する。）。この例では、ベルト２０の長手方向Ｘに関して送受信アンテナ群４０Ｅが配置された部位は、装着状態で左手首９０の橈骨動脈９１に対応することが予定されている（図２参照）。

[0058] 図１中に示すように、本体１０の底面（被測定部位に最も近い側の面）１０ｂとベルト２０の端部２０ｆとは、三つ折れバックル２４によって接続されている。このバックル２４は、外周側に配置された第１の板状部材２５と、内周側に配置された第２の板状部材２６とを含んでいる。第１の板状部材２５の一方の端部２５ｅは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２７を介して本体１０に対して回動自在に取り付けられている。第１の板状部材２５の他方の端部２５ｆは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２８を介して第２の板状部材２６の一方の端部２６ｅに対して回動自在に取り付けられている。第２の板状部材２６の他方の端部２６ｆは、固定部２９によってベルト２０の端部２０ｆ近傍に固定されている。なお、ベルト２０の長手方向Ｘ（装着状態では、左手首９０の周方向に相当する。）に関して固定部２９の取り付け位置は、ユーザの左手首９０の周囲長に合わせて予め可変して設定されている。

これにより、この血圧計１（ベルト２０）は、全体として略環状に構成されるとともに、本体１０の底面１０ｂとベルト２０の端部２０ｆとが、バックル２４によって矢印Ｂ方向に開閉可能になっている。

[0059] この血圧計１を左手首９０に装着する際には、バックル２４を開いてベルト２０の環の径を大きくした状態で、図１中に矢印Ａで示す向きに、ユーザがベルト２０に左手を通す。そして、図２に示すように、ユーザは、左手首９０の周りのベルト２０の角度位置を調節して、左手首９０を通っている橈骨動脈９１上にベルト２０の送受信部４０を位置させる。これにより、送受信部４０の送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０の掌側面９０ａのうち橈骨動脈９１に対応する部分９０ａ１に当接する状態になる。この状態で、ユーザが、バックル２４を閉じて固定する。このようにして、ユーザは血圧計１（ベルト２０）を左手首９０に装着する。

[0060] 図２中に示すように、この例では、ベルト２０は、外周面２０ｂをなす帯状体２３と、この帯状体２３の内周面に沿って取り付けられた押圧部材としての押圧カフ２１とを含んでいる。帯状体２３は、プラスチック材料（この例では、シリコーン樹脂）からなり、この例では、厚さ方向Ｚに関して可撓性を有し、かつ、長手方向Ｘ（左手首９０の周方向に相当）に関して殆ど伸縮しないように（実質的に非伸縮性に）なっている。押圧カフ２１は、この例では、伸縮可能な２枚のポリウレタンシートを厚さ方向Ｚに対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。押圧カフ２１（ベルト２０）の内周面２０ａのうち、左手首９０の橈骨動脈９１に対応する部位には、既述のように送受信部４０の送受信アンテナ群４０Ｅが配置されている。

[0061] この例では、図３に示すように、装着状態では、送受信部４０の送受信アンテナ群４０Ｅは、左手首９０の橈骨動脈９１に対応して、概ね左手首９０の長手方向（ベルト２０の幅方向Ｙに相当）に沿って互いに離間して並んだ状態になる。この例では、送受信アンテナ群４０Ｅは、幅方向Ｙに関して、この送受信アンテナ群４０Ｅが占める範囲内の両側に配置された送信アンテ

ナ４１，４４と、これらの送信アンテナ４１，４４の間に配置された受信アンテナ４２，４３とを含んでいる。送信アンテナ４１と、この送信アンテナ４１からの電波を受信する受信アンテナ４２とが、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）を構成している（対を括弧で括って表している。以下同様。）。また、送信アンテナ４４と、この送信アンテナ４４からの電波を受信する受信アンテナ４３とが、第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）を構成している。この配置では、受信アンテナ４２に対して、送信アンテナ４４よりも送信アンテナ４１が近い。また、受信アンテナ４３に対して、送信アンテナ４１よりも送信アンテナ４４が近い。したがって、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）と第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）との間の混信を少なくすることができる。

[0062] この例では、１つの送信アンテナまたは受信アンテナは、２４ＧＨｚ帯の周波数の電波を発射または受信し得るように、面方向（図３において左手首９０の外周面に沿った方向を意味する。）に関して、縦横いずれも３ｍｍの正方形の形状（この面方向の形状を「パターン形状」と呼ぶ。）を有している。この例では、ベルト２０の幅方向Ｙに関して、第１組における送信アンテナ４１の中心と受信アンテナ４２の中心との間の距離は、８ｍｍ～１０ｍｍの範囲内に設定されている。同様に、この例では、ベルト２０の幅方向Ｙに関して、第２組における送信アンテナ４４の中心と受信アンテナ４３の中心との間の距離は、８ｍｍ～１０ｍｍの範囲内に設定されている。また、ベルト２０の幅方向Ｙに関して、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）の中央と第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）の中央との間の距離Ｄ（図８（Ａ）参照）は、この例では２０ｍｍに設定されている。この距離Ｄは、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）と第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）との間の実質的な間隔に相当する。なお、距離Ｄ等の長さは一例であって、血圧計の大きさ等に合わせて、適宜最適な長さを選択すればよい。

[0063] また、図６に示すように、この例では、送受信アンテナ群４０Ｅは、電波

の発射または受信のための導電体層４０１を有している。導電体層４０１のうち左手首９０に対向する対向面４０１ｂに沿って、誘電体層４０２が取り付けられている（個々の送信アンテナ、受信アンテナにおいて同じ構成になっている。）。これらの導電体層４０１と誘電体層４０２との積層構造が生体測定用アンテナ装置を構成している。この例では、導電体層４０１のパターン形状に対して、誘電体層４０２のパターン形状を同じに設定しているが、異なっていてもよい。送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０に対して装着された装着状態では、誘電体層４０２のうち、導電体層４０１に沿った側の第１面４０２ａとは反対の側の第２面４０２ｂが左手首９０の掌側面９０ａに当接する。この装着状態では、左手首９０の掌側面９０ａに導電体層４０１が対向し、誘電体層４０２は、スペーサとして働いて、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１（の対向面４０１ｂ）との間の距離（厚さ方向ｖの距離）を一定に保つ。

[0064] この例では、導電体層４０１は金属（例えば、銅など）からなっている。誘電体層４０２は、この例ではポリカーボネートからなっており、それにより、誘電体層４０２の比誘電率は、均一に$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$に設定されている。なお、この比誘電率は、送受信に用いられる電波の２４ＧＨｚ帯の周波数での比誘電率を意味している（以下同様）。

[0065] このような送受信アンテナ群４０Ｅは、左手首９０の外周面に沿った面方向ｕに沿って偏平に構成され得る。したがって、この血圧計１では、ベルト２０を全体として薄厚に構成できる。この例では、導電体層４０１の厚さはｈ１＝３０μｍに設定され、また、誘電体層４０２の厚さはｈ２＝２ｍｍに設定されている。

[0066] 図４は、血圧計１の制御系の全体的なブロック構成を示している。血圧計１の本体１０には、既述の表示器５０、操作部５２に加えて、制御部としてのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００、記憶部としてのメモリ５１、通信部５９、圧力センサ３１、ポンプ３２、弁３３、圧力センサ３１からの出力を周波数に変換する発振回路３１０、および、ポンプ３２を駆動するポ

ンプ駆動回路３２０が搭載されている。さらに、送受信部４０には、既述の送受信アンテナ群４０Ｅに加えて、ＣＰＵ１００によって制御される送受信回路群４５が搭載されている。

[0067] 表示器５０は、この例では有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなり、ＣＰＵ１００からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、その他の情報を表示する。なお、表示器５０は、有機ＥＬディスプレイに限られるものではなく、例えばＬＣＤ（Liquid Cristal Display）など、他のタイプの表示器からなっていてもよい。

[0068] 操作部５２は、この例ではプッシュ式スイッチからなり、ユーザによる血圧測定開始又は停止の指示に応じた操作信号をＣＰＵ１００に入力する。なお、操作部５２は、プッシュ式スイッチに限られるものではなく、例えば感圧式（抵抗式）または近接式（静電容量式）のタッチパネル式スイッチなどであってもよい。また、図示しないマイクロフォンを備えて、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。

[0069] メモリ５１は、血圧計１を制御するためのプログラムのデータ、血圧計１を制御するために用いられるデータ、血圧計１の各種機能を設定するための設定データ、血圧値の測定結果のデータなどを非一時的に記憶する。また、メモリ５１は、プログラムが実行されるときのワークメモリなどとして用いられる。

[0070] ＣＰＵ１００は、メモリ５１に記憶された血圧計１を制御するためのプログラムに従って、制御部として各種機能を実行する。例えば、オシロメトリック法による血圧測定を実行する場合は、ＣＰＵ１００は、操作部５２からの血圧測定開始の指示に応じて、圧力センサ３１からの信号に基づいて、ポンプ３２（および弁３３）を駆動する制御を行う。また、ＣＰＵ１００は、この例では圧力センサ３１からの信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行う。

[0071] 通信部５９は、ＣＰＵ１００によって制御されて所定の情報を、ネットワーク９００を介して外部の装置に送信したり、外部の装置からの情報を、ネ

ットワーク９００を介して受信してＣＰＵ１００に受け渡したりする。このネットワーク９００を介した通信は、無線、有線のいずれでも良い。この実施形態において、ネットワーク９００は、インターネットであるが、これに限定されず、病院内ＬＡＮ（Local Area Network）のような他の種類のネットワークであってもよいし、ＵＳＢケーブルなどを用いた１対１の通信であってもよい。この通信部５９は、マイクロＵＳＢコネクタを含んでいてもよい。

[0072] ポンプ３２および弁３３はエア配管３９を介して、また、圧力センサ３１はエア配管３８を介して、それぞれ押圧カフ２１に接続されている。なお、エア配管３９，３８は、共通の１本の配管であってもよい。圧力センサ３１は、エア配管３８を介して、押圧カフ２１内の圧力を検出する。ポンプ３２は、この例では圧電ポンプからなり、押圧カフ２１内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管３９を通して押圧カフ２１に加圧用の流体としての空気を供給する。弁３３は、ポンプ３２に搭載され、ポンプ３２のオン／オフに伴って開閉が制御される構成になっている。すなわち、弁３３は、ポンプ３２がオンされると閉じて、押圧カフ２１内に空気を封入する一方、ポンプ３２がオフされると開いて、押圧カフ２１の空気をエア配管３９を通して大気中へ排出させる。なお、弁３３は、逆止弁の機能を有し、排出されるエアが逆流することはない。ポンプ駆動回路３２０は、ポンプ３２をＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

[0073] 圧力センサ３１は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管３８を通してベルト２０（押圧カフ２１）の圧力、この例では大気圧を基準（ゼロ）とした圧力を検出して時系列の信号として出力する。発振回路３１０は、圧力センサ３１からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振して、圧力センサ３１の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をＣＰＵ１００に出力する。この例では、圧力センサ３１の出力は、押圧カフ２１の圧力を制御するため、および、オシロメトリック法によって血圧値（収縮期血圧（Systolic Blood Pressure；ＳＢＰ）と拡

張期血圧（Diastolic Blood Pressure；ＤＢＰ）とを含む。）を算出するために用いられる。

[0074] 電池５３は、本体１０に搭載された要素、この例では、ＣＰＵ１００、圧力センサ３１、ポンプ３２、弁３３、表示器５０、メモリ５１、通信部５９、発振回路３１０、ポンプ駆動回路３２０の各要素へ電力を供給する。また、電池５３は、配線７１を通して、送受信部４０の送受信回路群４５へも電力を供給する。この配線７１は、信号用の配線７２とともに、ベルト２０の帯状体２３と押圧カフ２１との間に挟まれた状態で、ベルト２０の長手方向Ｘに沿って本体１０と送受信部４０との間に延在して設けられている。

[0075] 送受信部４０の送受信回路群４５は、送信アンテナ４１，４４にそれぞれ接続された送信回路４６，４９と、受信アンテナ４２，４３にそれぞれ接続された受信回路４７，４８とを含んでいる。図５に示すように、送信回路４６，４９は、その動作時に、それぞれ接続された送信アンテナ４１，４４を介して、この例では２４ＧＨｚ帯の周波数の電波Ｅ１，Ｅ２を発射する。受信回路４７，４８は、それぞれ被測定部位としての左手首９０（より正確には、橈骨動脈９１の対応する部分）によって反射された電波Ｅ１′，Ｅ２′を、受信アンテナ４２，４３を介して受信して、検波および増幅する。

[0076] 後に詳述するように、図５中に示す脈波検出部１０１，１０２は、それぞれ受信回路４７，４８の出力に基づいて、左手首９０を通る橈骨動脈９１の脈波を表す脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を取得する。さらに、時間差取得部としてのＰＴＴ算出部１０３は、２組の脈波検出部１０１，１０２がそれぞれ取得した脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２の間の時間差を、脈波伝播時間（Pulse Transit Time；ＰＴＴ）として取得する。また、第１の血圧算出部１０４は、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、ＰＴＴ算出部１０３によって取得された脈波伝播時間に基づいて血圧値を算出する。ここで、脈波検出部１０１，１０２、ＰＴＴ算出部１０３、および第１の血圧算出部１０４は、ＣＰＵ１００が所定のプログラムを実行することによって実現される。送信アンテナ４１、受信アンテナ４２、送信回路４６、受信回路４７

、および、脈波検出部１０１は、第１組の脈波測定装置としての第１の脈波センサ４０－１を構成する。送信アンテナ４４、受信アンテナ４３、送信回路４９、受信回路４８、および、脈波検出部１０２は、第２組の脈波測定装置としての第２の脈波センサ４０－２を構成する。

[0077] 装着状態では、図８（Ａ）中に示すように、左手首９０の長手方向（ベルト２０の幅方向Ｙに相当）に関して、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）は左手首９０を通る橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕに対応する一方、第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）は橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄに対応するようになっている。第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）によって取得された信号は、橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕと第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）との間の、脈波（血管の拡張と収縮をもたらす）に伴う距離の変化を表す。第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）によって取得された信号は、橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄと第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）との間の、脈波に伴う距離の変化を表す。第１の脈波センサ４０－１の脈波検出部１０１、第２の脈波センサ４０－２の脈波検出部１０２は、それぞれ受信回路４７，４８の出力に基づいて、それぞれ図８（Ｂ）中に示すような山状の波形をもつ第１の脈波信号ＰＳ１，第２の脈波信号ＰＳ２を時系列で出力する。

[0078] この例では、受信アンテナ４２，４３の受信レベルは、約１μＷ（１ｍＷに対するデシベル値では－３０ｄＢｍ）程度になっている。受信回路４７，４８の出力レベルは、約１ボルト程度になっている。また、第１の脈波信号ＰＳ１，第２の脈波信号ＰＳ２のそれぞれのピークＡ１，Ａ２は、約１００ｍＶ～１ボルトの程度になっている。

