(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
2023年8月3日(03.08.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/145233 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/145 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2022/043829

(22) 国際出願日： 2022年11月28日(28.11.2022)

(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 2022-013622 2022年1月31日(31.01.2022) JP

(71) 出願人：太陽誘電株式会社(**TAIYO YUDEN CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒1040031 東京都中央区京橋二丁目７番１９号 Tokyo (JP).

(72) 発明者：関口 貴之 (**SEKIGUCHI, Takayuki**); 〒1040031 東京都中央区京橋二丁目７番１９号 太陽誘電株式会社内 Tokyo (JP).

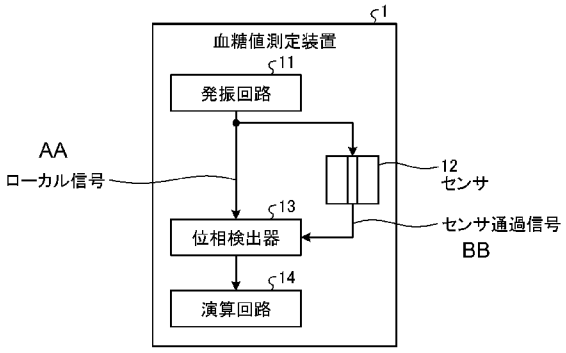
(74) 代理人：弁理士法人酒井国際特許事務所 (**SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE**); 〒1000013 東京都千代田区霞が関３丁目８番１号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能)：ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,

(54) **Title:** MEASUREMENT DEVICE AND MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称： 測定装置および測定方法



1 Blood glucose level measurement device
11 Oscillation circuit
12 Sensor
13 Phase detector
14 Calculation circuit
AA Local signal
BB Sensor passing signal

(57) **Abstract:** This measurement device comprises: a dielectric first substrate provided with a first signal line to which a living body is pressed and a ground conductor; an oscillation circuit that oscillates an alternating current first signal; and a calculation circuit that acquires biological information on the basis of a comparison between a second signal which is the first signal having passed through the first signal line and a third signal which is the first signal having not passed through the first signal line.

(57) 要約：測定装置は、生体が押し当てられる第１信号線とグランド導体とが設けられる誘電体の第１基板と、交流の第１信号を発振する発振回路と、前記第１信号線を通過した前記第１信号である第２信号と、前記第１信号線を通過しない前記第１信号である第３信号と、の比較に基づいて生体情報を取得する演算回路と、を備える。

［続葉有］

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, ME, 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)）

明　細　書

発明の名称 ： 測定装置および測定方法

技術分野

[0001]　本実施形態は、測定装置および測定方法に関する。

背景技術

[0002]　血糖値などの生体情報には、採血など身体への侵襲を伴う手段を用いて測定されるものがある。しかしながら、近年は、被験者の肉体的負担の軽減や感染症への感染のリスクを低減すべく、生体情報をできるだけ非侵襲に測定できる技術が求められている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第５６００７５９号公報

特許文献2：特表２００９－５０００９６号公報

特許文献3：特表２０２１－５０２８８０号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004]　本発明は、生体情報を非侵襲に測定できる測定装置および測定方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0005]　本発明によれば、測定装置は、生体が押し当てられる第１信号線とグランド導体とが設けられる誘電体の第１基板と、交流の第１信号を発振する発振回路と、前記第１信号線を通過した前記第１信号である第２信号と、前記第１信号線を通過しない前記第１信号である第３信号と、の比較に基づいて生体情報を取得する演算回路と、を備える。

発明の効果

[0006]　本発明によれば、生体情報を非侵襲に測定できる測定装置および測定方法

を提供することができる、という効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図１は、グルコース濃度が異なる複数の水溶液の誘電率を示す図である。

[図2]図２は、第１の実施形態の血糖値測定装置の構成の一例を示す模式的な図である。

[図3]図３は、第１の実施形態のセンサの斜視図である。

[図4]図４は、第１の実施形態のセンサをＹＺ平面で切断した断面図である。

[図5]図５は、第１の実施形態の第１信号線に被験者の皮膚が押し当てられたときの電磁界分布を示す模式的な図である。

[図6]図６は、空腹時と食事後とにおいて被験者の皮膚が第１の実施形態のセンサの第１信号線に押し当てられた場合に第１信号線を通過する交流信号の波長の変化を説明する模式的な図である。

[図7]図７は、被験者が第１の実施形態のセンサの第１信号線に触れた場合に第１信号線を流れる交流信号の波長の変化の時間的推移の一例を説明する模式的な図である。

[図8]図８は、第１の実施形態の血糖値測定装置の動作の一例を示すフローチャートである。

[図9]図９は、第１の実施形態および第２の実施形態のセンサ通過信号の位相の変化と周波数の変化との関係の一例を示す図である。

[図10]図１０は、第２の実施形態の血糖値測定装置の構成の一例を示す模式的な図である。

[図11]図１１は、第１の変形例のセンサをＹＺ平面で切断した断面図である。

[図12]図１２は、第２の変形例のセンサをＹＺ平面で切断した断面図である。

[図13]図１３は、第３の変形例の第１信号線の形状を説明するための模式的な図である。

[図14]図１４は、第４の変形例のセンサユニットをＺ方向正側から見た図である。

[図15]図１５は、第４の変形例のセンサユニットをＺ方向負側から見た図である。

[図16]図１６は、第４の変形例のセンサユニットをＸＺ平面で切断した断面図である。

[図17]図１７は、第１の実施形態に第４の変形例が適用された場合におけるセンサ通過信号およびローカル信号の伝送経路を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0008] 真皮層の間質液に含まれるグルコースの濃度は、血液中のグルコースの濃度、つまり血糖値と相関があることが知られている。

[0009] さらに、液体の誘電率は、液体に含まれるグルコースの濃度に依存して変動する。

[0010] 図１は、グルコース濃度が異なる複数の水溶液の誘電率を示す図である。図１において、縦軸は複素誘電率の虚部、縦軸は周波数を示す。

[0011] 図１に示されるように、複素誘電率の虚部は、グルコース濃度に応じて異なる周波数特性を有する。１０ＧＨｚ付近に存在する変曲点３００よりも高周波数側では、複素誘電率の虚部は、水溶液中のグルコース濃度が高くなるほど小さくなる。そして、ある周波数の範囲３１０において、複素誘電率の虚部のグルコース濃度への依存性が顕著に大きくなる。

[0012] なお、複素誘電率の実部は、複素誘電率の虚部とは逆の傾向で変化する。つまり、変曲点３００よりも高周波数側では、複素誘電率の実部は、水溶液中のグルコース濃度が高くなるほど大きくなる。ある周波数の範囲３１０において複素誘電率の実部のグルコース濃度への依存性が大きくなることは、複素誘電率の虚部と同様である。以降、誘電率は、複素誘電率の実部をいうこととする。

[0013] 人体の皮膚、具体的には真皮層、の誘電率は、真皮層の間質液中のグルコース濃度に対し、図１に示されたグルコース濃度依存性と同様の依存性を有

する。そして、前述するように、真皮層の間質液中のグルコース濃度と血糖値との間には相関がある。よって、皮膚の誘電率に関連する値を得ることができれば、血糖値を推定することができる。実施形態の測定装置は、皮膚の誘電率に関連する値に基づいて血糖値を推定する。

[0014] 実施形態では、基板上に信号線が設けられた伝送線路の構造を有するセンサが、皮膚の誘電率に関連する値を取得するためのセンサとして用いられる。信号線には交流信号が流され、被験者が当該信号線に触れると、信号線を流れる交流信号の波長が信号線に触れた皮膚の誘電率に応じて変化する。この波長の変化は、皮膚の誘電率に関連する。実施形態の測定装置は、信号線を流れる交流信号の波長の変化に基づいて血糖値の測定値を取得する。被験者が信号線に触れるだけで血糖値の測定が可能であるので、非侵襲な血糖値測定を実現できる。

[0015] なお、実施形態の測定装置は、任意の装置に実装され得る。実施形態の測定装置は、非侵襲に血糖値を測定できるため、例えば、スマートウォッチなどのようなウェアラブル装置に実装され得る。なお、実施形態の測定装置は、据え置き型の測定装置として構成されてもよい。

[0016] また、実施形態の測定装置による測定対象の生体情報は、血糖値に限定されない。測定対象のバリエーションについては後述される。

[0017] 以下に添付図面を参照して、実施形態にかかる測定装置の一例である血糖値測定装置および血糖値の測定方法を説明する。なお、これらの実施形態により本発明が限定されるものではない。

[0018] （第１の実施形態）

図２は、第１の実施形態の血糖値測定装置１の構成の一例を示す模式的な図である。本図に示されるように、血糖値測定装置１は、発振回路１１、センサ１２、位相検出器１３、および演算回路１４を備える。

[0019] 第１の実施形態では、センサ１２は、伝送線路の一種であるマイクロストリップラインと同様の構造を備える。図３および図４を参照して、第１の実施形態のセンサ１２の構成例について説明する。

[0020] 図３は、第１の実施形態のセンサ１２の斜視図である。図４は、第１の実施形態のセンサ１２をＹＺ平面で切断した断面図である。なお、センサ１２は、矩形の平板の形状を有する。図２、図３および以降のいくつかの図では、センサ１２の厚み方向をＺ方向とし、センサ１２の矩形形状の一辺が延びる方向をＸ方向とし、Ｘ方向に直交しセンサ１２の矩形形状の他の一辺が延びる方向をＹ方向として、センサ１２の構成要素の位置関係および方位を説明する。なお、センサ１２の形状は必ずしも矩形でなくてもよい。

[0021] センサ１２は、誘電体によって構成された第１基板１２１を備える。第１基板１２１を構成する材料は、例えば、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）またはポリイミドなどの一般的な基板材料によって構成され得る。

