

(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
2024年6月6日(06.06.2024)



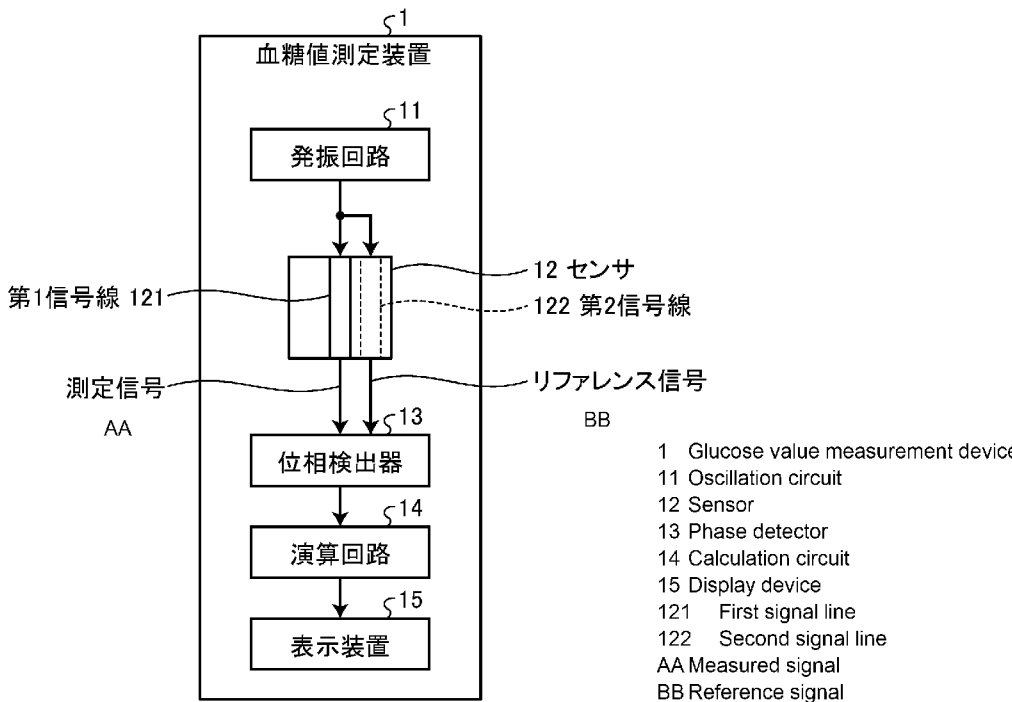
(10) 国際公開番号
WO 2024/116455 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/145 (2006.01) A61B 5/0507 (2021.01)
(21) 国際出願番号: PCT/JP2023/025296
(22) 国際出願日: 2023年7月7日(07.07.2023)
(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 2022-192448 2022年11月30日(30.11.2022) 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).
小山 勝弘(OYAMA, Katsuhiko); 〒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 虎ノ門ダイビルイースト 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,

(54) Title: MEASUREMENT DEVICE AND PERMITTIVITY MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 測定装置および誘電率測定装置



(57) Abstract: This measurement device comprises: a dielectric substrate; a ground conductor provided on the substrate; a first signal line which is separated from the ground conductor on the substrate and by which a living body is pressed; a second signal line which is separated from the ground conductor and the first signal line and is provided on the substrate so as not to contact the living body when the living body is pressed by the first signal line; an oscillation circuit which oscillates an alternating current first signal; and a calculation circuit which acquires biological information on the basis

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, MU, 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, SC, 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, 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))

of comparison between a second signal that is the first signal that has passed the first signal line and a third signal that is the first signal that has passed the second signal line.

(57) 要約: 測定装置は、誘電体の基板と、前記基板に設けられるグラウンド導体と、前記基板に前記グラウンド導体と離間して設けられ、生体が押し当てられる第1信号線と、前記グラウンド導体及び前記第1信号線から離間し、かつ前記第1信号線に前記生体が押し当てられたときに前記生体に接触しないよう、前記基板に設けられる第2信号線と、交流の第1信号を発振する発振回路と、前記第1信号線を通じた前記第1信号である第2信号と、前記第2信号線を通じた前記第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。

明 細 書

発明の名称：測定装置および誘電率測定装置

技術分野

[0001] 本実施形態は、測定装置および誘電率測定装置に関する。

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、生体情報を非侵襲な方法でできるだけ精度よく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、非侵襲かつ高精度に生体情報を測定できる測定装置および誘電率測定装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0005] 本発明によれば、測定装置は、誘電体の基板と、前記基板に設けられるグラウンド導体と、前記基板に前記グラウンド導体と離間して設けられ、生体が押し当てられる第1信号線と、前記グラウンド導体及び前記第1信号線から離間し、かつ前記第1信号線に前記生体が押し当てられたときに前記生体に接触しないよう、前記基板に設けられる第2信号線と、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2信号線を通過した前記第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、非侵襲かつ高精度に生体情報を測定できる測定装置および誘電率測定装置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複素誘電率を示す図である。

[図2]図2は、被験者が第1の実施形態の血糖値測定装置を装着したときの図である。

[図3]図3は、図2に示した第1の実施形態の血糖値測定装置を切断線ⅠⅠⅠーⅠⅠⅠで切断した断面図である。

[図4]図4は、第1の実施形態の血糖値測定装置を下面から見た外観図である。

[図5]図5は、第1の実施形態の血糖値測定装置の構成を示す模式的な図である。

[図6]図6は、第1の実施形態のセンサを＋Z方向から見た図である。

[図7]図7は、第1の実施形態のセンサを－Z方向から見た図である。

[図8]図8は、図6に示した第1の実施形態のセンサを切断線ⅤⅠⅠⅠーⅤⅠⅠⅠで切断した断面の図である。

[図9]図9は、図6に示した第1の実施形態のセンサを切断線ⅠⅩーⅠⅩで切断した断面の図である。

[図10]図10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11]図11は、空腹時と食事後とにおいて第1の実施形態のセンサの第1信号線に被験者の皮膚が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位相の変化を説明する模式的な図である。

[図12]図12は、被験者がバンドを締めたときの第1の実施形態のセンサへの圧力のかかり方を説明する図である。

[図13]図13は、第1信号線の出力端における交流信号の位相が圧力に応じて変化することを示す図である。

[図14]図14は、第1の実施形態のセンサにおける第1信号線および第2信号線の位置関係を示す図である。

[図15]図15は、第1の実施形態のセンサにおける第1信号線に被験者の皮膚が押し当てられた場合の位相進み量 R_d の時間的推移を説明する図である。

[図16]図16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17]図17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18]図18は、第1の変形例のセンサをXZ平面で切断した断面図である。

[図19]図19は、第2の変形例のセンサをXZ平面で切断した断面図である。

[図20]図20は、第3の変形例のセンサをXZ平面で切断した断面図である。

[図21]図21は、第4の変形例の血糖値測定装置をバンドを含めて描画した図である。

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複素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、横軸は周波数を示す。

[0011] 図1に示されるように、複素誘電率の虚部（以下、複素誘電率の虚部をたんに虚部と呼ぶ）は、グルコース濃度に応じて異なる周波数特性を有する。尚、このグラフ右側に示す矢印の様に下方に向かうほどグルコース濃度は高く、上に向かうほどグルコース濃度は低くなる。

図に示す様に 10GHz 付近に存在する変曲点 300 よりも高い周波数では、この虚部は、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、周波数の範囲 310 においては、3 本のカーブの間隔が広いことから、虚部は、グルコースの濃度変化に対して大きく変化する。

[0012] なお、複素誘電率の実部（以下、複素誘電率の実部をたんに実部と呼ぶ）は、虚部とは逆の傾向で変化する。つまり、変曲点 300 よりも高い周波数では、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。前述した周波数の範囲 310 において実部がグルコース濃度への依存性が大きくなることは、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、皮膚の誘電率の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、皮膚の誘電率の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、皮膚の誘電率の値を取得するセンサとして用いられる。信号線には交流信号が流れ、被験者が当該信号線に触れると、信号線を通る交流信号の波長が、この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、信号線を通る交流信号の波長の変化を測定することで、血糖値を判断および取得できる。

結局は、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。尚、ここで、非侵襲とは、生体を傷つけない様な意味である。つまり接触だけで測定が可能と言う意味である。

[0015] なお、実施形態の測定装置は、任意の装置や電子機器に実装され得る。測定装置は、一例として、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で得られる生体情報は、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] 以下に図面を参照して、血糖値測定装置について説明する。なお、これから述べる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、被験者が血糖値測定装置を装着したとき図である。

[0019] この血糖値測定装置1は、扁平な形状の筐体2と、この筐体2の表面に取り付けられた表示装置15と、筐体の側面に取り付けられたバンド3と、を備える。市販の腕時計、スマートウォッチと同じ構造である。

筐体2は、上面、下面、前記上面の周囲と前記下面の周囲をつなぐ側面とから成る。

[0020] 筐体2の一方の側面と、もう一方の側面にバンド3が取り付けられている。バンド3を被験者の腕200に巻きつけることで、筐体2の下面が腕200に接触および固定される。血糖値測定装置1は、表示装置15に種々の画像情報を出力する。被験者は、表示装置15に出力された種々の画像または表示情報を視覚的に確認することができ、ここでは血糖値の測定結果を確認できる。

[0021] 図3は、図2の切断線ⅠⅠーⅠⅠで切断した断面図である。図4は、血糖値測定装置1を下面から見た外観図である。

[0022] 図3および図4に示すように、筐体2の下面には、センサ12が設けられている。

このセンサ12は、基板123と、基板123の一方の面にベタで設けられるグランド導体124と、他方の面に設けられる第1信号線121と、を有する。図10を参照。

なお、この例では、第1信号線121は、装着時の腕が延びる方向と同じ方向に直線の形状(ストリップライン)で設けられている。第1信号線121は、装着者の皮膚に接触するように設けられている。

なお、第1信号線121は、薄い絶縁性被膜で覆われても良い。

[0023] 図5は、血糖値測定装置1の構成を示す模式図である。本図に示されるように、血糖値測定装置1は、少なくとも発振回路11、センサ12、位相検出器13、演算回路14、および表示装置15を備える。

[0024] 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の構造を備える。

以下に図6～図9を参照して、センサ12について説明する。

[0025] 図6～図9および以降の図において、被験者の皮膚に接触する向きを+Z方向、+Z方向に直交し第1信号線121が延びる方向を+Y方向、+Z方向と+Y方向に直交する方向を+X方向として、センサ12を説明する。

[0026] 図6は、センサ12を+Z方向（皮膚との当接面側）から見た図である。図7は、第1の実施形態のセンサ12を-Z方向（筐体との取り付け面側）から見た図である。図8は、図6の切断線VⅠⅠⅠ-VⅠⅠⅠで切断した断面の図である。図9は、図6の切断線ⅠX-ⅠXで切断した断面の図である。

[0027] センサ12は、誘電体によって構成された基板123を備える。基板123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。なお、基板123は、矩形の平板の形状である。

[0028] 図6では、基板123の皮膚に当接される面123a上には、導体となる第1信号線121が設けられる。この第1信号線121は、平面視で見たときに、ほぼ中心部を通過して、Y方向（左右）に延びている。

プリント基板に実装するため、メッキ処理や箔の貼り合わせ技術を用い、フォトエッチング処理でパターンニングされる。よって第1信号線121の幅と厚みは一定である。

この第1信号線121の形成面と反対の面123bには、グランド導体124が全面に亘って形成されている。この信号線121、124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。

[0029] なお、基板 1 2 3 の面 1 2 3 a は、第 1 面と呼び、面 1 2 3 b は、第 1 面の逆側の面としての第 2 面と呼んだ。

[0030] 第 1 信号線 1 2 1 は、交流の電気信号が流された状態で、図 1 0 の如く、装着者の皮膚 2 0 1 に押し当てられる。

[0031] ここで図 1 0 は、電磁界分布を示す模式的な図である。矢印 E は電界ベクトルを示し、点線 H は磁界分布を示す。

[0032] 第 1 信号線 1 2 1 に交流信号が流れている場合、第 1 信号線 1 2 1 の周囲に電界ベクトル E が形成される。大半の電界ベクトル E 1 は第 1 信号線 1 2 1 とグランド導体 1 2 4 との間に集中するが、一部は、面 1 2 3 a から基板 1 2 3 の外部に出る電界ベクトル E 2 が存在する。第 1 信号線 1 2 1 に皮膚 2 0 1 が接触していると、電界ベクトル E 2 が皮膚 2 0 1 を通過することにより、第 1 信号線 1 2 1 を流れる交流信号の波長が変化する。

