

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6915830号
(P6915830)

(45) 発行日 令和3年8月4日(2021.8.4)

(24) 登録日 令和3年7月19日(2021.7.19)

| | | |
|--------------------------|---------------|-------|
| (51) Int. Cl. | F 1 | |
| A 6 1 B 5/053 (2021.01) | A 6 1 B 5/053 | |
| A 6 1 B 5/25 (2021.01) | A 6 1 B 5/25 | |
| A 6 1 B 5/02 (2006.01) | A 6 1 B 5/02 | F |
| A 6 1 B 5/107 (2006.01) | A 6 1 B 5/107 | 3 0 0 |
| A 6 1 B 5/11 (2006.01) | A 6 1 B 5/11 | 2 0 0 |
| 請求項の数 19 (全 17 頁) 最終頁に続く | | |

(21) 出願番号 特願2016-190254 (P2016-190254)
 (22) 出願日 平成28年9月28日(2016.9.28)
 (65) 公開番号 特開2018-50944 (P2018-50944A)
 (43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)
 審査請求日 令和1年9月27日(2019.9.27)

(73) 特許権者 598041566
 学校法人北里研究所
 東京都港区白金5丁目9番1号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100188558
 弁理士 飯田 雅人
 (72) 発明者 根武谷 吾
 神奈川県相模原市南区北里1丁目15番1号 学校法人北里研究所内
 審査官 藤原 伸二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 センサ装置、保険証、会員証

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数のカード形成シートが積層され、
 前記カード形成シートの何れかに設けられた電子回路と、
 前記カード形成シートの何れかに設けられた少なくとも一対の電流出力用電極及び電圧検知用電極と、を備え、
 前記電流出力用電極及び電圧検知用電極が設けられた前記カード形成シートと、前記電流出力用電極及び前記電圧検知用電極に生じる電位と同じ電位を与えるシールド電極が設けられた前記カード形成シートとが積層され、
 前記電子回路が前記電流出力用電極及び前記電圧検知用電極を用いて取得した信号により算出したインピーダンス値に基づいて生体情報をセンシングするセンサ装置。

10

【請求項2】

前記電流出力用電極及び電圧検知用電極として特定される電極の対を複数組備える請求項1に記載のセンサ装置。

【請求項3】

前記電子回路は選択した電圧検知用電極の対によって得られた電圧値と前記選択した電流出力用電極間に出力した電流値とに基づいて算出した前記インピーダンス値に基づいて、前記生体情報に関する処理を行う

請求項1または請求項2に記載のセンサ装置。

【請求項4】

20

前記電子回路は前記電流出力用電極から出力した電流と前記電圧検知用電極から取得した電極間電圧とに基づいて生体の前記インピーダンス値を取得し、当該インピーダンス値に基づいて、生体の局所領域の状態を検知する

請求項 3 に記載のセンサ装置。

【請求項 5】

前記電子回路は複数の異なる生体情報のうちの何れの生体情報を検出するかを特定し、前記電子回路は特定した前記生体情報に応じて前記電流出力用電極及び電圧検知用電極の対を選択し、

前記電子回路は選択した電圧検知用電極の対によって得られた電圧値と前記選択した電流出力用電極間に出力した電流値とに基づいて算出した前記インピーダンス値に基づいて、前記生体情報に関する処理を行う

10

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 6】

前記生体情報は少なくとも脂肪厚であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 7】

前記生体情報は少なくとも皮膚状態であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 8】

前記電子回路は他の生体情報としての生体の温度を計測する温度計測部をさらに備える、
請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

20

【請求項 9】

前記生体情報は少なくとも生体の血流状態であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 10】

前記生体情報は少なくとも生体が呼吸による肺の換気状態であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 11】

前記生体情報は少なくとも生体の心拍状態であることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

30

【請求項 12】

前記カード形成シートの何れかに音検出装置を備える請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 13】

前記電子回路は生体の運動情報を取得するセンサをさらに備える請求項 1 から請求項 12 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 14】

前記電子回路は G P S 測位センサをさらに備え、
前記 G P S 測位センサにより自装置の位置情報を検出する請求項 1 から請求項 13 の何れか一項に記載のセンサ装置。

40

【請求項 15】

前記電子回路は他の生体情報としての酸素飽和度を計測する S p O₂ 測定センサをさらに備える、
請求項 1 から請求項 14 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 16】

前記電子回路は加速度センサを備え、
前記加速度センサにより自装置の加速度を検出する請求項 1 から請求項 15 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 17】

50

外部装置との間で情報の通信を行う通信装置を備える請求項 1 から請求項 1 6 の何れか一項に記載のセンサ装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 から請求項 1 7 の何れか一項に記載のセンサ装置を備えた保険証。

【請求項 1 9】

請求項 1 から請求項 1 7 の何れか一項に記載のセンサ装置を備えた会員証。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報や生体の運動情報を取得するセンサ装置、保険証、会員証に関する 10

【背景技術】

【0002】

携帯型の生体情報を取得する技術として特許文献 1 が開示されている。当該特許文献 1 は体内脂肪計を示しており、両手の指を体内脂肪計の筐体表面に設けられた接点に当て、接点間（一方の手の指と他方の手の指の間）のインピーダンスによって脂肪率を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献 1】特開平 1 1 - 7 0 0 9 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述の特許文献 1 の技術では体内における体脂肪の存在を局所的には測ることができない。そして生体において局所的な生体情報や生体の運動情報を簡易に取得できるセンサ装置やそのセンサ装置を用いた保険証や会員証が求められている。

【0005】

そこでこの発明は、上述の課題を解決するセンサ装置、保険証、会員証を提供することを目的としている。 30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第 1 の態様によれば、センサ装置は、複数のカード形成シートが積層され、前記カード形成シートの何れかに設けられた電子回路と、前記カード形成シートの何れかに設けられた少なくとも一対の電流出力用電極及び電圧検知用電極とを備え、生体情報をセンシングする。

【0007】

上述のセンサ装置は、前記電流出力用電極及び電圧検知用電極として特定される電極の対を複数組備える。

【0008】

40

上述のセンサ装置において、前記電子回路は選択した電圧検知用電極の対によって得られた電圧値と前記選択した電流出力用電極間に出力した電流値とに基づいて算出したインピーダンス値に基づいて、前記生体情報に関する処理を行う。

【0009】

上述のセンサ装置において、前記電子回路は前記電流出力用電極から出力した電流に基づいて前記電圧検知用電極から取得した電極間電圧に基づいて生体のインピーダンス値を取得し、当該インピーダンス値に基づいて、生体の局所領域の状態を検知する。

【0010】

上述のセンサ装置において、前記電子回路は複数の異なる生体情報のうちの何れの生体情報を検出するかを特定し、前記電子回路は特定した前記生体情報に応じて前記電流出力 50