[0022] 第１基板１２１のひとつの面１２１ａ上の一部には、導体で構成され、第１基板１２１を平面視で見たときに、ほぼ中心部を通って、一定の厚みと幅を有したＸ方向に延びる第１信号線１２２が設けられる。第１基板１２１の他の面１２１ｂには、グランド導体１２３が設けられ、面１２１ｂの全面に亘って形成されている。必ずしも全面に形成されなくてもよい。第１信号線１２２およびグランド導体１２３は、例えば、銅または金などの電気伝導度が高い材料で構成される。

[0023] なお、第１基板１２１の面１２１ａは、第１面の一例である。第１基板１２１の面１２１ｂは、第２面の一例である。

[0024] 第１信号線１２２は、交流の電気信号が流された状態で、Ｚ方向正側から、測定対象、即ちこの場合は被験者の皮膚が押し当てられる。

[0025] 図５は、第１の実施形態の第１信号線１２２に被験者の皮膚２００が押し当てられたときの電磁界分布を示す模式的な図である。実線矢印Ｅは電界ベクトルを示し、点線Ｈは磁界分布を示す。

[0026] 第１信号線１２２に交流信号が流れている場合、電界ベクトルＥが形成される。大半の電界ベクトルＥ１は第１信号線１２２とグランド導体１２３との間に集中するが、一部に、面１２１ａから第１基板１２１の外部に出る経路を有する電界ベクトルＥ２が存在する。第１信号線１２２に皮膚２００が

接触すると、電界ベクトルＥ２が皮膚２００を通過することにより、第１信号線１２２を流れる交流信号の波長が変化する。波長短縮率ｋは、一般的に比誘電率の平方根に反比例に比例し、下記の式（１）で表記される。

[数1]

$$k = 1 / \sqrt{\varepsilon_r} \quad \cdots (1)$$

[0027] 電界ベクトルＥ２が通過する物体の比誘電率によって、第１信号線１２２に物体が接触しているときの交流信号の波長は、第１信号線１２２になにも触れていないときの交流信号の波長から変化する。

[0028] 被験者が食事を行うと、血糖値が上昇し、真皮層の間質液におけるグルコース濃度が上昇する。そして、特定の周波数範囲（例えば図１の変曲点３００よりも高周波数側の範囲）においては、グルコース濃度が高くなるほど誘電率が高くなる。よって、被験者の血糖値が上昇すると、短縮率ｋが小さくなり、第１信号線１２２を通過する交流信号の波長が短くなる。

[0029] 図６は、空腹時と食事後とにおいて被験者の皮膚が第１の実施形態のセンサ１２の第１信号線１２２に押し当てられた場合に第１信号線１２２を通過する交流信号の波長の変化を説明する模式的な図である。

[0030] ここで、理解を容易にするために、被験者が空腹であるときの皮膚２００の誘電率における交流信号の波長は、第１信号線１２２の入力端から出力端までの長さ（ここではＸ方向の長さ）、と等しいこととする。つまり、被験者が空腹時に第１信号線１２２を触ると、図６（Ａ）に示されるように、第１信号線１２２の長さと等しい波長で交流信号が伝送される。よって、第１信号線１２２の入力端での交流信号の位相が０ラジアンであるとき、第１信号線１２２の出力端での交流信号の位相は０ラジアンである。

[0031] 被験者が食事を行って血糖値が上昇した状態で第１信号線１２２を触ると、図６（Ｂ）に示されるように、波長が短縮される。よって、第１信号線１２２の一端に入力される交流信号の位相が０ラジアンであるとき、第１信号線１２２の他端から出力される交流信号の位相は、図６（Ａ）に示された位相に比べ、波長が短縮された量に応じた位相だけ進む。この空腹時における

位相を基準とした進み量を、位相の進み量Ｒｄと表記する。

[0032] 図７は、被験者が第１の実施形態のセンサ１２の第１信号線１２２に触れた場合に第１信号線１２２を流れる交流信号の波長の変化の時間的推移の一例を説明する模式的な図である。本図において、横軸は食事後の経過時間を示す。左側の縦軸は、血糖値を示し、右側の縦軸は、位相を示す。

[0033] 図７に示されるように、食事後に血糖値が上昇すると、血糖値の上昇に応じて位相の進み量Ｒｄが大きくなる。そして、血糖値が下降し始めると、位相の進み量Ｒｄが小さくなる。このように、位相の進み量Ｒｄは、血糖値に連動して変化する。

[0034] 血糖値測定装置１は、位相の進み量Ｒｄを計算して、位相の進み量Ｒｄに基づいて血糖値の測定値を計算する。

[0035] 図２に説明を戻す。

発振回路１１は、単一周波数の交流信号を発振する。発振回路１１が発振する交流信号の周波数は、血糖値に応じて皮膚の誘電率が変わり得る範囲から選択された周波数である。発振回路１１は、例えば、図１の範囲３１０から選択された周波数の交流信号を発振する。なお、発振回路１１が発振する交流信号の周波数は、範囲３１０以外の範囲から選択されてもよい。

[0036] 発振回路１１に接続された交流信号の伝送路は、２つに分岐されて、２つに分岐された伝送路のうちのひとつは第１信号線１２２の入力端に接続され、２つに分岐された伝送路のうちの他は位相検出器１３に接続される。そして、第１信号線１２２の出力端は、位相検出器１３に接続される。よって、位相検出器１３には、第１信号線１２２を通過した交流信号と、第１信号線１２２を通過していない交流信号とが入力される。第１信号線１２２を通過して位相検出器１３に入力される交流信号を、センサ通過信号と表記する。第１信号線１２２を通過しないで位相検出器１３に入力される交流信号を、ローカル信号と表記する。

[0037] なお、発振回路１１が発振する交流信号は、第１信号の一例である。第１信号線１２２を通過した交流信号、つまりセンサ通過信号は、第２信号の一

例である。第１信号線１２２を通過しない交流信号、つまりローカル信号は、第３信号の一例である。

[0038] 位相検出器１３は、センサ通過信号とローカル信号との位相差Ｒｘを検出し、位相差の検出値を演算回路１４に入力する。位相検出器１３は、位相比較器とも称され得る。

[0039] 演算回路１４は、予め決められた演算処理を実行するプロセッサである。演算回路１４は、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）とプログラムを記憶するメモリと、を備えたマイクロコンピュータユニットであり、ＣＰＵは当該プログラムに基づいて演算処理を実行する。なお、演算回路１４は、ＦＰＧＡ（Field-Programmable Gate Array）またはＡＳＩＣ（Application Specific Integrated Circuit）などのハードウェア回路によって構成されてもよい。

[0040] 演算回路１４は、位相検出器１３から入力された位相差Ｒｘに基づいて被験者の血糖値の測定値を取得する。

[0041] 演算回路１４は、血糖値の測定値を任意の方法で出力し得る。血糖値測定装置１が表示装置やスピーカなどの出力装置を備える場合には、演算回路１４は、表示装置やスピーカなどの出力装置に血糖値の測定値を出力してもよい。血糖値測定装置１がメモリを備える場合には、当該メモリに血糖値の測定値を出力してもよい。血糖値測定装置１が通信装置を備える場合には、演算回路１４は、当該通信装置を介して外部の装置に血糖値の測定値を出力してもよい。

[0042] 図８は、第１の実施形態の血糖値測定装置１の動作の一例を示すフローチャートである。本図に示される一連の動作は、血糖値を測定するために被験者が第１信号線１２２に触れている状態で実行される。

[0043] 位相検出器１３は、センサ通過信号とローカル信号との位相差Ｒｘを取得する（Ｓ１０１）。位相差Ｒｘは、演算回路１４に入力される。

[0044] 演算回路１４は、被験者が空腹状態のときのセンサ通過信号とローカル信号との位相差Ｒｘである空腹時位相差ＲｉをＳ１０１において得られた位相

差Ｒｘから減算することによって、位相の進み量Ｒｄを取得する（Ｓ１０２）。

[0045] 空腹時位相差Ｒｉは、予め測定されて演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに記憶されていることとする。例えば、血糖値測定装置１がウェアラブル装置に実装されている場合、被験者に血糖値測定装置１を一日中装着してもらい、演算回路１４は、装着された期間中の位相差Ｒｘの推移を記憶する。そして、演算回路１４は、位相差Ｒｘの最低値を空腹時位相差Ｒｉとして記憶する。なお、空腹時位相差Ｒｉの取得方法はこれに限定されない。

[0046] また、空腹時位相差Ｒｉと同様、被験者が空腹状態のときの血糖値である空腹時血糖値Ｂｉが予め測定されて、演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに空腹時位相差Ｒｉと対応付けて記憶されていることとする。空腹時血糖値Ｂｉの測定方法は特定の方法に限定されない。空腹時血糖値Ｂｉは、例えば採血によって測定され得る。

[0047] Ｓ１０２に続いて、演算回路１４は、位相の進み量Ｒｄに基づき、空腹時血糖値Ｂｉからの血糖値の変動量Ｂｖを取得する（Ｓ１０３）。

[0048] 例えば、シミュレーションまたは１以上の被験者を用いた実験などによって、位相の進み量Ｒｄと変動量Ｂｖとの関係を表す検量線（第１検量線と表記する）が予め取得される。第１検量線は、関数であってもよいし、テーブル形式の情報であってもよい。第１検量線は、演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに予め記憶される。Ｓ１０３では、演算回路１４は、Ｓ１０２によって取得された位相の進み量Ｒｄと、第１検量線と、に基づいて、Ｓ１０３の実行時点での変動量Ｂｖを取得する。

[0049] Ｓ１０３に続いて、演算回路１４は、空腹時血糖値ＢｉにＳ１０３によって取得された変動量Ｂｖを加算することによって、血糖値の測定値を取得する（Ｓ１０４）。そして、血糖値測定装置１の動作が終了する。

[0050] なお、図８に示された血糖値の測定値を取得するための動作はあくまでも一例である。血糖値の測定値を取得するための動作は種々に変形され得る。

[0051] 例えば、位相差Ｒｘと血糖値との関係を表す検量線（第２検量線と表記する）が、シミュレーションまたは１以上の被験者を用いた実験などによって予め取得されて演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに予め記憶される。そして、演算回路１４は、Ｓ１０１によって取得された位相差Ｒｘと、第２検量線と、に基づいて血糖値の測定値を取得してもよい。

