

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6704198号
(P6704198)

(45) 発行日 令和2年6月3日(2020.6.3)

(24) 登録日 令和2年5月14日(2020.5.14)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 B
A 6 1 B 5/0408 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 0 0 M
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)

請求項の数 10 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-505338 (P2016-505338) (86) (22) 出願日 平成27年2月27日 (2015.2.27) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055941 (87) 国際公開番号 W02015/129887 (87) 国際公開日 平成27年9月3日 (2015.9.3) 審査請求日 平成30年2月14日 (2018.2.14) (31) 優先権主張番号 特願2014-39885 (P2014-39885) (32) 優先日 平成26年2月28日 (2014.2.28) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(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 清水 裕勝</p>
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 入力デバイス、繊維シート、衣類、生体情報検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

布と、

生体の測定対象の位置で前記布にセットされた少なくとも2つの導電体と、

高周波電流が適用された前記少なくとも2つの導電体の間の電圧値に基づいて前記生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、前記2つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、

を備え、

前記入力源は、前記高周波電流の周波数を f 、抵抗を R 、空気中の静電容量を C とした場合に、

【数1】

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/(2\pi fC))^2}$$

【数2】

$$|Z_c| = 1/(2\pi fC)$$

の2つの式で表される前記空気層のインピーダンス $|Z|$ において、 C で表されるコンデンサのインピーダンス $|Z_c|$ が0に近づく前記高周波電流を前記2つの導電体に適用す

る

ことを特徴とする衣類。

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つの導電体と前記回路とを電氣的に接続する延伸部と、
前記少なくとも 2 つの導電体、及び前記延伸部、の少なくとも一部をカバーするシールドと、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の衣類。

【請求項 3】

(a) 前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が布の織物組織の少なくとも部分的な要素である、(b) 複数層構造を有する布における層間に前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が配される、(c) 2 層の布の間又は布と別の材料との間に前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が配される、(d) 布に対する縫製用の材料として前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が配される、(e) 布の端部に前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が配される、及び(f) 模様やデザインの一部となるように布に前記少なくとも 2 つの導電体の少なくとも一部が配される、の少なくとも 1 つとなるように、前記少なくとも 2 つの導電体が前記布にセットされる、

ことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の衣類。

【請求項 4】

前記少なくとも 2 つの導電体は、前記測定対象である肺に対応する位置で前記布にセットされた 2 つの導電体と、他の前記測定対象である心臓に対応する位置で前記布にセットされた別の 2 つの導電体とを有し、

前記回路は、前記測定対象のインピーダンスの変化の検出に基づいて肺換気量または心拍情報を検出する生体情報検出部をさらに備える、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の衣類。

【請求項 5】

前記導電体は、糸状又は帯状を有する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の衣類。

【請求項 6】

衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの第 1 導電体と、
測定対象である肺または心臓に対応する位置で前記衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの第 2 導電体と、

第 1 高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの第 1 導電体間の電圧値に基づいて前記少なくとも 2 つの第 1 導電体の近傍領域における生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、第 2 高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの第 2 導電体間の電圧値に基づいて生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を生体情報として検出する生体情報検出部と、前記少なくとも 2 つの第 1 導電体に前記第 1 高周波電流を適用し前記少なくとも 2 つの第 2 導電体に前記第 2 高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、

を備えることを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項 7】

生体の測定対象である肺または心臓に対応する位置で衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの導電体と、

高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの導電体間の電圧値に基づいて前記生体と空気層とを含む測定対象のインピーダンスの変化を生体情報として検出する生体情報検出部と、前記少なくとも 2 つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、

を備えることを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項 8】

生体の測定対象の位置で繊維シートに縫い付けられた少なくとも 2 つの導電体と、
高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの導電体間の電圧値に基づいて前記生体

10

20

30

40

50

と空気層とを含む測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、前記少なくとも2つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、を備え、

前記入力源は、前記高周波電流の周波数を f 、抵抗を R 、空気中の静電容量を C とした場合に、

【数3】

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/(2\pi fC))^2}$$

【数4】

$$|Z_c| = 1/(2\pi fC)$$

10

の2つの式で表される前記空気層のインピーダンス $|Z|$ において、 C で表されるコンデンサのインピーダンス $|Z_c|$ が0に近づく前記高周波電流を前記2つの導電体に適用する

ことを特徴とする入力デバイス。

【請求項9】

(a) 前記2つの導電体が繊維シートの織物組織の少なくとも部分的な要素である、
 (b) 複数層構造を有する繊維シートにおける層間に前記2つの導電体が配される、
 (c) 2層の繊維シートの間又は繊維シートと別の材料との間に前記2つの導電体が配される、

20

(d) 繊維シートに対する縫製用の材料として前記2つの導電体が配される、
 (e) 繊維シートの端部に前記2つの導電体が配される、
 及び (f) 模様やデザインの一部となるように繊維シートに前記2つの導電体が配される、

の少なくとも1つとなるように、前記2つの導電体が繊維シートに縫い付けられる、ことを特徴とする請求項8に記載の入力デバイス。

【請求項10】

請求項8または請求項9に記載の入力デバイスを備えた繊維シート。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、入力デバイス、繊維シート、衣類、生体情報検出装置に関する。

本願は、2014年2月28日に出願された特願2014-039885号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