[0079] なお、橈骨動脈９１の血流の脈波伝播速度（Pulse Wave Velocity；ＰＷＶ）が１０００ｃｍ／ｓ～２０００ｃｍ／ｓの範囲であるとすると、第１の脈波センサ４０－１と第２の脈波センサ４０－２との間の実質的な間隔Ｄ＝２０ｍｍであることから、第１の脈波信号ＰＳ１，第２の脈波信号ＰＳ２間の時間差Δｔは１．０ｍｓ～２．０ｍｓの範囲となる。

[0080] 上の例では、送受信アンテナ対が２組の場合について説明したが、送受信アンテナ対が３組以上でもよい。

[0081] （オシロメトリック法による血圧測定の構成および動作）

図９Ａは、血圧計１において、オシロメトリック法を行うためのプラグラムによって実装されるブロック構成を示している。

[0082] このブロック構成では、大別して、圧力制御部２０１と、第２の血圧算出部２０４と、出力部２０５とが実装されている。

[0083] 圧力制御部２０１は、さらに、圧力検知部２０２と、ポンプ駆動部２０３とを含んでいる。圧力検知部２０２は、圧力センサ３１から発振回路３１０を通して入力された周波数信号を処理して、押圧カフ２１内の圧力（カフ圧）を検知するための処理を行う。ポンプ駆動部２０３は、検知されたカフ圧Ｐｃ（図１０参照）に基づいて、ポンプ駆動回路３２０を通してポンプ３２と弁３３を駆動するための処理を行う。これにより、圧力制御部２０１は、所定の加圧速度で、押圧カフ２１に空気を供給して圧力を制御する。

[0084] 第２の血圧算出部２０４は、カフ圧Ｐｃに含まれた動脈容積の変動成分を脈波信号Ｐｍ（図１０参照）として取得し、取得された脈波信号Ｐｍに基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血圧値（収縮期血圧ＳＢＰと拡張期血圧ＤＢＰ）を算出する処理を行う。血圧値の算出が完了すると、第２の血圧算出部２０４は、ポンプ駆動部２０３の処理を停止させる。

[0085] 出力部２０５は、算出された血圧値（収縮期血圧ＳＢＰと拡張期血圧ＤＢＰ）を、この例では表示器５０に表示するための処理を行う。

[0086] 図９Ｂは、血圧計１がオシロメトリック法による血圧測定を行う際の動作フロー（血圧測定方法のフロー）を示している。血圧計１のベルト２０は、左手首９０を取り巻くように予め装着されているものとする。

[0087] ユーザが本体１０に設けられた操作部５２としてのプッシュ式スイッチによってオシロメトリック法による血圧測定を指示すると（ステップＳ１）、ＣＰＵ１００は動作を開始して、処理用メモリ領域を初期化する（ステップ

Ｓ２）。また、ＣＰＵ１００は、ポンプ駆動回路３２０を介してポンプ３２をオフし、弁３３を開いて、押圧カフ２１内の空気を排気する。続いて、圧力センサ３１の現時点の出力値を大気圧に相当する値として設定する制御を行う（０ｍｍＨｇ調整）。

[0088] 続いて、ＣＰＵ１００は、圧力制御部２０１のポンプ駆動部２０３として働いて、弁３３を閉鎖し、その後、ポンプ駆動回路３２０を介してポンプ３２を駆動して、押圧カフ２１に空気を送る制御を行う。これにより、押圧カフ２１を膨張させるとともにカフ圧Ｐｃ（図１０参照）を徐々に加圧して、被測定部位としての左手首９０を圧迫してゆく（図９Ｂのステップ Ｓ３）。

[0089] この加圧過程で、ＣＰＵ１００は、血圧値を算出するために、圧力制御部２０１の圧力検知部２０２として働いて、圧力センサ３１によって、カフ圧Ｐｃをモニタし、左手首９０の橈骨動脈９１で発生する動脈容積の変動成分を、図１０中に示すような脈波信号Ｐｍとして取得する。

[0090] 次に、図９Ｂ中のステップＳ４で、ＣＰＵ１００は、第２の血圧算出部として働いて、この時点で取得されている脈波信号Ｐｍに基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血圧値（収縮期血圧ＳＢＰと拡張期血圧ＤＢＰ）の算出を試みる。

[0091] この時点で、データ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は（ステップＳ５でＮＯ）、カフ圧Ｐｃが上限圧力（安全のために、例えば３００ｍｍＨｇというように予め定められている。）に達していない限り、ステップＳ３～Ｓ５の処理を繰り返す。

[0092] このようにして血圧値の算出ができたら（ステップＳ５でＹＥＳ）、ＣＰＵ１００は、ポンプ３２を停止し、弁３３を開いて、押圧カフ２１内の空気を排気する制御を行う（ステップＳ６）。そして最後に、ＣＰＵ１００は出力部２０５として働いて、血圧値の測定結果を表示器５０に表示するとともに、メモリ５１に記録する（ステップＳ７）。

[0093] なお、血圧値の算出は、加圧過程に限らず、減圧過程において行われてもよい。

[0094] （脈波伝播時間に基づく血圧測定の動作）

図１１は、この発明の一実施形態の生体情報測定方法、脈波測定方法および血圧測定方法に係る動作フローであって、血圧計１が脈波測定を行って脈波伝播時間（Pulse Transit Time；ＰＴＴ）を取得し、その脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）を行うものを示している。血圧計１のベルト２０は、左手首９０を取り巻くように予め装着されているものとする。

[0095] ユーザが本体１０に設けられた操作部５２としてのプッシュ式スイッチによってＰＴＴに基づく血圧測定を指示すると、ＣＰＵ１００は動作を開始する。すなわち、ＣＰＵ１００は、弁３３を閉鎖するとともに、ポンプ駆動回路３２０を介してポンプ３２を駆動して、押圧カフ２１に空気を送る制御を行って、押圧カフ２１を膨張させるとともにカフ圧Ｐｃ（図８（Ａ）参照）を予め定められた値に加圧する（図１１のステップＳ１１）。この例では、ユーザの身体的負担を軽くするために、左手首９０に対してベルト２０が密接するのに足りる程度の加圧（例えば５ｍｍＨｇ程度）に留める。これにより、左手首９０の掌側面９０ａに送受信アンテナ群４０Ｅを確実に当接させて、掌側面９０ａと送受信アンテナ群４０Ｅとの間に空隙が生じないようにする。なお、このステップＳ１１を省略してもよい。

[0096] このとき、図８（Ａ）中に示すように、第１の脈波センサ４０－１、第２の脈波センサ４０－２においてそれぞれ、送受信アンテナ群４０Ｅの誘電体層４０２（の第２面４０２ｂ）が左手首９０の掌側面９０ａに当接する。したがって、第１の脈波センサ４０－１、第２の脈波センサ４０－２においてそれぞれ、左手首９０の掌側面９０ａに導電体層４０１が対向し、誘電体層４０２は、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間の距離（厚さ方向の距離）を一定に保つ。また、既述のように、左手首９０の長手方向（ベルト２０の幅方向Ｙに相当）に関して、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）は左手首９０を通る橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕに対応する一方、第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）は橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄに対応する。

[0097] 次に、この装着状態で、図１１のステップＳ１２に示すように、ＣＰＵ１００は、図５中に示した第１の脈波センサ４０－１と第２の脈波センサ４０－２においてそれぞれ、送信および受信の制御を行う。具体的には、図８（Ａ）中に示すように、第１の脈波センサ４０－１において、送信回路４６が、送信アンテナ４１を介して、すなわち導電体層４０１から誘電体層４０２（またはこの誘電体層４０２の側方に存在する空隙）を通して、橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕへ向けて電波Ｅ１を発射する。これとともに、受信回路４７が、橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕによって反射された電波Ｅ１′を、受信アンテナ４２を介して、すなわち誘電体層４０２（またはこの誘電体層４０２の側方に存在する空隙）を通して導電体層４０１によって受信して、検波および増幅する。また、第２の脈波センサ４０－２において、送信回路４９が、送信アンテナ４４を介して、すなわち導電体層４０１から誘電体層４０２（またはこの誘電体層４０２の側方に存在する空隙）を通して、橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄへ向けて電波Ｅ２を発射する。これとともに、受信回路４８が、橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄによって反射された電波Ｅ２′を、受信アンテナ４３を介して、すなわち誘電体層４０２（またはこの誘電体層４０２の側方に存在する空隙）を通して導電体層４０１によって受信して、検波および増幅する。

[0098] 次に、図１１のステップＳ１３に示すように、ＣＰＵ１００は、図５中に示した第１の脈波センサ４０－１と第２の脈波センサ４０－２においてそれぞれ、脈波検出部１０１，１０２として働いて、図８（Ｂ）中に示すような脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を取得する。すなわち、第１の脈波センサ４０－１において、ＣＰＵ１００は脈波検出部１０１として働いて、受信回路４７の血管拡張期の出力と血管収縮期の出力から、橈骨動脈９１の上流側部分９１ｕの脈波を表す脈波信号ＰＳ１を取得する。また、第２の脈波センサ４０－２において、ＣＰＵ１００は脈波検出部１０２として働いて、受信回路４８の血管拡張期の出力と血管収縮期の出力から、橈骨動脈９１の下流側部分９１ｄの脈波を表す脈波信号ＰＳ２を取得する。

[0099] 次に、図１１のステップＳ１４に示すように、ＣＰＵ１００は時間差取得部としてのＰＴＴ算出部１０３として働いて、脈波信号ＰＳ１と脈波信号ＰＳ２との間の時間差を、脈波伝播時間（ＰＴＴ）として取得する。より詳しくは、この例では、図８（Ｂ）中に示した第１脈波信号ＰＳ１のピークＡ１と第２の脈波信号ＰＳ２のピークＡ２との間の時間差Δｔを脈波伝播時間（ＰＴＴ）として取得する。

[0100] この後、図１１のステップＳ１５に示すように、ＣＰＵ１００は第１の血圧算出部として働いて、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式Ｅｑを用いて、ステップＳ１４で取得された脈波伝播時間（ＰＴＴ）に基づいて、血圧を算出（推定）する。ここで、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式Ｅｑは、それぞれ脈波伝播時間をＤＴ、血圧をＥＢＰと表すとき、例えば

$$EBP=\alpha/DT^2+\beta \quad \cdots(Eq.\ 1)$$

（ただし、α、βはそれぞれ既知の係数または定数を表す。）

で示すような、１／ＤＴ^{2}の項を含む公知の分数関数として提供される（例えば、特開平１０－２０１７２４号公報参照）。なお、脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式Ｅｑとしては、その他、

$$EBP=\alpha/DT^2+\beta/DT+\gamma DT+\delta \quad \cdots(Eq.\ 2)$$

（ただし、α、β、γ、δはそれぞれ既知の係数または定数を表す。）

のように、１／ＤＴ^{2}の項に加えて、１／ＤＴの項と、ＤＴの項とを含む式など、公知の別の対応式を用いてもよい。

[0101] このようにして血圧を算出（推定）する場合、既述のように、第１の脈波センサ４０－１、第２の脈波センサ４０－２においてそれぞれ、誘電体層４０２は、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間の距離を一定に保つ。また、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間に誘電体層４０２が介在するおかげで、生体の誘電率の変動（生体の比誘電率は５～４０程度の範囲で変動する）の影響を受け難くなる。また、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間の距離を空けることができるので、左手首

９０の掌側面９０ａに対して導電体層４０１が直接接触する場合に比して、左手首９０の掌側面９０ａにおいて電波が照射される範囲（面積）を広げることができる。したがって、導電体層４０１の装着位置が撓骨動脈９１の直上から多少ずれても、橈骨動脈９１で反射された信号を安定して受信できる。これらの結果、受信回路４７，４８によってそれぞれ受信される信号レベルが安定して、生体情報としての脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を精度良く取得することができる。この結果、脈波伝播時間（ＰＴＴ）を精度良く取得でき、したがって、血圧値を精度良く算出（推定）できる。なお、血圧値の測定結果は、表示器５０に表示されるとともに、メモリ５１に記録される。

[0102] この例では、図１１のステップＳ１６において操作部５２としてのプッシュ式スイッチによって測定停止が指示されていなければ（ステップＳ１６でＮＯ）、脈波伝播時間（ＰＴＴ）の算出（図１１のステップＳ１４）と、血圧の算出（推定）（図１１のステップＳ１５）とを、脈波に応じて第１、第２の脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２が入力されるごとに周期的に繰り返す。ＣＰＵ１００は、血圧値の測定結果を、表示器５０に更新して表示するとともに、メモリ５１に蓄積して記録する。そして、図１１のステップＳ１６において測定停止が指示されると（ステップＳ１６でＹＥＳ）、測定動作を終了する。

[0103] この血圧計１によれば、この脈波伝播時間（ＰＴＴ）に基づく血圧測定によって、ユーザの身体的負担が軽い状態で、血圧を長期間にわたって連続的に測定することができる。

[0104] また、この血圧計１によれば、脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）と、オシロメトリック法による血圧測定とを、共通のベルト２０を用いて、一体の装置で行うことができる。したがって、ユーザの利便性を高めることができる。例えば、一般に、脈波伝播時間（ＰＴＴ）に基づく血圧測定（推定）を行う場合は、適宜、脈波伝播時間と血圧との間の対応式Ｅｑの校正（上の例では、実測された脈波伝播時間と血圧値に基づく係数α、β等の値の更新）を行う必要がある。ここで、この血圧計１によれば、同じ機器でオシロ

メトリック法による血圧測定を行い、その結果に基づいて対応式Ｅｑの校正を行うことができるので、ユーザの利便性を高めることができる。また、精度は低いけれども連続して測定できるＰＴＴ方式（脈波伝播時間に基づく血圧測定）で血圧の急激な上昇を捉え、その血圧の急激な上昇をトリガにして、より正確なオシロメトリック法での測定を開始することができる。

[0105] （変形例１）

上の例では、図６に関して説明したように、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２の比誘電率は、均一に$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$に設定されているものとしたが、これに限られるものではない。誘電体層４０２の比誘電率（ε_r）は、１から５までの範囲内に設定されていればよい。その場合、誘電体層４０２の比誘電率（ε_r）、左手首９０の比誘電率（５～４０程度の範囲内である）が、この順に大きくなる。したがって、左手首９０と誘電体層４０２との間の界面での電力反射が抑制される。この結果、受信される信号のＳＮ比（信号対ノイズ比）が高まり、生体情報としての脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を精度良く測定することができる。