[0052] または、演算回路１４は、位相差Ｒｘに基づいて皮膚の誘電率ε_xを計算し、皮膚の誘電率ε_xに基づいて血糖値の測定値を取得してもよい。例えば、演算回路１４は、位相差Ｒｘを例えば下記の式（２）に基づいて皮膚の誘電率ε_xに変換する。ａおよびｂは、誘電率が既知の試料を第１信号線１２２に押し当てて位相差Ｒｘを取得するなどによって予め取得された誘電率と位相差Ｒｘとの関係に基づいて得られた係数である。

[数2]

$$\varepsilon_x = \mathrm{a} \times Rx + \mathrm{b} \quad \cdots(2)$$

[0053] そして、演算回路１４は、皮膚の誘電率ε_xに基づいて血糖値の測定値を取得する。例えば、皮膚の誘電率ε_xと血糖値との関係を表す検量線（第３検量線と表記する）が、シミュレーションまたは１以上の被験者を用いた実験などによって予め取得されて、演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに予め記憶される。演算回路１４は、式（２）によって取得された皮膚の誘電率ε_xと、第３検量線と、に基づいて血糖値の測定値を取得する。

[0054] なお、図８に示された動作において、演算回路１４が被験者の空腹時血糖値Ｂｉを基準として血糖値の測定値を計算したのは、血糖値が同じであっても被験者の人種、性別、体組成の個体差、などによって第１信号線１２２を伝送される交流信号の波長が異なり得るためである。被験者の空腹時位相差Ｒｉおよび空腹時血糖値Ｂｉが予め取得されて、これら基準として血糖値の測定値を計算しているため、被験者の人種、性別、体組成の個体差、などが異なっても精度のよい血糖値測定が可能である。

[0055] 被験者の人種、性別、体組成の個体差などを考慮した動作の別の例として

、次に説明する動作が可能である。例えば、被験者に対してグルコース負荷試験が実施され、グルコース負荷試験中に、位相差Ｒｘと、採血または他の任意の血糖値測定装置によって得られた血糖値と、の関係を示す検量線（第４検量線と表記する）が作成される。第４検量線は、演算回路１４または演算回路１４がアクセス可能なメモリに記憶される。演算回路１４は、Ｓ１０１によって得られた位相差Ｒｘが入力されると、当該位相差Ｒｘと、第４検量線と、によって血糖値の測定値を取得する。この動作の例によると、被験者毎に作成された第４検量線が使用されるため、被験者の人種、性別、体組成の個体差、などが異なっても精度のよい血糖値測定が可能である。

[0056] 被験者の人種、性別、体組成の個体差などを考慮する場合においても、演算回路１４は、位相差Ｒｘに基づいて皮膚の誘電率ε_xを計算し、皮膚の誘電率ε_xに基づいて血糖値の測定値を取得してもよい。

[0057] このように、第１の実施形態によれば、血糖値測定装置１は、グランド導体１２３と生体が押し当てられる第１信号線１２２とが設けられた誘電体の第１基板１２１によって構成されたセンサ１２と、交流信号を発振する発振回路１１と、第１信号線１２２を通過した交流信号であるセンサ通過信号と、第１信号線１２２を通過しない交流信号であるローカル信号との位相差を検出する位相検出器と、位相差に基づいて血糖値の測定値を取得する演算回路１４と、を備える。

[0058] よって、血糖値を非侵襲に測定することが可能となる。

[0059] なお、第１の実施形態によれば、センサ１２は、第１基板１２１の面１２１ａに第１信号線１２２が設けられ、面１２１ａとは反対側の面１２１ｂにグランド導体１２３が設けられた構造を有する。センサ１２の構造の例はこれに限定されない。センサ１２に関する変形例は後述される。

[0060] （第２の実施形態）

図９は、第１の実施形態および第２の実施形態のセンサ通過信号の位相の変化と周波数の変化との関係の一例を示す図である。本図において、横軸は周波数、縦軸はＳ２１位相特性を示す。

[0061] 図９に示されるように、皮膚の誘電率に応じてセンサ通過信号の波長が変化した場合、その変化は、位相の変化だけでなく、周波数の変化としても観測され得る。例えば、波長が短くなった場合、位相が進むとともに周波数が低くなる。波長が長くなった場合、位相が遅れるとともに周波数が高くなる。

[0062] 第２の実施形態の血糖値測定装置１ａは、センサ通過信号の波長の変化を周波数の変化として観測し、周波数の変化に基づいて血糖値の測定値を取得する。以下に、第２の実施形態の血糖値測定装置１ａについて説明する。なお、第１の実施形態と同様または類似した事項については、説明を省略するか、または簡略的に説明する。

[0063] 図１０は、第２の実施形態の血糖値測定装置１ａの構成の一例を示す模式的な図である。本図に示されるように、血糖値測定装置１ａは、発振回路１１ａ、センサ１２、ミキサ回路１３ａ、および演算回路１４ａを備える。

[0064] 発振回路１１ａは、周波数が時間的に変化する交流信号、即ちチャープ信号を発振する。発振回路１１が発振するチャープ信号の周波数帯は、血糖値に応じて皮膚の誘電率が変わり得る範囲から選択される。発振回路１１ａは、例えば、図１の範囲３１０から選択された周波数帯で周波数が変化するチャープ信号を発振する。なお、発振回路１１ａが発振するチャープ信号の周波数帯は、範囲３１０以外の範囲から選択されてもよい。

[0065] 発振回路１１ａが発振したチャープ信号は、２つに分岐した伝送路のうちのひとつを介してミキサ回路１３ａにローカル信号として入力される。また、発振回路１１ａが発振したチャープ信号は、２つに分岐した伝送路のうちの他のひとつを介してセンサ１２が備える第１信号線１２２の入力端に入力される。センサ１２が備える第１信号線１２２の出力端から出力されたチャープ信号は、センサ通過信号としてミキサ回路１３ａに入力される。

[0066] ミキサ回路１３ａは、センサ通過信号とローカル信号との周波数差を示すビート周波数信号を生成して演算回路１４ａに入力する。

[0067] 演算回路１４ａは、第１の実施形態の演算回路１４が使用した位相差Ｒｘ

に替えてビート周波数信号を使用して血糖値の測定値を取得する。演算回路１４ａは、第１の実施形態の演算回路１４と同様、取得した血糖値の測定値を、任意の方法で出力することができる。

[0068] このように、第２の実施形態によれば、血糖値測定装置１ａは、センサ通過信号とローカル信号との周波数差を示すビート周波数信号を出力するミキサ回路１３ａを備え、演算回路１４ａは、ビート周波数信号に基づいて血糖値の測定値を取得する。

[0069] よって、第１の実施形態と同様に、血糖値を非侵襲に測定することが可能となる。

[0070] 以下に、第１の実施形態および第２の実施形態に適用可能な変形例を説明する。

[0071]（第１の変形例）

第１の実施形態および第２の実施形態のセンサ１２は種々に変形可能である。第１の実施形態および第２の実施形態のセンサ１２に替えて、次に説明する第１の変形例のセンサ１２ａが適用可能である。

[0072] 図１１は、第１の変形例のセンサ１２ａをＹＺ平面で切断した断面図である。センサ１２ａは、面１２１ａと第１信号線１２２とが絶縁体の被膜１２４によって被覆されている。血糖値の測定の際には、被膜１２４を介して第１信号線１２２に被験者の皮膚２００が押し付けられる。

[0073] 被膜１２４は、絶縁性を有する材料であれば任意の材料によって構成され得る。例えば、被膜１２４は、ソルダーレジストによって構成され得る。または、被膜１２４は、酸化ケイ素のような絶縁性のセラミックによって構成されてもよい。

[0074] このように、第１の変形例によれば、第１信号線１２２が絶縁体の被膜１２４によって被覆され、被膜１２４を介して被験者の皮膚２００が押し当てられるようにセンサ１２ａが構成される。

[0075] よって、被験者が第１信号線１２２に触れることによる第１信号線１２２の破損や第１信号線１２２の腐食を防ぐことが可能となる。

[0076]（第２の変形例）

第１の実施形態および第２の実施形態では、センサ１２はマイクロストリップラインの構造を備えた。第１の実施形態および第２の実施形態には、マイクロストリップライン以外の伝送線路の構造を備え得たセンサが適用され得る。第２の変形例として、センサ１２に替えて第１の実施形態および第２の実施形態に適用され得るセンサ１２ｂ～センサ１２ｄの構造を説明する。

[0077] 図１２は、第２の変形例のセンサ１２ｂ～１２ｄをＹＺ平面で切断した断面図である。

[0078] 図１２（Ａ）に示されるように、センサ１２ｂは、第１基板１２１の面１２１ａに第１信号線１２２と２つのグランド導体１２３とがそれぞれ離間して設けられた構造を備える。第１基板１２１の面１２１ａの一部に第１信号線１２２が設けられる点では、第１実施形態と同じである。この変形例では、第１基板１２１の面１２１ａの一部で、第１信号線１２２の両側に離間して、一定の厚みと幅を有したグランド導体１２３がＸ方向に延びて形成されている。本図に示されるセンサ１２ｂのような構造の伝送線路は、コプレーナラインとも称される。

[0079] 図１２（Ｂ）に示されるように、センサ１２ｃは、第１基板１２１の面１２１ａに２本の第１信号線１２２が離間して設けられ、第１基板１２１の他の面１２１ｂには、グランド導体１２３が設けられ、面１２１ｂの全面に亘って形成されている構造を備える。２本の第１信号線１２２には差動信号、つまり位相が反転された交流信号が伝送される。本図に示されるセンサ１２ｃのような構造の伝送線路は、コプレーナ・ストリップラインとも称される。

[0080] 図１２（Ｃ）に示されるように、センサ１２ｄは、第１基板１２１の面１２１ａに第１信号線１２２と２つのグランド導体１２３とがそれぞれ離間して設けられた構造を備える。第１基板１２１の面１２１ａの一部に第１信号線１２２が設けられる点では、第１実施形態と同じである。この変形例では、第１基板１２１の面１２１ａの一部で、第１信号線１２２の両側に離間し