用電極及び電圧検知用電極の対を選択し、前記電子回路は選択した電圧検知用電極の対によって得られた電圧値と前記選択した電流出力用電極間に出力した電流値とに基づいて算出したインピーダンス値に基づいて、前記生体情報に関する処理を行う。

【0011】

上述のセンサ装置は、前記電流出力用電極及び電圧検知用電極が設けられたカード形成シートと、前記電流出力用電極及び前記電圧検知用電極に生じる電位と同じ電位を与えるシールド電極が設けられたカード形成シートとが積層されている。

【0012】

上述のセンサ装置において、前記生体情報は少なくとも脂肪厚である。

【0013】

上述のセンサ装置において、前記生体情報は少なくとも皮膚状態である。

【0014】

上述のセンサ装置において、前記電子回路は温度計測部を備え、前記生体情報は少なくとも生体の温度である。

【0015】

上述のセンサ装置において、前記生体情報は少なくとも生体の血流状態である。

【0016】

上述のセンサ装置において、前記生体情報は少なくとも生体が呼吸による肺の換気状態である。

【0017】

上述のセンサ装置において、前記生体情報は少なくとも生体の心拍状態である。

【0018】

上述のセンサ装置は、前記カード形成シートの何れかに音検出装置を備える。

【0019】

上述のセンサ装置において、前記電子回路は生体の運動情報を取得する。

【0020】

また本発明の第2の態様によれば、保険証は上記センサ装置を備える。

【0021】

また本発明の第2の態様によれば、会員証は上記センサ装置を備える。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、生体において局所的な生体情報や生体の運動情報を簡易に取得できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の一実施形態によるセンサ装置を示す第一の図である。

【図2】本発明の一実施形態によるセンサ装置を示す第二の図である。

【図3】本発明の一実施形態によるセンサ装置を示す第三の図である。

【図4】本発明の一実施形態によるセンサ装置を示す第四の図である。

【図5A】本発明の一実施形態による電極の第一の例を示す図である。

【図5B】本発明の一実施形態による電極の第二の例を示す図である。

【図6】本発明の一実施形態による電極の第三の例を示す図である。

【図7】本発明の一実施形態による電極の第四の例を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態による電極の第五の例を示す図である。

【図9】本発明の一実施形態によるアクティブシールド回路を示す図である。

【図10】本発明の一実施形態による電子回路を示す第一の図である。

【図11】本発明の一実施形態によるセンサ装置の処理フローを示す図である。

【図12】本発明の一実施形態による電子回路を示す第二の図である。

【図13】本発明の一実施形態によるコンデンサマイクの構成を示す図である。

【図14】本発明の一実施形態による電極の第六の例を示す図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の一実施形態によるセンサ装置を図面を参照して説明する。

図1は本実施形態によるセンサ装置を示す第一の図である。

センサ装置1は図1で示すように複数の厚さの薄いシートであるカード形成シートが積層されて成る装置である。例えばセンサ装置1は複数のカード形成シートが積層されることにより矩形のカード型のサイズとなっている。より具体的にはセンサ装置1は厚さの薄いカード形成シートである第一シート10と、他の厚さの薄いカード形成シートである第二シート20が少なくとも積層される。以下カード形成シートを単にシートと呼ぶこととする。図1で示すセンサ装置は第一シート10に電子回路を設ける。センサ装置1は第二シート20に複数の電極21を設ける。電極21は電流出力用電極及び電圧検知用電極として利用される。各電極21と電子回路100は、各シートにパターン印刷された回路11(信号線)と各層を繋ぐビアやスルーホールなどの信号線とを介して接続されている。電極21は第二シート20において例えば図1で示すように、カード形成シートの短辺に平行な長い矩形形状となっている。

10

【0025】

図2は本実施形態によるセンサ装置を示す第二の図である。

センサ装置1はさらに多い複数の厚さの薄いシートが積層されて構成されてよい。第二の図で示すセンサ装置1は、図1で示した第一シート10と第二シート20との間に第一中間シート30と第二中間シート40が設けられている。第一中間シート30はグラウンド層である。第二中間シート40はアクティブシールドが設けられている。

20

【0026】

図1、図2で示す第一シート10、第二シート20、第一中間シート30、第二中間シート40はそれぞれ可撓性を有してよい。例えば各シートはフィルム等の素材によって構成されている。センサ装置1はそれら各シートを積層して一体形成される。よってセンサ装置1も可撓性を有する。センサ装置1は、各シートが積層されて一体形成され、その外側に外装フィルムによって覆われていてもよい。つまりセンサ装置1は、外装フィルムなどの絶縁体によって覆われることにより、電極21と生体とは直接に接触しない構成(非接触)となっていてよい。各シートは接着剤等で接着されて積層されてよい。なお第一シート10、第二シート20、第一中間シート30、第二中間シート40は可撓性を有して

30

【0027】

図1、図2には図示していないが、いずれかのシートにおいて電力供給部を有している。電力供給部60は具体的にはバッテリーである。当該バッテリーも薄型のシート形状となっている。その他、センサ装置1は表示部50、通信装置51、加速度センサ106、音検出装置(マイクなど)108、酸素飽和度を測定するSpO₂測定センサ109、GPS測位センサ110、圧電スピーカ111などが設けられてよい。表示部50は具体的には有機液晶ディスプレイである。表示部50はセンサ装置1の表面に情報を表示する装置である。また通信装置51、加速度センサ106、音検出装置108は、可撓性のフィルム上にプリントされた回路として構成されてよい(図12参照)。SpO₂測定センサ109は、赤外光LEDや赤色LEDから発光された光をフォトランジスタで受光することにより血中の酸素飽和度や脈拍数を計測することができるセンサである。

40

なお通信装置51は携帯電話通信網にアクセスするための通信機能や、基地局装置と通信を行うWi-Fiなどの通信機能を備えてよい。通信装置51やGPS測位センサ110などにより、センサ装置1の位置を、そのセンサ装置1と通信を行ったサーバ装置などで特定することができる。またカード型のセンサ装置1が財布などに入っていれば財布のある場所をサーバ装置で特定することができる。また圧電スピーカ111がセンサ装置1にそなわっていれば、サーバ装置から音発信信号を送信し、その信号を受信したセンサ装置1が圧電スピーカ111を鳴動制御して位置を知らせることができる。

【0028】

50

図3はセンサ装置を示す第三の図である。

図1や図2で示した各シートが積層されることにより、図3で示すようなセンサ装置1が構成される。センサ装置1には表示部50、電力供給部60等のほか、表面に入力ボタンなどが設けられていてもよい。