以下に、第 1 信号線 1 2 1 を流れる交流信号の波長の変化について説明する。

[0033] 下記の式 (1) は、電圧に関する一般的な伝送線路方程式である。

A, B は定数であり、x は伝送線路上の位置である。 α は初期位相である。 β は位相定数であり、単位長さ当たりの位相進み量を表す。

[数1]

$$V_{(x)} = Ae^{-(\alpha+j\beta)x} + Be^{(\alpha+j\beta)x} \quad \dots (1)$$

[0034] 式 (1) の右辺の第 1 項は進行波を表し、第 2 項は反射波を表す。実施形態では、第 1 信号線 1 2 1 と、第 1 信号線に電氣的に接続される位相検出器のインピーダンスを一致させた状態にあることとする。この伝送線路では、第 1 信号線 1 2 1 と位相検出器の接続点で不要波が発生しないため、第 2 項はゼロとなる。よって、実施形態の第 1 信号線 1 2 1 の場合の伝送線路方程式は、下記の式 (2) で表せる。

[数2]

$$V_{(x)} = Ae^{-(\alpha+j\beta)x} \quad \dots (2)$$

[0035] 位相定数 β は、下記の式(3)のように変形できる。 L は伝送線路に等価な回路モデルのインダクタ、 C は伝送線路に等価な回路モデルのキャパシタンス、 ε_{r_eff} は実効比誘電率、 ε_0 は真空の誘電率、 μ_0 は真空の透磁率、 c は光速である。

[数3]

$$\beta = \omega\sqrt{LC} = \omega\sqrt{\varepsilon_{r_eff}\varepsilon_0\mu_0} = \frac{\omega\sqrt{\varepsilon_{r_eff}}}{c} \quad \dots (3)$$

[0036] 式(3)から、実効比誘電率 ε_{r_eff} が大きいほど位相定数 β が大きくなることが読み取れる。つまり、実効比誘電率 ε_{r_eff} が大きいほど単位長さあたりの位相進み量が大きくなる。

[0037] 前述したように、第1信号線121に皮膚201が押し当てられたとき、電界ベクトル E_2 は皮膚201を通過する。よって、第1信号線121を通過する交流信号の位相の進み量は、皮膚201の誘電率に応じて変化する。

[0038] 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よりも高い周波数側の範囲）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、第1信号線121を通過する交流信号の位相が進む。

[0039] 図11は、(A)が空腹時、(B)が食事後で、その位相変化を説明するものである。センサ12の第1信号線121に被験者の皮膚201が押し当てられた場合、第1信号線121を通過する交流信号の位相の変化を説明している。

[0040] ここでは、理解を容易にするために、被験者が空腹である時、この空腹時の皮膚201の誘電率における交流信号の波長は、第1信号線121の入力端（左端）から出力端（右端）までの長さ（ここではY方向の長さ）、と等しいとする。

つまり、被験者が空腹時に第1信号線121を触ると、図11(A)に示されるように、第1信号線121の長さと同じ波長で交流信号が伝送され

る。よって、第1信号線121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121の出力端での交流信号の位相は0ラジアンとなる。

[0041] 被験者が食事を行い、血糖値が上昇した状態で第1信号線121を触ると、図11(B)に示されるように、波長が短くなる。第1信号線121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121の他端から出力される交流信号の位相は、図11(A)に示された位相に比べ、波長が短くなった量に応じ、位相が進む。第1信号線121を通過する交流信号における、空腹時を基準とした位相進み量を、位相進み量 R_{d1} と表記する。

[0042] 血糖値の測定の際には、面123aに被験者の皮膚201が押し当てられるので、センサ12(基板)は、圧力を受ける。例えばセンサ12が図2～図4で示したスマートウォッチ1に実装されている場合、被験者はバンド3を締めたとき、第1信号線121に被験者の皮膚201が押し当てられるとともに、センサ12に圧力がかかる。

[0043] 図12は、被験者がバンド3を締めたとき、センサ12への圧力のかかり方を説明する図である。

[0044] 図12に示すように、バンド3が締められたとき、強い圧力400が、センサ12の中央あたり、つまり第1信号線121の中央を下に凸にし、第1信号線121は反る。

[0045] この圧力400は、基板123および第1信号線121を含むセンサ12の各構成要素に影響を与える。この圧力400によって、基板123または第1信号線121の形状や内部応力が変化するなどして、センサ12の電磁界分布の通過特性が変化する。その結果、第1信号線121を通過する交流信号の位相が変わるため、血糖値測定の精度を低下させる。

[0046] 例えば、第1信号線121は、圧力400によってY方向の長さが若干長くなるように変形する。第1信号線121が長くなることによって、第1信号線121の出力端における交流信号の位相が進む。

[0047] 図13は、第1信号線121の出力端における交流信号の位相が、圧力400に応じて変化することを示す図である。

発明者は、実施例のセンサ12を用いて実測して検証した結果、図13で示すとおり、圧力の変化に対し、位相差が線形的に変化する傾向があることを見出した。本図において、縦軸は、空腹時に交流信号を第1信号線121に流した場合、第1信号線121の通過した交流信号の位相進みの、位相が進む前からの変化量（位相差）を示す。横軸は圧力400の大きさを示す。圧力400は、Y方向でのセンサ12の中央において、-Z方向に与えたものである。圧力は、市販の圧力センサを基板上に設けて測定した。図13に示す例では、圧力400が大きいほど交流信号の位相が進むことが読み取れる。空腹時は、血糖値の変化がないとみなせるため、圧力の変化の影響のみによって、位相差が変化したものと言える。

[0048] 第1信号線121を通過する交流信号の位相は、圧力400による、第1信号線121の変形だけでなく、基板123の変形によっても変化すると考えられる。

また、圧力400による、第1信号線121の内部応力の変化、および基板123の内部応力の変化によって位相が変化すると考えられる。

この様に、複合的要因によって、交流信号の位相の変化が説明できる。以降、圧力400による、信号線を通過する交流信号の位相の変化を、「圧力による位相変化」と表記する。

[0049] 図13を用いて説明したように、第1信号線121から取得される位相進み量 R_d1 は、被験者の血糖値の変化だけでなく、測定時の「圧力による位相変化」も反映している。よって、位相進み量 R_d1 のみに基づいて血糖値の測定値を求めようとした場合、その測定値は、精度の低下をきたす。

[0050] 第1の実施形態では、血糖値の測定精度を高める構成として、基板123に第2信号線122が設けられている。そして、第1信号線121と第2信号線122との両方に交流信号が入力される。

[0051] 図5および図8に示すように、第2信号線122は、第1信号線121と

同じ直線の形状を有し、かつ第1信号線121に対して平行になるようにセンサ12に設けられている。よって、センサ12が圧力400を受けたとき、第2信号線122は、図12に示すように、第1信号線121と同じように変形し、第1信号線121と同じような応力分布を持つと考えられる。その結果、第2信号線122を流れる交流信号の圧力による位相変化は、第1信号線121を流れる交流信号の圧力による位相変化と近い値となると考えられる。

[0052] さらに、第2信号線122は、第1信号線121と、幅、厚さ、または長さのいずれかが同じであってよい。こうすれば、センサ12が圧力400を受けたとき、第2信号線122と第1信号線の変形量、または応力分布をより近しくできる。後述するように、第2信号線122と第1信号線121の特性インピーダンスが一致できれば、第2信号線122と第1信号線121とで幅、厚さ、または長さのそれぞれは同じでなくてよい。第2信号線122と第1信号線121とで幅、厚さ、または長さのいずれかを同じとしない場合は、位相進み量が変わる可能性がある。その場合は、その変化分を記憶しておき、測定時に演算回路で補償することができる。

[0053] 更に、第1信号線121と第2信号線122の配置によっては、お互いに電磁波の相互干渉（クロストーク）を発生する。そのため、図14に示す様に、この相互干渉を抑制するために、第2信号線122は、第1信号線121と基板123の厚み方向に離間させている。そのため、第2信号線122は第1信号線121の右斜め下に埋め込まれている。これは、平面視で、第1信号線121と重畳せずに左右に離間し、しかも基板表面から下方に離間させるためである。

[0054] 図14は、センサ12に設けられた第1信号線121および第2信号線122の位置関係を示す図である。なお、本図は、皮膚201に押し当てられたセンサ12をXZ平面で切断した断面を表す。

[0055] 一般に、3Wルールが知られている。3Wルールは、二つの信号線のセンターからセンターまでの離間距離を、信号線の幅の3倍以上のピッチで信号

線群を配置することで、信号線間で信号の相互干渉を抑制できるというものである。

3Wルールに基づけば、図14に示す様に、第1信号線121の幅をWと表記した場合、第1信号線121と第2信号線122との間に2W以上のスペースを設ければ、配線のセンターからの距離を足しこんで、3W以上のピッチとなる。

第2信号線122上面と基板123の面123aとの間に2W以上のスペースを設ければ、縦方向もこの3Wルールが成り立つ。よって第1信号線121と第2信号線122の相互干渉は、ある程度抑制される。

[0056] 図14で示す通り、範囲501は、第1信号線121から発生する電界の強度が、所定レベルを超える範囲を示しており、範囲502は、第2信号線122から発生する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示している。

ここで述べた所定レベルとは、お互いの相互干渉が抑制できる電界レベルである。上記述べた3Wルールに従って配置すれば、電界の強度が所定レベルを超えず、お互いの相互干渉が抑制できる。

[0057] また、範囲502を面123aから下方に遠ざけるため、例えば、面123aからの距離が2Wとなるように、第2信号線122を設けるとよい。その結果、第2信号線122がグラウンド導体に近づくため、電界による影響を抑制することができる。

[0058] なお、信号線の実効インピーダンスは、信号線がグラウンド導体から近いほど低くなる傾向があり、信号線の幅が狭いほど高くなる傾向がある。更には、信号線の厚みが薄いほど高くなる傾向がある。

そして、この例では、第2信号線122は、第1信号線121よりもグラウンド導体124に近い位置に配置される。よって、設計者は、第1信号線121の実効インピーダンスと第2信号線122の実効インピーダンスとを等しくするために、第2信号線122の幅を第1信号線121の幅よりも狭くしたり、第2信号線122の厚みを第1信号線121の厚みよりも薄くしたりしてもよい。

- [0059] 第2信号線122の入力端には、第1信号線121の入力端に入力される交流信号と同じ交流信号が入力される。血糖値測定装置1は、第2信号線122を通過した交流信号と第1信号線121を通過した交流信号との位相差に基づいて血糖値を演算する。
- [0060] 第2信号線122を通過した交流信号に対する第1信号線121を通過した交流信号の位相差を R_x と表記する。空腹時における位相差 R_x を空腹時位相差 R_i と表記し、空腹時位相差 R_i からの位相差 R_x の進み量を R_{d2} と表記する。
- [0061] 第1信号線121および第2信号線122が上記したように配置されているため、位相差 R_x が受ける圧力による位相変化は抑制される。よって、位相進み量 R_{d2} は、位相進み量 R_{d1} と異なり、受ける圧力の影響が抑制された状態で被験者の血糖値に応じて変化する。
- [0062] 図15は、第1信号線121を被験者の皮膚201に押し当てた場合、位相進み量 R_{d2} の時間的推移を説明する図である。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。
- [0063] 図15に示すように、被験者が食事を摂ると、被験者の血糖値が、空腹時よりも上昇し始める。すると、血糖値の上昇に応じて位相進み量 R_{d2} が増大する。そして、血糖値が上昇から下降に転じると、位相進み量 R_{d2} が増大から縮小に転じる。このように、位相進み量 R_{d2} は、空腹時の血糖値を基準として、血糖値の変化に連動して変化する。
- [0064] 血糖値測定装置1は、位相進み量 R_{d2} を計算して、位相進み量 R_{d2} に基づいて血糖値の測定値を計算する。
- [0065] 図5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、この誘電率の変化に応じて大きく変化す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 1 1 が発振する交流信号の周波数は、範囲 3 1 0 以外の範囲から選択されてもよい。

[0066] 発振回路 1 1 に接続された交流信号の伝送路は、2 つに分岐されて、ひとつは第 1 信号線 1 2 1 の入力端に接続され、他方は第 2 信号線 1 2 2 の入力端に接続される。

[0067] 第 1 信号線 1 2 1 の出力端は、位相検出器 1 3 に接続される。また、第 2 信号線 1 2 2 の出力端は、位相検出器 1 3 に接続される。よって、位相検出器 1 3 には、第 1 信号線 1 2 1 を通過した交流信号と、第 2 信号線 1 2 2 を通過した交流信号とが入力される。第 1 信号線 1 2 1 を通過して位相検出器 1 3 に入力される交流信号を、測定信号と表記する。第 2 信号線 1 2 2 を通過して位相検出器 1 3 に入力される交流信号を、リファレンス信号と表記する。