て、一定の厚みと幅を有したグランド導体１２３がＸ方向に延びて形成されている。さらに、第１基板１２１の他の面１２１ｂには、グランド導体１２３が設けられ、面１２１ｂの全面に亘って形成されている構造を備える。センサ１２ｄのような構造の伝送線路は、グランデッドコプレーナラインとも称される。

[0081] このように、マイクロストリップラインだけでなく、コプレーナライン、コプレーナ・ストリップライン、グランデッドコプレーナラインなどの伝送線路の構造が適用され得る。

[0082] （第３の変形例）

第１信号線１２２の形状は、直線に限定されない。第３の変形例として、直線形状以外で第１の実施形態および第２の実施形態に適用され得る第１信号線１２２の形状を説明する。

[0083] 図１３は、第３の変形例の第１信号線１２２の形状を説明するための模式的な図である。なお、図１３には、種々の形状の第１信号線１２２をＺ方向正側からみた図が描かれている。

[0084] 第１信号線１２２は、図１３（Ａ）に示されるように、Ｕ字の形状を有していてもよい。また、第１信号線１２２は、図１３（Ｂ）に示されるように、折り返し形状を有していてもよい。また、第１信号線１２２は、図１３（Ｃ）に示されるように、渦巻き型の形状を有していてもよい。

[0085] このように、第１信号線１２２の形状は、種々に変形され得る。

[0086] （第４の変形例）

センサ通過信号の特性は、センサ１２の温度に依存して変化し得る。よって、被験者の皮膚２００がセンサ１２の第１信号線１２２に触れた時、センサ１２の温度が被験者の体温によって変化し、これによって血糖値の測定結果が変化する虞がある。第４の変形例として、被験者が触れることによるセンサ１２の温度変化の影響をキャンセルできるセンサ１２ｅについて説明する。なお、第４の変形例のセンサ１２ｅは、第１の実施形態および第２の実施形態に適用され得る。

[0087] 図１４、図１５、および図１６は、第４の変形例のセンサ１２ｅの構成の一例を示す模式的な図である。第４の変形例によれば、センサ１２ｅは、センサユニット１５に組み込まれている。図１４は、センサユニット１５をＺ方向正側から見た図である。図１５は、センサユニット１５をＺ方向負側から見た図である。図１６は、センサユニット１５をＸＺ平面で切断した断面図である。

[0088] センサユニット１５は、センサ１２ｅを含む。センサ１２ｅは、センサ１２と同じ構造を有する。即ち、第１基板１２１の面１２１ａ上の一部に、導体で構成され、第１基板１２１を平面視で見たときに、ほぼ中心部を通って、一定の厚みと幅を有したＸ方向に延びる第１信号線１２２が設けられ、第１基板１２１の面１２１ｂにはグランド導体１２３が設けられ、面１２１ｂの全面に亘って形成されている。

[0089] センサ１２ｅのＺ方向負側には、第２基板１３１が設けられている。つまり、第１基板１２１の面１２１ｂに対向して第２基板１３１が設けられ、グランド導体１２３を挟んでいる。第２基板１３１の形状および第２基板１３１を構成する材料は、第１基板１２１と同じである。第２基板１３１のグランド導体１２３とは反対側の面には、第２信号線１３２が設けられる。第２信号線１３２は、第１信号線１２１からみてセンサユニット１５の裏側に設けられている。よって、センサユニット１５は、血糖値の測定の際には被験者は第２信号線１３２に触れることができないが、被験者の体温は第１基板１２１、グランド導体１２３、第２基板１３１、および第２信号線１３２に伝播することが可能になっている。第２信号線１３２の形状および第２信号線１３２を構成する材料は、第１信号線１２２と同じである。即ち、グランド導体１２３、第２基板１３１、および第２信号線１３２は、センサ１２ｅと同様、マイクロストリップラインの構造を有する。

[0090] 図１７は、第１の実施形態に第４の変形例が適用された場合におけるセンサ通過信号およびローカル信号の伝送経路を説明するための図である。

[0091] 図１７に示されるように、第１信号線１２２を通過した交流信号が、セン

サ通過信号として位相検出器１３に入力される。また、第２信号線１３２を通過した交流信号が、ローカル信号として位相検出器１３に入力される。

[0092] 位相検出器１３は、第１の実施形態で説明されたように、センサ通過信号とローカル信号との位相差Ｒｘを演算回路１４に入力する。演算回路１４は、第１の実施形態で説明された動作によって、位相差Ｒｘに基づく血糖値の測定値の計算を実行する。

[0093] 血糖値の測定の際には、第１信号線１２２には、被験者の皮膚２００が押し当てられる。すると、被験者の熱はセンサユニット１５全体に伝播して、センサユニット１５全体で温度がほぼ均一になる。よって、センサ通過信号とローカル信号とで、温度条件を等しくすることができる。それぞれ同一の温度の伝送線路を通過したセンサ通過信号とローカル信号との比較結果が血糖値の測定値の計算に使用されるので、センサ通過信号が受ける被験者の体温の影響をキャンセルできる。つまり、第４の変形例によれば、被験者の体温がセンサ１２ｅに与える影響を抑制した精度が高い血糖値測定が実現する。

[0094] なお、図１７では、第４の変形例のセンサ１２ｅが第１の実施形態に適用された場合について説明された。第４の変形例のセンサ１２ｅは、第２の実施形態にも適用され得る。第４の変形例のセンサ１２ｅが第２の実施形態に適用される場合、図１７で示された例と同様、第１信号線１２２を通過した交流信号が、センサ通過信号としてミキサ回路１３ａに入力され、第２信号線１３２を通過した交流信号が、ローカル信号としてミキサ回路１３ａに入力される。

[0095] 第１の実施形態、第２の実施形態、およびそれらの変形例では、生体情報として血糖値を測定する測定装置について説明された。血糖値以外の生体情報が測定対象とされてもよい。

[0096] 例えば、皮膚の誘電率が測定対象の生体情報とされてもよい。実施形態の測定装置は、センサ通過信号とローカル信号との位相差または周波数差に基づいて皮膚の誘電率を取得し、取得された皮膚の誘電率を出力してもよい。

[0097] また、皮膚の誘電率は、がん細胞の量によっても影響され得る。よって、がん細胞の量を測定対象の生体情報として実施形態の測定装置が構成されてもよい。実施形態の測定装置は、センサ通過信号とローカル信号との位相差または周波数差に基づいてがん細胞の量を取得し、取得されたがん細胞の量を出力してもよい。

[0098] 第１の実施形態、第２の実施形態、およびそれらの変形例で説明されたように、測定装置は、グランド導体（例えばグランド導体１２３）と生体が押し当てられる第１信号線（例えば第１信号線１２２）とが設けられる誘電体の第１基板（例えば第１基板１２１）と、交流信号を発振する発振回路（例えば発振回路１１，１１ａ）と、第１信号線を通過した交流信号と、第１信号線を通過しない交流信号と、の比較に基づいて生体情報を取得する演算回路（例えば演算回路１４，１４ａ）と、を備える。第１信号線を通過した交流信号と、第１信号線を通過しない交流信号と、の比較は、第１の実施形態では位相差Ｒｘを検出することであり、第２の実施形態では周波数差を検出することである。

[0099] よって、生体情報を非侵襲に測定することが可能になる。

[0100] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

符号の説明

[0101] １，１ａ 血糖値測定装置、１１，１１ａ 発振回路、１２ａ，１２ｂ，１２ｃ，１２ｄ，１２ｅ センサ、１３ 位相検出器、１３ａ ミキサ回路、１４，１４ａ 演算回路１５ センサユニット、１２１ 第１基板、１２１ａ，１２１ｂ 面、１２２ 第１信号線、１２３ グランド導体、１３１ 第２基板、１３２ 第２信号線、２００ 皮膚、３００ 変曲点、３１０