[0106] さらに、誘電体層４０２の比誘電率（ε_r）は、図７に例示するように、導電体層４０１に沿った側の第１面４０２ａから、この第１面４０２ａと反対の側の第２面４０２ｂ（装着状態で左手首９０の掌側面９０ａに当接する側の面）へ向かって徐々に高くなっているのが望ましい。この図７の例では、誘電体層４０２は、第１面４０２ａから第２面４０２ｂへ向かって順に設けられた、シリコーン層（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 2.4$）４０２－１と、ポリカーボネート層（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$）４０２－２と、ナイロン層（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 4.2$）４０２－３との３層構造からなっている。つまり、誘電体層４０２の比誘電率（ε_r）は、第１面４０２ａから第２面４０２ｂへ向かって段階的に高くなっている。これにより、左手首９０と誘電体層４０２との間の界面での電力反射が抑制される。この結果、受信される信号のＳＮ比（信号対ノイズ比）が高まり、生体情報としての脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を精度良く測定することができる。なお、誘電体層４０２は、３層構造に限られず、さら

に多層に構成されていてもよい。また、誘電体層４０２の比誘電率は、第１面４０２ａから第２面４０２ｂへ向かって、段階的にではなく、連続的に高くなっていてもよい。

[0107] なお、被測定部位（手首）の形状には個人差がある。被測定部位がほぼ平坦であるような人なら、可撓性がなくても十分精度良く測定できる。可撓性があれば、被測定部位の形状に関わらず、精度良く測定できる。

[0108] （変形例２）

上の例では、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２は、ポリカーボネート、すなわち、比較的可撓性に乏しい材料からなるものとした。このため、図１２に例示するように、左手首９０の掌側面９０ａと誘電体層４０２の第２面４０２ｂの端部との間に空隙ｄ１が生じる可能性がある。そこで、この例では、導電体層４０１と、誘電体層４０２とが、全体として、左手首９０の掌側面９０ａに沿って変形可能な可撓性を有する構成にするものとする。例えば、図１３中に示す誘電体層４０２Ａは、シリコーン樹脂（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 2.4$）またはナイロン（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 4.2$）などの比較的可撓性が大きい材料からなるものとする。導電体層４０１Ａは、例えば誘電体層４０２Ａの第１面４０２ａに被着された厚さ数μｍ～３０μｍ程度の金属層からなるものとする。これにより、導電体層４０１Ａと誘電体層４０２Ａとが、可撓性のおかげで、全体として、左手首９０の掌側面９０ａに沿って変形し得る。したがって、左手首９０の掌側面９０ａが湾曲していても、左手首９０の掌側面９０ａと誘電体層４０２Ａの第２面４０２ｂとの間に空隙が生じ難くなる。この結果、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１Ａとの間の距離（厚さ方向ｖの距離）が一定に保たれる。また、左手首９０掌側面９０ａと誘電体層４０２Ａの第２面４０２ｂとの間に空隙が生じないので、そのような空隙による電波伝搬ロスが生じない。したがって、受信される信号レベルがさらに安定して、生体情報としての脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を精度良く測定することができる。

[0109] （変形例３）

また、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２は、少なくとも部分的に、吸湿性をもつ布からなっていてもよい。例えば、図７に示した３層構造の誘電体層４０２において、ナイロン層４０２－３が吸湿性をもつ布からなるものとしてもよい。これにより、被験者の汗が左手首９０に生じたとしても、その汗は誘電体層４０２のうち吸湿性をもつ布からなる部分（ナイロン層４０２－３）によって吸収されて、左手首９０と誘電体層４０２との間に滞留するのが防止される。この結果、この血圧計１（送受信アンテナ群４０Ｅを含む。）を装着したユーザの不快感が低減される。

[0110] （変形例４）

上の例では、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２の全体が正方形のパターン形状をもつ場合について説明した。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、図１４に示すように、誘電体層４０２Ｂは、導電体層４０１Ａの対向面４０１ｂに対応する範囲に設けられた正方形のパターン形状をもつ特定部分４０２Ｂ－１と、特定部分４０２Ｂ－１が占める範囲を越えて帯状に延在する帯状層部分４０２Ｂ－２とを、厚さ方向ｖに積層して構成されていてもよい。この例では、帯状層部分４０２Ｂ－２は、左手首９０を取り巻くように環状に構成されている。この場合、特定部分４０２Ｂ－１は、例えば厚さ２ｍｍ程度のシリコーン樹脂（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 2.4$）からなるものとする。帯状層部分４０２Ｂ－２は、例えば厚さ１ｍｍ～２ｍｍ程度のナイロン（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 4.2$）からなるものとする。

[0111] この構成によれば、ユーザが誘電体層４０２Ｂの帯状層部分４０２Ｂ－２によって左手首９０を取り巻くことによって、送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０に装着される。つまり、帯状層部分４０２Ｂ－２は、左手首９０を取り巻くベルト２０の一部（例えば、ベルト２０の内周面２０ａを覆う内布）を構成することができる。また、例えばベルト２０において押圧カフ２１を省略し、脈波伝播時間（ＰＴＴ）に基づく血圧測定のみを行う簡単な構成とする場合は、帯状層部分４０２Ｂ－２によってベルト２０の全部を構成することができる。

[0112] この例では、特に帯状層部分４０２Ｂ－２が吸湿性をもつ布からなるのが望ましい。その場合、生体の汗が左手首９０に生じたとしても、その汗は誘電体層４０２Ｂのうち帯状層部分４０２Ｂ－２（吸湿性をもつ布からなる）によって吸収されて、左手首９０の外周面と帯状層部分４０２Ｂ－２の内周面との間に滞留するのが防止される。この結果、ユーザの不快感が低減される。

[0113] なお、図１５中に示す誘電体層４０２Ｃのように、厚さ方向ｖに関して特定部分４０２Ｃ－１と帯状層部分４０２Ｃ－２との積層順が、図１４における特定部分４０２Ｂ－１と帯状層部分４０２Ｂ－２との積層順とは逆になっていてもよい。この場合、帯状層部分４０２Ｃ－２は、例えば厚さ１ｍｍ～２ｍｍ程度のシリコーン樹脂（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 2.4$）からなるものとする。特定部分４０２Ｃ－１は、例えば厚さ２ｍｍ程度のナイロン（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 4.2$）からなるものとする。この場合も、図１４におけるのと略同じ作用効果を得ることができる。

[0114] （変形例５）

上の例では、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２が、少なくとも部分的に、導電体層４０１，４０１Ａの対向面４０１ｂに対応する正方形のパターン形状をもつ場合について説明した。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、押圧カフ２１を省略し、脈波伝播時間（ＰＴＴ）に基づく血圧測定のみを行う簡単な構成とする場合は、図１６に示すように、送受信アンテナ群４０Ｅをなす誘電体層４０２Ｄは、左手首９０を取り巻くように帯状に延在するベルト２０Ａのうち、導電体層４０１Ａの対向面４０１ｂに対応する部分のみからなっていてもよい。ベルト２０Ａは、例えば厚さ１ｍｍ～２ｍｍ程度のナイロン（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 4.2$）からなるものとする。この場合も、ユーザが左手首９０をベルト２０Ａによって取り巻くことによって、送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０に装着され得る。さらに、この図１６の構成では、図１４、図１５のように特定部分４０２Ｂ－１，４０１Ｃ－１を設ける場合に比して、誘電体層４０２Ｄの構成を簡素化でき

る。

[0115] （変形例６）

上の例では、各誘電体層４０２，４０２Ａ，４０２Ｂ，４０２Ｃ，４０２Ｄのうち導電体層の対向面４０１ｂに対応する部分の比誘電率は、面方向ｕに関して均一である場合について説明した。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、図６中の誘電体層４０２に代えて、図１７に示すような誘電体層４０２Ｅを用いてもよい。この誘電体層４０２Ｅは、空洞の一例として、この誘電体層４０２Ｅを厚さ方向ｖに貫通する断面円形の貫通孔４０２ｗ，４０２ｗ，…を、面方向ｕに関して複数分散して有している。この誘電体層４０２Ｅの材料は、図６中の誘電体層４０２の材料と同じポリカーボネート（比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$）なっている。貫通孔４０２ｗ，４０２ｗ，…の比誘電率は、ほぼ１に等しく、誘電体層４０２の材料自体の比誘電率（$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$）よりも小さい。これにより、誘電体層４０２Ｅの全体としての実効的な比誘電率（ε_r）が、ポリカーボネート自体の比誘電率（$\varepsilon_r \fallingdotseq 3.0$）よりも低く設定されている。

[0116] この例では、誘電体層４０２Ｅの面方向ｕの面積は１０ｍｍ^2、厚さ方向ｖの寸法は２ｍｍにそれぞれ設定されている。各貫通孔４０２ｗの面方向ｕの面積は２ｍｍ^2（したがって、直径は約０．５ｍｍ）に設定されている。貫通孔４０２ｗの数が例えば１０個である場合、誘電体層４０２Ｅの全体としての実効的な比誘電率は$\varepsilon_r \fallingdotseq 2.6$となる。

[0117] これらの貫通孔４０２ｗ，４０２ｗ，…の数または面方向ｕの密度を可変することによって、誘電体層４０２Ｅの全体としての実効的な比誘電率を可変して設定することができる。したがって、誘電体層４０２Ｅの全体としての実効的な比誘電率を設定する自由度が増す。

[0118] なお、誘電体層４０２の全体としての実効的な比誘電率を可変して設定するためには、例えば、誘電体層４０２の内部に、微小な球状の空洞を、面方向ｕおよび厚さ方向ｖに関して複数分散して設けてもよい。

[0119] （誘電体層の介在の効果）

図１８（Ａ）は、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間に誘電体層が介在せず、左手首９０の掌側面９０ａに対して導電体層４０１が直接接している態様を示している。本発明者が電磁界解析を行ったところ、この態様で、左手首９０の掌側面９０ａ近傍の比誘電率（ε_r）が例えば１０から５まで変化したとき、受信される信号の強度は７．９ｄＢ低下することが分かった。これに対して、図１８（Ｂ）は、本発明に従って、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１との間に誘電体層（シリコーン樹脂、厚さ２ｍｍ、比誘電率$\varepsilon_r \fallingdotseq$２．４）４０２が介在した態様を示している。本発明者が電磁界解析を行ったところ、この態様で、左手首９０の掌側面９０ａ近傍の比誘電率（ε_r）が例えば１０から５まで変化したとき、受信される信号の強度は２．３ｄＢしか低下しないことが分かった。この結果、本発明の如く生体の被測定部位とアンテナをなす導電体層との間に誘電体層を介在させることによって、生体の誘電率の変動（生体の比誘電率は５～４０程度の範囲で変動する）の影響を受け難くなり、受信される信号レベルが安定することを確認できた。

[0120] （変形例７）

上の各例では、送受信アンテナ群４０Ｅをなす導電体層４０１，４０１Ａの対向面（左手首９０に対向する面）４０１ｂに沿って誘電体層が直接取り付けられる場合について説明した。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、図１９（Ａ）、図１９（Ｂ）に示すように、導電体層４０１を搭載し導電体層４０１と平行に延在する基材４００のうち、左手首９０に対向する対向面４００ｂに沿って誘電体層４０２Ｆ，４０２Ｆが取り付けられてもよい。図１９（Ｂ）に示すように、この例では、導電体層４０１は、送信アンテナ４１と、この送信アンテナ４１からの電波を受信する受信アンテナ４２とに区分されている。

[0121] この構成では、送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０に対して装着された装着状態では、左手首９０の掌側面９０ａに対向して導電体層４０１が配置され、左手首９０の掌側面９０ａと基材４００の対向面４００ｂとの間に誘

電体層４０２Ｆが配置される。左手首９０の掌側面９０ａのうち橈骨動脈９１に対応する部分９０ａ１と導電体層４０１の対向面４０１ｂとの間は、空隙ｄ２になっている。この装着状態で、誘電体層４０２Ｆは、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１（の対向面４０１ｂ）との間の距離（厚さ方向ｖの距離）を一定に保つ。

[0122] この装着状態で、送信アンテナ４１から空隙ｄ２（またはこの空隙ｄ２の側方に存在する誘電体層４０２Ｆ）を通して、左手首９０へ向けて電波が発射される。左手首９０によって反射された電波は、空隙ｄ２（またはこの空隙ｄ２の側方に存在する誘電体層４０２Ｆ）を通して、受信アンテナ４２によって受信される。ここで、この構成によれば、誘電体層４０２Ｆが左手首９０の掌側面９０ａと導電体層４０１（送受信アンテナ対（４１，４２））との間の距離を一定に保つので、受信される信号レベルが安定して、生体情報を精度良く測定することができる。しかも、上の各例に比して、導電体層４０１直下の誘電体層による誘電損失を低減することができ、受信される信号のＳＮ比を高めることができる。したがって、生体情報としての脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２を精度良く測定することができる。

[0123] 上述の実施形態では、図３に示したように、幅方向Ｙに関して、送受信アンテナ群４０Ｅが占める範囲内の両側に送信アンテナ４１，４４が配置され、これらの送信アンテナ４１，４４の間に受信アンテナ４２，４３が配置されているものとした。しかしながら、これに限られるものではない。送受信アンテナ群４０Ｅが占める範囲内の両側に受信アンテナ４２，４３が配置され、これらの受信アンテナ４２，４３の間に送信アンテナ４１，４４が配置されていてもよい。この配置では、幅方向Ｙに関して、送信アンテナ４１に対して、受信アンテナ４３よりも受信アンテナ４２が近い。また、幅方向Ｙに関して、送信アンテナ４４に対して、受信アンテナ４２よりも受信アンテナ４３が近い。したがって、第１組の送受信アンテナ対（４１，４２）と第２組の送受信アンテナ対（４４，４３）との間の混信を少なくすることができる。

[0124] また、上述の実施形態では、導電体層４０１，４０１Ａは、送信アンテナと、この送信アンテナからの電波を受信する受信アンテナとが互いに離間し、区分されているものとした。しかしながら、これに限られるものではない。生体測定用アンテナ装置をなす導電体層は、電波の発射および受信のために、公知のサーキュレータを介して空間的に１つの送受共用アンテナとして用いられてもよい。

[0125] また、上述の実施形態では、血圧計１は、被測定部位として左手首９０に装着されることが予定されているものとした。しかしながら、これに限られるものではない。被測定部位は、動脈が通っていれば良く、右手首や、手首以外の上腕などの上肢であっても良いし、足首、大腿などの下肢であっても良い。