【0029】

図4はセンサ装置を示す第四の図である。

センサ装置1は可撓性のある回路がパターン印刷されたシート状のフィルムを積層して形成されているため、図4で示すようにセンサ装置1自体が可撓性を有してよい。

【0030】

図5Aは電極の第一の例を示す図である。

10

図5Bは電極の第二の例を示す図である。

センサ装置1の第二シート20には複数の電極21が設けられている。各電極は電圧検知用電極または電流出力用電極として電子回路100によって用いられる。例えば電子回路100は、第二シート20に設けられている6つの電極21のうち、最端に位置する2つの電極の組を電流出力用電極として利用する。また電子回路100は、電流出力用電極と特定された電極21の対の中間に位置する4つの電極のうちの一対または複数対を電圧検知用電極として利用してよい。図5Aには6つの電極21が平行に並べられている状態を示しているが、さらに多くの電極21が設けられていてよい。

【0031】

図5Aに示す6つの電極を左から電極21a, 21b, 21c, 21d, 21e, 21fと呼ぶとする。ユーザの生体における測定対象の局所部分は、外側から皮膚、皮膚の内側に皮下脂肪、皮下脂肪の内側に筋肉、そのさらに内側には内臓脂肪などが分布している。

20

【0032】

電流源110が、電流出力用電極21cと21dの間に電流を流すと、図5B(a)で示すような電気力線E1の範囲に高い電流密度分布が生じる。電流出力用電極21cと21dの間に電流を流した場合には、電極間の距離が短いため電流密度分布の深度はd1程度である。

電流源110が、電流出力用電極21bと21eの間に電流を流すと、図5B(b)で示すような電気力線E2の範囲に高い電流密度分布が生じる。電流出力用電極21bと21eの間に電流を流した場合には、電極間の距離が図5B(a)と比較して広がる為、電流密度分布の深度はd2(>d1)となる。

30

電流源110が、電流出力用電極21aと21fの間に電流を流すと、図5B(c)で示すような電気力線E3の範囲に高い電流密度分布が生じる。電流出力用電極21aと21fの間に電流を流した場合には、電極間の距離が図5B(a), (b)と比較して広がる為、電流密度分布の深度はd3(>d2>d1)となる。

【0033】

電流を流す電流出力用電極21の間隔を図5Bのように変化させると、電流出力用電極21の間隔が狭い場合には、高い電流密度分布の領域が狭くなり、浅い部分の密度が高くなる。これは浅い領域の情報を多く検出することを意味する。一方、電流を流す電流出力用電極21の間隔が広い場合は、深部まで高い電流密度分布が生じ、これにより深部の情報を表面の電位差として検出でき、深部の領域の情報を検出することができる。したがって身体の皮膚から浅い領域の情報を検出する場合には、図5B(a)のような間隔の短い2つの電流出力用電極21を電流を流す電極として用い、身体の皮膚からより深い領域の情報を検出する場合には、その深さに応じて、図5B(b)や図5B(c)のような間隔のより広い2つの電流出力用電極21を電流を流す電極として用いる。

40

さらに、周波数を低周波から高周波へ変化させることで、電流密度分布をさらに変化させて生体構造から得られる電気インピーダンス特性を測定してもよい。

【0034】

センサ装置1を利用するユーザは、センサ装置1の第二シート20側の面を体の測定対

50

象の局所部分に押し当てる。センサ装置 1 の電子回路 100 は例えば最端に位置する電極 21a, 21f を電流出力用電極として利用する。またこの場合電子回路 100 は中間に位置する電極 21b, 21c, 21d, 21e を電圧検知用電極として利用する。電子回路 100 は電流源 110 を制御して電流出力用電極 21a と 21f の間に電流を流す。電流源 110 は、測定する生体情報に応じた所定の周波数及び電流値の交流電流を流すように設定されている。たとえば電子回路 100 は脂肪や筋肉などのより体内の内部方向 d の距離が深い領域の情報を取得する場合には、より周波数を上げた交流電流を出力するよう電流源 110 を制御する。電子回路 100 は測定する生体情報に応じた電圧検知用電極の組を電極 21 の中から特定して電圧を測定し、それら電圧値や電流値に基づいてインピーダンス値を算出する。例えば電子回路 100 は浅い位置の皮膚の情報を取得する場合には電流出力用電極 21a と 21f の中心側に位置する電極 21c, 21d の対を電圧検知用電極として利用する。または電子回路 100 はより深い方向の脂肪などの情報を取得する場合などには電流出力用電極 21a と 21f の間の中心から遠い側に位置する電極 21b, 21e の対を電圧検知用電極として利用する。検出した電圧の信号はアンプ 121 や 122 で増幅される。なお電極の利用において電子回路 100 は、利用すると決定した電極に電流が流れるように回路内のスイッチを切り替えるなどの制御も行う。電子回路 100 は、測定した電圧値と、出力した電流値とに基づいて局所部分における生体の所定領域のインピーダンス値などを測定する。なお図 5A において 121, 122 はアンプを示している。アンプは電圧検知用電極として利用される電極 21 間の電圧の信号値を増幅する。

【0035】

図 5A の例では各電極のうち最も外側の 2 つの電極 21a, 21f の組を電流出力用電極とし、その電極より内側の 4 つの電極 21b, 21c, 21d, 21e を電圧検知用電極としている。しかしながら、例えば電極 21b, 21e を電流出力用電極として用い、その電極より内側の電極 21c, 21d を電圧検知用電極として用いてもよい。

【0036】

図 6 は電極の第三の例を示す図である。

センサ装置 1 に設けられた複数の電極 61 は、円環状に第二シート 20 にプリント印刷されていてもよい。図 6 では半径の異なる 4 つの円環状の電極 61 が同心円状に第二シート 20 にプリント印刷されている状態を示している。各電極 61 を半径が小さい順に 61a, 61b, 61c, 61d と呼ぶとする。電子回路 100 は、例えばこれらの電極 61 において、中心の円環状の電極 61a と再外郭の電極 61d とを電流出力用電極として利用する。また電子回路 100 は、内側の環状の電極 61d, 61c の対を電圧検知用電極として利用する。図 6 においては半径の異なる 4 つの円環状の電極が同心円状に第二シート 20 にプリント印刷されている状態を示しているが、さらに多くの円環状の電極が同心円状にプリント印刷されてもよい。図 5A で示した例と同様に、電子回路 100 は電流出力用電極として利用する電極 61a と 61d の間に交流電流が流れるように電流源 110 を制御する。電子回路 100 は、電圧検知用電極 61b, 61c の間の電圧値を検出して、インピーダンス値を測定する。