[0068] なお、発振回路 1 1 が発振した交流信号は、第 1 信号の一例である。測定信号は、第 2 信号の一例である。リファレンス信号は、第 3 信号の一例である。

[0069] 位相検出器 1 3 は、測定信号とリファレンス信号との位相差 $R \times$ を検出し、位相差 $R \times$ の検出値を演算回路 1 4 に入力する。位相検出器 1 3 は、位相比較器とも称され得る。

[0070] 測定信号は、被験者の血糖値と圧力との影響に応じて位相が変化し、リファレンス信号は、受ける被験者の血糖値変化による位相変化が抑制されつつ圧力による位相変化に応じて位相が変化する。よって、位相検出器 1 3 では、受ける圧力による位相変化を抑制しつつ被験者の血糖値の影響を受けて変化した位相差が位相差 $R \times$ として検出される。

[0071] 演算回路 1 4 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 1 4 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 1 4 は、FPGA (Field-Programmable Gate Array) またはASIC (Applic

ation 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。

[0072] 演算回路 14 は、位相検出器 13 から入力された位相差 R_x に基づいて被験者の血糖値の測定値を取得する。

[0073] 演算回路 14 は、血糖値の測定値を表示装置 15 に出力する。なお、演算回路 14 による血糖値の測定値の出力方法はこれに限定されない。例えば、血糖値測定装置 1 が印刷装置やスピーカなどを備える場合には、演算回路 14 は、印刷装置やスピーカなど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。

[0074] 図 16 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の皮膚が第 1 信号線 121 に触れている状態で実行される。

[0075] 位相検出器 13 は、測定信号とリファレンス信号との位相差 R_x を取得する (S101)。位相差 R_x は、演算回路 14 に入力される。

[0076] 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 R_x である空腹時位相差 R_i を S101 において得られた位相差 R_x から減算することによって、位相進み量 R_d2 を取得する (S102)。

[0077] 空腹時位相差 R_i 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 R_x の推移を記憶する。そして、演算回路 14 は、位相差 R_x の最低値を空腹時位相差 R_i として記憶する。なお、空腹時位相差 R_i の取得方法はこれに限定されない。

[0078] また、空腹時位相差 R_i 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 B_i 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 R_i と対応付けて記憶されていることとする。空腹時血糖値 B_i の測定方法は特定の方法に限定されない。空腹時血糖値 B_i は、例えば採血によって測定され得る。

[0079] S 102 に続いて、演算回路 14 は、位相進み量 R_d2 に基づき、空腹時血糖値 B_i からの血糖値の変動量 B_v を取得する (S 103)。

[0080] 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、位相進み量 R_d2 と変動量 B_v 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。S 103 では、演算回路 14 は、S 102 によって取得された位相進み量 R_d2 と、第 1 検量線と、に基づいて、S 103 の実行時点での変動量 B_v を取得する。

[0081] S 103 に続いて、演算回路 14 は、空腹時血糖値 B_i に S 103 によって取得された変動量 B_v を加算することによって、血糖値の測定値を取得する (S 104)。そして、血糖値測定装置 1 の動作が終了する。

[0082] なお、図 16 に示す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。

[0083] 例えば、位相差 R_x 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、S 101 によって取得された位相差 R_x 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。

[0084] または、演算回路 14 は、位相差 R_x 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 R_x を例えば下記の式 (4) 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 121 に押し当てて位相差 R_x 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

R_xとの関係に基づいて得られた係数である。

[数4]

$$\varepsilon_x = a \times Rx + b \quad \cdots (4)$$

[0085] 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（4）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。

[0086] なお、図16に示した動作において、演算回路14が被験者の空腹時血糖値 B_i 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121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 R_i および空腹時血糖値 B_i 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。

[0087] 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 R_x 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 R_x が入力されると、当該位相差 R_x 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。

[0088] 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 1 4 は、位相差 $R \times$ 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。

[0089] 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、誘電体の基板 1 2 3 と、基板 1 2 3 に設けられるグランド導体 1 2 4 と、基板 1 2 3 に設けられ生体が押し当てられる第 1 信号線 1 2 1 と、第 1 信号線 1 2 1 から離間し、かつ第 1 信号線 1 2 1 に生体が押し当てられたときに生体に接触しないよう、基板 1 2 3 に設けられる第 2 信号線 1 2 2 と、交流信号を発振する発振回路 1 1 と、第 1 信号線 1 2 1 を通過した交流信号である測定信号と、第 2 信号線 1 2 2 を通過した交流信号であるリファレンス信号との位相差 $R \times$ を検出する位相検出器 1 3 と、位相差 $R \times$ に基づいて血糖値の測定値を取得する演算回路 1 4 と、を備える。

[0090] また、第 1 の実施形態によれば、第 2 信号線 1 2 2 は、第 1 信号線 1 2 1 と同じ長さおよび形状を有し、第 1 信号線 1 2 1 に対して平行に基板 1 2 3 に設けられる。

[0091] よって、センサ 1 2 が圧力 4 0 0 を受けたとき、第 2 信号線 1 2 2 を流れる交流信号の圧力による位相変化は、第 1 信号線 1 2 1 を流れる交流信号の圧力による位相変化を近づけることができる。その結果、位相差 $R \times$ が受ける圧力の影響を抑制でき、これによって血糖値の測定値の精度が向上する。

[0092] なお、以上の説明においては、第 1 信号線 1 2 1 および第 2 信号線 1 2 2 は直線の形状を有するとした。第 1 信号線 1 2 1 の形状は直線でなくてもよい。また、たとえ第 2 信号線 1 2 2 が直線以外の形状を有していても、第 2 信号線 1 2 2 の形状および長さが第 1 信号線 1 2 1 と同じであれば、位相差 $R \times$ が受ける圧力の影響を抑制できる。

[0093] さらに、第 2 信号線 1 2 2 は第 1 信号線 1 2 1 とは異なる長さを有していてもよい。例えば、第 2 信号線 1 2 2 が第 1 信号線 1 2 1 と同じ形状を有し、第 1 信号線 1 2 1 と異なる長さを有し、演算回路 1 4 は第 1 信号線 1 2 1 と第 2 信号線 1 2 2 との長さの違いによる位相変化を補正するように構成されてもよい。

[0094] また、第1の実施形態によれば、基板123は、面123aと、面123aの逆側の面である面123bと、を有する。第1信号線121は、面123aに設けられ、平板の形状を有するグラウンド導体124が面123bに設けられる。第2信号線122は、面123aから2W以上の距離を空けて、かつZ方向の投影視において第1信号線121に重ならず、かつ第1信号線121から2W以上の距離を空けて、基板123内に埋め込まれている。

[0095] よって、第1信号線121を通過する交流信号と第2信号線122を通過する交流信号の相互作用を抑制できるとともに、第2信号線122を通過する交流信号が受ける被験者の血糖値の影響を抑制できる。

[0096] (第2の実施形態)

前述したように、血糖値が大きいほど信号線を通過する交流信号の位相が進む。交流信号の位相が進むことは、交流信号の波長が短縮されることと同義である。

[0097] 第2の実施形態の血糖値測定装置1aは、測定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。

[0098] 図17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、演算回路14a、および表示装置15を備える。

[0099] 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11a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に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。

- [0100] 発振回路 1 1 a に接続されたチャープ信号の伝送路は、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 1 2 1 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第 2 信号線 1 2 2 の入力端に接続される。
- [0101] 第 1 信号線 1 2 1 の出力端は、ミキサ回路 1 3 a に接続される。また、第 2 信号線 1 2 2 の出力端は、ミキサ回路 1 3 a に接続される。よって、ミキサ回路 1 3 a には、第 1 信号線 1 2 1 を通過したチャープ信号と、第 2 信号線 1 2 2 を通過したチャープ信号とが入力される。第 2 の実施形態においても、第 1 信号線 1 2 1 を通過して位相検出器 1 3 に入力されるチャープ信号を、測定信号と表記する。第 2 信号線 1 2 2 を通過して位相検出器 1 3 に入力されるチャープ信号を、リファレンス信号と表記する。
- [0102] ミキサ回路 1 3 a は、測定信号とリファレンス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 1 4 a に入力する。
- [0103] 演算回路 1 4 a は、第 1 の実施形態の演算回路 1 4 が使用した位相差 $R \times$ 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 1 4 a は、第 1 の実施形態の演算回路 1 4 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。
- [0104] このように、第 2 の実施形態によれば、血糖値測定装置 1 a 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 1 3 a を備え、演算回路 1 4 a 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。
- [0105] よって、第 1 の実施形態と同様に、非侵襲かつ高精度に血糖値を測定することが可能となる。
- [0106] (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 1 2 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 1 2 に替えて、次に説明する第 1 の変形例のセンサ 1 2 - 1 が適用可能である。
- [0107] 図 1 8 は、第 1 の変形例のセンサ 1 2 - 1 を X Z 平面で切断した断面図で

ある。

センサ 12-1 は、基板 123-1 を有する。基板 123-1 の上面 123a-1 には第 1 信号線 121 が設けられ、血糖値測定の際には第 1 信号線 121 に皮膚 201 が押し当てられる。この上面と逆側の面、図では下の面 123b-1 には、下面全域にベタのグランド導体 124 が設けられる。

[0108] 第 2 信号線 122 は、Z 方向の投影視において第 1 信号線 121 に重ならない位置において、基板 123 内に埋め込まれている。この例では、Z 方向の投影視において第 1 信号線 121 に重ならない位置は、第 1 信号線 121 から X 方向に離間した位置である。

詳細は図 14 の位置関係と同じである。

[0109] なお、第 1 信号線 121 は、Y 方向に延びる直線の形状の信号線であり、第 2 信号線 122 は、第 1 信号線 121 と同じ長さの Y 方向に延びる直線の形状を有し、第 1 信号線 121 に対して平行に設けられている。

[0110] Z 方向の投影視において面 123a-1 には、第 2 信号線 122 に重なる領域、つまり全域を覆う様に第 2 のグランド導体 125 が設けられる。第 2 のグランド導体 125 は、例えばグランド導体 124 と同様の材料によって構成される。

[0111] このように、第 2 信号線 122 は、グランド導体 124 と第 2 のグランド導体 125 とに挟まれたストリップ線路として構成される。

[0112] 再度、説明すれば、基板の一方の表面には、一側辺から他側辺に渡り、基板の中央に第 1 の信号線が設けられている。一方、第 2 信号線は、第 1 信号線と平行で、平面視で重ならない位置に、基板内に埋め込まれる。そして基板の他方の面の全域には、グランドメタル 124 が設けられている。また基板の一方の面には、第 2 信号線を覆う様に基板の一側辺から他側辺に渡り、第 2 のグランドメタルがベタで設けられている。図では、この第 2 のメタルは、基板の $1/3 \sim 1/2$ 程度を覆っている。

[0113] 血糖値測定の際には、面 123a-1 に設けられた第 1 信号線 121 に皮膚 201 が押し当てられる。このとき、皮膚 201 は、面 123a-1 に設

けられた第2のグラウンド導体125にも接触し得る。第2のグラウンド導体125は、第2信号線122から発生する電界ベクトルが皮膚201に侵入することを防止する。

つまり、たとえ第2信号線122と面123a-1との間の縦方向の距離が2Wに満たなくても良い。よって、基板123-1の厚みを基板123よりも薄くすることができる。

[0114] 501-1は、第1信号線121から発生する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示しており、502-1は、第2信号線122から発生する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示している。

図18に示すように、基板123-1の厚みが基板123に比べて薄く形成されていても、範囲502-1は、第2のグラウンド導体125に吸収され皮膚201に到達しない。また、範囲第1信号線121と第2信号線122の相互干渉も、二つのグラウンドメタルの存在で抑制される。

[0115] (第2の変形例)

図19は、第2の変形例のセンサ12-2をXZ平面で切断した断面図である。センサ12-2は、基板123-2を有する。基板123-2の一方の面123a-2には第1信号線121が設けられ、血糖値測定の際には第1信号線121が皮膚201に押し当てられる。

[0116] 一方の面とは逆側の面123b-2には、Z方向の投影視において、第1信号線121に重ならない位置に第2信号線122が設けられている。この例では、Z方向の投影視において第1信号線121に重ならない位置は、第1信号線121からX方向に離間した位置である。

[0117] なお、第1信号線121は、Y方向に延びる直線の形状の信号線である。第2信号線122は、第1信号線121と同じ長さのY方向に延びる直線の形状を有し、第1信号線121に対して平行に設けられている。