[0126] また、上述の実施形態では、血圧計１に搭載されたＣＰＵ１００が脈波検出部、第１および第２の血圧算出部として働いて、オシロメトリック法による血圧測定（図９Ｂの動作フロー）およびＰＴＴに基づく血圧測定（推定）（図１１の動作フロー）を実行するものとした。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、血圧計１の外部に設けられたスマートフォンなどの実質的なコンピュータ装置が、脈波検出部、第１および第２の血圧算出部として働いて、ネットワーク９００を介して、血圧計１にオシロメトリック法による血圧測定（図９Ｂの動作フロー）およびＰＴＴに基づく血圧測定（推定）（図１１の動作フロー）を実行させるようにしてもよい。その場合、ユーザは、そのコンピュータ装置の操作部（タッチパネル、キーボード、マウスなど）によって血圧測定開始又は停止の指示などの操作を行い、そのコンピュータ装置の表示器（有機ＥＬディスプレイ、ＬＣＤなど）によって血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、その他の情報を表示させることができる。その場合、血圧計１では、表示器５０と操作部５２を省略してもよい。

[0127] 上述の実施形態では、血圧計１によって、生体情報としての脈波信号、脈波伝播時間、血圧を測定したが、これに限られるものではない。脈拍数など

の他の様々な生体情報を測定してもよい。

[0128] また、この発明では、生体測定用アンテナ装置、脈波測定装置、または、血圧測定装置を含み、さらに他の機能を実行する機能部を含む機器を構成してもよい。この機器によれば生体情報を精度良く測定でき、生体情報として特に脈波信号を精度良く取得でき、または、血圧値を精度良く算出（推定）できる。その他、この機器は様々な機能を実行することができる。

[0129] 以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

符号の説明

[0130]

１　血圧計

１０　本体

２０　ベルト

２１　押圧カフ

２３　帯状体

４０　送受信部

４０Ｅ　送受信アンテナ群

４０－１　第１の脈波センサ

４０－２　第２の脈波センサ

１００　ＣＰＵ

４０１，４０１Ａ　導電体層

４０２，４０２Ａ，４０２Ｂ，４０２Ｃ，４０２Ｄ，４０２Ｅ，４０２Ｆ　誘電体層

請求の範囲

[請求項1] 生体の被測定部位へ向けて電波を発射し又は上記被測定部位からの電波を受信する生体測定用アンテナ装置であって、

上記電波の発射および／または受信のために上記被測定部位に対向される導電体層と、

上記導電体層、または、上記導電体層を搭載し上記導電体層と平行に延在する基材のうち、上記被測定部位に対向する対向面に沿って取り付けられた、予め定められた比誘電率をもつ誘電体層とを備え、

上記誘電体層のうち、上記導電体層に沿った側の第１面とは反対の側の第２面が上記被測定部位の外面に当接された装着状態で、上記誘電体層は、上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保つことを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項2] 請求項１に記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記導電体層または上記基材と、上記誘電体層とが、全体として、上記被測定部位の外面に沿って変形可能な可撓性を有することを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項3] 請求項１または２に記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率は、１から５までの範囲内に設定されていることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項4] 請求項１から３までのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記電波の周波数での上記誘電体層の比誘電率は、上記第１面から上記第２面へ向かって徐々に高くなっていることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項5] 請求項１から４までのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記誘電体層は、この誘電体層の内部に空洞を複数分散して有し、これにより、上記誘電体層の全体としての実効的な比誘電率が上記誘

電体層の材料自体の比誘電率よりも低く設定されていることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項6] 請求項１から５までのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記誘電体層は、上記導電体層または上記基材の上記対向面に対応する範囲に設けられた特定部分と、上記特定部分が占める範囲を越えて帯状に延在する帯状層部分とを含み、上記特定部分と帯状層部分とを厚さ方向に積層して構成されていることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項7] 請求項１から６までのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記被測定部位を取り巻いて装着されるベルトを備え、

上記ベルトに、上記導電体層または上記基材と、上記誘電体層とが、搭載されていることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項8] 請求項７に記載の生体測定用アンテナ装置において、

上記誘電体層は、上記ベルトのうち、上記導電体層または上記基材の上記対向面に対応する部分のみからなることを特徴とする生体測定用アンテナ装置。

[請求項9] 生体の被測定部位の脈波を測定する脈波測定装置であって、

請求項７または８に記載の生体測定用アンテナ装置を備え、

上記ベルトが上記被測定部位の外面を取り巻いて装着された装着状態で、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記導電体層がなす送信アンテナと受信アンテナとからなる送受信アンテナ対が上記被測定部位を通る動脈に対応するようになっており、

上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射する送信回路と、

上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波

を受信する受信回路と、

上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得する脈波検出部とを備えたことを特徴とする脈波測定装置。

[請求項10] 生体の被測定部位の血圧を測定する血圧測定装置であって、

請求項９に記載の脈波測定装置を２組備え、

上記２組におけるベルトは一体に構成され、

上記２組における送受信アンテナ対は、上記ベルトの幅方向に関して互いに離間して配置され、

上記ベルトが上記被測定部位の外面を取り巻いて装着された装着状態で、上記誘電体層の上記第２面が上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記２組のうち第１組の送受信アンテナ対は上記被測定部位を通る動脈の上流側部分に対応する一方、第２組の送受信アンテナ対は上記動脈の下流側部分に対応するようになっており、

上記２組においてそれぞれ、上記送信アンテナを介して上記送信回路が上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信アンテナを介して上記受信回路が上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記２組においてそれぞれ、上記脈波検出部が、上記受信回路の出力に基づいて、上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得し、

上記２組の上記脈波検出部がそれぞれ取得した脈波信号の間の時間差を、脈波伝播時間として取得する時間差取得部と、

脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、上記時間差取得部によって取得された脈波伝播時間に基づいて血圧値を算出する第１の血圧算出部と

を備えたことを特徴とする血圧測定装置。

[請求項11] 請求項１０に記載の血圧測定装置において、

上記ベルトに、上記被測定部位を圧迫するための流体袋が搭載され、

上記流体袋に空気を供給して圧力を制御する圧力制御部と、

上記流体袋内の圧力に基づいて、オシロメトリック法により血圧を算出する第２の血圧算出部とを備えたことを特徴とする血圧測定装置。

[請求項12] 請求項１から８までのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置、請求項９に記載の脈波測定装置、または、請求項１０若しくは１１に記載の血圧測定装置を含むことを特徴とする機器。

[請求項13] 請求項１から９のまでのいずれか一つに記載の生体測定用アンテナ装置を用いて生体の被測定部位から生体情報を取得する生体情報測定方法であって、

上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接して、上記生体測定用アンテナ装置を上記被測定部位に装着し、

上記誘電体層が上記被測定部位の外面と上記導電体層との間の距離を一定に保った装着状態で、上記導電体層から上記誘電体層若しくはこの誘電体層の側方に存在する空隙を通して上記被測定部位へ向けて電波を発射し、および／または、上記被測定部位によって反射された電波を上記誘電体層若しくはこの誘電体層の側方に存在する空隙を通して上記導電体層によって受信することを特徴とする生体情報測定方法。

[請求項14] 請求項１０に記載の脈波測定装置を用いて生体の被測定部位の脈波を測定する脈波測定方法であって、

上記被測定部位の外面を取り巻くように上記ベルトを装着して、上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記導電体層がなす送信アンテナと受信アンテナとからなる送受信アンテナ対を上記被測定部位を通る動脈に対応させ、

上記誘電体層が上記被測定部位と上記導電体層との間の距離を一定

に保った装着状態で、上記送信回路によって、上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信回路によって、上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記受信回路の出力に基づいて、上記脈波検出部によって上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得することを特徴とする脈波測定方法。

[請求項15] 請求項１１に記載の血圧測定装置を用いて生体の被測定部位の血圧を測定する血圧測定方法であって、

上記被測定部位の外面を取り巻くように上記ベルトを装着して、上記誘電体層の上記第２面を上記被測定部位の外面に当接するとともに、上記２組のうち第１組の送受信アンテナ対を上記被測定部位を通る動脈の上流側部分に対応させる一方、第２組の送受信アンテナ対を上記動脈の下流側部分に対応させ、

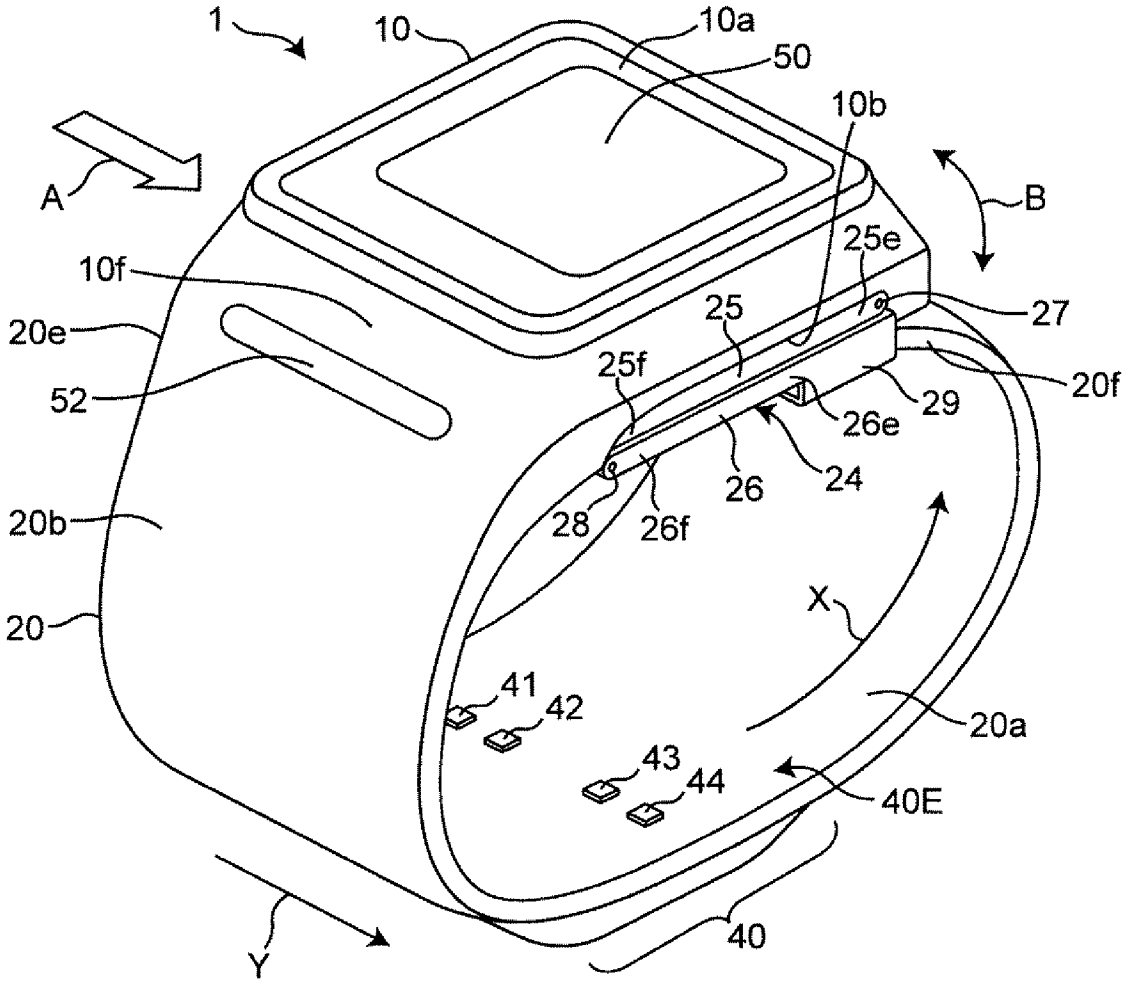
上記誘電体層が上記被測定部位と上記導電体層との間の距離を一定に保った装着状態で、上記２組においてそれぞれ、上記送信回路によって、上記送信アンテナを介して上記被測定部位へ向けて電波を発射するとともに、上記受信回路によって、上記受信アンテナを介して上記被測定部位によって反射された電波を受信し、

上記２組においてそれぞれ、上記受信回路の出力に基づいて、上記脈波検出部によって上記被測定部位を通る動脈の脈波を表す脈波信号を取得し、

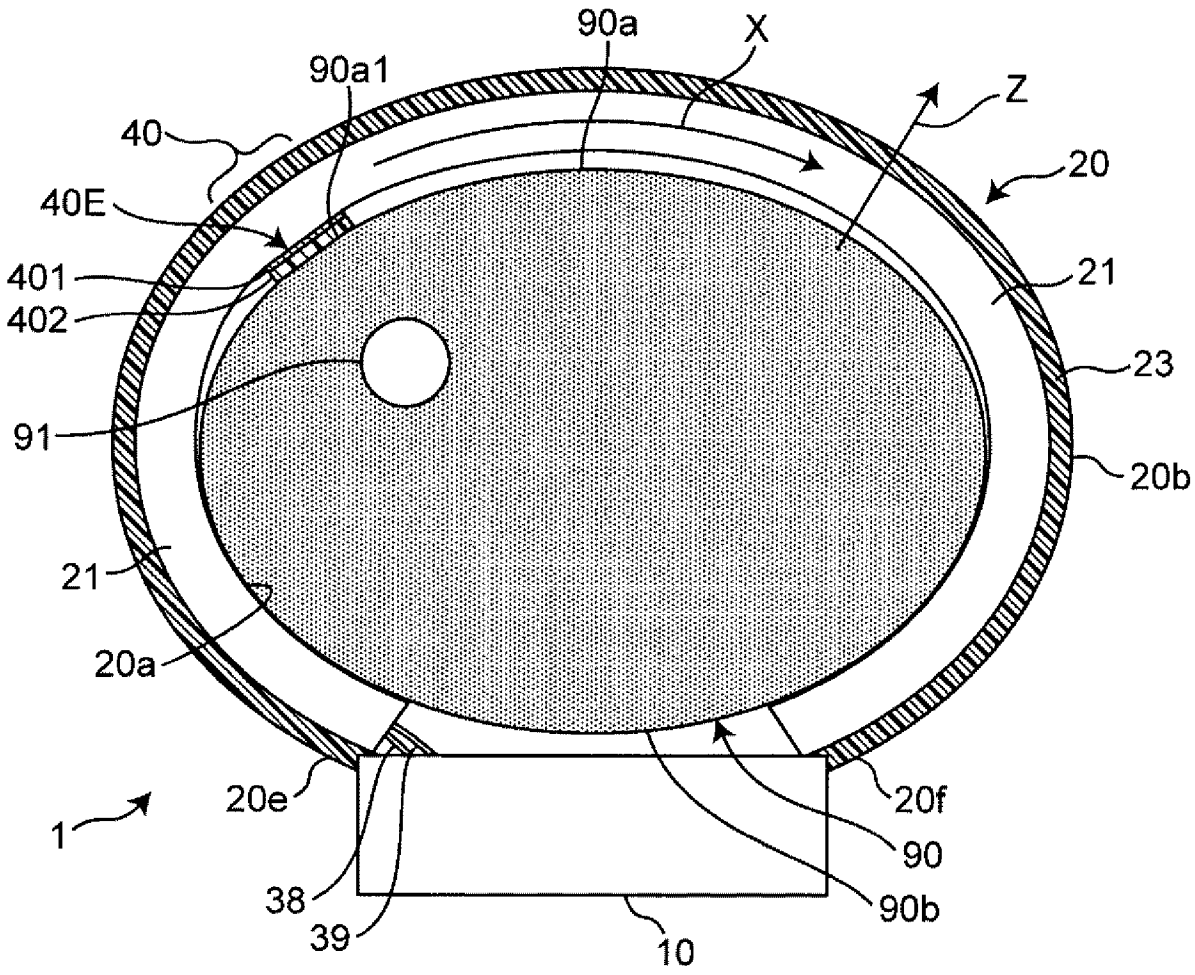
上記２組の上記脈波検出部がそれぞれ取得した脈波信号の間の時間差を、上記時間差取得部によって脈波伝播時間として取得し、