【背景技術】

【0002】

いくつかの国においては高齢者の数が増加しており高齢者でも容易に利用できる電気機器が多く開発、販売されている。また市民の高齢化に伴う社会的費用の削減を求めるとともに、より良い健康管理の促進が望まれている。このような状況の中、高齢者が使いやすい入力デバイスが必要となる。また健康管理を容易に行うことのできる装置が必要となる。例えば、関連する技術が特許文献1、特許文献2に開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-86114号公報

【特許文献2】特開2005-322052号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、タッチ位置を正確に検出するために工夫された折り構造を有する導電性織物の技術が開示されている。

また特許文献 2 には、導電性衣服と、導電性衣服の導電性布にデバイスが装着される技術が開示されている。

しかしながら、特許文献 1 に開示されている導電性織物は、実際にユーザが織物にタッチしなければ入力操作を行うことができない。非接触により測定対象を検出して動作するデバイスが求められている。

【 0 0 0 5 】

本発明の態様は、非接触式のセンシングや生体情報の検出に適した、入力デバイス、繊維シート、衣類、生体情報検出装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様は、布と、生体の測定対象の位置で前記布にセットされた少なくとも 2 つの導電体と、高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの導電体の間の電圧値に基づいて前記生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、前記 2 つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、を備え、前記入力源は、前記高周波電流の周波数を f 、抵抗を R 、空気中の静電容量を C とした場合に、

【数 5】

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/(2\pi fC))^2}$$

【数 6】

$$|Z_c| = 1/(2\pi fC)$$

の 2 つの式で表される前記空気層のインピーダンス $|Z|$ において、 C で表されるコンデンサのインピーダンス $|Z_c|$ が 0 に近づく前記高周波電流を前記 2 つの導電体に適用する衣類である。

【 0 0 0 7 】

本発明の別の態様は、衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの第 1 導電体と、測定対象である肺または心臓に対応する位置で前記衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの第 2 導電体と、第 1 高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの第 1 導電体の間の電圧値に基づいて前記少なくとも 2 つの第 1 導電体の近傍領域における生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、第 2 高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの第 2 導電体の間の電圧値に基づいて生体と空気層とを含む前記測定対象のインピーダンスの変化を生体情報として検出する生体情報検出部と、前記少なくとも 2 つの第 1 導電体に前記第 1 高周波電流を適用し前記少なくとも 2 つの第 2 導電体に前記第 2 高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、を備える生体情報検出装置である。

【 0 0 0 8 】

本発明の別の態様は、生体の測定対象である肺または心臓に対応する位置で衣類または布または繊維シートにセットされた少なくとも 2 つの導電体と、高周波電流が適用された前記少なくとも 2 つの導電体の間の電圧値に基づいて前記生体と空気層とを含む測定対象のインピーダンスの変化を生体情報として検出する生体情報検出部と、前記少なくとも 2 つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、を備える生体情報検出装置である。

【 0 0 0 9 】

本発明の別の態様は、生体の測定対象の位置で繊維シートに縫い付けられた少なくとも

10

20

30

40

50

2つの導電体と、高周波電流が適用された前記少なくとも2つの導電体間の電圧値に基づいて前記生体と空気層とを含む測定対象のインピーダンスの変化を検出する出力部と、前記少なくとも2つの導電体に前記高周波電流を適用するための入力源と、を少なくとも有する回路と、を備え、前記入力源は、前記高周波電流の周波数を f 、抵抗を R 、空気中の静電容量を C とした場合に、

【数7】

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/(2\pi fC))^2}$$

【数8】

$$|Z_c| = 1/(2\pi fC)$$

10

の2つの式で表される前記空気層のインピーダンス $|Z|$ において、 C で表されるコンデンサのインピーダンス $|Z_c|$ が0に近づく前記高周波電流を前記2つの導電体に適用する入力デバイスである。

【0010】

本発明の別の態様は、上記の入力デバイスを備えた繊維シートである。

【発明の効果】

【0011】

本発明の態様によれば、非接触式のセンシングや生体情報の検出に適した、入力デバイス、繊維シート、衣類、生体情報検出装置を提供することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の一実施形態による入力デバイスの構成を示す図である。

【図2】本発明の一実施形態による導電体と測定対象との間の空間の等価回路を示す第1の図である。

【図3】本発明の一実施形態による回路部の機能ブロックを示す第1の図である。

【図4】本発明の一実施形態による導電体が縫い付けられた繊維シートの構造を示す第1の図である。

30

【図5】本発明の一実施形態による導電体が縫い付けられた繊維シートの構造を示す第2の図である。

【図6】本発明の一実施形態によるインピーダンス変化を示す図である。

【図7】本発明の一実施形態による衣類を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態による回路部の機能ブロックを示す第2の図である。

【図9】本発明の一実施形態による導電体と測定対象との間の空間の等価回路を示す第2の図である。

【図10】本発明の一実施形態による非接触インピーダンス測定による換気量測定のグラフを示す図である。

【図11】本発明の一実施形態による非接触インピーダンス測定による心拍情報測定のグラフを示す図である。

40

【図12】本実施形態による回路部の処理フローを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の一実施形態による入力デバイスと、その入力デバイスが取り付けられた繊維シートや衣類を図面を参照して説明する。

図1は本発明の一実施形態による入力デバイス1の構成を示す図である。

図1において、符号10は線状の導電体である。一例において、導電体10は導電性系（電極系）である。図1に示す入力デバイス1は2本の線状（糸状）の導電体（電極）10を有する。2つの導電体10は互いに離間して配される。2つの導電体10の間には実