図 6 の例では 4 つの円環状の電極が同心円状に第二シート 20 にプリント印刷されている状態を示しているが、さらに多くの円環状の電極が同心円状に第二シート 20 にプリント印刷されてもよい。多くの円環状の電極が印刷されている場合には、より中心に近い位置の対の電極 61 を電圧検知用電極として利用すると、局所的な浅い領域の生体の状態を算出したインピーダンス値に基づいて検出することができる。またより中心から遠い位置の電極 61 を電圧検知用電極として利用すると、より深部の生体の状態を算出したインピーダンス値に基づいて検出することができる。

【0037】

図 7 は電極の第四の例を示す図である。

第二シート 20 には小さい複数の電極がシート面に面状に並べられて配置されていてもよい。電子回路 100 は、それら小さな複数の電極（点電極）中から電流出力用電極及び電圧検知用電極として利用する電極を選択する。図 7 で示す四角の一つ一つはそれぞれ電

10

20

30

40

50

極を示している。

図7で示すように電子回路100は領域71aに位置する4つの電極71を電流出力用電極と特定する。

また電子回路100は、領域71bに位置する各電極71やそれらを一辺とする矩形の辺に位置する各電極71を電圧検知用電極と特定する。

また電子回路100は、領域71cに位置する各電極71やそれらを一辺とする矩形の辺に位置する各電極71を電圧検知用電極と特定する。

また電子回路100は、領域71dに位置する各電極71やそれらを一辺とする矩形の辺に位置する各電極71を電流出力用電極と特定する。

特定された各電極を黒く塗りつぶして図6で表す。この場合、図5Aで説明した場合と同様に電流を出力し、電圧値を計測する制御を行う。

図7では電流出力用電極または電圧検知用電極として特定した点電極を黒く塗りつぶして示している。

図7で示すように電流出力用電極や電圧検知用電極として利用する電極を特定することにより、図6で示す電極と同様の生体情報のセンシングを行うことができる。

なお、図7では電極を正方形で示したが、円形・楕円形・長方形・ひし形・多角形など、どのような形状でもよい。

【0038】

図8は電極の第五の例を示す図である。

電極の第五の例は、第四の例と同様に第二シート20に小さい複数の電極がシート面に面状に並べられて配置されている。電子回路100は、それら小さな複数の電極うち電流出力用電極及び電圧検知用電極として利用する電極を選択する。

具体的には図8で示すように電子回路100は領域81aと81fの領域に位置する各電極を電流出力用電極と特定する。

また電子回路100は領域81bと81eの2つの領域に位置する各電極、または領域81cと81dの2つの領域に位置する各電極の何れかを電圧検知用電極と特定する。

図8で示すように電流出力用電極や電圧検知用電極として利用する電極を特定することにより、図2、図5Aで示す電極と同様の生体情報のセンシングを行うことができる。

【0039】

図9はアクティブシールド回路を示す図である。

図2で示したように第二シート20の上層には第二中間シート40が積層されている。第二中間シート40には第二シート20の各電極21に対応する位置にシールド電極41が配置されている(図2参照)。

図9で示すアクティブシールド回路は、電流出力電極または電圧検知電極として用いられる各電極21に印加された電圧と同じ位相の電圧を、対向する位置に設けられるシールド電極41に印加する。なお図9に図示するアクティブシールド回路は、電極21とシールド電極41とに同じ位相の電圧が印加される回路の一例である。

電極21とシールド電極41とに同じ電圧に制御されることにより、電極21から出力される電流のエネルギーの多くはシールド電極41とは反対側の生体内部方向に放射される。なお図2より電極21から出力される電流の多くの放射方向がシールド電極41とは反対側の面に生体が接触等するようにセンサ装置1が用いられるよう、センサ装置1の表面と裏面にそのことが分かるような情報が印刷されている。または電極21が見えることにより、その面が生体に接触等するように用いられる。そしてその電流を電子回路100の電流計測部111で計測した値と、図9で示す電極21の間に位置する他の電極21(電圧検知用電極)から得られた信号によって電圧計測部112が計測した電圧値とを用いてインピーダンス値を算出するため、精度の高いインピーダンス値を算出することができる。

なお、第二シートの最下部にさらにフィルムなどの絶縁体が配置されても、高周波電流のみ、あるいは高周波電流と第三シートに設置された各シールド電極とアクティブシールド回路41を組み合わせることで、皮膚と電極が直接接触しなくても皮下の生体情報を測

10

20

30

40

50

定することができる。これにより、センサ装置 1 をラミネートフィルムなどの絶縁体で囲んでも、生体インピーダンスを測定することが可能となる。この結果、社員証・会員証・保険証などのカードとしての基本機能に、様々な生体情報モニタ機能を組み込むことが可能となる。

【 0 0 4 0 】

図 1 0 は電子回路を示す第一の図である。

電子回路 1 0 0 は、インピーダンス取得部 1 0 1、生体情報処理部 1 0 2、電極選択部 1 0 3、制御部 1 0 4、電流源 1 1 0、電流計測部 1 1 1、電圧計測部 1 1 2 の各機能部に相当する回路を備えている。なお電子回路 1 0 0 内の CPU が、インピーダンス取得部 1 0 1、生体情報処理部 1 0 2、制御部 1 0 4 のうちの 1 つまたは複数の機能部に相当する演算を、プログラムを実行することによって行うことにより、それら各機能部と同等の機能を発揮してもよい。

10

【 0 0 4 1 】

インピーダンス取得部 1 0 1 は、電流計測部 1 1 1 と電圧計測部 1 1 2 から入力した信号に基づいて公知の算出手法によりインピーダンスを算出する。

生体情報処理部 1 0 2 はインピーダンス取得部 1 0 1 などから入力した情報に基づいて生体情報に関する処理を行う。

電極選択部 1 0 3 は制御部 1 0 4 の制御に従って、電極 2 1 やシールド電極 4 1 のうち利用する電極を選択する。

制御部 1 0 4 は、生体情報のうち処理を行う生体情報を特定し、また各種制御情報を生成して他の機能部に指示を行う。

20

電子回路 1 0 0 は表示部 5 0、通信装置 5 1、入力部 5 2 などと接続されている。表示部 5 0 は、生体情報など入力した情報を表示する。通信装置 5 1 は携帯端末などの外部装置との間で通信を行う。入力部 5 2 はユーザインタフェースであり、例えばボタンやスイッチなどであってよい。また表示部 5 0 が液晶ディスプレイであれば、表示部 5 0 と入力部 5 2 は一体となるインタフェース装置であってよい。その他、電子回路 1 0 0 は温度計測機能、時刻カウント機能、音出力機能、加速度検出機能、などを備えてよい。