脈波伝播時間と血圧との間の予め定められた対応式を用いて、上記時間差取得部によって取得された脈波伝播時間に基づいて、上記第１の血圧算出部によって血圧値を算出することを特徴とする血圧測定方法。

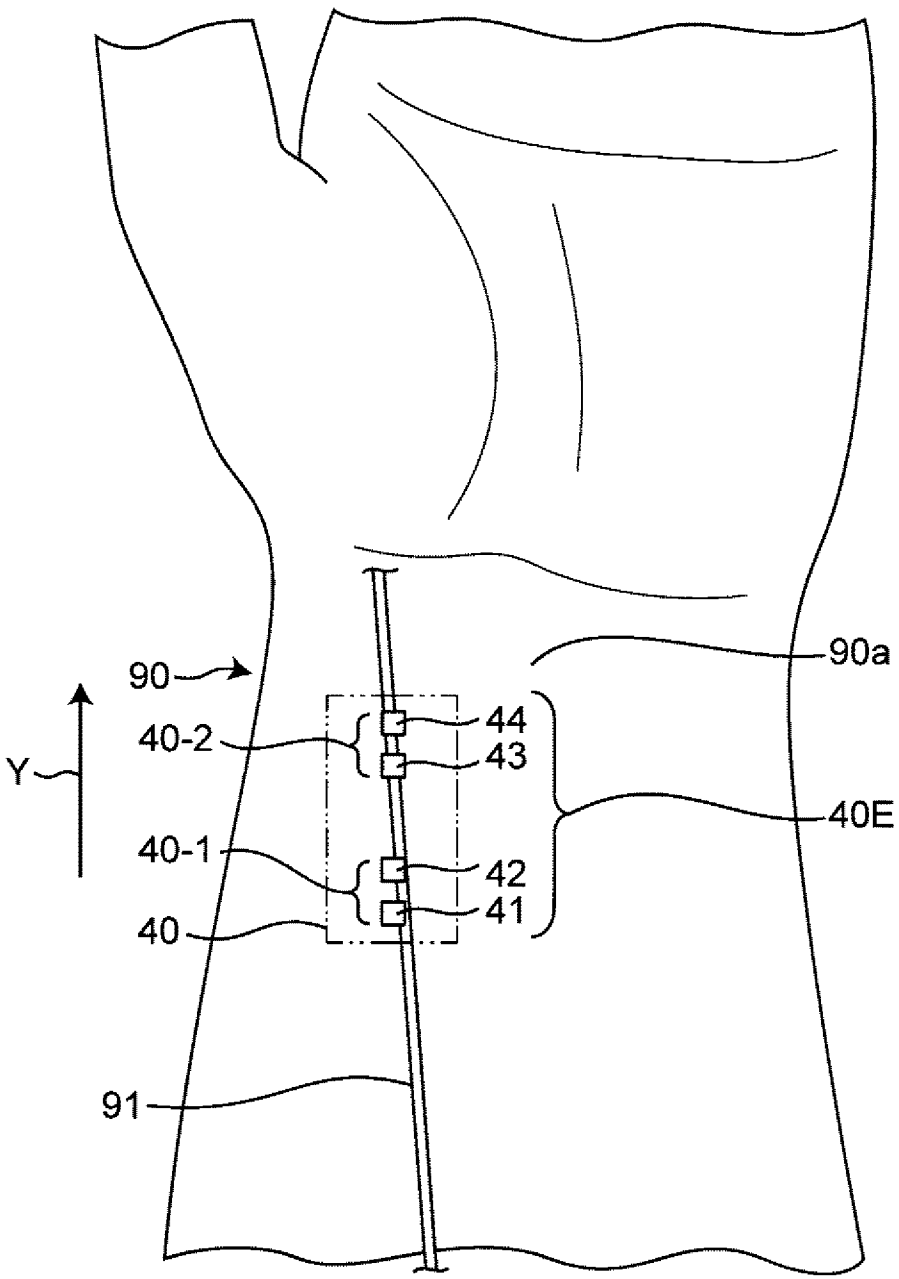
[図1]


1
10
10a
50
10b
A
B
10f
25e
27
20e
25
25f
20f
52
29
26e
24
26
28
26f
20b
20
X
41
42
20a
43
44
40E
Y
40

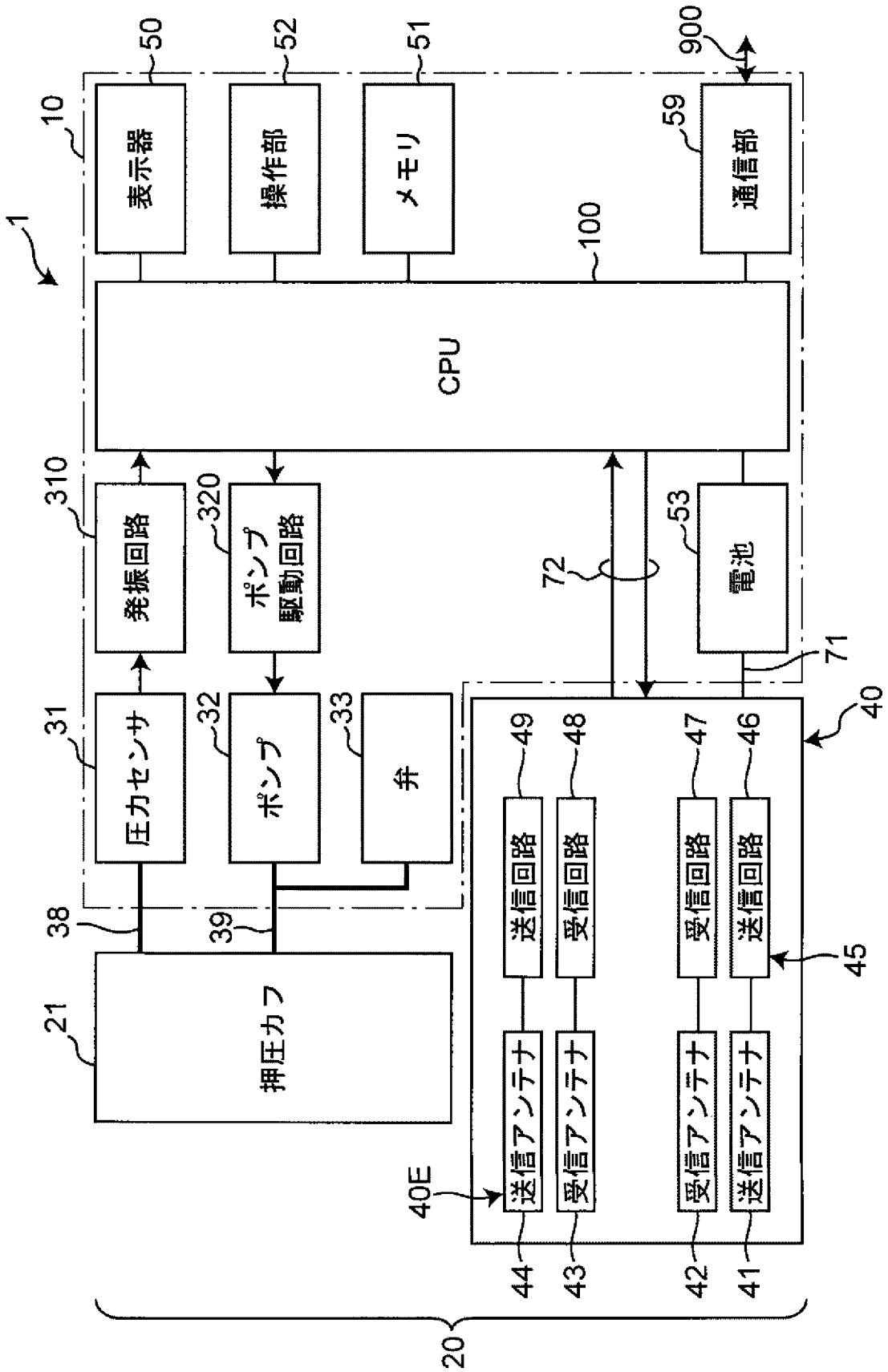
[図2]


90a
X
90a1
Z
40
20
40E
21
401
402
23
91
20b
21
20a
20e
20f
1
90
90b
38
39
10

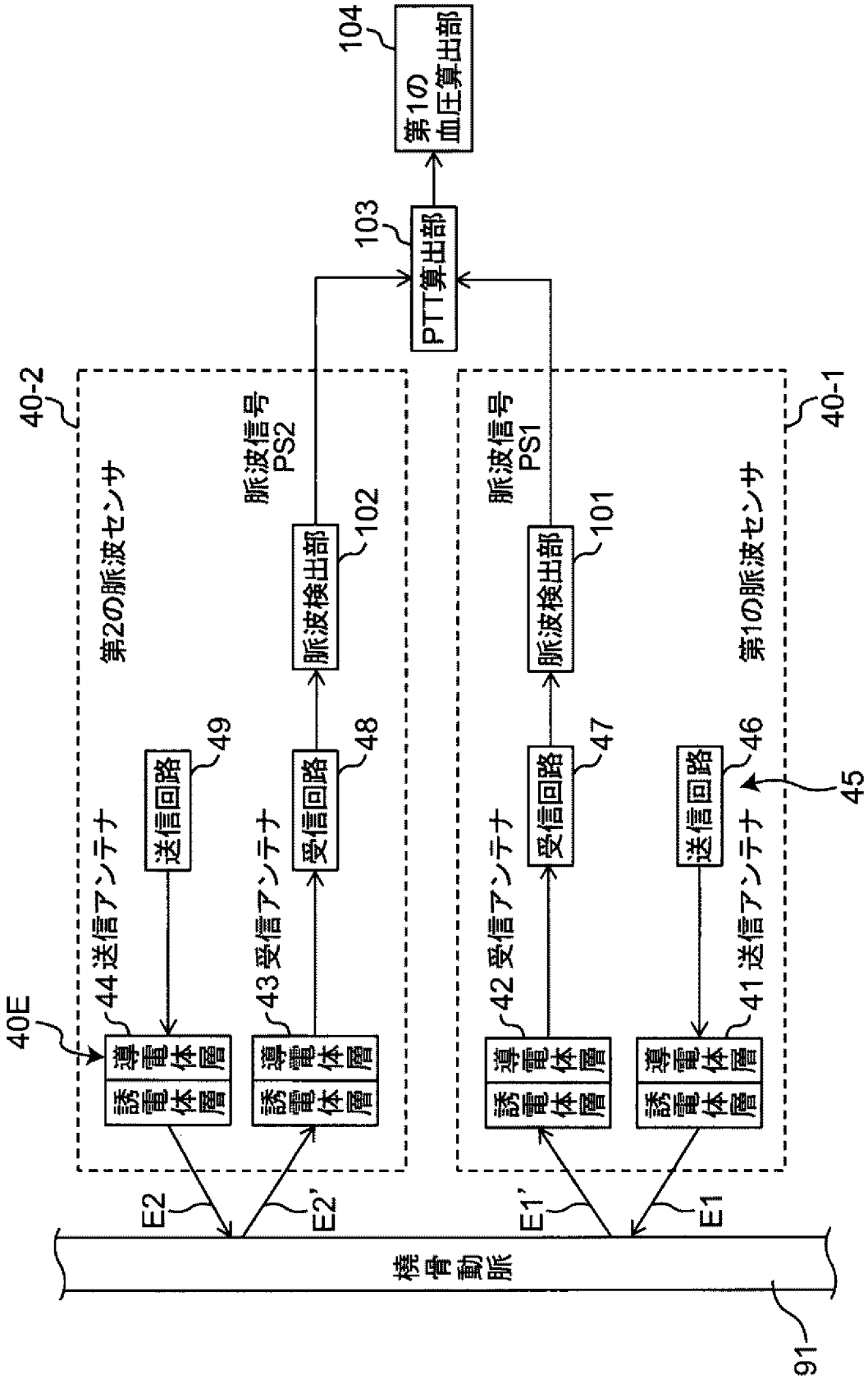
[図3]



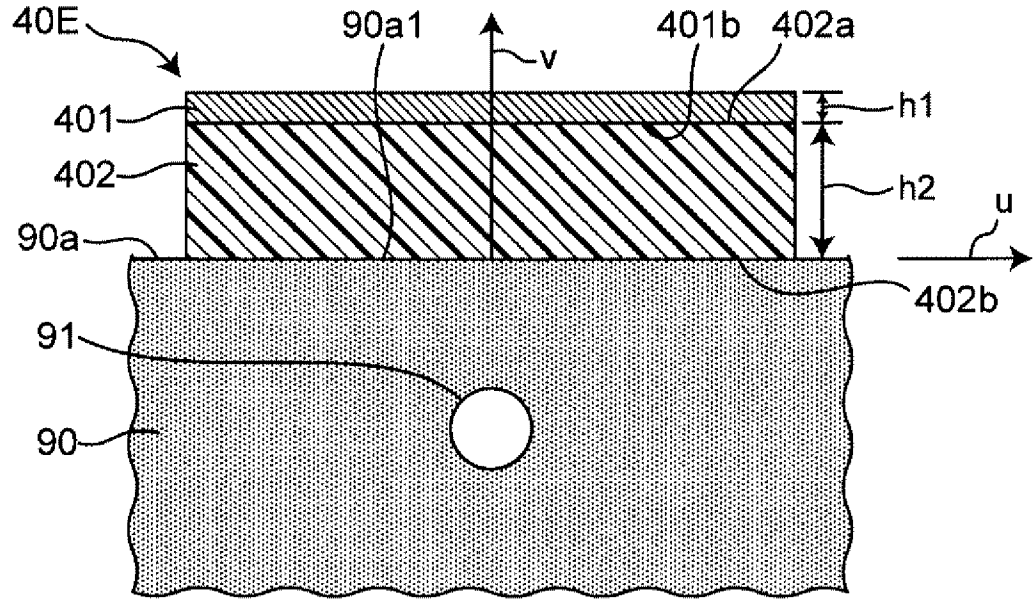
[図4]