50

質的なギャップが設けられている。入力デバイス 1 はこの各導電体 10 の端点に接続された電流源 11 (第一電流入力源、第 1 入力源) から高周波電流 (第一の高周波電流) を入力する。入力デバイス 1 は、各導電体 10 の端点の電圧値を電圧計測部 12 によって計測する。導電体 10 に高周波電流を入力すると、高周波電流が適用された 2 つの導電体 10 の間の空間には電界 E が発生する。この電界領域に例えば手を入れると電界が変動し、電圧計測部 12 の計測する電圧値に変化が生じる。入力デバイス 1 は、電流源 11 と並列に接続された電圧計測部 12 を用いて、電圧値の変動に基づき、導電体 10 の近傍領域における所定領域 (電界領域) に入った測定対象物体 (例えば手など) の影響によるインピーダンス変化を常時モニタリングすることができる。インピーダンス値は電圧値を電流値で除することにより得られる。入力デバイス 1 はインピーダンス変化が所定値以上である場合には信号を出力する。入力デバイス 1 において電流源 11 や電圧計測部 12 は回路部 1A に備えられている。なお、導電性系 (電極系) として、様々なものが適用可能である。例えば、導電性系として、テフロン (登録商標) に金属 (銀、アルミなどの導電性の高い物質) がメッキされたものを用いることができる。例えば、導電体 (導電性系、導電性布) として、導電性の素材 (例えばカーボン素材 (カーボンナノチューブ、カーボン繊維など)) を用いたものや、糸又は布に導電性インクを染み込ませたもの (先染め、後染め) などを適用可能である。

10

【0014】

図 2 は本発明の一実施形態による導電体と測定対象との間の空間の等価回路を示す第 1 の図である。

20

空気の誘電率は有限であるため、空間 (導電体の近傍領域における所定領域、導電体の近傍空間) を図 2 のような等価回路で表すことができる。

図 2 の導電体 10 (電極) と測定対象の間 (空気層) のインピーダンス ($|Z|$) は、式 (1) で表すことができる。ここで、周波数を f 、抵抗を R 、空気中の静電容量を C である。

【0015】

【数 1】

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (1/(2\pi fC))^2} \quad \dots (1)$$

30

【0016】

コンデンサ (C) のインピーダンス ($|Z_c|$) は、式 (2) で表すことができる。

【0017】

【数 2】

$$|Z_c| = 1/(2\pi fC) \quad \dots (2)$$

【0018】

式 (2) において、高周波電流の場合、コンデンサのインピーダンスは限りなく 0 に近い値となる。高周波電流を導電体 10 に入力すると空気中 (空間) と測定対象とに電流を通すことができる。つまり入力デバイス 1 は、高周波電流を用いることで導電体 10 により電極と測定対象が実質的に非接触の状態 (あるいは測定対象が繊維シートや衣類に対して実質的に非直接接触状態) においても、インピーダンスの変化に基づき、測定対象 (例えば手など) が導電体 10 の近傍に配されたこと (例えば、測定対象が導電体 10 のの少なくとも一部を含む領域上に翳されたこと) を検出することができる。上述したように、一例において、入力デバイス 1 を構成する導電体 10 は導電性系である。導電性系は、衣類の一部 (例えば服の袖、肩、腕付近、襟、裾、首回りなど) に縫い付けられることで、入力デバイス 1 は衣類と一体として構成可能である。例えば、導電性系の導電体 10 に手をかざすと、入力デバイス 1 は、インピーダンスの変化に基づいて、導電性系に対する手の近接を検出して信号を出力する。これにより入力デバイスは入力インタフェースの役割

40

50

を果たすことができる。なお導電性系により構成された導電体10に流入させる高周波電流は、例えば、100KHz以上～5MHzの範囲の高周波電流である。一例において、高周波電流は、約100K、150K、200K、250K、300K、350K、400K、450K、500K、550K、600K、650K、700K、750K、800K、850K、900K、950K、1M、1.5M、2M、2.5M、3M、3.5M、4M、4.5M、又は5MHzにできる、又は上記数値の組み合わせで得られる範囲内に設定できる。本発明は上記数値に限定されない。高周波電流は、100KHz未満としてもよく、5MHz以上としてもよい。

【0019】

図3は本発明の一実施形態による回路部の機能ブロックを示す第1の図である。

10

入力デバイス1は図1で示した導電体10に接続される回路部1A(図3)を備えている。回路部1Aは上述した電流源11、電圧計測部12のほか、入力信号出力部13を備えている。入力信号出力部13は、導電体のインピーダンスの変化を検出してその変化があった場合に信号を出力するように構成された処理部である。

図3で示す回路部は、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read only Memory)やRAM(Random Access Memory)等のメモリ(記憶部)、バッテリー、コンデンサや抵抗等の回路素子で構成されていてよい。入力信号出力部13はCPUがメモリが記憶するプログラムを読み込んで実行することによって構成される機能部であってよい。

【0020】

図4は本発明の一実施形態による導電体が縫い付けられた繊維シートの構造を示す第1の図である。

20

上述したように本実施形態の導電体10は導電性系により構成される。この導電性系は繊維シートに縫い付けられている。図4は導電性系が縫い付けられた繊維シートの一断片を示している。そしてこの繊維シートには1本または2本の導電性系が縫い付けられている。図4においては導電体10としての2本の導電性系が繊維シートに縫い付けられた様子を示している。図4に示す本実施形態では導電性系が直線的に縫い付けられているが、その形態に限らない。