【 0 0 4 2 】

図 1 1 はセンサ装置の処理フローを示す図である。

次にセンサ装置 1 の処理フローについて順を追って説明する。

30

ユーザは入力部を操作してセンサ装置 1 を起動する。例えばボタンを操作して電源を ON にする。すると制御部 1 0 4 が起動し (ステップ S 1 0 1)、表示部 5 0 に表示情報を出力する。例えば生体情報選択画面を出力する。ユーザは入力部 5 2 を操作して選択情報選択画面において、所定の生体情報を選択して決定指示を入力する。すると制御部 1 0 4 は指示を受け付けた生体情報に対応する制御を行う (ステップ S 1 0 2)。具体的には、利用する電極 2 1 やシールド電極 4 1 を決定して電極選択部 1 0 3 に命令信号を出力する。電極選択部 1 0 3 は制御部 1 0 4 から取得した命令信号に応じた電極を選択するよう回路を切り替える (ステップ S 1 0 3)。また制御部 1 0 4 は音出力回路を制御して測定開始を報知するよう指示する。これにより音出力回路から音が発せられる。ユーザは音が鳴ったことを契機に、第二シート 2 0 側の面を体の測定対象の局所部分に押し当てる。これにより電極 2 1 が生体の局所部分と接触する。なお電極 2 1 から出力される電流は高周波数な電流であるため、服の上からでも測定することが可能である。

40

【 0 0 4 3 】

局所部分の接触等に基づいて、電圧計測部 1 1 2 は計測した電圧値の信号をインピーダンス取得部 1 0 1 へ出力する。また電流計測部 1 1 1 は計測した電流値の信号をインピーダンス取得部 1 0 1 へ出力する。インピーダンス取得部 1 0 1 は入力した電圧値と電流値とを用いて生体の測定対象領域のインピーダンス値を算出する (ステップ S 1 0 4)。インピーダンス取得部 1 0 1 は、算出したインピーダンス値を生体情報処理部 1 0 2 へ出力する。生体情報処理部 1 0 2 は、制御部 1 0 4 からユーザによって選択された生体情報の種別を入力する。生体情報 1 0 2 は、インピーダンス値と、ユーザによって選択された生

50

体情報の種別とに基づいて、その生体情報の種別に応じた処理を行う（ステップS105）。生体情報処理部102は処理結果を表示部50へ出力する（ステップS106）。また生体情報処理部102は処理結果を通信装置51へ出力してよい。この場合通信装置51は、制御部104によって指示された外部装置へ処理結果の情報を送信する。

【0044】

ここでユーザが選択できる生体情報の種別は、例えば、脂肪厚、皮膚水分量、皮膚シミ、脈拍回数、肺換気量、心拍数などであってよい。これらの生体情報の種別は計測したインピーダンス値によって算出することができる。なおこれらインピーダンス値を利用した生体情報の算出手法は公知の技術を利用してよい。

【0045】

例えば、生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて局所部位の脂肪厚を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて局所部位の皮膚水分量（皮膚状態）を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて局所部位の皮膚シミ（皮膚状態）の有無を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて脈拍回数（血流状態）を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて肺の換気量（換気状態）を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて心臓の心拍数を算出する。

また生体情報処理部102は、インピーダンス値に基づいて公知の技術を用いて筋肉量・組成を算出する。

【0046】

図12は電子回路を示す第二の図である。

電子回路100は、図10で示した構成に加え、温度計測部105、加速度センサ106、発光素子107（LEDなど）、音検出装置（マイク）108、SpO₂測定センサ109、GPS測位センサ110、圧電スピーカ111の何れか一つまたは複数を備えていてよい。なお温度計測部105、加速度センサ106、発光素子107（LEDなど）、音検出装置（マイク）108、SpO₂測定センサ109、GPS測位センサ110、圧電スピーカ111などは、電子回路100が設けられているシートと同じシートに設けられてもよく、積層されてセンサ装置1を構成しているいずれかのシートに設けられていてよい。

制御部104は入力部52を介して入力するユーザからの指示に基づいて、温度計測部105、加速度センサ106、発光素子107、音検出装置（マイク）108、SpO₂測定センサ109、GPS測位センサ110、圧電スピーカ111の何れか一つまたは複数の機能を用いた情報を取得してよい。

【0047】

（温度計測機能）

例えば、センサ装置1の起動後にユーザが温度計測機能を選択したとする。この場合、制御部104は温度計測部105を動作させる。温度計測部105はサーミスタなどの抵抗体を有した温度計測回路を備えている。温度計測部105はサーミスタの温度変化に対する電気抵抗の変化を検出し、温度を検出する。なおこの温度計測の手法は公知の技術を利用してよい。温度計測部105は、検出した温度を制御部104へ出力する。制御部104は温度を表示部50または通信装置51へ出力する。表示部50は温度を表示する。または通信装置51は温度の情報を外部装置へ送信してよい。

【0048】

（睡眠時無呼吸症候群判定機能）

またセンサ装置1の起動後にユーザが睡眠時無呼吸症候群（SAS；Sleep Apnea Sy

10

20

30

40

50

ndrome) 判定の機能を選択したとする。この場合、制御部 104 は加速度センサ 106 と音検出装置 108 を動作させる。音検出装置 108 はマイクとしてコンデンサマイクが用いられてよい。制御部 104 は加速度センサ 106 から出力された加速度値(運動情報)と、音検出装置 108 から取得した音声情報を生体情報処理部 102 へ出力する。生体情報処理部 102 は時間経過に応じた加速度値と、音声情報とをメモリ等に記録する。ユーザの就寝中の加速度と音声情報とがメモリに記録される。音声情報は例えばいびきの音の情報である。センサ装置 1 はカード型であるため、ユーザはセンサ装置 1 を胸のポケットにいれたまま寝ることができる。生体情報処理部 102 は、それらメモリに記録した時系列に応じた加速度と音声情報とを用いて S A S の有無を解析してもよい。この解析は公知の技術を利用してよい。制御部 104 は S A S 判定において、ユーザの肺の換気量を計測してもよい。この場合、制御部 104 はさらに、制御部 104 は電極選択部 103 を選択して電極 21 やシールド電極 41 を特定する。センサ装置 1 が胸ポケットに入れられるなど、胸近傍に取り付けられていれば、インピーダンス値から換気量を計測することができる。この換気量の増減に応じて増減の変動が少ない場合などに呼吸が停止していると判定することができる。生体情報処理部 102 は時刻カウント機能に基づいて時刻を検出することができる。そして例えば朝の所定の時刻に達したことを検出すると、S A S 判定の解析を行うようにしてもよい。また生体情報処理部 102 は、ユーザの動きを加速度センサ 106 からえられた加速度値に基づいて検出して、歩行時間が所定時間(10秒など)続いた場合には、ユーザが起床したと判定する。そして生体情報処理部 102 はユーザが起床した場合に、S A S 判定の解析を行うようにしてもよい。生体情報処理部 102 は S A S の判定結果や、メモリに蓄積されている測定結果の情報を、通信装置 51 を介して外部装置に送信してもよい。または生体情報処理部 102 は、S A S 判定の結果を表示部 50 に出力してもよい。