1
10
20
21
31
32
33
38
39
40
40E
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
59
71
72
100
310
320
900
表示器
操作部
メモリ
通信部
CPU
発振回路
ポンプ駆動回路
電池
圧力センサ
ポンプ
弁
押圧カフ
送信回路
受信回路
受信回路
送信回路
送信アンテナ
受信アンテナ
受信アンテナ
送信アンテナ

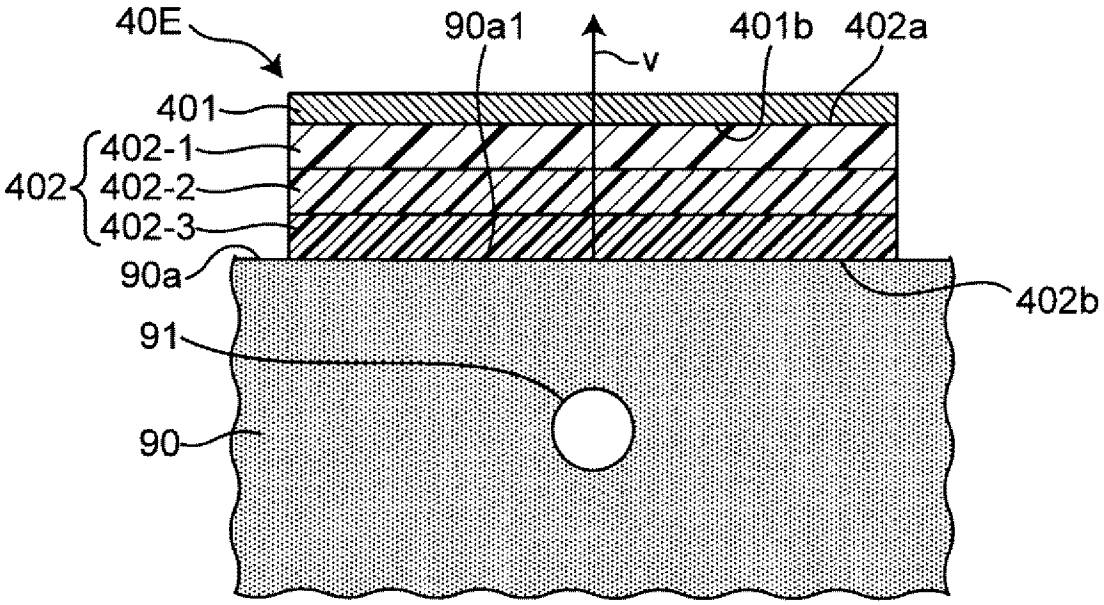
[図5]


104
第1の血圧算出部
103
PTT算出部
40-2
第2の脈波センサ
脈波信号PS2
脈波信号PS1
40-1
第1の脈波センサ
102
脈波検出部
101
脈波検出部
49
送信回路
48
受信回路
47
受信回路
46
送信回路
45
40E
44 送信アンテナ
43 受信アンテナ
42 受信アンテナ
41 送信アンテナ
導電体層
誘電体層
E2
E2'
E1'
E1
橈骨動脈
91

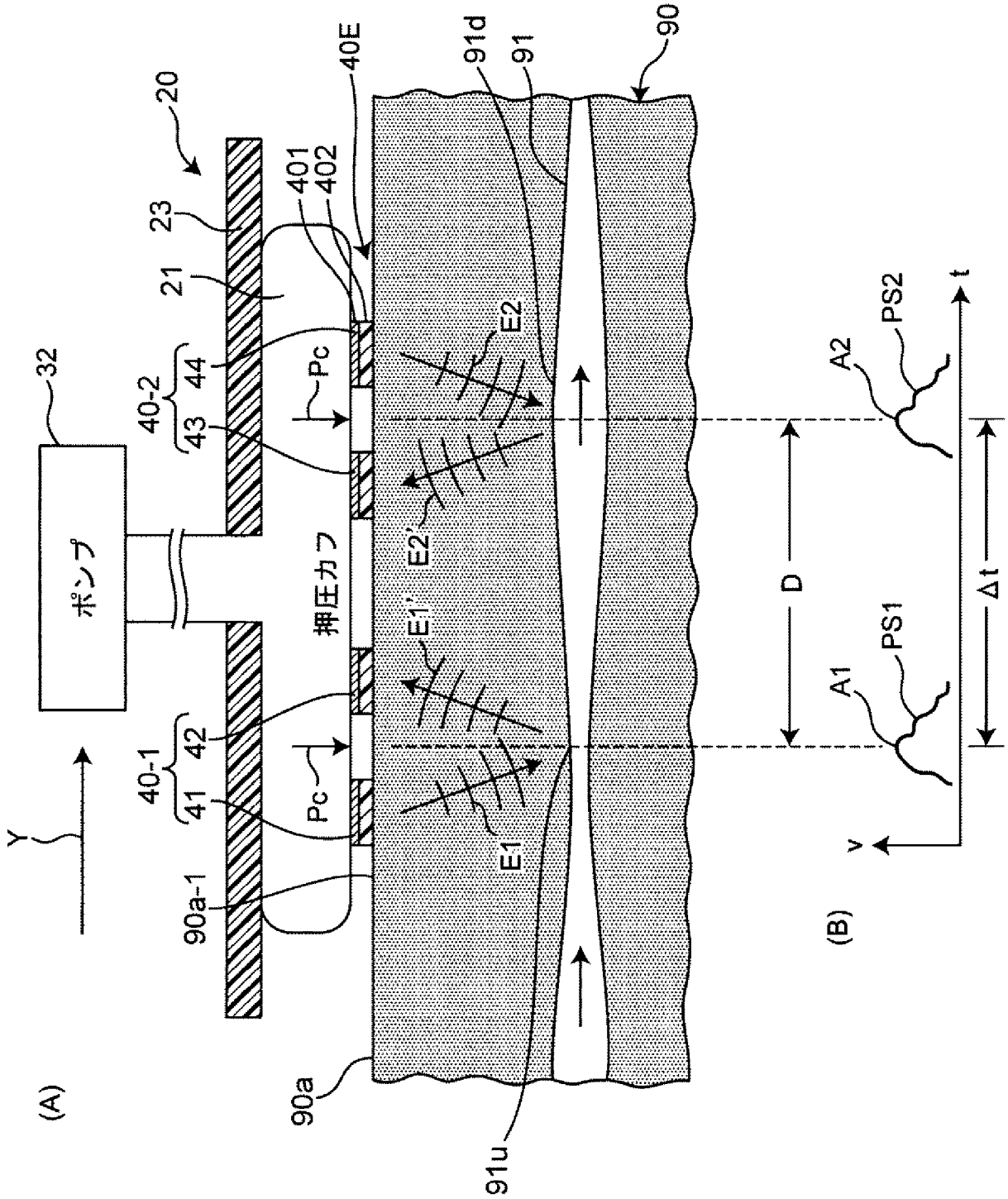
[図6]


40E
90a1
v
401b
402a
401
h1
402
h2
u
90a
402b
91
90

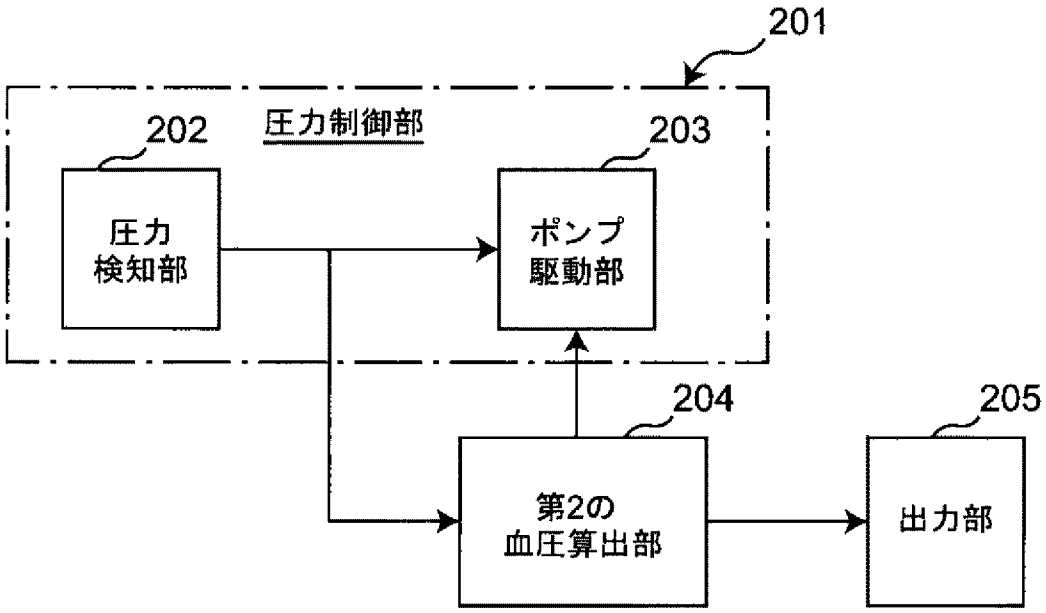
[図7]


40E
90a1
v
401b
402a
401
402-1
402
402-2
402-3
90a
402b
91
90

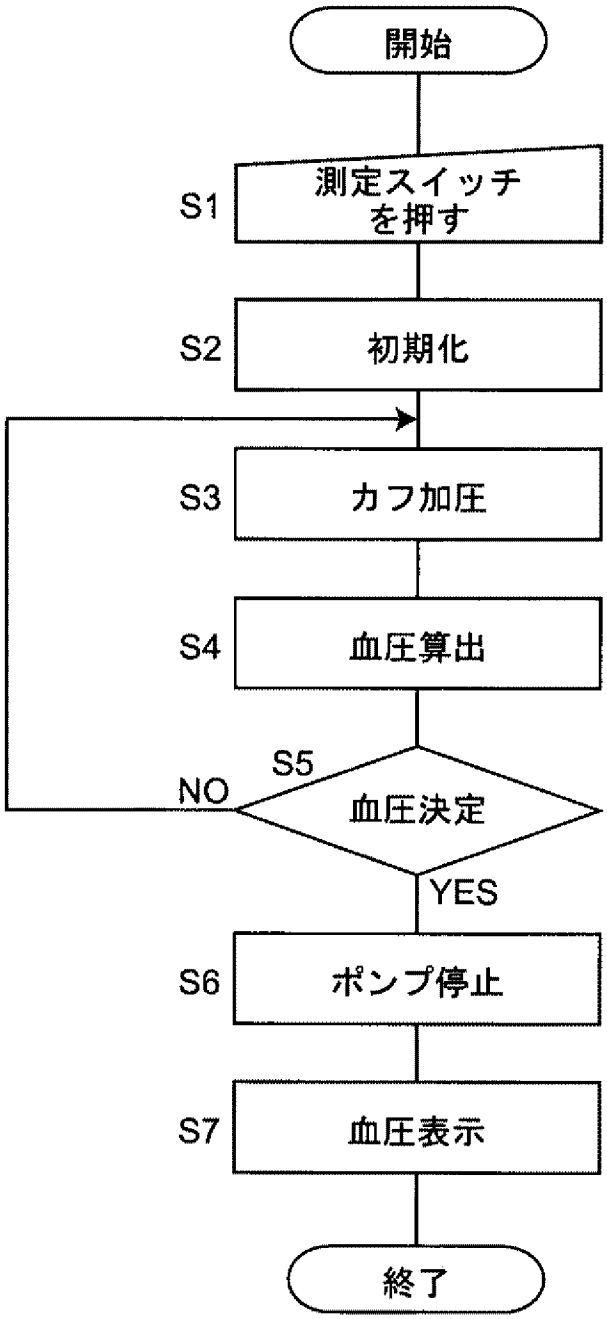
[図8]


(A)
(B)
ポンプ
32
20
23
21
40-2
44
43
40-1
42
41
90a-1
401
402
40E
91d
91
90
90a
91u
Pc
Pc
押圧カフ
E1
E1'
E2
E2'
Y
D
A1
A2
PS1
PS2
Δt
t
v

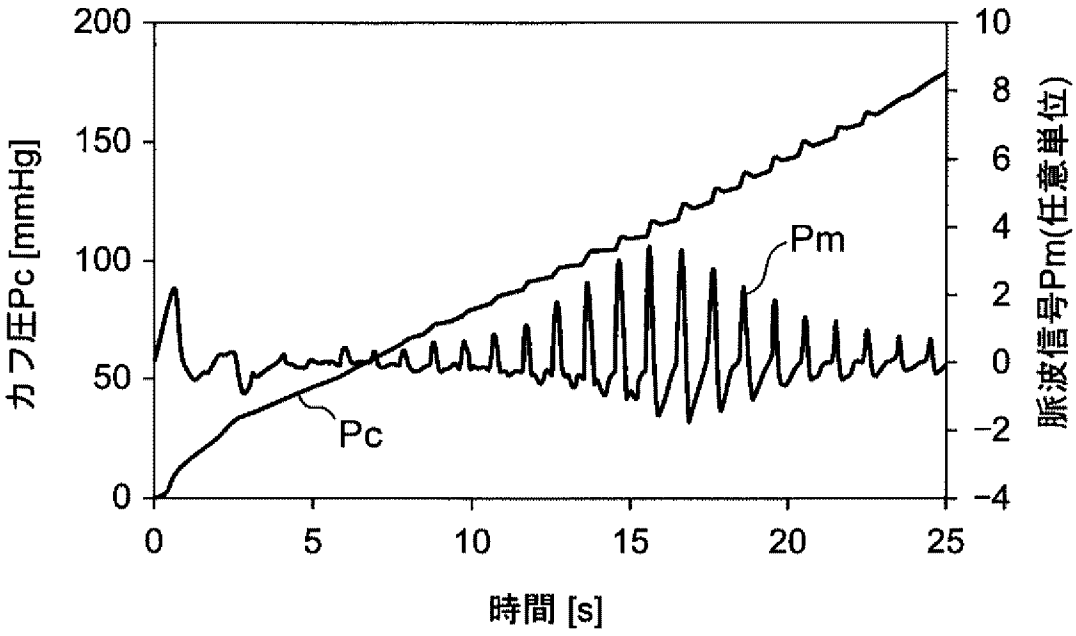
[図9A]