[0118] 面123b-2には、実質全面ベタでグラウンド導体124-2が設けられている。そして第2信号線122は、第1信号線121と重畳せず平行に設けられている。

ここでは、ベタ金属のCuをフォトリソでパターニングして形成されるので、第2信号線の両側には、金属を取り除いて形成される溝が設けられる。

第2信号線122は、グラウンド導体124-2の溝の両側壁に挟み込まれている。つまり、第2信号線122を見ると、信号線の両側には、グラウンド導体124-2が設けられる。よって、第2信号線122はコプレーナ線路として構成されている。

[0119] 第2信号線122がコプレーナ線路として構成された場合、第2信号線122を埋め込む必要がない。よって、基板123を多層基板としないで、両面導体の1層基板で実現できるため、基板123の厚みは薄くでき、コスト的に有利である。

[0120] 501-2は、第1信号線121から生じる電界の強度が所定レベルを超える範囲を示しており、502-2は、第2信号線122から発生する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示している。

図19に示すように、第2信号線の両側にグラウンド金属があって、この金属に磁力線が吸収されるため、第2信号線から発生する電界ベクトルは、皮膚への到達を抑制できる。

よって第1信号線121と第2信号線122による相互干渉が抑制される。

[0121] (第3の変形例)

図20は、第3の変形例のセンサ12-3をXZ平面で切断した断面図である。

センサ12-3は、基板123-3を有する。基板123-3の上面123a-3には第1信号線121が設けられ、血糖値測定の際には第1信号線121に皮膚201が押し当てられる。

[0122] 基板123-3の上面123a-3とは逆側の面123b-3には、Z方向の投影視において、第1信号線121に重ならない位置に第2信号線122が設けられている。この例では、Z方向の投影視において第1信号線12

1 に重ならない位置は、第 1 信号線 1 2 1 から X 方向に離間した位置である。

[0123] なお、第 1 信号線 1 2 1 は、Y 方向に延びる直線の形状の信号線である。
第 2 信号線 1 2 2 は、第 1 信号線 1 2 1 と同じ長さの Y 方向に延びる直線の形状を有し、第 1 信号線 1 2 1 に対して平行に設けられている。

[0124] なお、第 1 信号線 1 2 1 および第 2 信号線 1 2 2 の長さおよび形状は、第 1 の実施形態で述べた同名の構成要素と同様に変形可能である。

[0125] 面 1 2 3 b-3 には、さらに、基板を露出する溝を有する平板の形状のグラウンド導体 1 2 4-3 が設けられる。当該溝は、当該溝の両側壁がスペース 1 2 6-3 を空けて第 2 信号線 1 2 2 を挟み込むようにグラウンド導体 1 2 4-3 に設けられている。

[0126] また、Z 方向の投影視において面 1 2 3 a-3 における第 2 信号線 1 2 2 に重なる領域に第 2 のグラウンド導体 1 2 5-3 が設けられる。第 2 のグラウンド導体 1 2 5-3 は、例えばグラウンド導体 1 2 4-3 と同様の材料によって構成される。

[0127] つまり、第 2 信号線 1 2 2 は、グランデッドコプレーナ線路を構成する。

[0128] 第 2 のグラウンド導体 1 2 5-3 は、第 2 信号線 1 2 2 を通過する交流信号が形成する電界ベクトルが皮膚 2 0 1 に侵入することを防止する。つまり、たとえ第 2 信号線 1 2 2 と面 1 2 3 a-3 との間の距離が $2W$ に満たなくても、第 2 信号線 1 2 2 を通過する交流信号が受ける被験者の血糖値を抑制することができる。よって、基板 1 2 3-3 の厚みを基板 1 2 3 よりも薄くすることができる。

[0129] 5 0 1-3 は、第 1 信号線 1 2 1 を通過する交流信号が形成する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示しており、5 0 2-3 は、第 2 信号線 1 2 2 を通過する交流信号が形成する電界の強度が所定レベルを超える範囲を示している。図 2 0 に示すように、範囲 5 0 2-3 が皮膚 2 0 1 に侵入することが防止されている。また、範囲 5 0 1-3 と範囲 5 0 2-3 とが離間しており、これによって、第 1 信号線 1 2 1 を通過する交流信号と第 2 信号線 1

２２を通過する交流信号との相互作用が抑制される。

[0130] （第４の変形例）

今までの実施形態では、センサは筐体２の下面に設けられた。

ここでは、図２１に示すように、センサ１２－４がバンド３ｂに設けられてもよい。

[0131] 図２１は、バンド３ｂも含めて血糖値測定装置１ｂを描画した図である。

図のように、センサ１２－４は、筐体２の下面、つまり筐体２側の当接面ではなく、バンド３側の当接面に設けられている。

[0132] 被験者が血糖値測定装置１ｂを装着したときに第１信号線１２１が被験者の皮膚２０１に押し当てられるように、バンド３の表面に被験者の皮膚に接触するように第１信号線１２１が設けられている。被験者が血糖値測定装置１ｂを装着したときに第２信号線１２２が被験者の皮膚２０１に接触しないように、より正確には第２信号線１２２を通過する交流信号が受ける被験者の血糖値の影響を抑制するように、第２信号線１２２がバンド３の内層に埋め込まれている。なお、この例では、第１信号線１２１および第２信号線１２２がＵ字の形状を有することとしているが、第１信号線１２１および第２信号線１２２の形状はこれに限定されない。また、センサ１２－４は、第１～第３の変形例のように、種々に変形され得る。

筐体に設ける場合と比べて、ベルトに第１信号線、第２信号線が設けられたため、この二つの信号線の長さを長くできるため、測定対象の皮膚との接触が増えるため、測定精度が高められる。尚、ベルトと皮膚がきちんとは接触した場合である。

[0133] （第５の変形例）

以上述べた例では、血糖値測定装置１，１ａ，１ｂは腕時計型のウェアラブル装置として構成された。血糖値測定装置１，１ａ，１ｂの実装の態様はこれに限定されない。例えば、血糖値測定装置１，１ａ，１ｂは、筐体２の上からテープなどで皮膚２０１に固定されるように、構成されてもよい。

[0134] また、以上述べた例では、基板１２３，１２３－１，１２３－２，１２３

ー 4 上において、第 1 信号線 1 2 1 は、皮膚 2 0 1 が押し当てられる部分に設けられている。血糖値測定の際に第 1 信号線 1 2 1 を通過する交流信号が形成する電界ベクトルが皮膚 2 0 1 に侵入する限り、第 1 信号線 1 2 1 は必ずしも露出していなくてもよい。

[0135] 例えば、第 1 信号線 1 2 1 が設けられた面 1 2 3 a, 1 2 3 a-1, 1 2 3 a-2, 1 2 3 a-3 のうちの第 1 信号線 1 2 1 を含む一部または全部が、絶縁性を有する材料の薄膜によって被覆されてもよい。薄膜は、例えばソルダーレジストによって構成されてもよいし、酸化ケイ素などの絶縁性のセラミックによって構成されてもよい。これによって、第 1 信号線 1 2 1 は、薄膜を介して生体が押し当てられることになり、被験者が第 1 信号線 1 2 1 に触れることによる第 1 信号線 1 2 1 の破損や腐食を防ぐことが可能となる。

[0136] 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。

[0137] 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、測定信号とリファレンス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。

[0138] 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、測定信号とリファレンス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。

[0139] 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、誘電体の基板（例えば基板 1 2 3, 1 2 3-1, 1 2 3-2, 1 2 3-3）と、基板に設けられ生体が押し当てられる第 1 信号線（例えば第 1 信号線 1 2 1）と、第 1 信号線から離間し、かつ第 1 信号線に生体が押し当てられた時に生体に接触しないよう、基板に設けられる第 2 信号

線（例えば第 1 信号線 1 2 1）と、交流の第 1 信号を発振する発振回路（例えば発振回路 1 1, 1 1 a）と、第 1 信号線を通じた第 1 信号である第 2 信号（例えば測定信号）と、第 2 信号線を通じた第 1 信号である第 3 信号（例えばリファレンス信号）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 1 4, 1 4 a）と、を備える。第 1 信号線を通じた交流信号と、第 1 信号線を通じない交流信号と、の比較は、第 1 の実施形態では位相差 $R \times$ 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。

[0140] よって、非侵襲かつ高精度に生体情報を測定することが可能になる。

[0141] また、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述べた測定装置は、皮膚の誘電率を測定する誘電率測定装置として構成することも可能である。測定装置および誘電率測定装置の態様は、例えば以下に述べる通りである。

[0142] （付記 1）

測定装置は、

誘電体の基板と、

前記基板に設けられるグラウンド導体と、

前記基板に前記グラウンド導体と離間して設けられ、生体が押し当てられる第 1 信号線と、

前記グラウンド導体及び前記第 1 信号線から離間し、かつ前記第 1 信号線に前記生体が押し当てられたときに前記生体に接触しないよう、前記基板に設けられる第 2 信号線と、

交流の第 1 信号を発振する発振回路と、

前記第 1 信号線を通じた前記第 1 信号である第 2 信号と、前記第 2 信号線を通じた前記第 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。

[0143] （付記 2）

付記 1 に記載の測定装置において、

前記第 1 信号線は、平面視で見たときに、直線状に形成され、前記第 2 信号線は、平面視で見たときに、直線状に形成され、かつ前記第 1 信号線に対して平行に前記基板に設けられる。

[0144] (付記 3)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、

前記第 1 信号線と前記第 2 信号線は、幅、厚さ、または長さのいずれかが同じである。

[0145] (付記 4)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、

前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、

前記第 1 信号線は前記第 1 面に設けられ、

前記グランド導体は平板の形状を有し、前記第 2 面に設けられ、

前記第 2 信号線は、前記第 1 面から前記第 1 信号線の幅の 2 倍以上の距離を空けて、かつ前記基板の厚み方向の投影視において前記第 1 信号線に重ならず、かつ前記第 1 信号線から前記第 1 信号線の幅の 2 倍以上の距離を空けて前記基板内に埋め込まれている。

[0146] (付記 5)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、

前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、

前記第 1 信号線は前記第 1 面に設けられ、

前記グランド導体は平板の形状を有し、前記第 2 面に設けられ、

前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 1 信号線に重ならない位置に前記基板内に埋め込まれ、

前記投影視において前記第 1 面における前記第 2 信号線に重なる領域に第 2 のグランド導体が設けられる。

[0147] (付記 6)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、

前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、
前記第 1 面に前記第 1 信号線が設けられ、
前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 2 面における前記第 1 信号線に重ならない位置に設けられ、
前記グランド導体は前記第 2 面に設けられ、かつ前記基板を露出する溝を有する平板の形状を有し、前記溝の両側壁がスペースを空けて前記第 2 信号線を挟み込む。

[0148] (付記 7)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、
前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、
前記第 1 面に前記第 1 信号線が設けられ、
前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 2 面における前記第 1 信号線に重ならない位置に設けられ、
前記グランド導体は前記第 2 面に設けられ、かつ前記基板を露出する溝を有する平板の形状を有し、前記溝の両側壁がスペースを空けて前記第 2 信号線を挟み込み、
前記投影視において前記第 1 面における前記第 2 信号線に重なる領域に第 2 のグランド導体が設けられる。

[0149] (付記 8)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、
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。

[0150] (付記 9)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、
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。
。

[0151] (付記 1 0)

付記 1 または付記 2 に記載の測定装置において、
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。

[0152] (付記 1 1)

皮膚の誘電率測定装置は、
矩形のプリント基板と、
前記プリント基板の表面の第 1 側辺側から、前記第 1 側辺と対向する第 2 側辺側に渡り設けられた導電薄膜からなるストリップ（皮膚誘電率センサ用線路）と、
前記プリント基板の裏面に、前記ストリップを覆い、前記プリント基板の 4 つの側辺側まで設けられた前記導電薄膜からなるベタ膜と、
平面視で前記ストリップと離間して延在し、前記プリント基板に埋め込まれたひずみセンサと、
を有する。

[0153] (付記 1 2)

付記 1 1 に記載の皮膚の誘電率測定装置において、前記ストリップは、対向する 2 側辺にまで延在された導電性パターンから成り、前記ベタ膜は、前記導電性パターンと同一の材料から成る。

[0154] (付記 1 3)

付記 1 1 に記載の皮膚の誘電率測定装置において、
前記ひずみセンサは、前記ストリップと同一材料でなり、対向する 2 側辺にまで延在された導電性パターンから成る。