【0049】

制御部 104 は加速度センサ 106 から得た加速度情報に基づいて、体幹方向を検出するようにしてもよい。体幹方向とは例えばカード型のセンサ装置 1 の面に垂直な方向を検出する。この垂直な方向が、重力方向の逆方向を示していれば体が天井方向を向いていると判定することができる。制御部 104 はこの体幹方向の検出によって寝返りの頻度を計測する。寝返りの頻度は例えば単位時間あたりに加速度センサ 106 が得た加速度が所定値閾値以上を示した回数などとして寝返り頻度が高いかを検出することができる。制御部 104 はさらにこの寝返りの頻度を用いて S A S 判定の解析を行うようにしてもよい。加速度センサ 106 によって得られた向きの変化(垂直を基準とする角度など)に基づいて、上向きで寝ている位置からの体の回転に応じた寝返りを頻度を判定するようにしてもよい。睡眠が浅い場合には寝返りの頻度が多いため、頻度が高い場合にはその影響に基づいて S A S 判定を行うことができる。なお加速度センサ 106 によって得られた加速度の値によって胸郭の動きを判定することもできる。

【0050】

図 13 はコンデンサマイクの構成を示す図である。

上述したコンデンサマイクは、図 13 に示すように、電極 A と電極 B の二つの電極の上に外装フィルム F が設けられ、外装フィルム(ダイアグラム)と電極との間の空気層 S の振動に基づいて、音を検出する構造となっていてよい。音検出装置 108 の構成は他の構成であってもよい。コンデンサマイクは、公知の超小型シリコンマイクロホンや、MEMS マイクロホンを利用してよい。

【0051】

(ライフタグ機能)

センサ装置 1 の起動後にユーザがライフタグ機能を選択したとする。ユーザはセンサ装置 1 を胸のポケット等に入れる。制御部 104 は指示を受け付けたライフタグ機能に対応する制御を行う。具体的には、制御部 104 は、肺の換気量の取得制御と、心拍数の取得制御を行う。制御部 104 は換気量の取得制御と、心拍数の取得制御を交互に行う。またそれら制御を 10 分間隔などの所定の間隔で行うようにしてもよい。制御部 104 はそれ

ぞれの制御において電極 2 1 やシールド電極 4 1 を決定して電極選択部 1 0 3 に命令信号を出力する。電極選択部 1 0 3 は制御部 1 0 4 から取得した命令信号に応じた電極を選択するよう回路を切り替える。

【 0 0 5 2 】

ライフタグ機能の制御が行われている間、電圧計測部 1 1 2 は、計測した電圧値の信号をインピーダンス取得部 1 0 1 へ出力する。また電流計測部 1 1 1 は計測した電流値の信号をインピーダンス取得部 1 0 1 へ出力する。インピーダンス取得部 1 0 1 は入力した電圧値と電流値とを用いて生体の測定対象領域のインピーダンス値を算出する。インピーダンス取得部 1 0 1 は、算出したインピーダンス値を生体情報処理部 1 0 2 へ出力する。生体情報処理部 1 0 2 は、制御部 1 0 4 からユーザによって選択されたライフタグ機能を示す情報を入力する。生体情報 1 0 2 は、インピーダンス値と、ユーザによって選択されたライフタグ機能を示す情報とに基づいて、換気量の測定と、心拍数の測定とを制御部 1 0 4 の制御によって交互に行う。生体情報処理部 1 0 2 は処理結果を表示部 5 0 へ出力する。また生体情報処理部 1 0 2 は処理結果を通信装置 5 1 へ出力してよい。この場合通信装置 5 1 は、制御部 1 0 4 によって指示された外部装置へ処理結果の情報を送信する。生体情報処理部 1 0 2 は、呼吸が停止したことや、心拍が停止したことを判定した場合など、異常検知した場合、処理結果の情報を緊急情報として所定の送信先に送信するようによい。センサ装置 1 が G P S 機能を有しており、緊急情報に位置情報がふくまれていてもよい。所定の送信先とは例えば、セキュリティ会社や消防庁などの行政が管理する通信装置であってもよい。

【 0 0 5 3 】

図 1 4 は電極の第六の例を示す図である。

図 1 4 で示すように図 1 や図 2 で説明した第二シート 2 0 は二層のシート (2 0 a , 2 0 b) が積層された構造となっていてよい。この場合に、シート 2 0 a に電極 2 1 a 1、シート 2 0 b に電極 2 1 a 2 が設けられている。電極 2 1 a 1 と電極 2 1 a 2 はそれぞれのシートの対応する位置に設けられている。また電極 2 1 b 1 の面積が電極 2 1 a 1 の面積と比較して広く、電極 2 0 a 側から電極 2 0 b 側を見て、電極 2 1 b 1 の中央に、電極 2 1 a 1 が位置するように各電極がシート上に配されている (図 1 4 (A) , (B)) 。図 1 4 (C) は図 1 4 (A)、図 1 4 (B) で示す各電極 2 1 a 1 , 2 1 b 1 との間に電流を流す場合の等価回路を示している。電極 2 1 a 1 , 2 1 b 1 との間に電流を流すことにより図 1 4 (D) で示すように電極 2 1 a 1 の電極 2 1 b 1 とは反対側の領域に凸状に電界が広がる (図 1 4 (D) の網掛け範囲) 。つまり電極 2 1 a 1 の電極 2 1 b 1 とは反対側の領域が生体である場合には、図 1 4 で示すような電極の構造とすることにより、より生体内に深くに電流のエネルギーが伝搬する。これにより、生体内部方向のより深部の位置の電圧を計測することが可能となる。

さらに図 9 のアクティブシールド回路を用いて、より高感度測定を実現しても良い。

【 0 0 5 4 】

なおセンサ装置 1 の電子回路は、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) などを含んで構成されてよい。そして C P U が上記プログラムを実行することにより上記センサ装置 1 の処理が行われるようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

図 3 で示す複数のシートが積層されて一体となったセンサ装置 1 の表面には、保険証や会員証などの券面情報の印刷がされてよい。これにより、保険証として利用されるセンサ装置 1 は、その保険証によって、医療行為を受けることができるようになるとともに、上記の生体情報を取得する装置として利用することができる。また会員証として利用されるセンサ装置 1 も、同様に上記の生体情報を取得する装置として利用することができる。