範囲。

請求の範囲

[請求項1] 生体が押し当てられる第１信号線とグランド導体とが設けられる誘電体の第１基板と、

交流の第１信号を発振する発振回路と、

前記第１信号線を通過した前記第１信号である第２信号と、前記第１信号線を通過しない前記第１信号である第３信号と、の比較に基づいて生体情報を取得する演算回路と、

を備える測定装置。

[請求項2] 前記第１信号線は、絶縁体の被膜で被覆されており、前記被膜を介して生体が押し当てられる、

請求項１に記載の測定装置。

[請求項3] 前記第２信号と前記第３信号との位相差を検出する位相検出器をさらに備え、

前記演算回路は、前記位相差に基づいて前記生体情報を取得する、

請求項１または請求項２に記載の測定装置。

[請求項4] 前記第１信号はチャープ信号であり、

前記第２信号と前記第３信号とが入力されて、前記第２信号と前記第３信号の周波数差分の信号を出力するミキサ回路をさらに備え、

前記演算回路は前記周波数差分の信号に基づいて前記生体情報を取得する、

請求項１または請求項２に記載の測定装置。

[請求項5] 前記第１基板の第１面に前記第１信号線が設けられ、前記第１基板の前記第１面の反対側の第２面に前記グランド導体が設けられる、

請求項１または請求項２に記載の測定装置。

[請求項6] 前記第２面に対向する位置で、前記第１基板とともに前記グランド導体を挟んで第２基板が設けられ、

前記第２基板の前記グランド導体が設けられた面とは反対側の面には生体が押し当てられない第２信号線が設けられ、

前記第３信号は前記第２信号線を通過した前記第１信号である、

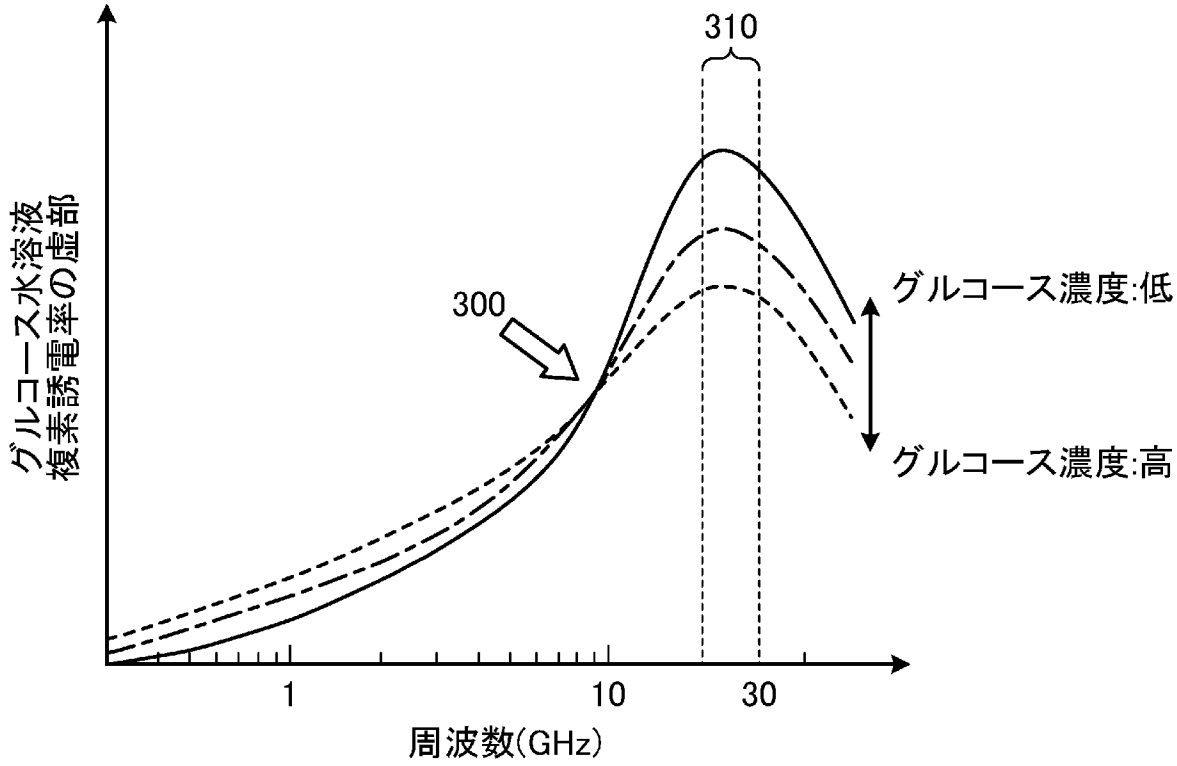
請求項５に記載の測定装置。

[請求項7] 前記生体情報は、生体の誘電率、生体の血糖値、または生体のがん細胞の量である、

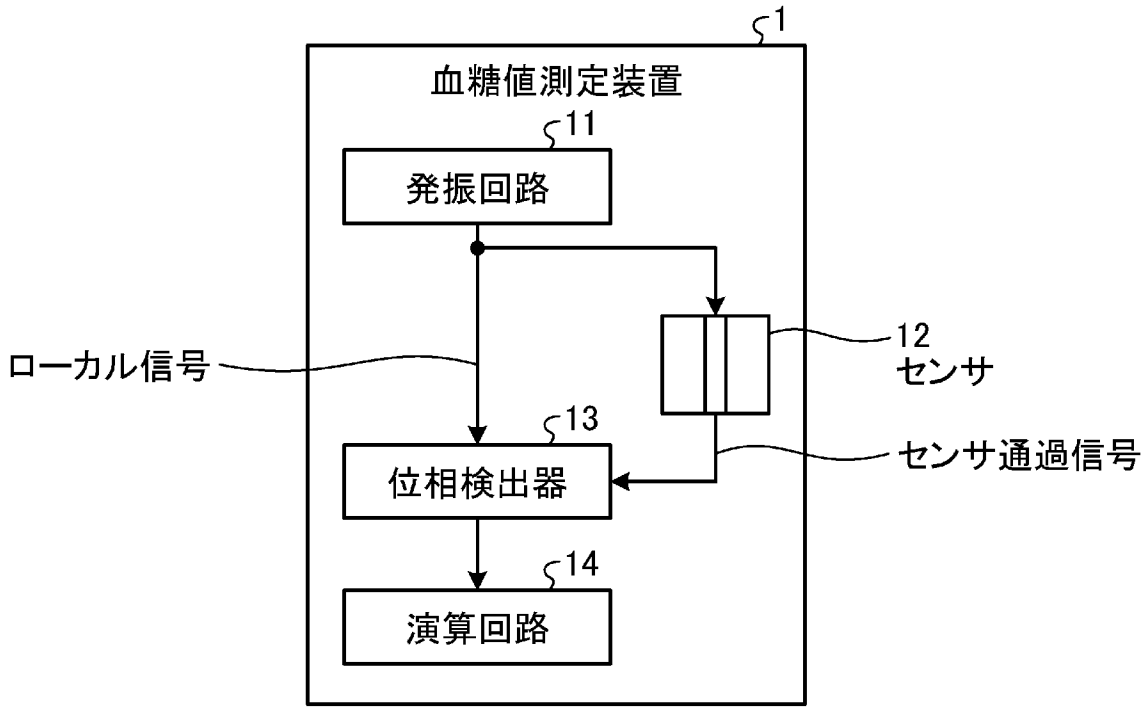
請求項１または請求項２に記載の測定装置。

[請求項8] 第１信号線とグランド導体とが設けられる誘電体の第１基板のうちの前記第１信号線に生体が押し当てられた状態で、前記第１信号線を通過した交流の第１信号である第２信号と、前記第１信号線を通過しない前記第１信号である第３信号と、の比較に基づいて生体情報を取得する、測定方法。

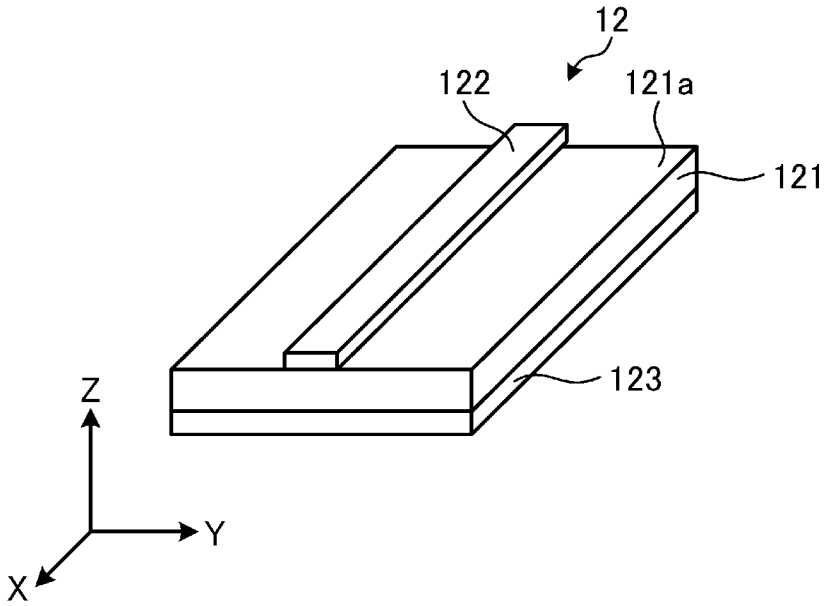
[図1]


310
300
グルコース濃度:低
グルコース濃度:高
グルコース水溶液
複素誘電率の虚部
1
10
30
周波数(GHz)

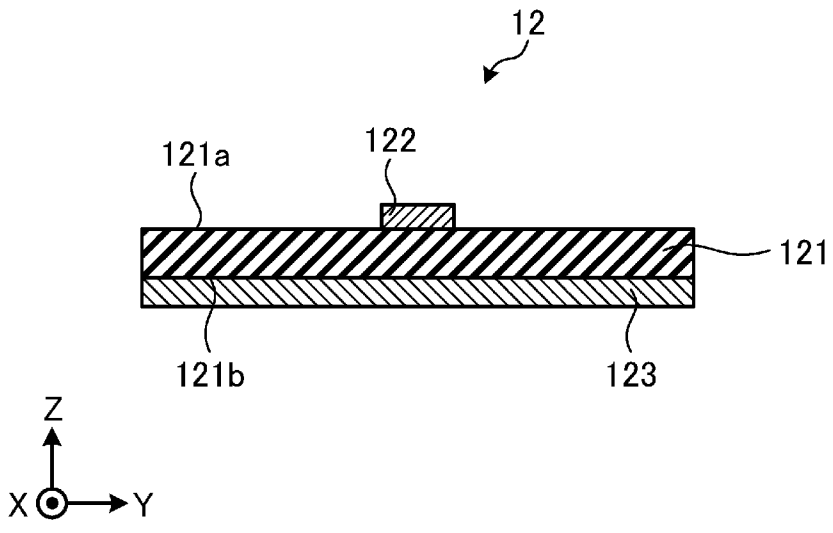
[図2]