[0155] 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

[0156] 1, 1 a, 1 b 血糖値測定装置、2 筐体、3 バンド、11, 11 a 発振回路、12, 12-1, 12-2, 12-3, 12-4 センサ、13 位相検出器、13 a ミキサ回路、14, 14 a 演算回路、15 表示装置、121 第1信号線、122 第2信号線、123, 123-1, 123-2, 123-4 基板、123 a, 123 a-1, 123 a-2, 123 a-3 面、123 b, 123 b-1, 123 b-2, 123 b-3 面、124, 124-2, 124-3 グランド導体、125, 125-3 第2のグランド導体、126, 126-3 スペース、200 腕、201 皮膚、300 変曲点、310 範囲、400 圧力、501, 501-1, 501-2, 501-3, 502, 502-1, 502-2, 502-3 範囲。

請求の範囲

- [請求項1] 誘電体の基板と、
前記基板に設けられるグランド導体と、
前記基板に前記グランド導体と離間して設けられ、生体が押し当てられる第1信号線と、
前記グランド導体及び前記第1信号線から離間し、かつ前記第1信号線に前記生体が押し当てられたときに前記生体に接触しないよう、前記基板に設けられる第2信号線と、
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2信号線を通過した前記第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、平面視で見たときに、直線状に形成され、前記第2信号線は、平面視で見たときに、直線状に形成され、かつ前記第1信号線に対して平行に前記基板に設けられる、
請求項1に記載の測定装置。
- [請求項3] 前記第1信号線と前記第2信号線は、幅、厚さ、または長さのいずれかが同じである請求項1または請求項2に記載の測定装置。
- [請求項4] 前記基板は、第1面と、前記第1面の逆側の第2面と、を有し、
前記第1信号線は前記第1面に設けられ、
前記グランド導体は平板の形状を有し、前記第2面に設けられ、
前記第2信号線は、前記第1面から前記第1信号線の幅の2倍以上の距離を空けて、かつ前記基板の厚み方向の投影視において前記第1信号線に重ならず、かつ前記第1信号線から前記第1信号線の幅の2倍以上の距離を空けて前記基板内に埋め込まれている、
請求項1または請求項2に記載の測定装置。
- [請求項5] 前記基板は、第1面と、前記第1面の逆側の第2面と、を有し、

前記第 1 信号線は前記第 1 面に設けられ、
前記グランド導体は平板の形状を有し、前記第 2 面に設けられ、
前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 1 信号線に重ならない位置に前記基板内に埋め込まれ、
前記投影視において前記第 1 面における前記第 2 信号線に重なる領域に第 2 の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]

前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、
前記第 1 面に前記第 1 信号線が設けられ、
前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 2 面における前記第 1 信号線に重ならない位置に設けられ、
前記グランド導体は前記第 2 面に設けられ、かつ前記基板を露出する溝を有する平板の形状を有し、前記溝の両側壁がスペースを空けて前記第 2 信号線を挟み込む、
請求項 1 または請求項 2 に記載の測定装置。

[請求項7]

前記基板は、第 1 面と、前記第 1 面の逆側の第 2 面と、を有し、
前記第 1 面に前記第 1 信号線が設けられ、
前記第 2 信号線は、前記基板の厚み方向の投影視において前記第 2 面における前記第 1 信号線に重ならない位置に設けられ、
前記グランド導体は前記第 2 面に設けられ、かつ前記基板を露出する溝を有する平板の形状を有し、前記溝の両側壁がスペースを空けて前記第 2 信号線を挟み込み、

前記投影視において前記第 1 面における前記第 2 信号線に重なる領域に第 2 の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8]

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9]

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10]

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11]

矩形のプリント基板と、

前記プリント基板の表面の第 1 側辺側から、前記第 1 側辺と対向する第 2 側辺側に渡り設けられた導電薄膜からなるストリップ（皮膚誘電率センサ用線路）と、

前記プリント基板の裏面に、前記ストリップを覆い、前記プリント基板の 4 つの側辺側まで設けられた前記導電薄膜からなるベタ膜と、

平面視で前記ストリップと離間して延在し、前記プリント基板に埋め込まれたひずみセンサと、

を有する皮膚の誘電率測定装置。

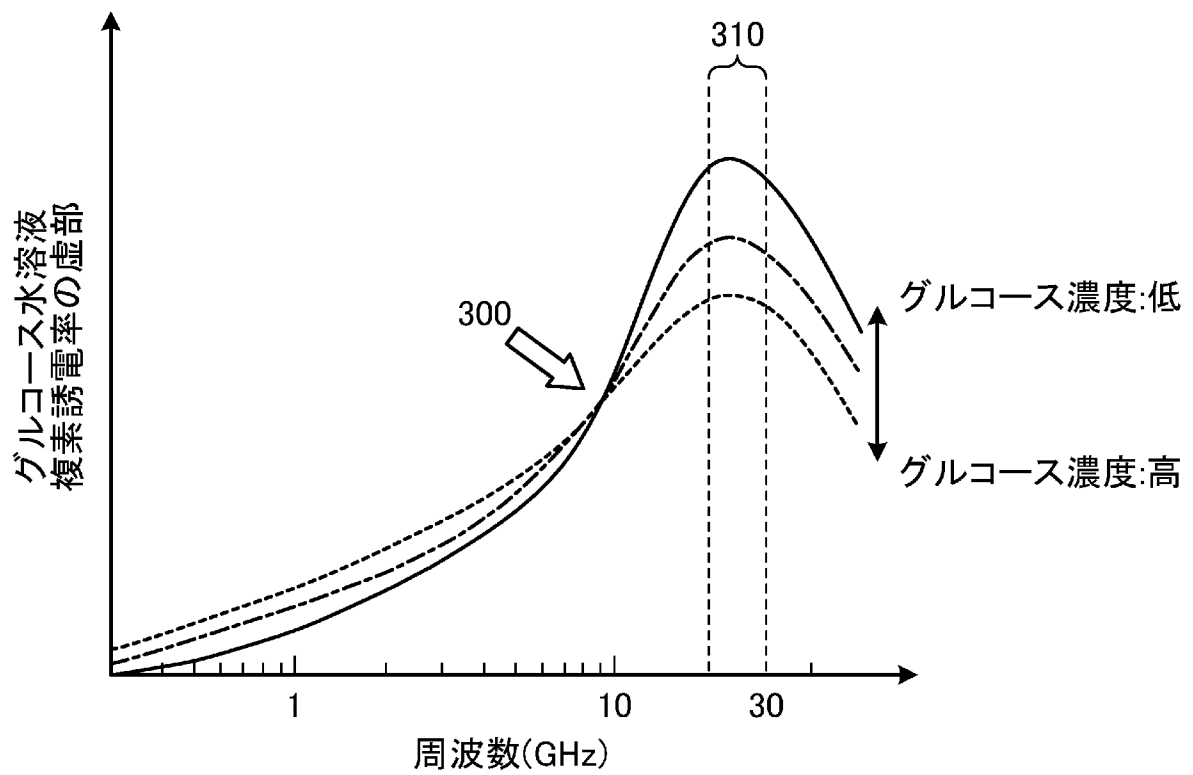
[請求項12]

前記ストリップは、対向する 2 側辺にまで延在された導電性パターンから成り、前記ベタ膜は、前記導電性パターンと同一の材料から成る請求項 1 1 に記載の皮膚の誘電率測定装置。

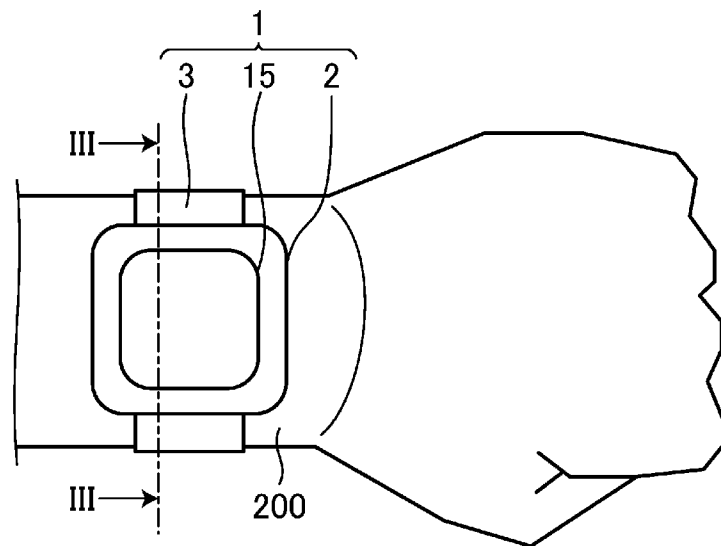
[請求項13]

前記ひずみセンサは、前記ストリップと同一材料でなり、対向する 2 側辺にまで延在された導電性パターンから成る請求項 1 1 に記載の皮膚の誘電率測定装置。

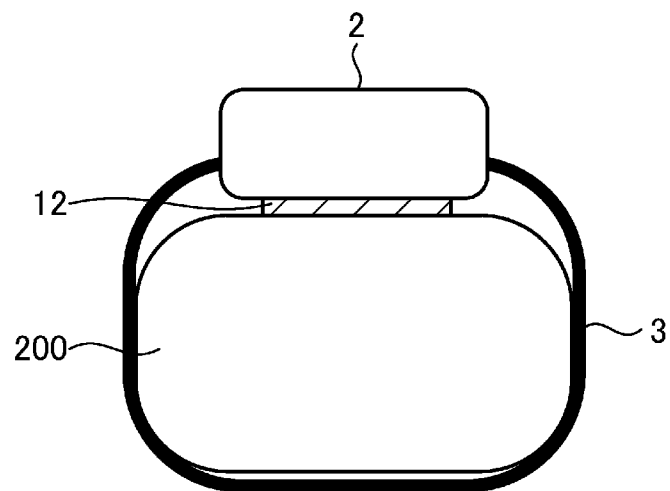
[図1]



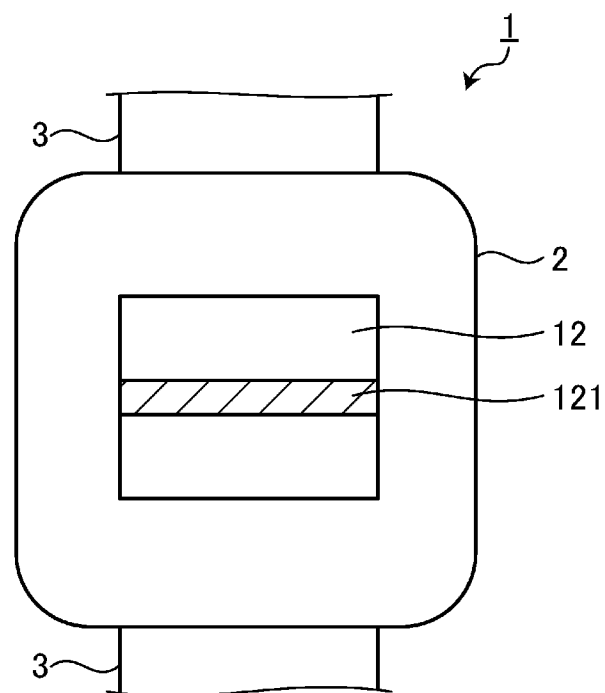
[図2]