【 0 0 5 6 】

上記プログラムは、このプログラムを記憶装置等に格納したコンピュータシステムから、伝送媒体を介して、あるいは、伝送媒体中の伝送波により他のコンピュータシステムに

10

20

30

40

50

伝送されてもよい。ここで、プログラムを伝送する「伝送媒体」は、インターネット等のネットワーク（通信網）や電話回線等の通信回線（通信線）のように情報を伝送する機能を有する媒体のことをいう。また、上記プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであってもよい。さらに、前述した機能をコンピュータシステムにすでに記録されているプログラムとの組み合わせで実現できるもの、いわゆる差分ファイル（差分プログラム）であってもよい。

【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

| | |
|-----------------------------|----|
| 1 . . . センサ装置 | |
| 1 0 . . . 第一シート | 10 |
| 2 0 . . . 第二シート | |
| 2 1 . . . 電極（電流出力電極、電圧検知電極） | |
| 3 0 . . . 第一中間シート | |
| 4 0 . . . 第二中間シート | |
| 4 1 . . . シールド電極 | |
| 5 0 . . . 表示部 | |
| 5 1 . . . 通信装置 | |
| 5 2 . . . 入力部 | |
| 6 0 . . . 電力供給部 | |
| 1 0 0 . . . 電子回路 | 20 |
| 1 0 1 . . . インピーダンス取得部 | |
| 1 0 2 . . . 生体情報処理部 | |
| 1 0 3 . . . 電極選択部 | |
| 1 0 4 . . . 制御部 | |
| 1 0 5 . . . 温度計測部 | |
| 1 0 6 . . . 加速度センサ | |
| 1 0 7 . . . 発光素子（LED） | |
| 1 0 8 . . . 音検出装置 | |
| 1 1 0 . . . 電流源 | |
| 1 1 1 . . . 電流計測部 | 30 |
| 1 1 2 . . . 電圧計測部 | |