【0021】

ここで、「繊維シート(布)に導電体が縫い付けられる(繊維シート(布)に導電体がセットされる)」は、例えば、(a)導電体10が布の織物組織の少なくとも部分的な要素であること、(b)複数層構造(例えば複数層の織物組織)の布における層間に導電体10が配されること、(c)2層の布(布の折り返し部を含む)の間又は布と別の材料との間に導電体10が配されること、(d)布に対する縫製用の材料として導電体10が配されること、(e)布の端部に導電体10が配されること、(f)模様やデザインの一部となるように布に導電体10が配されること、等を含む。導電体10は、通常の使用時に外部から実質的に観察可能又は実質的に観察不能となるように、配されることができる。導電体10の表面は、例えば、布の主要色に似た色、同系色、又は布の主要色と異なる色にできる。布は、色彩、模様(パターン)、文字、及び図柄(デザイン)等の少なくとも1つを有することができる。布は、繊維(天然繊維、化学繊維)等からなる板状又はシート状の部材であり、様々な種類を含む。例えば、布は、織物、不織布、フェルト、編み物、及びレース等を含む。織物は、たて糸(経糸)及びよこ糸(緯糸)を交錯させた構造を有する。一般に、たて糸は製織時に織物の長さ方向に沿って配され、よこ糸は幅方向に沿って配される。所定パターンの交錯の繰り返しは織物組織を構成する。一実施形態において、織物の糸の少なくとも一部を導電体にできる。織物は、代表的に、絹織物、毛織物、綿織物、麻織物の他、化学繊維織物等を含むことができる。布の素材としては様々な材料が適用可能であり、例えば、綿、絹、麻、モヘヤ、ウール、カシミア、化学繊維(例えば、アセテート、キュプラ、レーヨン、再生ポリエステル、ナイロン、ポリウレタン、ポリエステル、フィストップなど)等が挙げられる。不織布の材料として、例えば、ナイロン繊維、ポリオレフィン繊維、絹繊維、レーヨン繊維、ビニロン繊維、ガラス繊維、及びアラミド繊維等が挙げられる。基材として、上記素材を単独で使用してもよく組み合わせて

30

40

50

使用してもよい。布及びその素材は、上記例に限定されない。

【0022】

図5は本発明の一実施形態による導電体が縫い付けられた繊維シートの構造を示す第2の図である。

図5は図4で示した繊維シートの一断片の断面を示している。図5が示すように、繊維シートは上層から下層に向けて絶縁層S1、シールド層S2、絶縁層S3、絶縁層S4が積層されて構成されている。また絶縁層S3と絶縁層S4の間には導電体10(導電性系)が縫い付けられている。図5においては2本の導電体10が縫い付けられている。なおシールド層S2は繊維シートの所定の位置に設けられた入力範囲において開口部が設けられて入力デバイス1を構成している。つまり入力デバイス1は入力範囲における繊維シートの構造においてシールド層S2は設けられていない。そして、この繊維シートが例えば衣類の素材として用いられる場合には、上層に位置するシールド層側が外側、下層に位置する導電体10が内側(皮膚に密着する側)となるように衣類が製造される。そして入力デバイス1が動作している状態において、衣類を着衣するユーザが入力範囲近傍で手を翳すと、入力デバイス1の入力信号出力部13は導電体10を介してインピーダンスの変化を検出して信号を出力する。これにより、入力デバイス1を備えた繊維シートや衣類が入力インタフェースの役割を果たす。

10

【0023】

なお、繊維シートの構造は少なくとも導電体10が縫い付けられていればよい(布に導電体10がセットされていればよい)。繊維シートに入力範囲と入力範囲外とを設けるためには、繊維シートの構造は、少なくとも導電体10が縫い付けられた絶縁層と、その上層に積層されたシールド層S2とを有し、所定の範囲(入力範囲)においてシールド層S2が開口されていればよい。例えば図5において絶縁層S3と絶縁層S4が一体となってもよいし、絶縁層S2が存在しない状態であってもよい。シールド層S2は導電体10を構成する素材と同等の素材または、外部からの導電体10への電气的影響を遮断できる素材であればどのようなもので構成されていてもよい。

20

【0024】

上記した導電体10は細い線状であると説明したが、導電体10は帯状であってもよい。導電体10の形状は回路部1Aにおいてインピーダンスの変化が検出できるのであればどのような形状であってもよい。なお、多層タイプの繊維シートにおける層の実質的な数は、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16、17、18、19、20、又はそれ以上にできる。また、繊維シートに別の物体を取り付けることができる。

30

【0025】

図6は本発明の一実施形態によるインピーダンス変化を示す図である。

入力信号出力部13は図6で示すようなインピーダンスの変化を検出する。上述したように入力デバイス1の電流源11が導電体10へ高周波電流を入力している状態において、入力範囲における導電体10の近傍(電界領域)を手などの測定対象が翳された場合、その手が電界領域に入ることにより電圧計測部12の計測する電圧値が変動する。そして入力信号出力部13は図6で示すようなインピーダンスの変化を検出する。