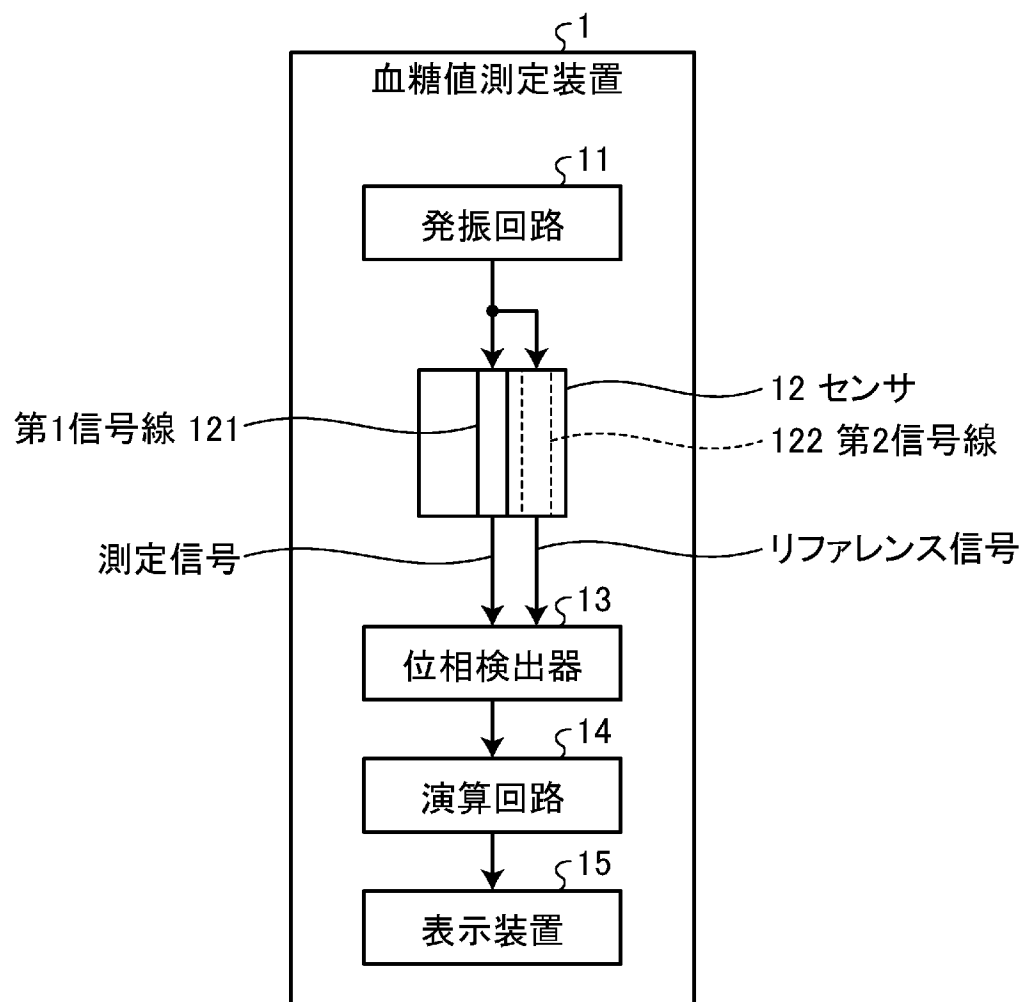
[図3]



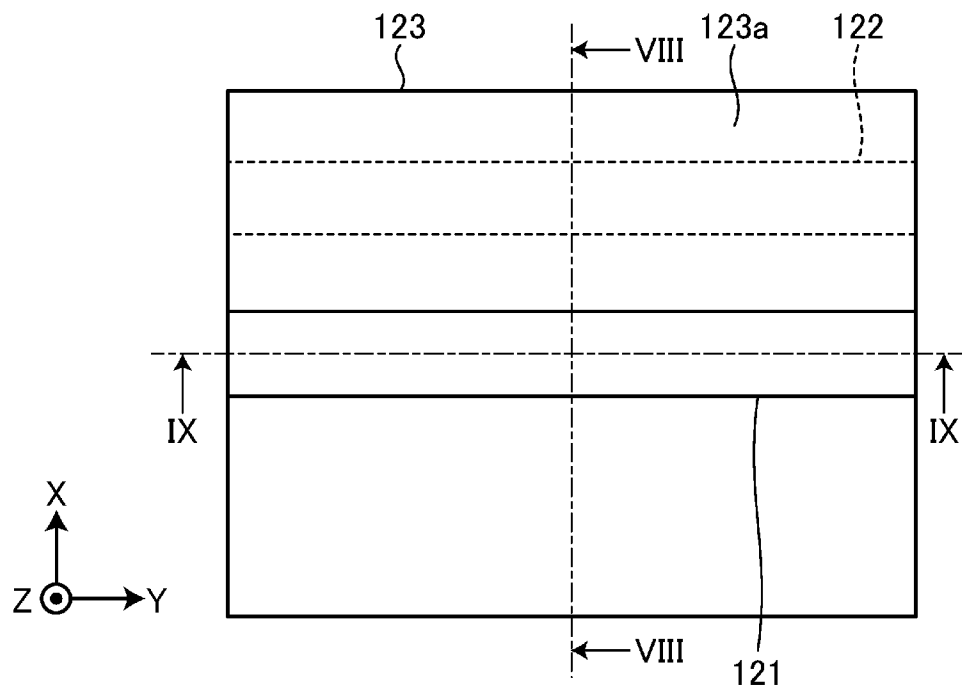
[図4]



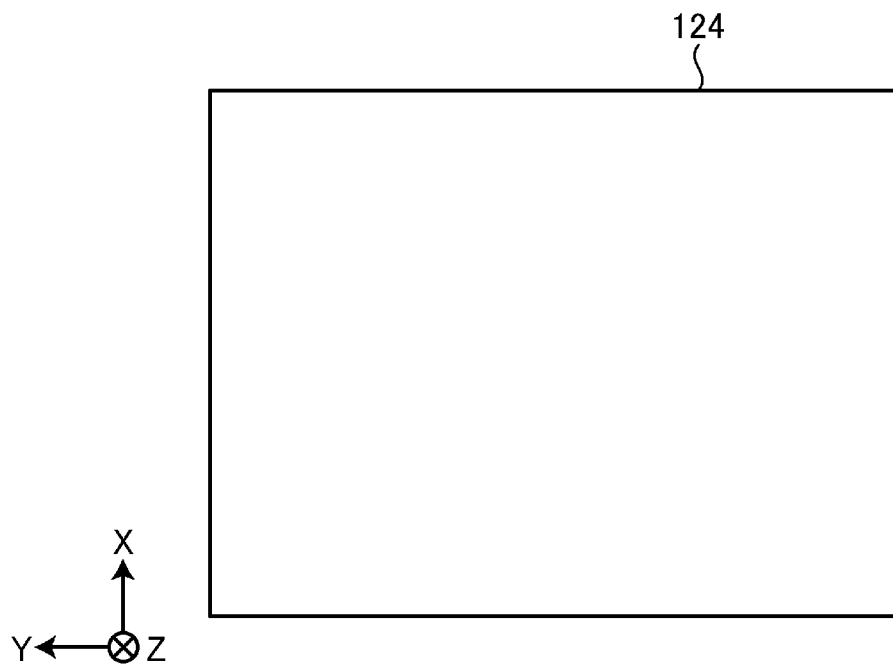
[図5]



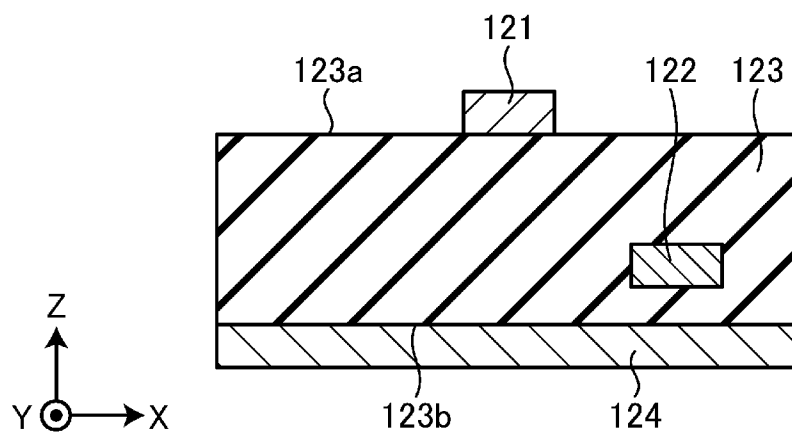
[図6]



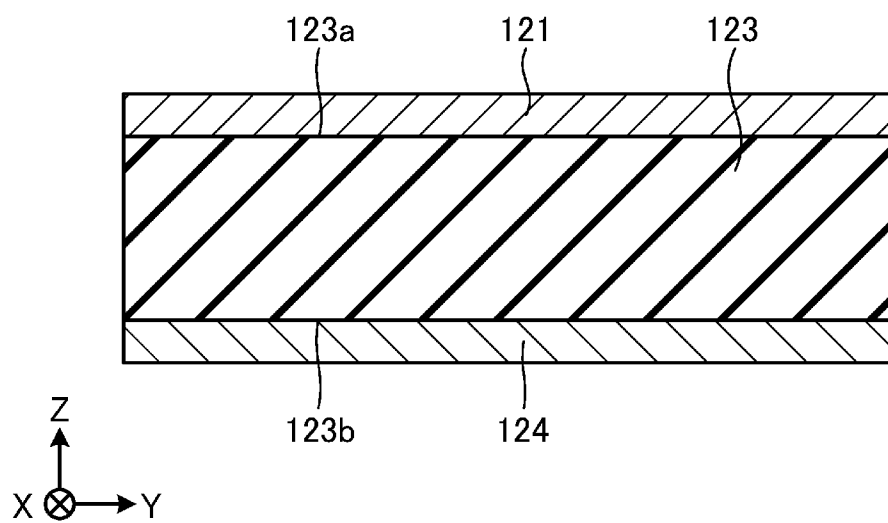
[図7]



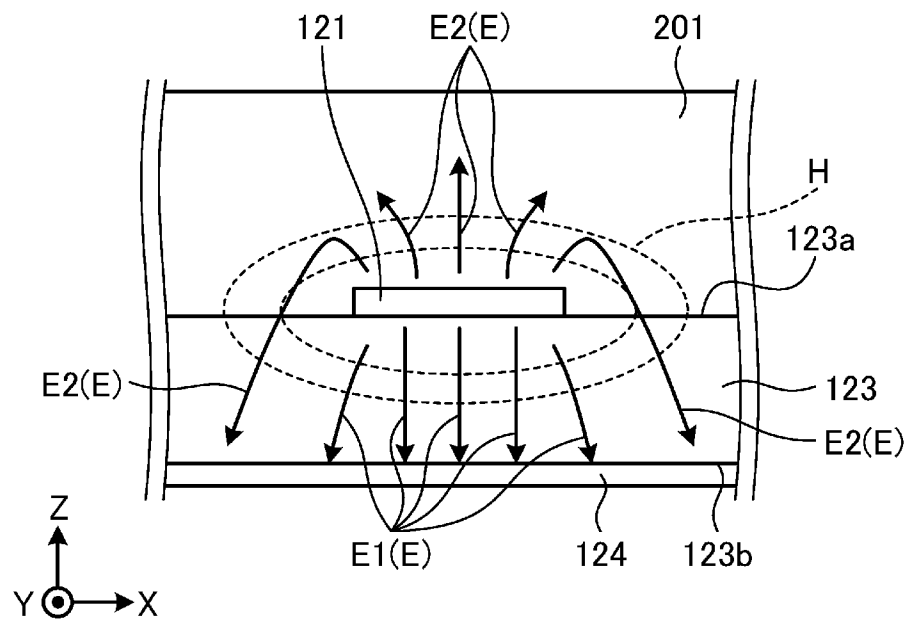
[図8]



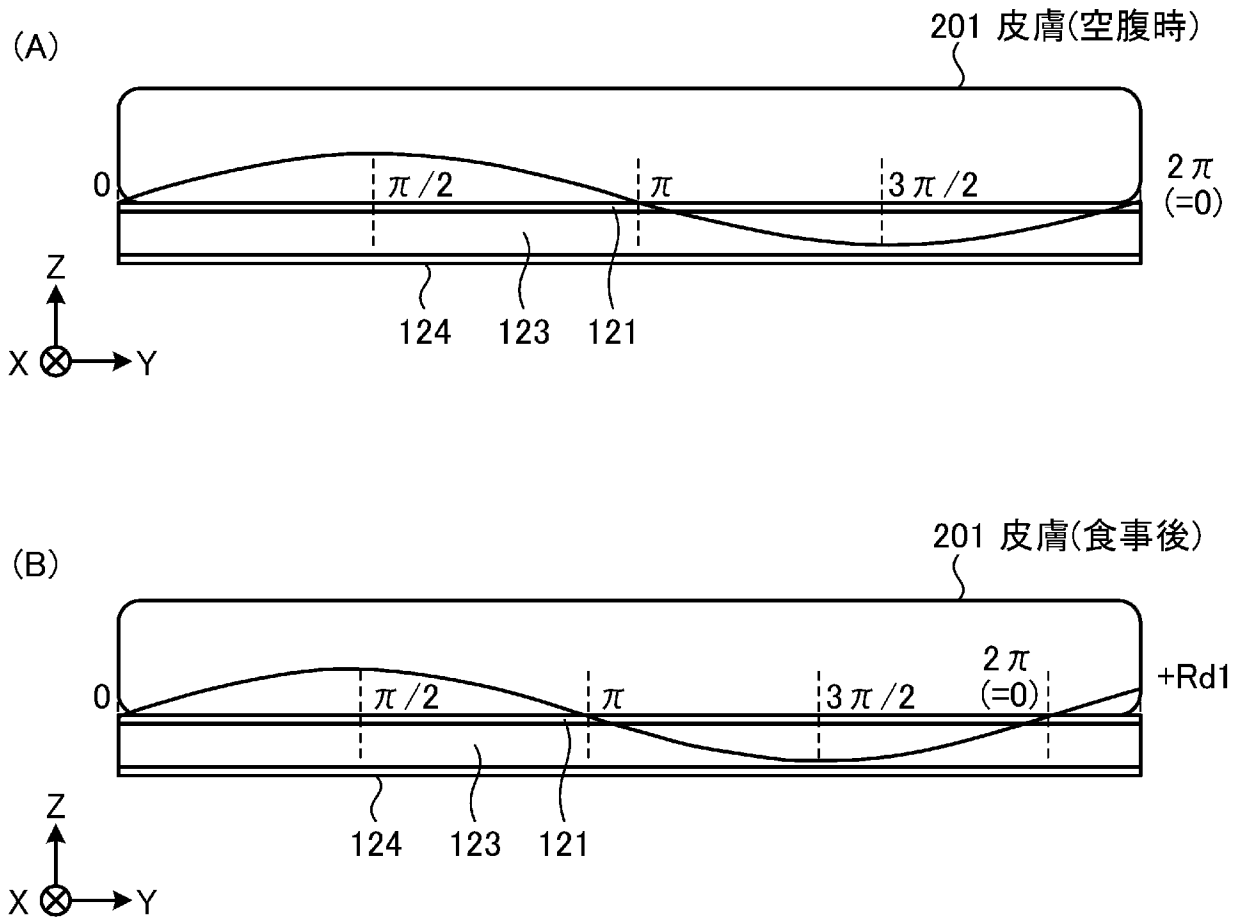
[図9]