1
血糖値測定装置
11
発振回路
ローカル信号
12
センサ
13
位相検出器
センサ通過信号
14
演算回路

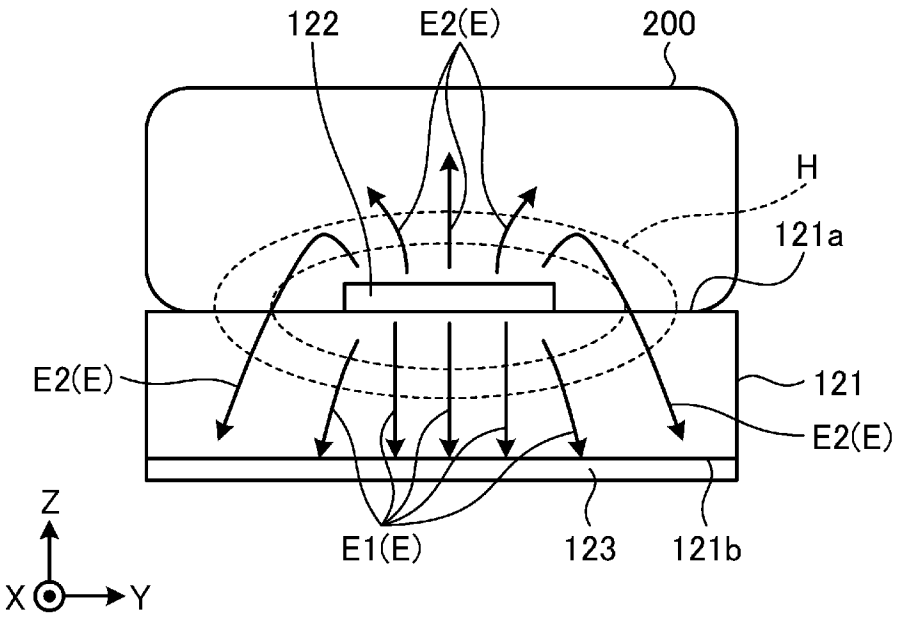
[図3]



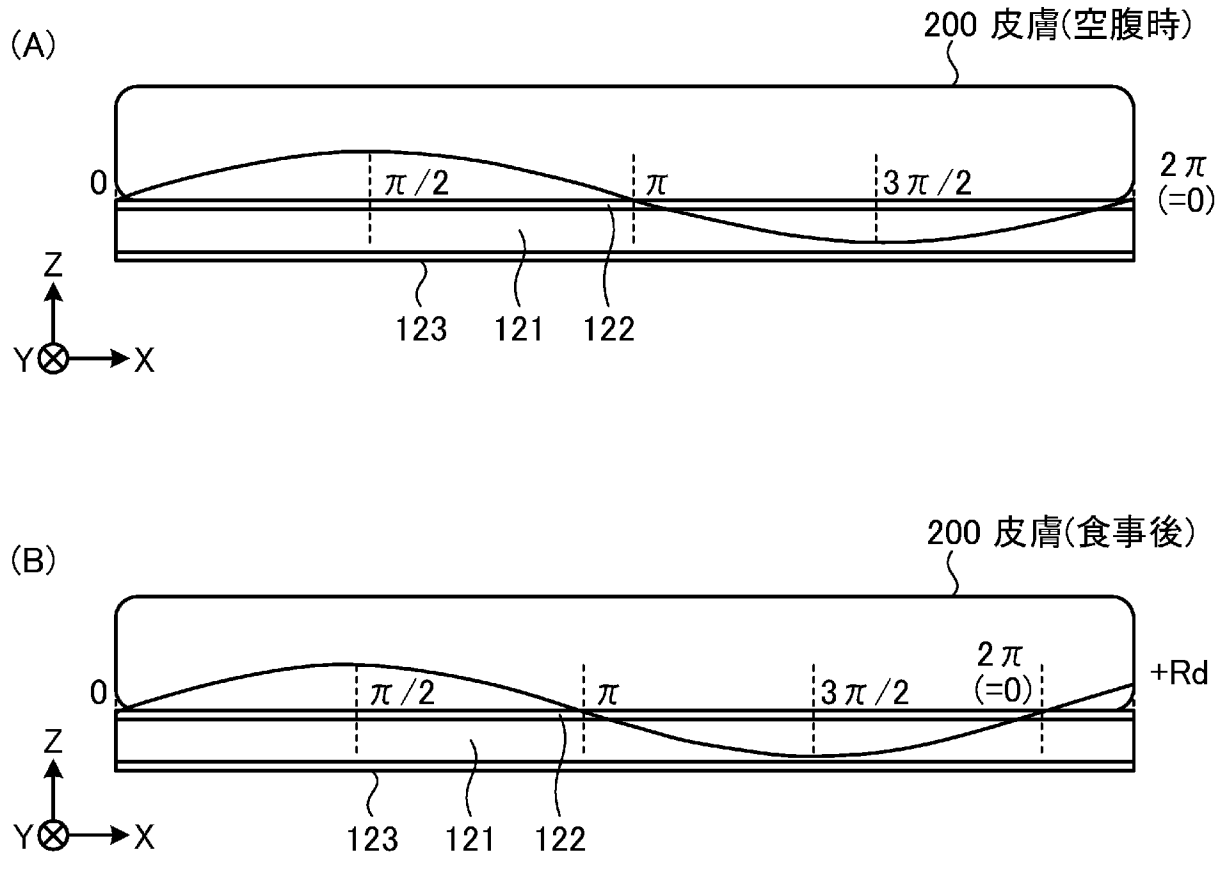
[図4]



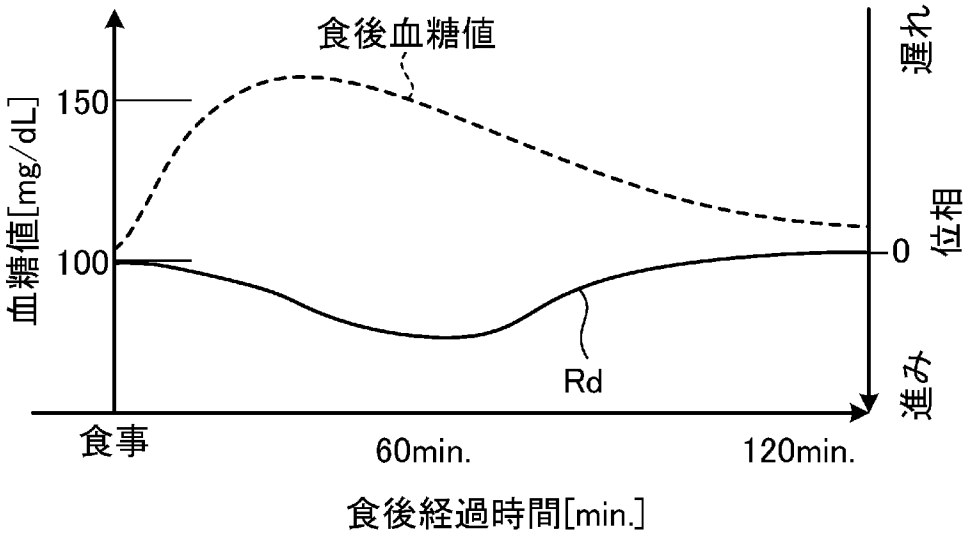
[図5]


122
E2(E)
200
H
121a
E2(E)
121
E2(E)
Z
X
Y
E1(E)
123
121b

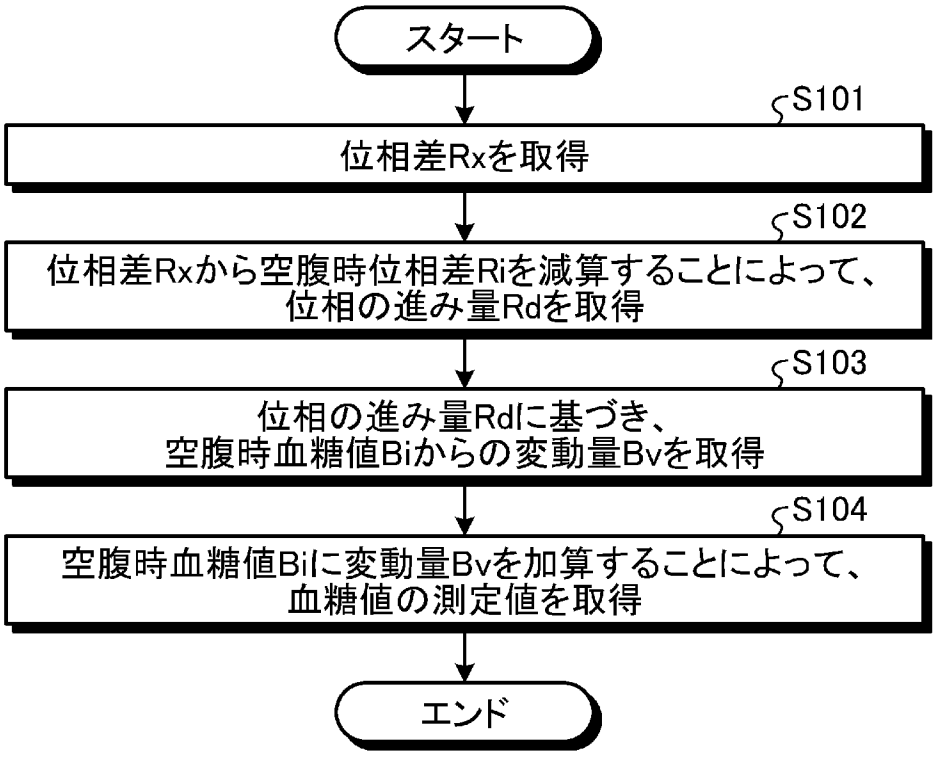
[図6]


(A)
200 皮膚(空腹時)
0
π/2
π
3π/2
2π
(=0)
Z
Y
X
123
121
122
(B)
200 皮膚(食事後)
0
π/2
π
3π/2
2π
(=0)
+Rd
Z
Y
X
123
121
122