40

なお図1で示すような入力デバイス1の構成の場合には手が翳されることによってインピーダンスの値は減少する。

図6における縦軸は下方から上方に向けてインピーダンス値が高いことを示している。

【0026】

入力デバイス1は衣類や繊維シートに取り付けられることを想定できる。例えば入力範囲は服の袖における領域に設定可能である。一例において、回路部1Aは、服に取り付けられた袋、ポケット、やワッペン等に内蔵可能である。回路部1Aから入力範囲まで引き回される間の導電体10(導電体10と回路部1Aとを電气的に接続する延伸部)は図5で示すようにシールド層S2によってシールドされている。回路部1Aの入力信号出力部13は、インピーダンス変化の検出に基づいて信号を出力するが、例えば、何らかの電気

50

デバイスをONするON信号を出力する。または入力信号出力部13は、インピーダンスの変化に基づいてON信号とOFF信号とを交互に出力するようにしてもよい。入力信号出力部13は、入力範囲において手などの測定対象が騒がれていない状態におけるインピーダンスが安定している状態(安定状態)における値を0と補正し、その値からのインピーダンスの変化が所定閾値以上となった場合にそれらの信号を出力するようにしてもよい。また入力信号出力部13は、検出した導電体10のインピーダンスの変化のパターンに応じた信号を出力するようにしてもよい。例えば入力信号出力部13はある所定期間の間にインピーダンスの変化が閾値以上となった回数を判定する。そしてその回数が所定の回数である場合には、回路部1Aに電氣的に接続された他の電気デバイスを駆動する駆動信号や制御信号を出力するようにしてもよい。

10

【0027】

別の一例において、回路部1Aは無線通信回路を備えており、入力信号出力部13の出力した信号を外部の他の電気デバイス等へ送信するようにしてもよい。例えば、入力信号出力部13はテレビの電源をONしたり、チャンネルを変更したりするテレビ制御信号を出力してもよい。この場合、回路部1Aの無線通信回路がそのテレビ制御信号をテレビへ送信し、そのテレビがテレビ制御信号を受信してテレビのチャンネル変更や電源オン・オフの制御を行うようにしてもよい。また入力信号出力部13がメモリを有しており、そのメモリに電気デバイス毎の制御情報を記憶しておく。そして、入力信号出力部13は、検出した導電体10のインピーダンスの変化のパターン(単位時間あたりにインピーダンス値が閾値を超えた回数やタイミングなど)に応じた電気デバイスの制御情報を読み取って、無線通信回路を介して送信するようにしてもよい。回路部1Aは無線通信回路の代わりに有線通信回路を備え、通信ケーブルを介して電気デバイスと接続されていてもよい。

20

【0028】

図7は本発明の一実施形態による衣類を示す図である。

図7において符号1Aは入力デバイスの回路部である。また1Bは入力範囲を示している。図7には図示していないが回路部1Aに接続された導電体10(第一の導電体)は入力範囲1Bまで延伸している。回路1Aから延伸している導電体10の部分(延伸部)、つまり入力範囲1Bの範囲外における導電体10が縫い込まれた部分(繊維シート)には図5で示すようなシールド層S2が設けられている。シールド層S2は、電氣的にシールドするように、延伸部をカバーすることができる。このような構成により回路1Aから延伸している導電体10の入力範囲1B以外における部分において、手などの測定対象が騒がれたとしてもインピーダンスの変化の検出が行われなため、入力デバイスとしての誤動作を防ぐことができる。回路1Aから入力範囲1Bまで延伸している導電体10の構成は図1のように少なくとも2本である。なお回路1Aに接続され当該回路1Aから入力範囲1Bまで延伸している導電体10の2本の組が複数組設けられていてもよい。この場合、導電体10の2本の組それぞれが入力範囲1B内の異なる領域までそれぞれ延伸している。入力範囲1B内の異なる領域それぞれまで延伸している導電体10の組それぞれには、延伸している領域以外の他の領域においてはシールド層S2が積層されている。このような構成により入力デバイス1は、入力範囲1B内の異なる各領域の何れの領域において手が騒がれたかを検出することができる。そうすることにより入力デバイス1はインピーダンスの変化を検出した場合の入力範囲1B内の領域に対応する信号を出力することができる。

30

40

【0029】

図7で示す衣類は、また、導電体10が縫い付けられた繊維シートにより構成される布電極範囲が設けられている。図7において3A, 3Bは、その組み合わせからなる第一の布電極範囲(第1帯状電極)を示している。また図7において4A, 4Bは、その組み合わせからなる第二の布電極範囲(第2帯状電極)を示している。布電極範囲それぞれ(3A, 3B, 4A, 4B)は、図1で示した導電体10(第二の導電体)の組(2本)の内の1つ(1つの電極)が繊維シートに縫い込まれた構成となっている。つまり布電極範囲3A, 3B(又は4A, 4B)の1組で、図1で示した繊維シート(導電体

50

10の2本の間隔が離れた状態)と同等な構成である。そして一組の布電極範囲(3A, 3Bの組み合わせ、または4A, 4Bの組み合わせ)と回路部1Aとにより生体情報検出装置100を構成する。回路部1Aから布電極範囲3A, 3B, 4A, 4Bまで引き回される間の導電体10は図5で示すようにシールド層S2によってシールドされている。この場合、シールド層2は引き回される導電体10よりも衣服の外側に設けられていてもよいし、または導電体10よりも衣服の内側に設けられていてもよい。またシールド層2は引き回される導電体10の内側と外側の両方に設けられていてもよい。また布電極範囲3A, 3B, 4A, 4Bにおいて、シールド層2は導電体10よりも衣服の外側に設けられていてもよいし、設けられていない場合があってもよい。