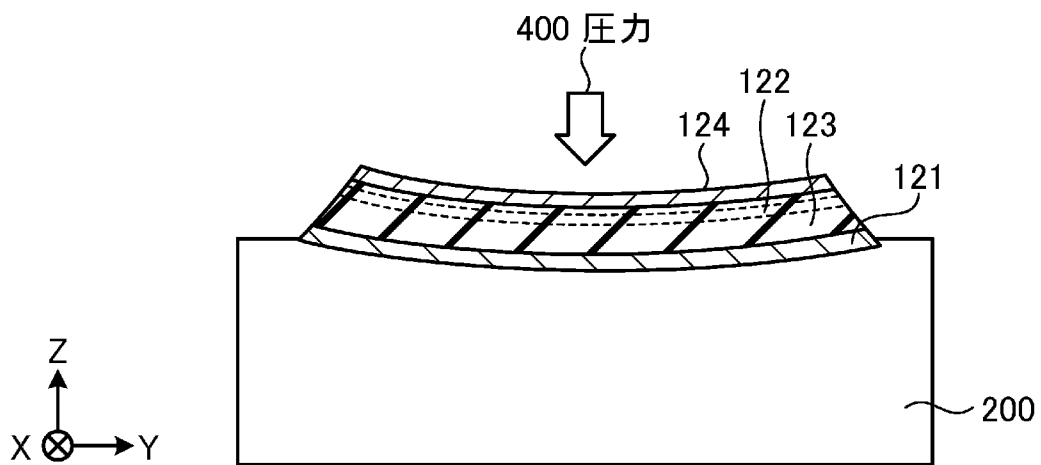
[図10]



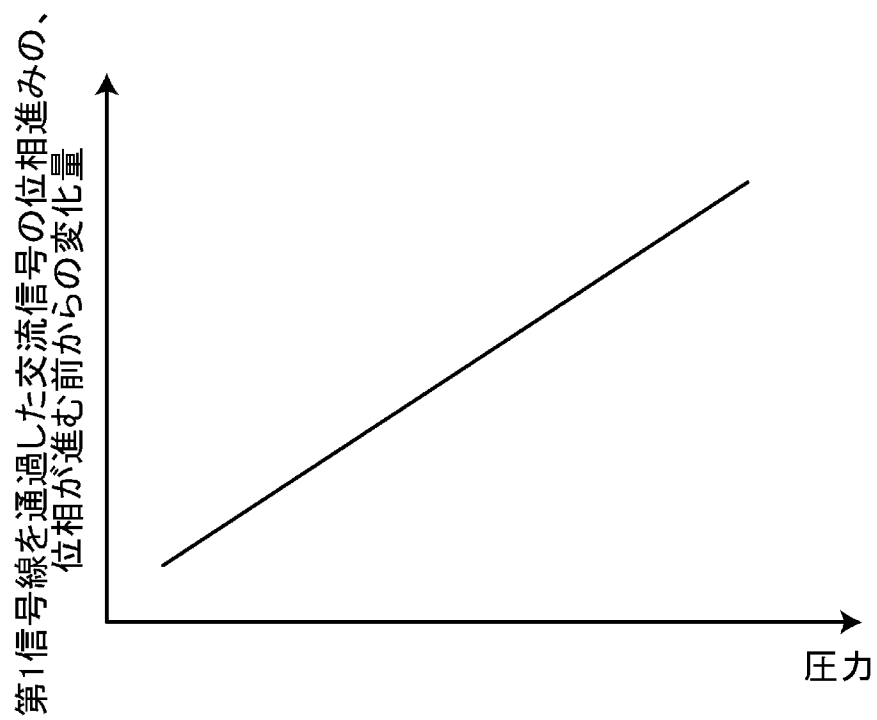
[図11]



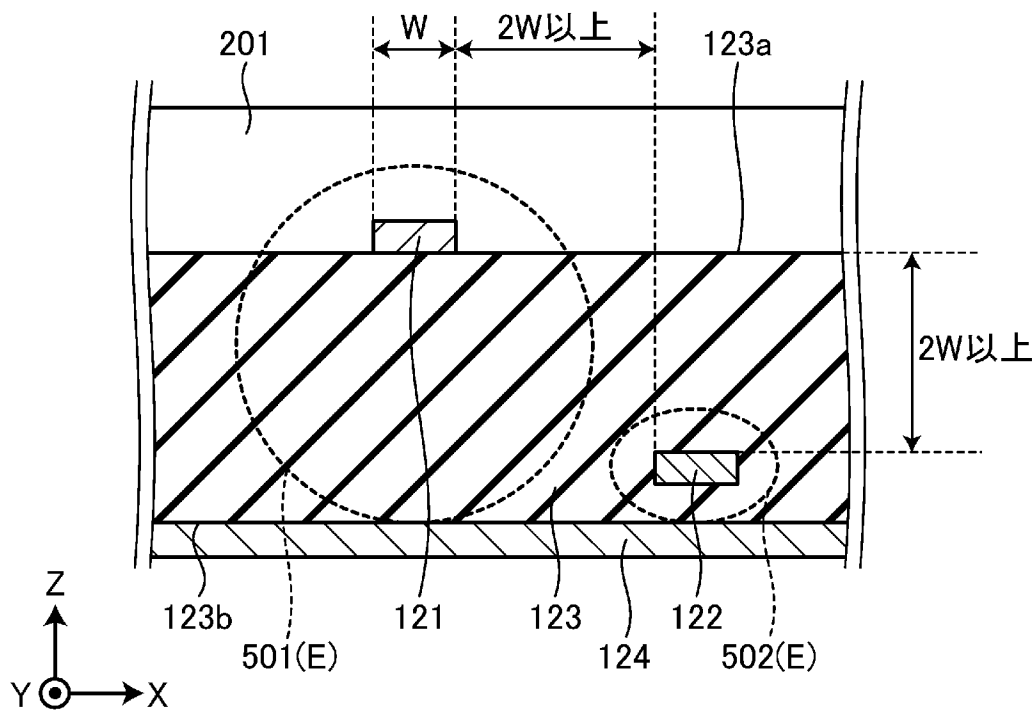
[図12]



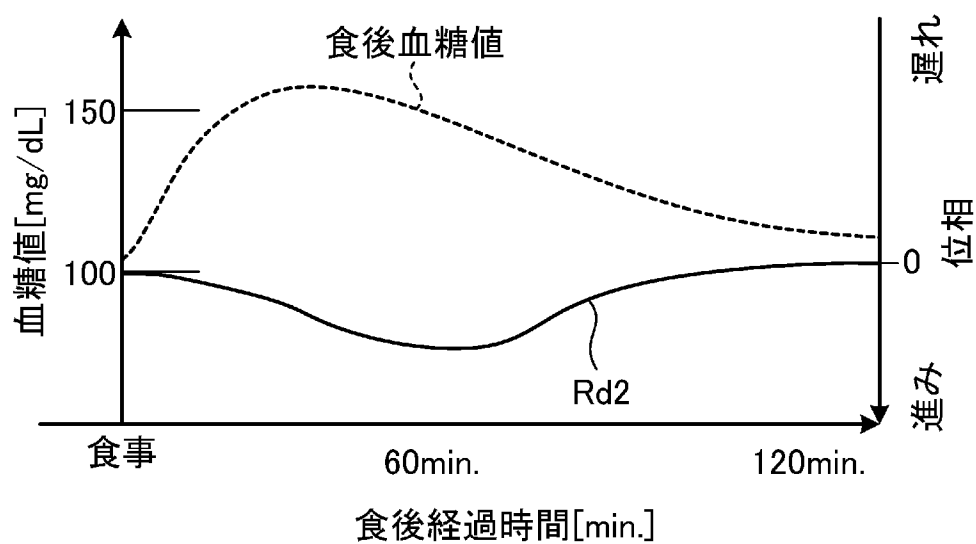
[図13]



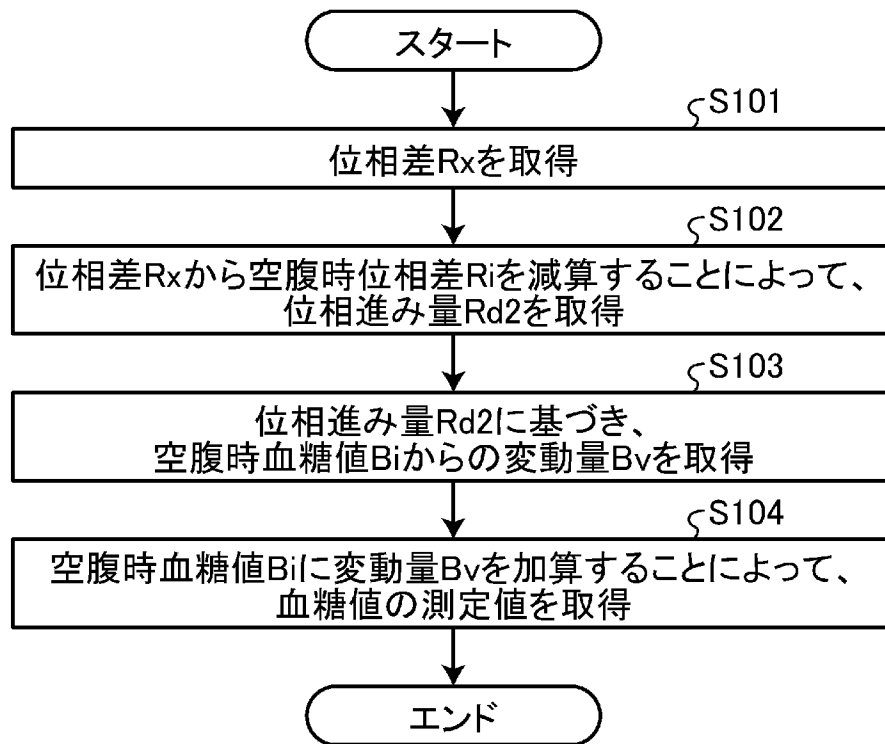
[図14]