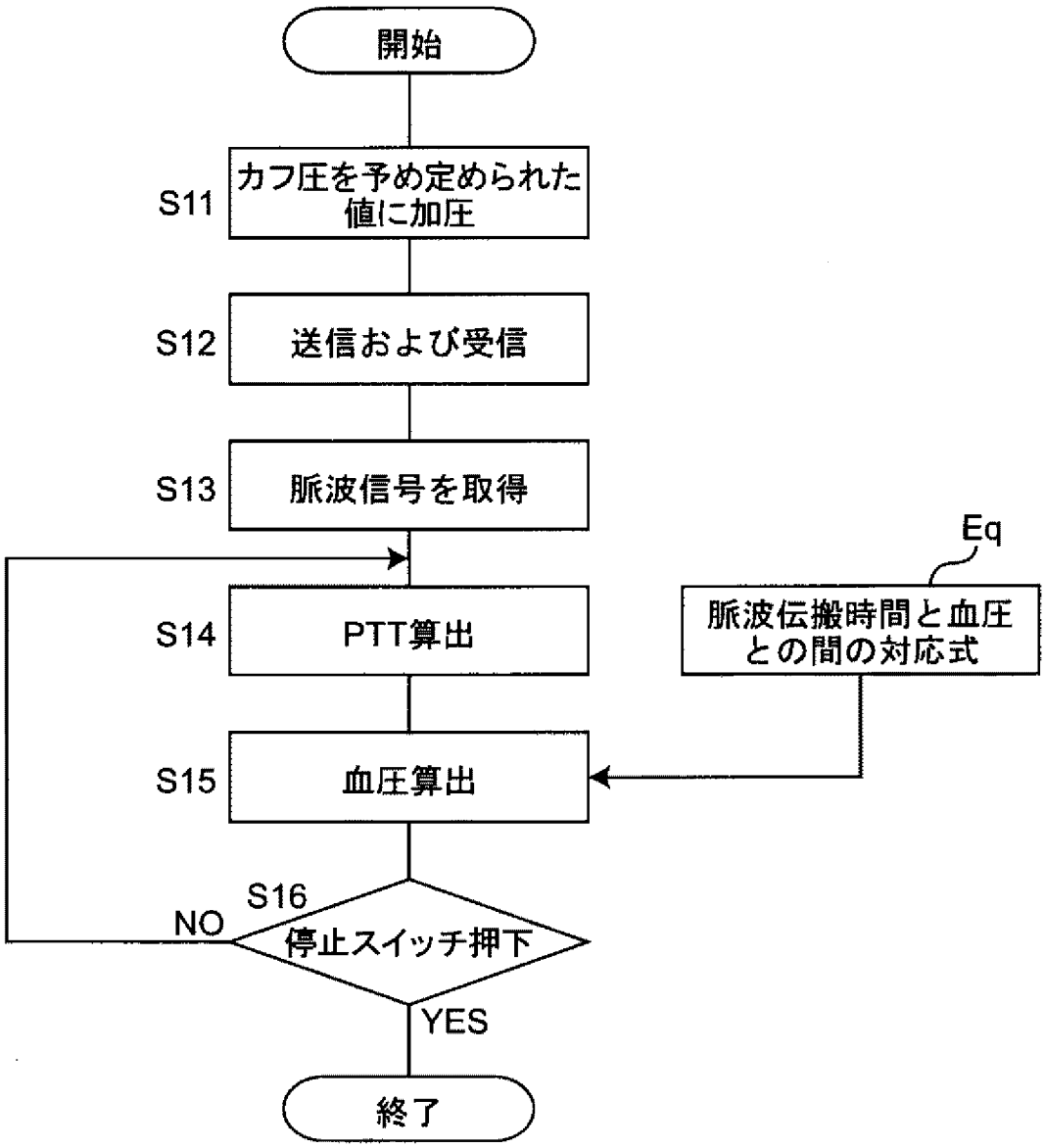
[図9B]


開始
S1
測定スイッチ
を押す
S2
初期化
S3
カフ加圧
S4
血圧算出
S5
NO
血圧決定
YES
S6
ポンプ停止
S7
血圧表示
終了

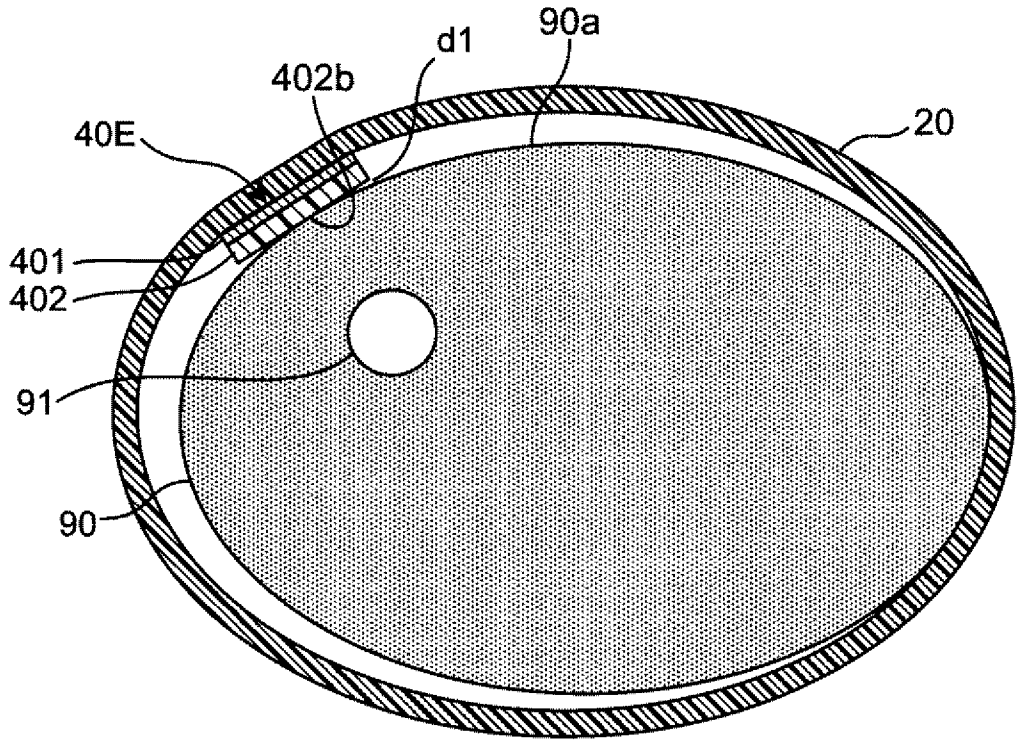
[図10]


200
150
100
50
0
10
8
6
4
2
0
−2
−4
0
5
10
15
20
25
カフ圧Pc [mmHg]
脈波信号Pm(任意単位)
時間 [s]
Pm
Pc

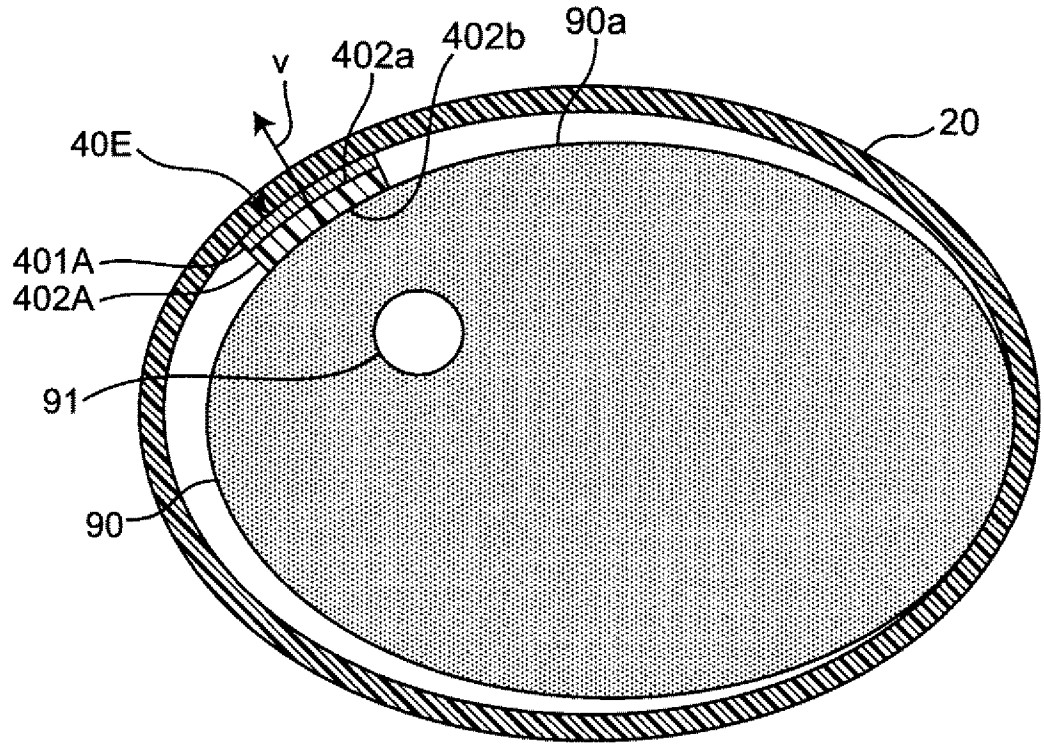
[図11]


開始
S11
カフ圧を予め定められた値に加圧
S12
送信および受信
S13
脈波信号を取得
Eq
脈波伝搬時間と血圧との間の対応式
S14
PTT算出
S15
血圧算出
S16
NO
停止スイッチ押下
YES
終了

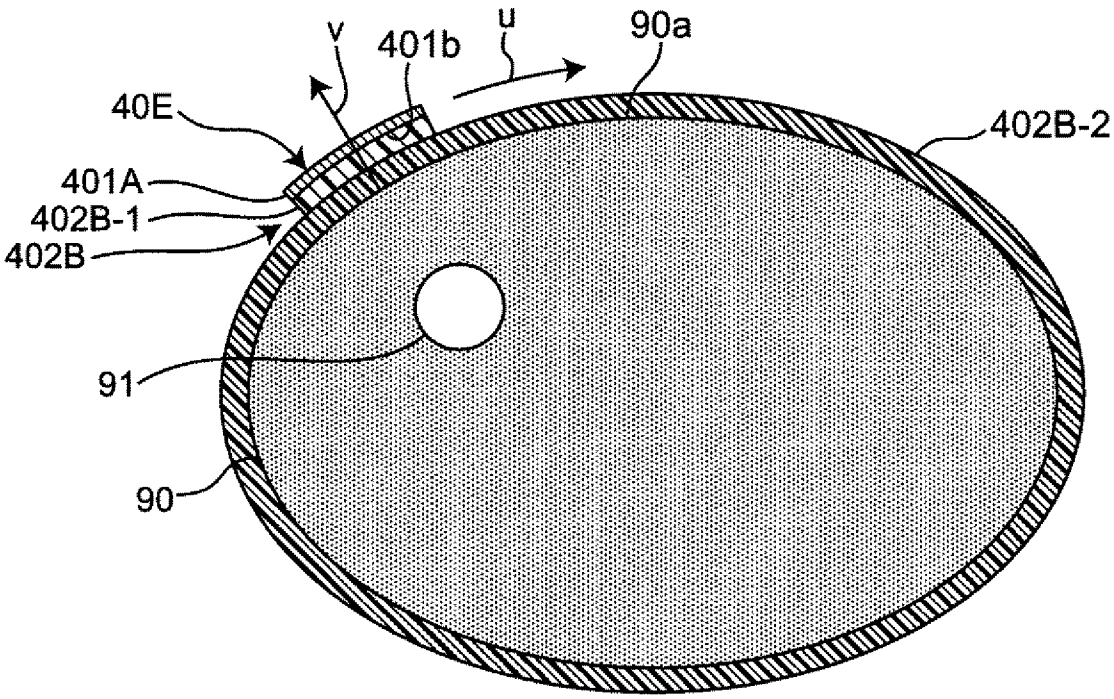
[図12]


d1
90a
402b
20
40E
401
402
91
90

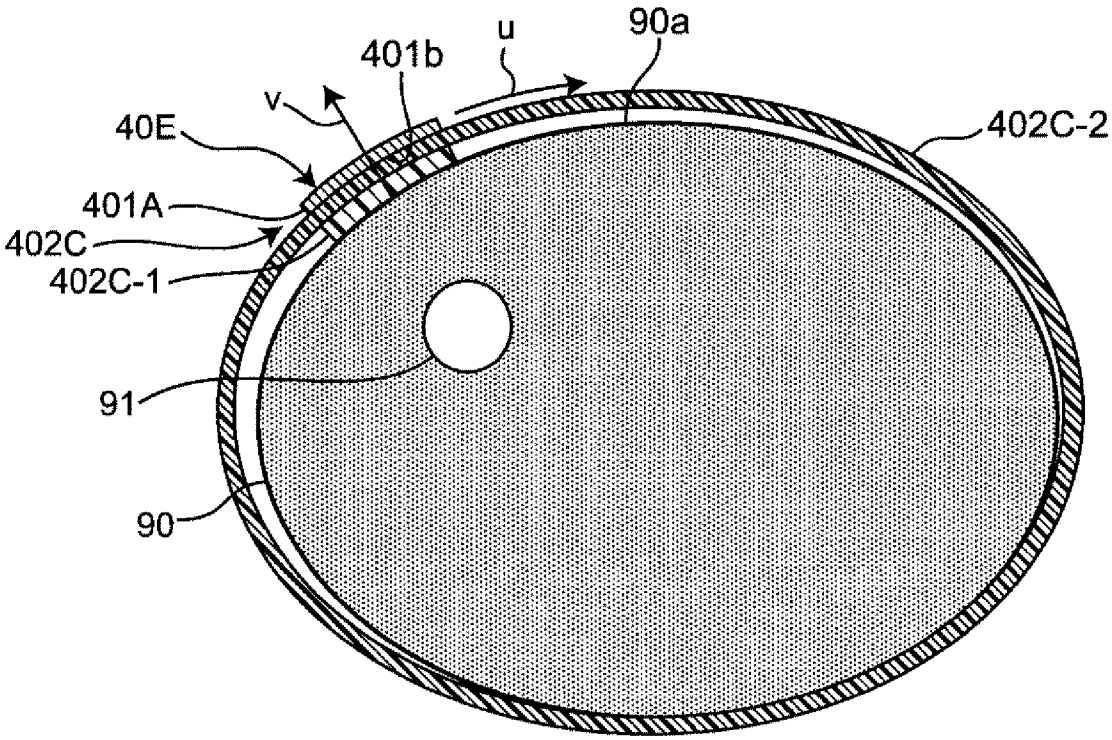
[図13]