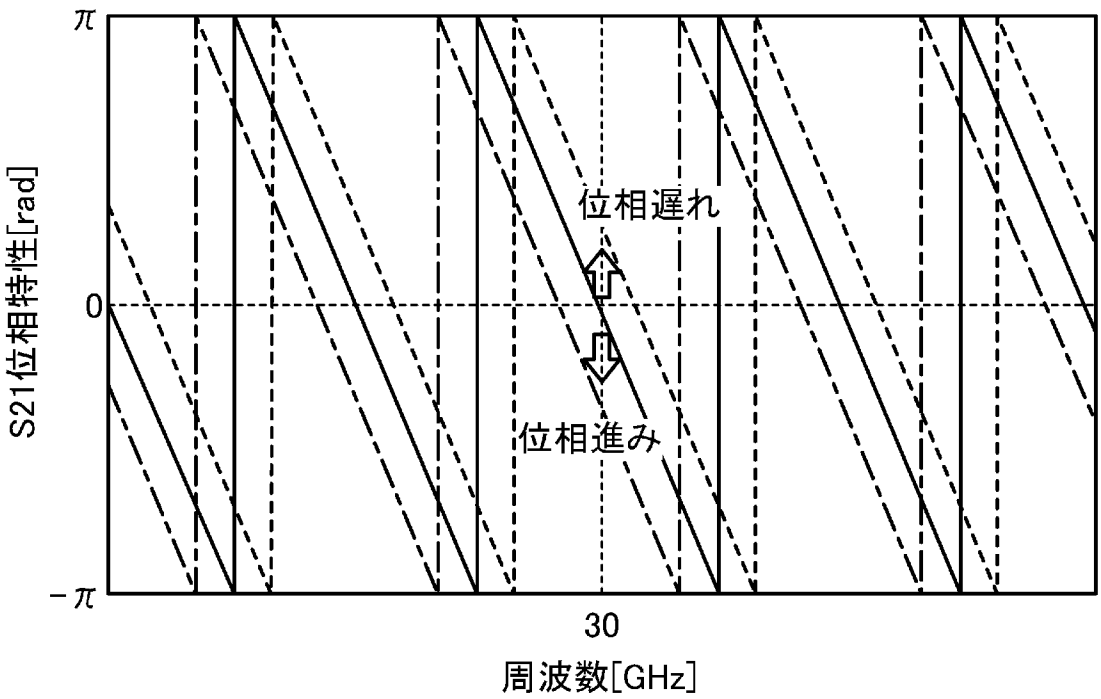
[図7]


食後血糖値
遅れ
150
血糖値[mg/dL]
100
0
位相
Rd
進み
食事
60min.
120min.
食後経過時間[min.]

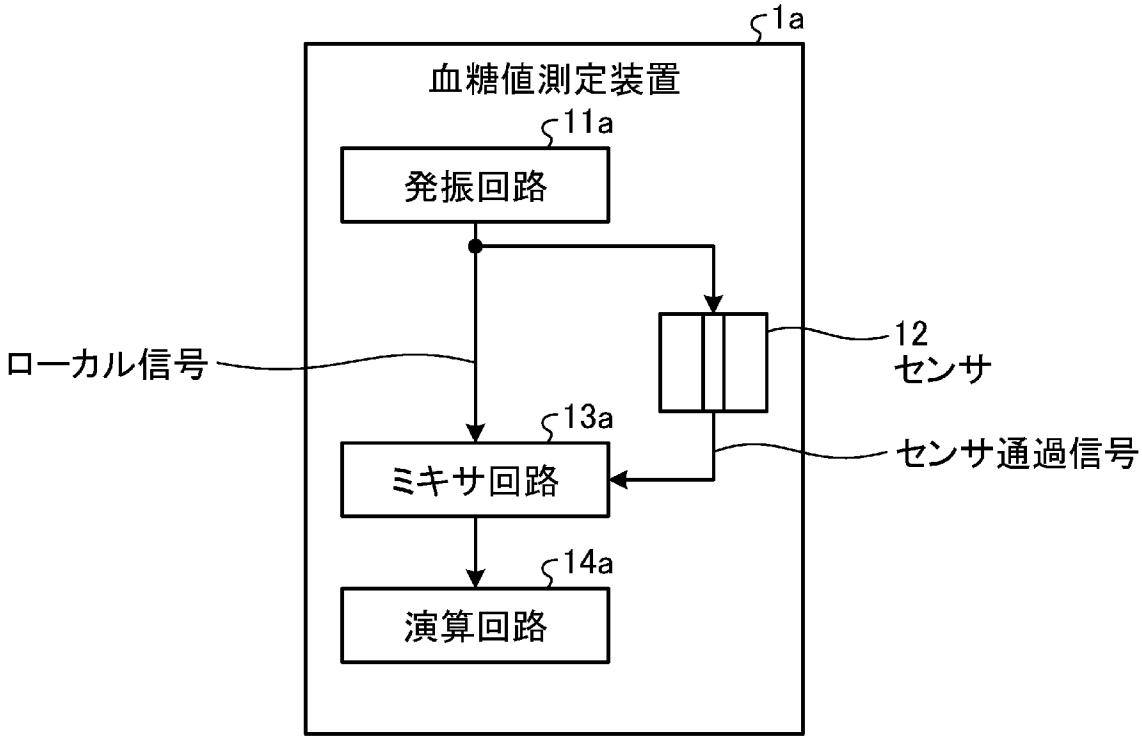
[図8]


スタート
S101
位相差Rxを取得
S102
位相差Rxから空腹時位相差Riを減算することによって、
位相の進み量Rdを取得
S103
位相の進み量Rdに基づき、
空腹時血糖値Biからの変動量Bvを取得
S104
空腹時血糖値Biに変動量Bvを加算することによって、
血糖値の測定値を取得
エンド

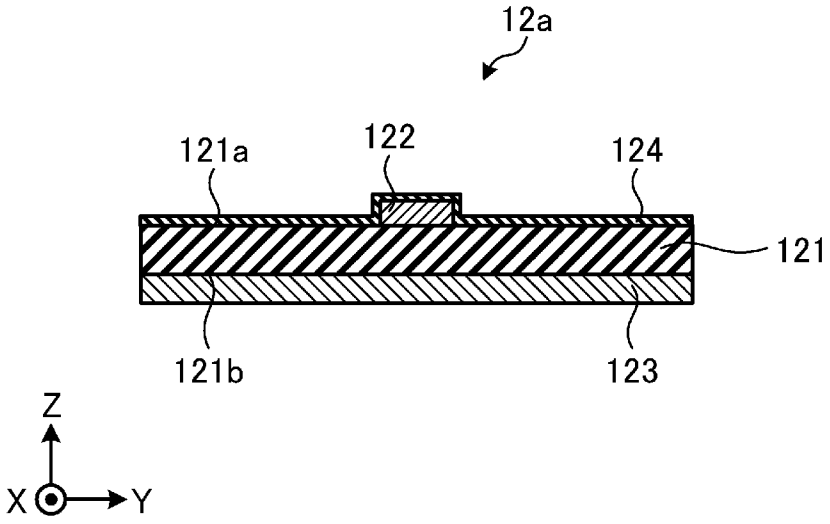
[図9]


π
0
−π
S21位相特性[rad]
位相遅れ
位相進み
30
周波数[GHz]

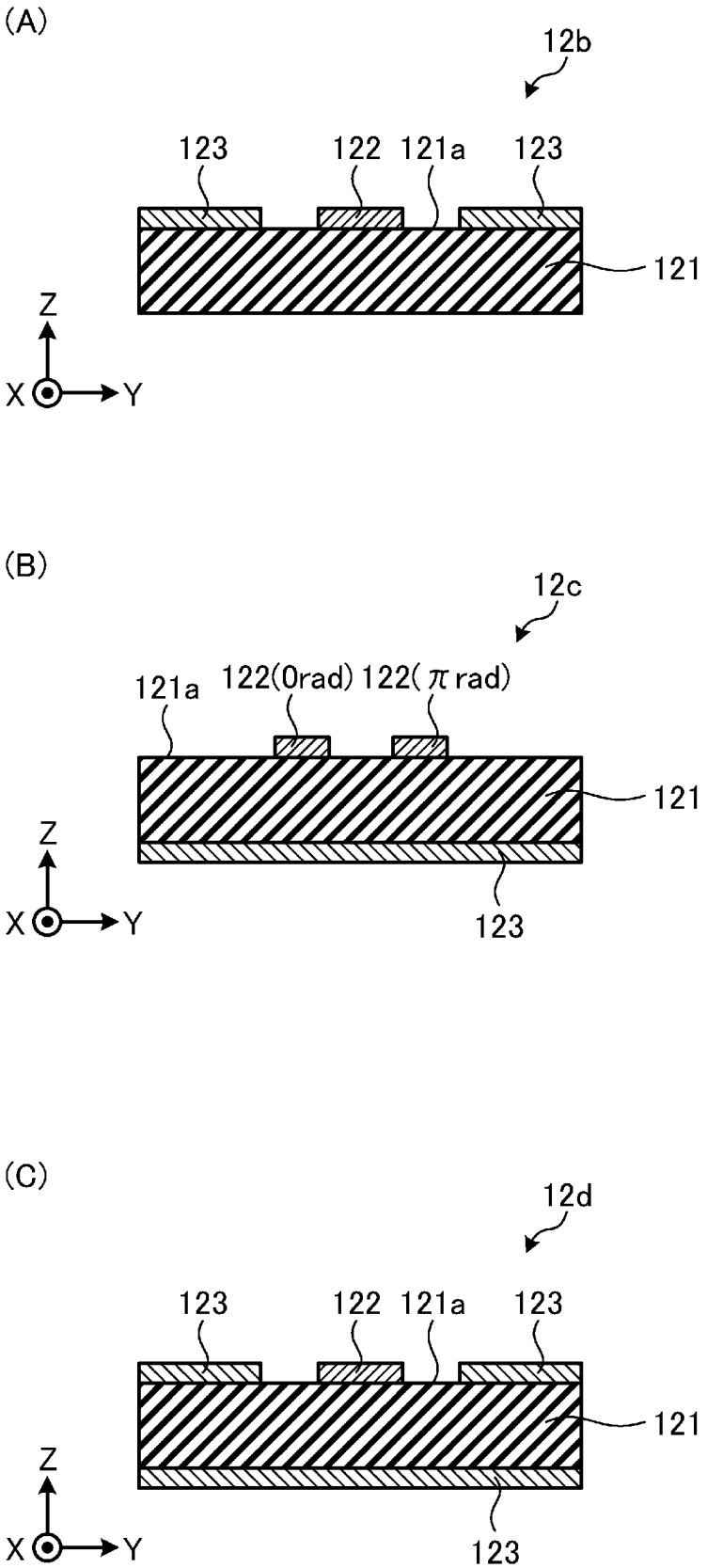
[図10]