【0030】

入力デバイス1と生体情報検出装置100は構成上は同等であるが、処理部としてインピーダンスの変化に基づいて入力信号を出力する処理部を備えるか、生体情報を検出する処理部を備えるかの点で異なっている。本実施形態においては布電極範囲3A, 3Bは、測定対象となる肺を挟むようにシャツの両脇(肺の位置に対応する衣服の位置)に取り付けられている。また本実施形態において布電極範囲4A, 4Bは、測定対象となる心臓の近傍(心臓の位置に対応する衣服の位置)に取り付けられている。生体情報検出装置100が布電極範囲3A, 3Bの組み合わせに対して高周波電流を入力した場合には、布電極範囲3A, 3Bの間の生体(肺近傍)を電流が通り生体内に電界が生じる。また生体情報検出装置100が布電極範囲4A, 4Bの組み合わせに対して高周波電流を入力した場合には、布電極範囲4A, 4Bの間の生体(心臓近傍)を放射状に電流が通り生体内に放射状の電界が生じる。

【0031】

図8は本発明の一実施形態による回路部の機能ブロックを示す第2の図である。

図7で示すような布電極範囲が衣類などに設けられている場合には回路部1Aは、図3で示した電流源11、電圧計測部12(第一電圧計測部)、入力信号出力部13の他、さらに、制御部14、第二電流源15(第二電流入力源、第2入力源)、生体情報検出部16、電圧計測部17(第二電圧計測部)を備える。

制御部14は回路部1Aの各機能部(第一電流源11、入力信号出力部13、第二電流源15、生体情報検出部)を制御する処理を行う。

また第二電流源15は布電極範囲3A, 3B, 4A, 4Bの導電体10へ高周波電流(第二の高周波電流)を入力する。

また生体情報検出部16は、制御部14を介して入力信号出力部13より取得した生体情報検出開始信号に基づいて布電極範囲3A, 3Bより得たインピーダンス変化に基づく肺換気量(生体情報)の検出を行う。または生体情報検出部16は、制御部14を介して入力信号出力部13より取得した生体情報検出開始信号に基づいて布電極範囲4A, 4Bより得たインピーダンス変化に基づく心拍情報(生体情報)の検出を行う。生体情報検出部16は、制御部14を介して入力信号出力部13より取得した生体情報検出開始信号に基づいて、肺換気量の検出と心拍情報の検出とを切り替えるようにしてもよい。

図8で示す回路部1Aは、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read only Memory)やRAM(Random Access Memory)等の記憶部、バッテリー、コンデンサや抵抗等の回路素子で構成されている。上記した入力信号出力部13や、制御部14、生体情報検出部16はCPUがプログラムを実行することによって構成される機能部であってよい。

【0032】

図9は本発明の一実施形態による導電体と測定対象との間の空間の等価回路を示す第2の図である。

等価回路は図2で示した等価回路と同等である。図7のような布電極範囲3A, 3Bと回路部1Aから成る生体情報検出装置100は生体内の肺を測定対象とする。そして回路部1Aの第二電流源15が制御部14の制御によって布電極範囲3A, 3Bの繊維シートに縫い込まれた導電体10に高周波電流を入力するとその高周波電流が生体を通る。導電性糸により構成された導電体10に流入させる高周波電流は、生体情報検出装置100

10

20

30

40

50

においても、例えば100kHz以上～5MHzの範囲の電流である。なお導電体10に流れる電流が低周波電流の場合に、電流は生体内を流れることはできない。生体情報検出装置100が導電体10に inputsする高周波電流の周波数と、入力デバイス1が高周波電流の周波数は同一でも異なってもよい。また生体情報検出装置100が布電極範囲3A, 3Bの組み合わせに縫い付けられた各導電体10に inputsする高周波電流の周波数と、布電極範囲4A, 4Bの組み合わせに縫い付けられた各導電体10に inputsする高周波電流の周波数は同一でも異なってもよい。ただし、生体情報検出装置100や入力デバイス1が導電体10に inputsする高周波電流の周波数は、測定対象(手や体内の臓器など)の有無や変動(肺や心臓の膨張による空気量や血液量の変動)によってインピーダンス値の変化を検出できる周波数である。

10

【0033】

ここで呼吸は大気中から肺へ空気を吸い込み、肺から待機中へと空気を吐き出す一連の動作である。布電極範囲3A, 3Bを肺の位置に対応する衣服の位置に取り付けて、第二電流源15がそれら布電極範囲3A, 3Bの導電体10に高周波電流を流す。これにより生体情報検出部16は、上述の入力デバイス1で述べた原理と同様の原理で呼吸に伴う肺への空気の出入りによって生じるインピーダンス変化を検出することができる。より具体的には空気のインピーダンスは高いため、肺に流入した空気量が減少(吐き出す換気量に相当)するとその分、肺のインピーダンス値は減少する。従って、肺が拡張した場合には空気量が増加するため(吸い込む換気量に相当)生体情報検出部16はインピーダンス値が増加したことを検出する。他方、肺が収縮して空気が肺外部に流出した場合には生体情報検出部16はインピーダンスが低い方向に変化したことを検出する。