v
402a
402b
90a
20
40E
401A
402A
91
90

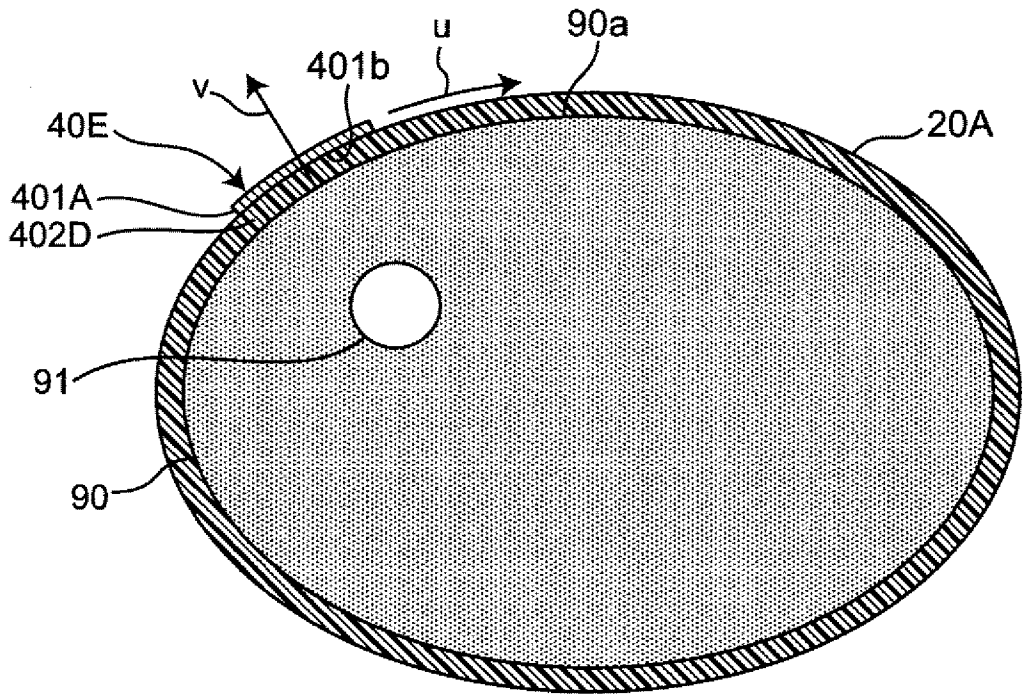
[図14]


v
401b
u
90a
40E
402B-2
401A
402B-1
402B
91
90

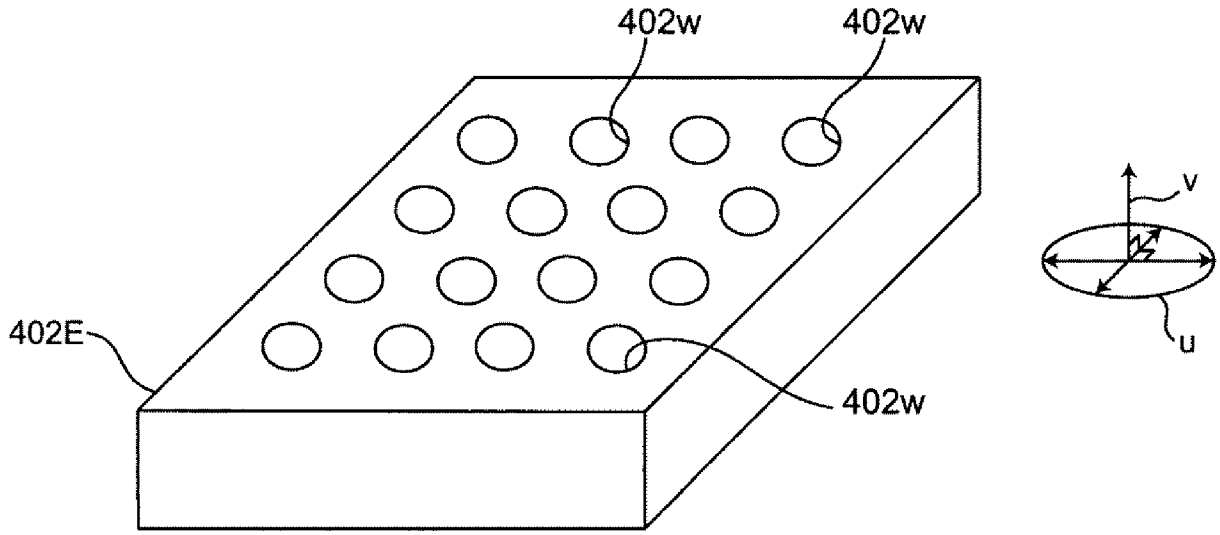
[図15]


401b
u
90a
v
40E
402C-2
401A
402C
402C-1
91
90

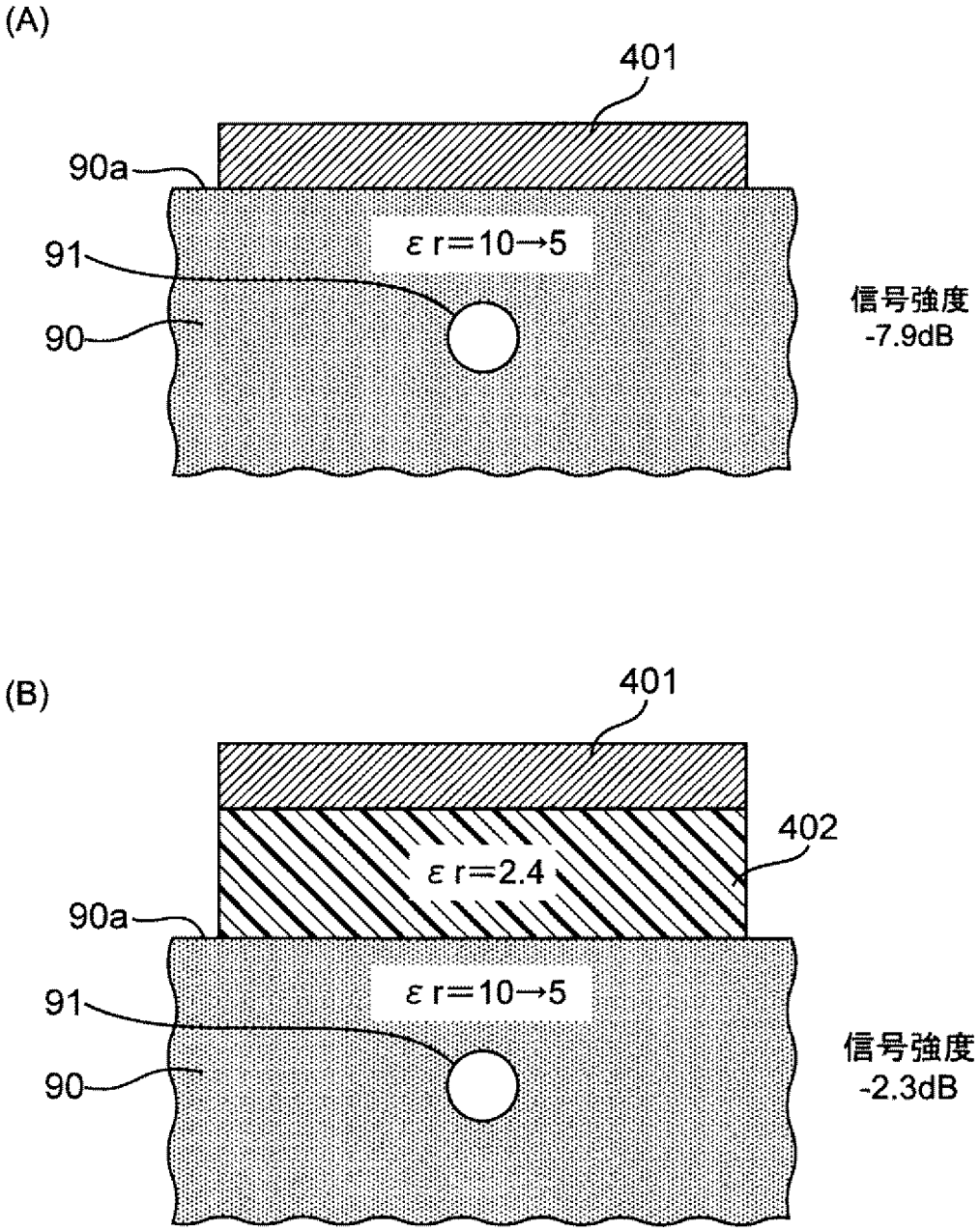
[図16]



[図17]

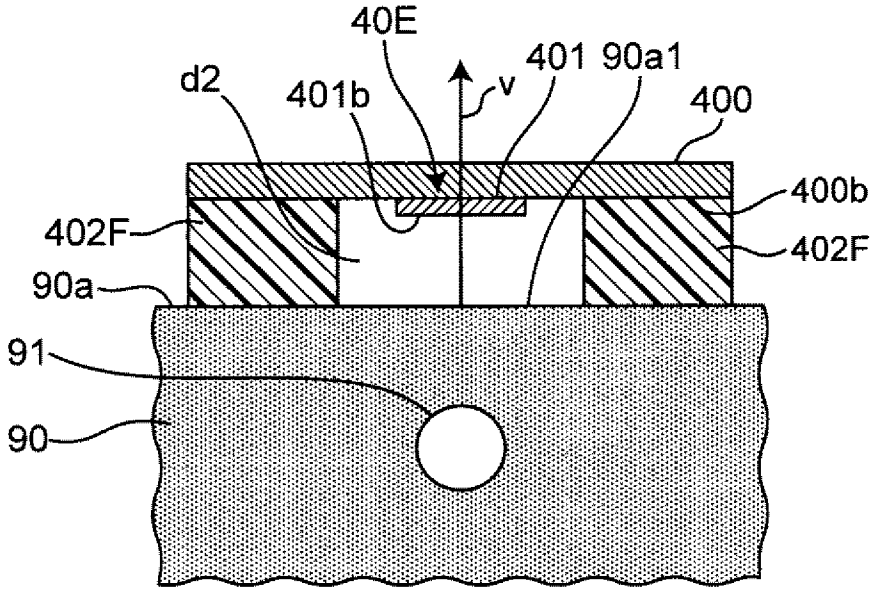


[図18]

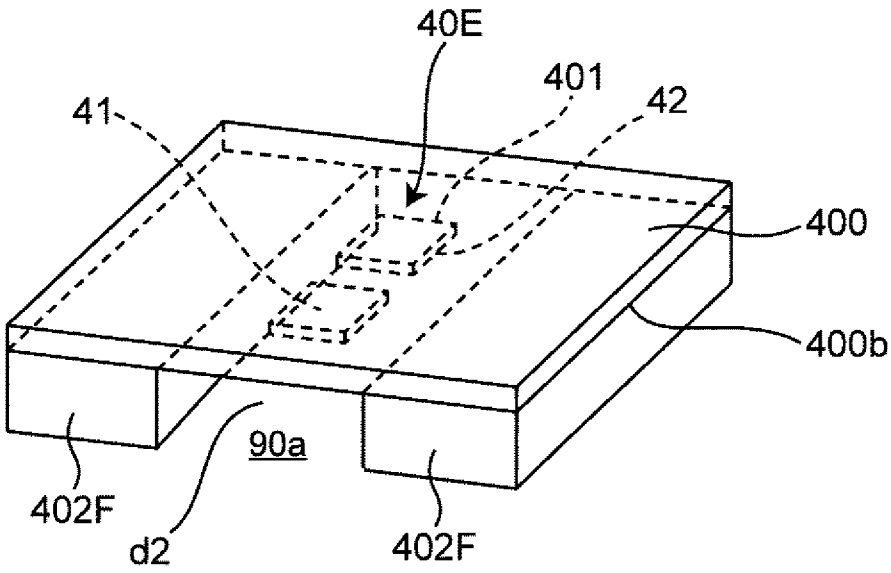

(A)
401
90a
91
90
εr=10→5
信号強度
-7.9dB
(B)
401
402
εr=2.4
90a
91
90
εr=10→5
信号強度
-2.3dB

[図19]

(A)


40E
401
90a1
d2
401b
v
400
400b
402F
402F
90a
91
90

(B)


40E
401
41
42
400
400b
90a
402F
d2
402F

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/024043

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

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl. A61B5/022, A61B5/02

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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.
A	JP 2017-500845 A (I4C INNOVATIONS INC.) 12 January 2017, entire text, all drawings & WO 2015/076866 A1 (whole document) & CA 2930264 A1 & US 2017/0181409 A1	1-15
A	WO 2016/024476 A1 (MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) 18 February 2016, paragraphs [0030]-[0035] & US 2017/0150891 A1 (paragraphs [0046]-[0052])	1-15

☒ 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	Date of mailing of the international search report
29 August 2018 (29.08.2018)	11 September 2018 (11.09.2018)

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2018/024043

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2016/009315 A1 (SENSIFREE LTD.) 21 January 2016, entire text, all drawings & US 2017/0065184 A1 & CN 106535750 A	1-15
A	JP 2015-077395 A (INDUSTRIAL TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 23 April 2015, entire text, all drawings & US 2014/0343393 A1 (whole document) & US 2014/0152491 A1 & EP 2862508 A1 & CN 104545859 A	1-15
A	US 2014/0081159 A1 (HOLUX TECHNOLOGY INC.) 20 March 2014, entire text, all drawings & US 2014/0081088 A1	1-15
A	JP 2011-507583 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N. V.) 10 March 2011, entire text, all drawings & WO 2009/081331 A1 (whole document) & CN 101902951 A & US 2010/0305460 A1	1-15
A	US 2006/0094937 A1 (MARCOTT INTERNATIONAL INVESTMENT, CO., LTD.) 04 May 2006, entire text, all drawings (Family: none)	1-15
A	JP 2005-102959 A (SEIKO EPSON CORP.) 21 April 2005, entire text, all drawings (Family: none)	1-15

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１８／０２４０４３

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

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

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/022, A61B5/02

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１８年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１８年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１８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
A	JP 2017-500845 A (アイフォーシー　イノベーションズ　インコーポレイテッド) 2017.01.12, 全文、全図 & WO 2015/076866 A1(Whole document) & CA 2930264 A1 & US 2017/0181409 A1	1-15
A	WO 2016/024476 A1 (株式会社村田製作所) 2016.02.18, 段落［００３０］－［００３５］ & US 2017/0150891 A1(pars.[0046]-[0052])	1-15

☑　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	国際調査報告の発送日
２９．０８．２０１８	１１．０９．２０１８

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４７４６
亀澤　智博
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
A	WO 2016/009315 A1 (SENSIFREE LTD.) 2016.01.21, 全文、全図 & US 2017/0065184 A1 & CN 106535750 A	1-15
A	JP 2015-077395 A (財團法人工業技術研究院) 2015.04.23, 全文、全図 & US 2014/0343393 A1(Whole document) & US 2014/0152491 A1 & EP 2862508 A1 & CN 104545859 A	1-15
A	US 2014/0081159 A1 (HOLUX TECHNOLOGY INC.) 2014.03.20, 全文、全図 & US 2014/0081088 A1	1-15
A	JP 2011-507583 A (コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ) 2011.03.10, 全文、全図 & WO 2009/081331 A1(Whole document) & CN 101902951 A & US 2010/0305460 A1	1-15
A	US 2006/0094937 A1 (MARCOTT INTERNATIONAL INVESTMENT, CO. LTD.) 2006.05.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2005-102959 A (セイコーエプソン株式会社) 2005.04.21, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-15