【図1】

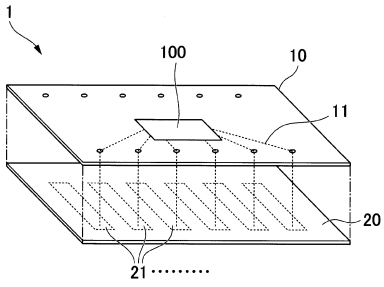


図1

【図3】

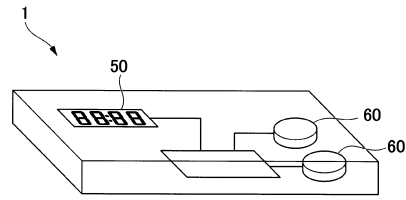


図3

【図2】

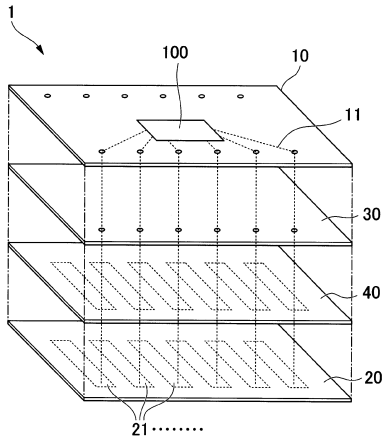


図2

【図4】

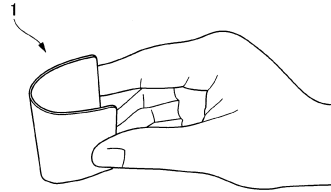


図4

【図5A】

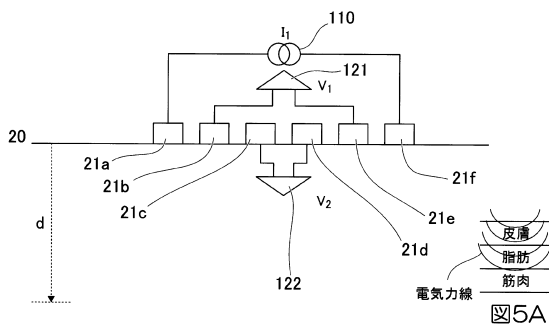


図5A

【図6】

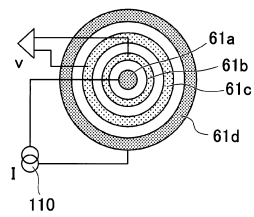


図6

【図5B】

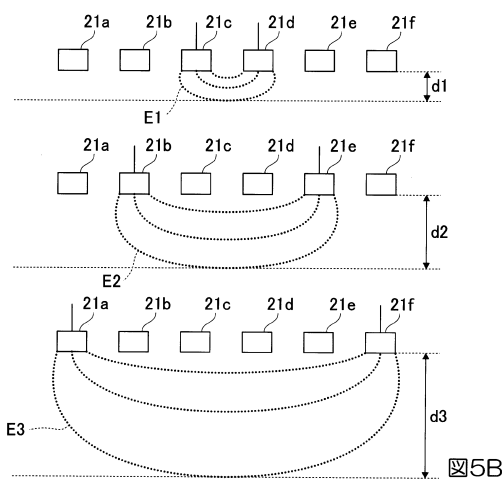


図5B

【図7】

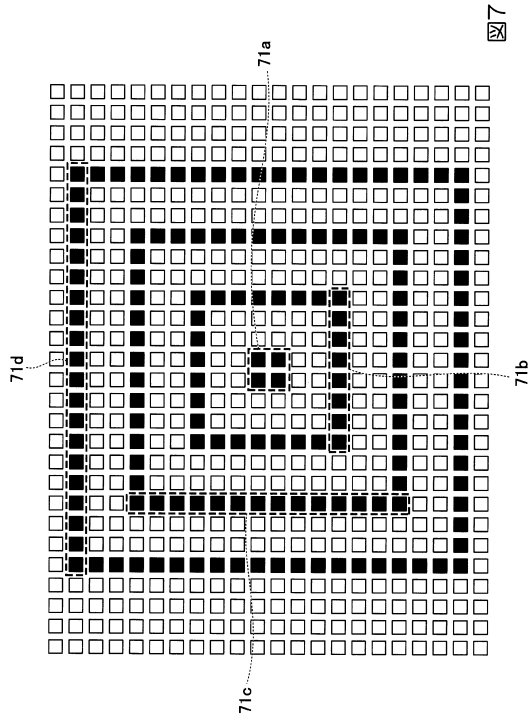


図7

【図8】

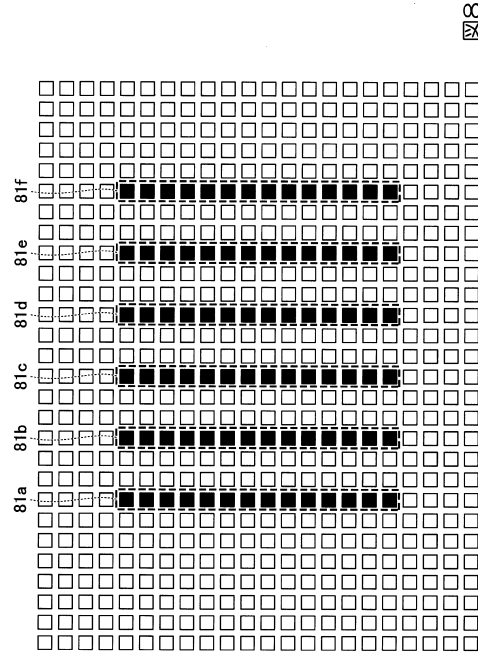


図8

【図9】

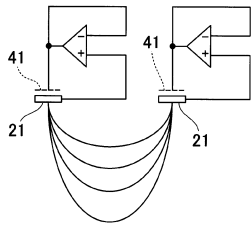


図9

【図10】

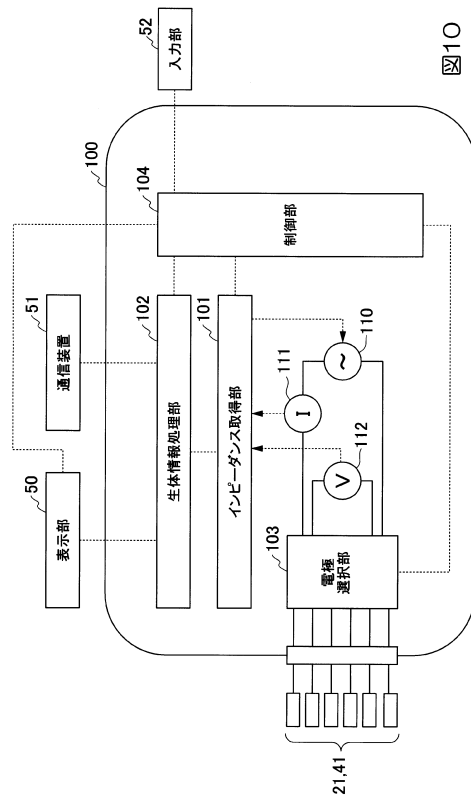


図10

【図11】

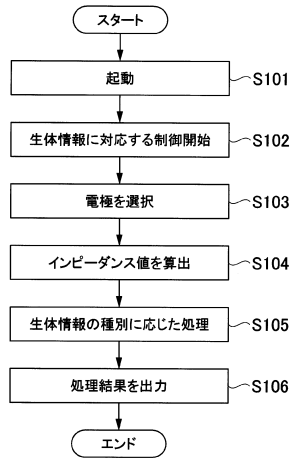


図11

【図12】

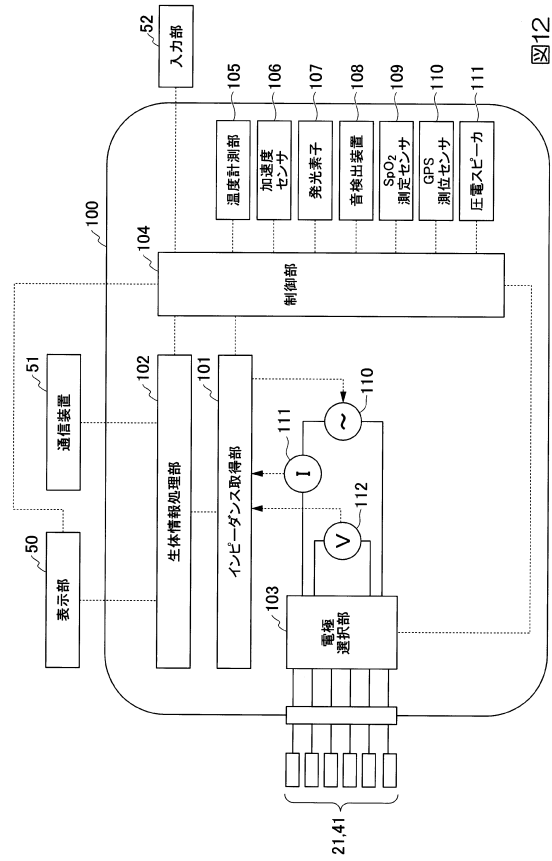


図12

【図13】

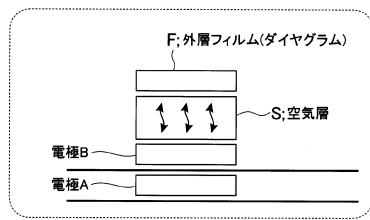


図13

【図14】

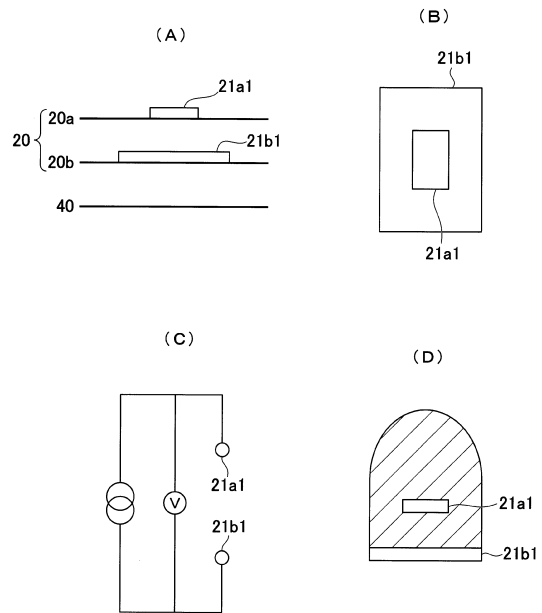


図14

フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/083 (2006.01) A 6 1 B 5/083
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

(56) 参考文献 国際公開第 2 0 1 5 / 1 3 3 6 0 4 (W O , A 1)
特開 2 0 1 2 - 1 5 0 6 9 6 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 3 5 0 7 3 (J P , A)
特表 2 0 1 4 - 5 2 4 8 1 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 5 / 0 3 1 2 7 8 (W O , A 1)
特開 2 0 0 5 - 1 3 7 6 8 3 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 6 / 0 2 4 4 7 6 (W O , A 1)
特開 2 0 0 0 - 0 3 7 3 6 4 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 9 9 7 4 0 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 0 9 1 0 9 0 (U S , A 1)

(58) 調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A 6 1 B 5 / 0 5 3 - 5 / 0 5 3 8
A 6 1 B 5 / 2 5 - 5 / 2 9 7
A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 2 4 5
A 6 1 B 5 / 1 0 7 - 5 / 1 1 3
A 6 1 B 5 / 0 8 - 5 / 0 8 3