1a
血糖値測定装置
11a
発振回路
ローカル信号
12
センサ
13a
ミキサ回路
センサ通過信号
14a
演算回路

[図11]

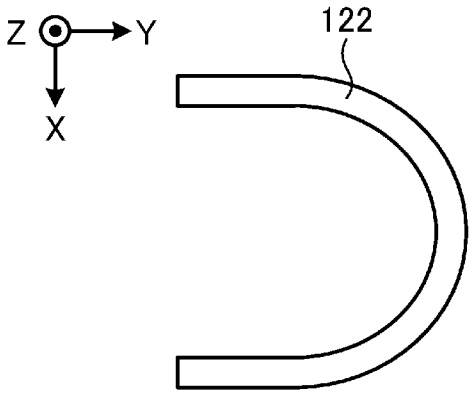


[図12]

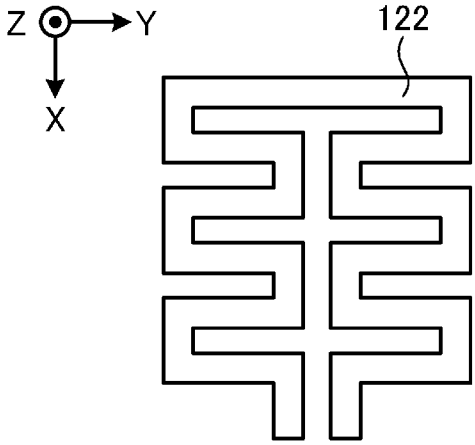

(A)
12b
123
122
121a
123
121
Z
X
Y
(B)
12c
121a
122(0rad)
122(πrad)
121
123
Z
X
Y
(C)
12d
123
122
121a
123
121
123
Z
X
Y

[図13]

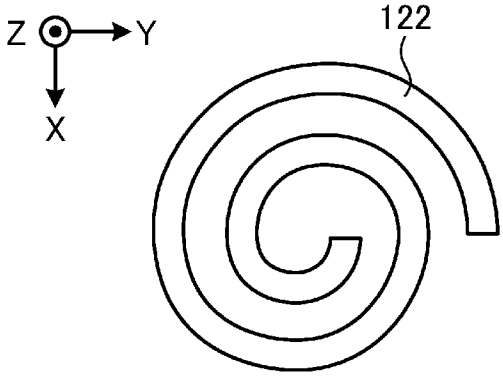
(A)



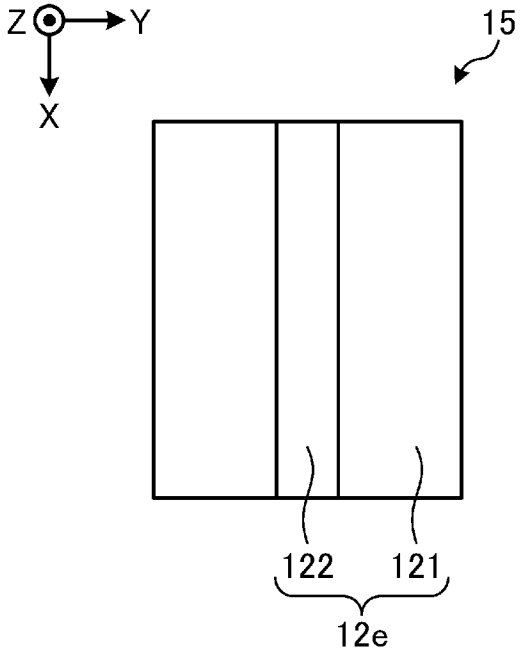
(B)



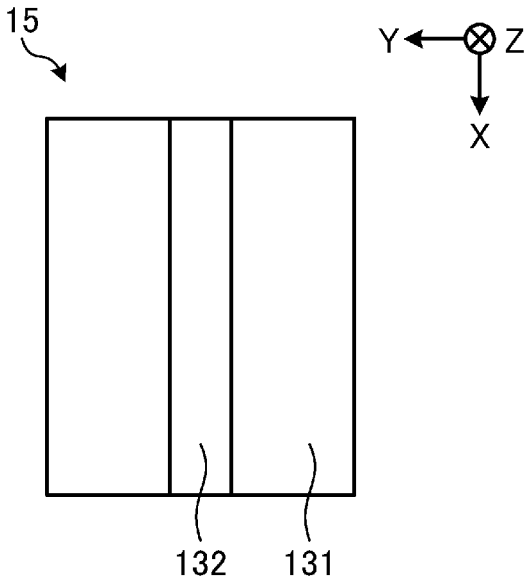
(C)



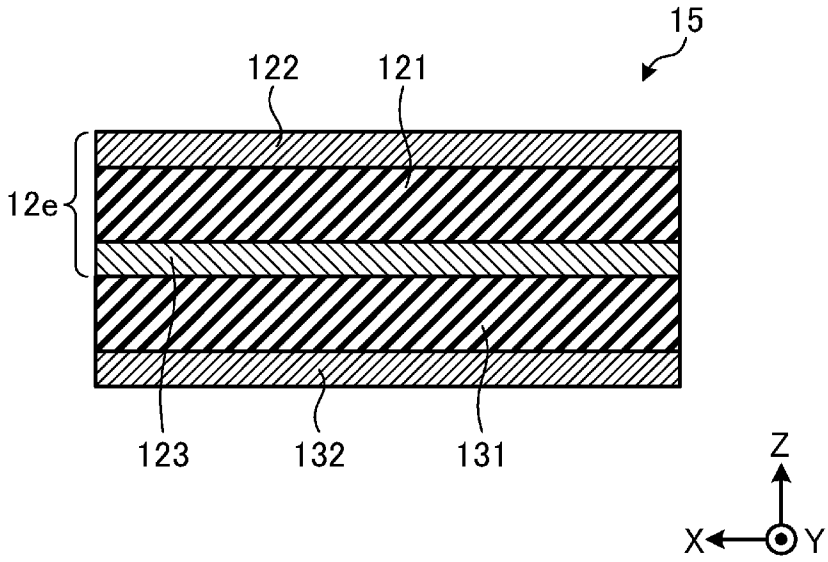
[図14]



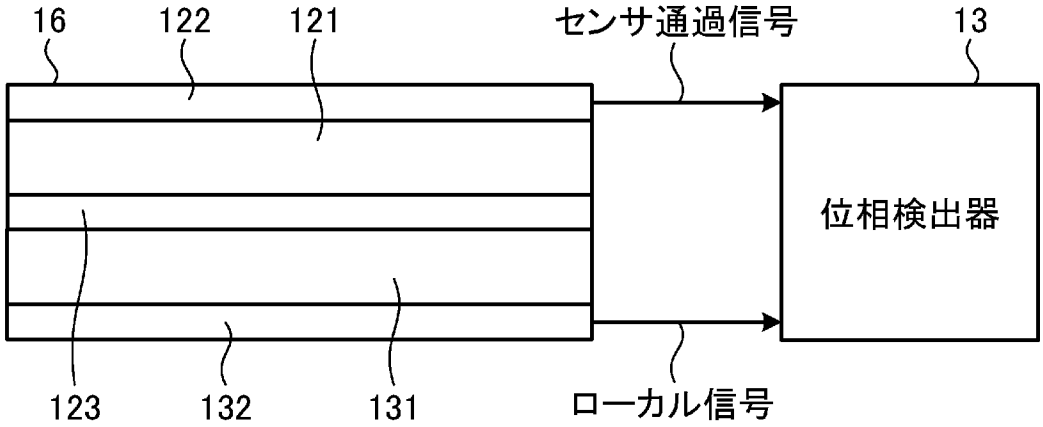
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2022/043829

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/145(2006.01)i
FI: A61B5/145

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)

A61B5/06 - 5/22

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 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2017/0181658 A1 (INFINEON TECHNOLOGIES AG) 29 June 2017 (2017-06-29) paragraphs [0050]-[0063], fig. 5-7	1-5, 7-8
A	paragraphs [0050]-[0063], fig. 5-7	6
A	JP 2021-502880 A (SINGAPORE UNIVERSITY OF TECHNOLOGY AND DESIGN) 04 February 2021 (2021-02-04) paragraphs [0028]-[0145], fig. 1-22	1-8
A	JP 2009-500096 A (FERLIN MEDICAL LTD) 08 January 2009 (2009-01-08) paragraphs [0032]-[0088], fig. 1-12	1-8

☐ 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
26 December 2022	**17 January 2023**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2022/043829

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
US 2017/0181658 A1	29 June 2017	WO 2016/005050 A1 DE 102014109549 A1	
JP 2021-502880 A	04 February 2021	US 2020/0337610 A1 paragraphs [0058]-[0149], fig. 1-22 WO 2019/098947 A1	
JP 2009-500096 A	08 January 2009	US 2008/0319285 A1 paragraphs [0044]-[0105], fig. 1-12	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2022/043829

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/145(2006.01)i
FI: A61B5/145

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））

A61B5/06 - 5/22

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	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	US 2017/0181658 A1 (INFINEON TECHNOLOGIES AG) 29.06.2017 (2017-06-29) [0050]-[0063], Figs.5-7	1-5,7-8
A	[0050]-[0063], Figs.5-7	6
A	JP 2021-502880 A (シンガポール・ユニバーシティ・オブ・テクノロジー・アンド・デザイン) 04.02.2021 (2021-02-04) [0028]-[0145]、図1-22	1-8
A	JP 2009-500096 A (ファーリン メディカル リミテッド) 08.01.2009 (2009-01-08) [0032]-[0088]、図1-12	1-8

☐ 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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
“&” 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
26.12.2022	17.01.2023

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
冨永　昌彦 2Q 4461

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2022/043829

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
US 2017/0181658 A1	29.06.2017	WO 2016/005050 A1 DE 102014109549 A1	
JP 2021-502880 A	04.02.2021	US 2020/0337610 A1 [0058]-[0149], Figs.1-22 WO 2019/098947 A1	
JP 2009-500096 A	08.01.2009	US 2008/0319285 A1 [0044]-[0105], Figs.1-12	