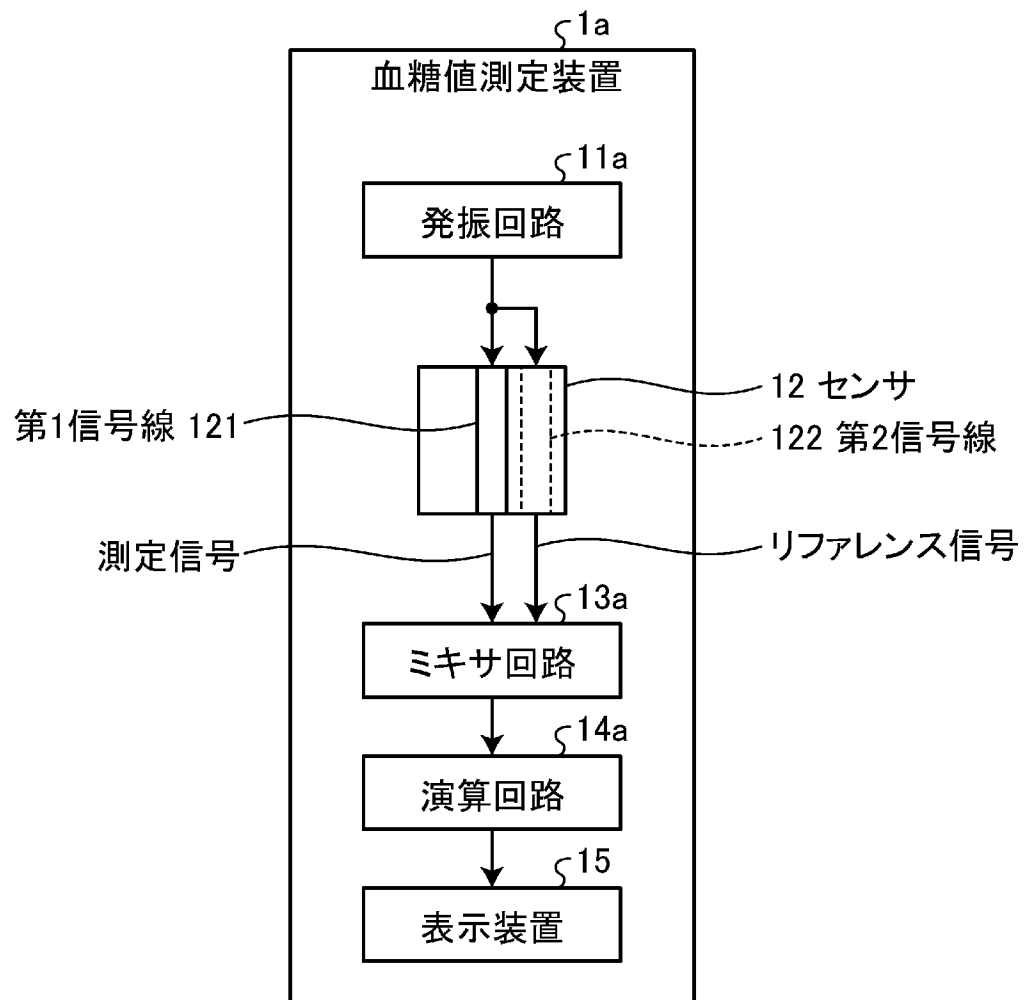
[図15]



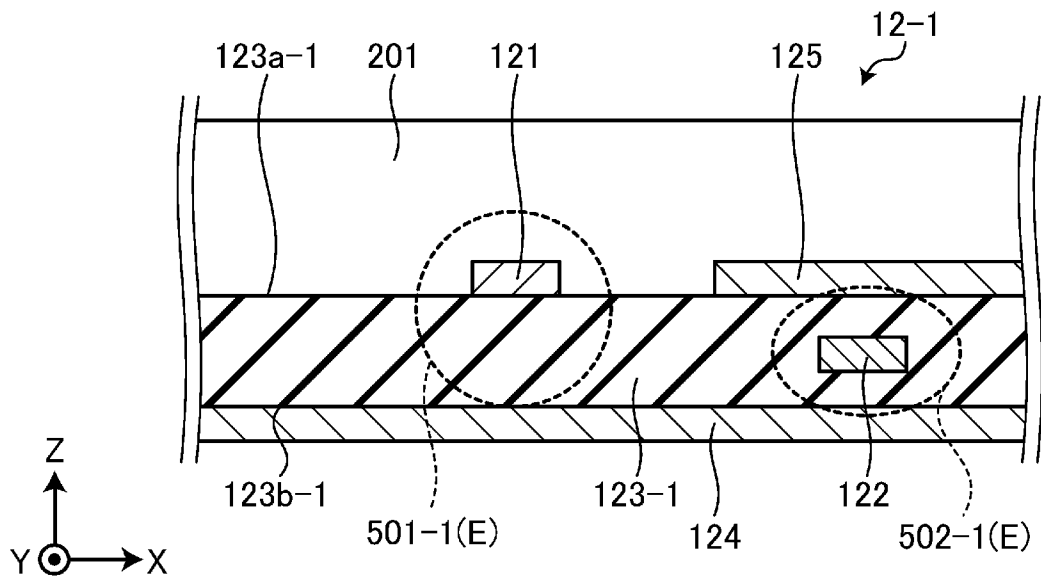
[図16]



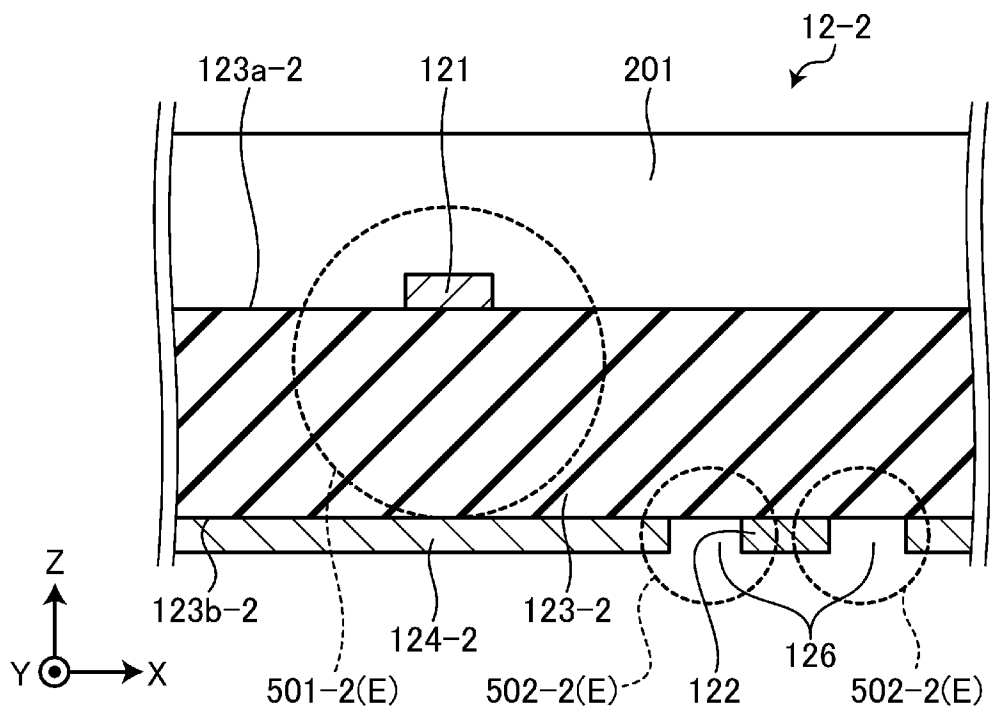
[図17]



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/025296

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**A61B 5/145**(2006.01)i; **A61B 5/0507**(2021.01)i

FI: A61B5/145; A61B5/0507

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)

A61B5/05-5/055, 5/145-5/1495; G01N22/00

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 1971-2023
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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 2017/0135600 A1 (CHIEN) 18 May 2017 (2017-05-18) paragraphs [0065], [0087]-[0097], [0117]-[0123], fig. 1, 3, 4	1-8, 10-13
Y	paragraphs [0065], [0087]-[0097], [0117]-[0123], fig. 1, 3, 4	9-13
Y	US 2017/0181658 A1 (INFLNEON TECHNOLOGIES AG) 29 June 2017 (2017-06-29) paragraphs [0050]-[0053], [0062], [0063], fig. 5-7	9-10
Y	US 2011/0160554 A1 (MEGEJ) 30 June 2011 (2011-06-30) claim 1	10
Y	JP 2009-514619 A (SOLIANIS HOLDING AG) 09 April 2009 (2009-04-09) paragraphs [0006], [0072]-[0079], fig. 10, 11	11-13
A	US 2018/0325431 A1 (INFLNEON TECHNOLOGIES AG) 15 November 2018 (2018-11-15)	1-13
A	WO 2014/048799 A2 (SONY CORPORATION) 03 April 2014 (2014-04-03)	1-13
A	JP 2013-532508 A (KYMA MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.) 19 August 2013 (2013-08-19)	1-13

☐ 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

31 July 2023

Date of mailing of the international search report

08 August 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.

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

(Invention 1) Claims 1-10

Claims 1-3 lack novelty in light of document 1, and thus do not have a special technical feature. Claims 1-3 for which the presence or absence of a special technical feature has been judged are therefore classified as invention 1.

Claims 4-10 dependent on claim 1 are also classified as invention 1.

(Invention 2) Claims 11-13

Claims 11-13 cannot be said to share a same or corresponding special technical feature with claim 1 classified as invention 1.

In addition, claims 11-13 are not dependent on claim 1 classified as invention 1 and are not substantially identical to or similarly closely related to any of the claims classified as invention 1.

Accordingly, claims 11-13 cannot be classified as invention 1.

Claims 11-13 are thus classified as invention 2.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/025296

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2017/0135600	A1	18 May 2017	WO	2017/087417	A1	
US	2017/0181658	A1	29 June 2017	WO	2016/005050	A1	
				DE	102014109549	A1	
US	2011/0160554	A1	30 June 2011	WO	2009/152624	A1	
JP	2009-514619	A	09 April 2009	US	2009/0312615	A1	
				paragraphs [0006], [0099]- [0107], fig. 10, 11			
				WO	2007/053963	A1	
				EP	2329764	A2	
US	2018/0325431	A1	15 November 2018	WO	2017/077052	A1	
				DE	102015119180	A1	
WO	2014/048799	A2	03 April 2014	(Family: none)			
JP	2013-532508	A	19 August 2013	US	2013/0190646	A1	
				WO	2012/011066	A1	
				CA	2805946	A1	

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; A61B 5/0507(2021.01)i FI: A61B5/145; A61B5/0507		
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）） A61B5/05-5/055, 5/145-5/1495; G01N22/00		
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 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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 2017/0135600 A1 (CHIEN) 18.05.2017 (2017-05-18) 段落 [0065], [0087] - [0097], [0117] - [0123], 図1, 3-4	1-8, 10-13
Y	段落 [0065], [0087] - [0097], [0117] - [0123], 図1, 3-4	9-13
Y	US 2017/0181658 A1 (INFLNEON TECHNOLOGIES AG) 29.06.2017 (2017-06-29) 段落 [0050] - [0053], [0062] - [0063], 図5-7	9-10
Y	US 2011/0160554 A1 (MEGEJ) 30.06.2011 (2011-06-30) 請求項1	10
Y	JP 2009-514619 A (ソリアニス・ホールディング・アーゲー) 09.04.2009 (2009-04-09) 段落 [0006], [0072] - [0079], 図10-11	11-13
A	US 2018/0325431 A1 (INFLNEON TECHNOLOGIES AG) 15.11.2018 (2018-11-15)	1-13
A	WO 2014/048799 A2 (SONY CORPORATION) 03.04.2014 (2014-04-03)	1-13
A	JP 2013-532508 A (キマ メディカル テクノロジーズ リミテッド) 19.08.2013 (2013-08-19)	1-13
☐ 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、一般的な技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 31.07.2023		国際調査報告の発送日 08.08.2023
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） 蔵田 真彦 2Q 3602 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

（発明1）請求項1-10

請求項1-3は、文献1により新規性が欠如しているため、特別な技術的特徴を有しない。よって、それまでに特別な技術的特徴の有無を判断した請求項1-3を発明1に区分する。

また、請求項1の従属請求項である請求項4-10も発明1に区分する。

（発明2）請求項11-13

請求項11-13は、発明1に区分された請求項1と、同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しているとはいえない。

また、請求項11-13は、発明1に区分された請求項1の従属請求項ではなく、さらに、発明1に区分されたいずれの請求項に対しても実質同一又はそれに準ずる関係にはない。

したがって、請求項11-13は発明1に区分できない。

そして、請求項11-13は発明2に区分する。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の
申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

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/JP2023/025296

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
US	2017/0135600	A1	18.05.2017	WO	2017/087417	A1	
US	2017/0181658	A1	29.06.2017	WO	2016/005050	A1	
				DE	102014109549	A1	
US	2011/0160554	A1	30.06.2011	WO	2009/152624	A1	
JP	2009-514619	A	09.04.2009	US	2009/0312615	A1	
				段落 [0006] , [0099] - [0107] , 図10-11			
				WO	2007/053963	A1	
				EP	2329764	A2	
US	2018/0325431	A1	15.11.2018	WO	2017/077052	A1	
				DE	102015119180	A1	
WO	2014/048799	A2	03.04.2014	(ファミリーなし)			
JP	2013-532508	A	19.08.2013	US	2013/0190646	A1	
				WO	2012/011066	A1	
				CA	2805946	A1	