20

【0034】

このように肺の換気量の測定を、布電極範囲3A, 3Bと回路部1Aとにより構成される生体情報検出装置100により行うことができる。布電極範囲3A, 3Bは導電性糸が縫い込まれた繊維シートで構成されている。よってこの繊維シートを衣服の肺の近傍に設けるだけで肺の換気量を測定することができるため、電極を肺近傍の皮膚に密着させる必要が無い。また測定対象ユーザが衣服を着ていたとしてもその上から図7で示す衣類を着用して非接触で肺の換気量を測定することができる。つまり非接触で肺の換気量を検出することができる。これにより肺換気量の測定対象ユーザの測定時の負担や締め付けによる違和感(拘束性)を軽減することができる。特に、無呼吸症候群などの症状の場合には夜間に測定対象ユーザの換気量を測定することが必要となるが、従来はマスクを用いた流量計による測定や、鼻圧センサ、胸囲長の収縮検出等による測定を行う必要があった。つまり従来の換気量の測定技術はユーザの身体に密着させる器具が必要であった。これに対して上述の生体情報検出装置100により非接触で肺の換気量を測定することができ、測定対象ユーザの負担を軽減することができる。

30

また上述の生体情報検出装置100によれば、肺に流入する空気量の増加または減少をインピーダンス変化によって直接検出するため非接触であってもある程度の精度で換気量を検出することができる。

なお上述した非接触によりインピーダンス変化によって測定対象を測定する技術を、以下、非接触インピーダンス測定と呼ぶこととする。

40

【0035】

図10は本発明の一実施形態による非接触インピーダンス測定による換気量測定のグラフを示す図である。

図10では非接触インピーダンス測定により測定した換気量を実線で示している(図10中はインピーダンスと記載)。なお図中の縦軸が換気量を示す。また図10ではフローセンサにより測定した実際の換気量を破線で示している。フローセンサとは口鼻マスクから流入した空気量を物理的に計測するセンサである。なお図中の横軸が時間を示す。この図によれば測定開始(0秒)の後10秒～20秒の間において通常は考えにくい200cc(0.2リットル)程度の極少量の換気量を検出している。このような極少量の換気量を検出できるので、生体情報検出装置100は睡眠時の呼吸障害(無呼吸障害)を精度高

50

く検出することができる。なお測定開始の後20～40秒においてはインピーダンス測定とフローセンサによる換気量の測定に差が出ているが、これは換気量の急激な増大による平滑フィルタの時間遅延が原因である。測定開始の後40秒以降はインピーダンス測定とフローセンサによる測定結果の波形の増加や減少のタイミングや、ピーク時のタイミングはほぼ一致しており、精度高く換気量を検出できることがわかる。

【0036】

生体情報検出部16は、検出したインピーダンス値に良い補正係数を乗じることにより、図10のフローセンサで計測した値と同等となるように、より良い換気量の測定を行うことができる。ここで生体情報検出部16は、例えば生体情報検出装置100に別途備えられた姿勢検出装置(ジャイロなど)によって、生体情報検出装置100が取り付けられた衣服を着たユーザの姿勢を検出して、その姿勢に応じた補正係数を用いて検出したインピーダンス値を補正するようにしてもよい。例えば、姿勢検出回路が座位(直立)、仰臥位、側臥位の何れであるかを検出し、生体情報検出部16はその検出結果を取得する。そして生体情報検出部16は、座位(直立)、仰臥位、側臥位の何れかを示す姿勢検出回路の検出結果に基づいて、メモリから補正係数を読み取る。そして生体情報検出部16はインピーダンス値と読み取った補正係数とに基づいて、換気量を算出する。

10

【0037】

また図7のような布電極範囲4A, 4Bと回路部1Aから成る生体情報検出装置100は生体内の心臓を測定対象とする。そして回路部1Aの第二電流源15が制御部14の制御によって布電極範囲4A, 4Bの繊維シートに縫い込まれた導電体10に高周波電流を出力するとその高周波電流が生体を流れる。

20

【0038】

心臓は拍動によって心臓内の血液量が変化する。布電極範囲4A, 4Bを心臓の位置に対応する衣服の位置に取り付けて、第二電流源15がそれら布電極範囲4A, 4Bの導電体10に高周波電流を流す。これにより生体情報検出部16は、上述の入力デバイス1で述べた原理と同様の原理で心臓の拍動に伴う心臓内の血液量の増減によって生じるインピーダンス変化を検出することができる。より具体的には、血液のインピーダンスは低いいため、心臓の血液量が減少するとその分、心臓のインピーダンスは増加する。従って、心臓が収縮した場合には生体情報検出部16はインピーダンスが高い方向に変化したことを検出する。他方、心臓が膨張して血液が心臓内に流入した場合には生体情報検出部16はインピーダンスが低い方向に変化したことを検出する。

30

【0039】

このように心臓の心拍情報の測定を、布電極範囲4A, 4Bと回路部1Aとにより構成される生体情報検出装置100により行うことができる。布電極範囲4A, 4Bは導電性糸が縫い込まれた繊維シートで構成されている。よってこの繊維シートを衣服の心臓の近傍に設けるだけで心臓の心拍情報を測定することができるため、電極を心臓近傍の皮膚に密着させる必要が無い。また測定対象ユーザが衣服を着ていたとしてもその上から図7で示す衣類を着用して非接触で心拍情報を測定することができる。つまり非接触で心臓の心拍情報を検出することができる。これにより心拍情報の測定対象ユーザの測定時の負担や締め付けによる違和感(拘束性)を軽減することができる。

40

また上述の生体情報検出装置100によれば、心臓内の血液量の増加または減少をインピーダンス変化によって直接検出するため、従来よりも精度高く心拍情報を検出することができる。なお、生体情報検出装置100は、例えば、インピーダンス変化に基づく単位時間当たりのピーク値の回数に基づいて単位時間当たりの心拍数を検出する。

【0040】

図11は本発明の一実施形態による非接触インピーダンス測定による心拍情報測定のグラフを示す図である。

図11では非接触インピーダンス測定により測定した心拍波形を実線でグラフ中の下に図示している(図11中ではインピーダンスと記載)。また図11では心電計(ECG)により実際に測定した心電図波形をグラフ中の上に図示している。なお横軸は時間である。

50

この図によれば心電図の R 波の出現時（心臓の収縮時）と、インピーダンスの波形のピーク時のタイミングがほぼ一致していることがわかる。

【 0 0 4 1 】

図 1 2 は本実施形態による回路部の処理フローを示す図である。

次に図 1 2 を用いて回路部の処理フローについて説明する。

まず図 7 に示した衣服を着用するユーザ操作により、回路部 1 A の電源スイッチが ON する（ステップ S 1）。すると制御部 1 4 は、入力デバイス 1 の導電体 1 0 に対する電流の出力を第一電流源 1 1 へ指示する。そして第一電流源 1 1 は高周波電流を出力する（ステップ S 2）。その状態においてユーザが入力範囲において手を翳す。入力信号出力部 1 3 は、電圧計測部 1 2 の電圧計測の結果に基づいてインピーダンス値を算出している。そして入力信号出力部 1 3 は安定状態におけるインピーダンス値からの変化を判定する。具体的には入力信号出力部 1 3 は安定状態におけるインピーダンス値の変化が所定の閾値を超えたかを判定する（ステップ S 3）。入力信号出力部 1 3 は安定状態におけるインピーダンス値の変化が所定の閾値を超えた場合、その時刻をメモリに記録する（ステップ S 4）。また入力範囲において手が翳される度に入力信号出力部 1 3 はインピーダンス値の変化を検出し、そのインピーダンス値の変化が所定の閾値を超えた場合の時刻を順次メモリに記録する。入力信号出力部 1 3 はメモリに記録された各時刻に基づいて、インピーダンス値の変化が所定の閾値を超えた場合の最初の時刻を基準とした単位時間の間（単位時間当たり）にインピーダンス値の変化が所定の値を超えた回数を検出する。入力信号出力部 1 3 は入力信号出力部 1 3 は単位時間当たりインピーダンス値の変化が所定の閾値を超えた回数が所定回数（3 回）以上かを判定する（ステップ S 5）。そして入力信号出力部 1 3 は単位時間当たりインピーダンス値の変化が所定の閾値を超えた回数が、例えば 3 回以上である場合には、制御部 1 4 へ ON 信号を出力する。

【 0 0 4 2 】

制御部 1 4 は入力信号出力部 1 3 より ON 信号を入力すると、第二電流源 1 5 と生体情報検出部 1 6 に生体情報検出開始信号を出力する。第二電流源 1 5 は生体情報検出開始信号を制御部 1 4 より取得すると布電極範囲 3 A, 3 B の導電体 1 0 へ高周波電流を入力する（ステップ S 6）。生体情報検出部 1 6 は制御部 1 4 より一度目の生体情報検出開始信号を入力すると換気量の計測を開始する。電圧計測部 1 7 は電圧を計測して生体情報検出部 1 6 へ出力する。生体情報検出部 1 6 は電圧計測部 1 7 の電圧計測の結果に基づいてインピーダンス値を算出している。そして生体情報検出部 1 6 は安定状態におけるインピーダンス値からの変化を判定する。生体情報検出部 1 6 はインピーダンスの変化量と補正式や補正テーブル等に基づいて、当該インピーダンスの変化量を換気量に変換する（ステップ S 7）。生体情報検出部 1 6 は換気量の算出を短時間間隔（例えば数ミリ秒間隔）で繰り返し行う。そして生体情報検出部 1 6 は時間経過に応じて各時刻の換気量をメモリに記録していく（ステップ S 8）。

【 0 0 4 3 】

以上の処理によりメモリに時間経過に応じた各時刻の換気量の情報が蓄積される。生体情報検出装置 1 0 0 が液晶画面などの出力部を備えている場合には、生体情報検出部 1 6 はその出力部に換気量に基づく波形の情報を出力するようにしてもよい。または生体情報検出部 1 6 は、換気量の情報を無線通信回路を介して外部のモニタ装置に送信するようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

上述の処理が行われている間も制御部 1 4 は入力デバイス 1 からの ON 信号の入力があるかを検出する（ステップ S 9）。ここでユーザが入力デバイス 1 の入力範囲において再度 3 回手を翳したこととする。すると入力信号出力部 1 3 は二度目の ON 信号を制御部 1 4 へ出力する。制御部 1 4 は入力信号出力部 1 3 より ON 信号を入力すると（ステップ S 9 Yes）、第二電流源 1 5 と生体情報検出部 1 6 に二度目の生体情報検出開始信号を出力する。第二電流源 1 5 は二度目の生体情報検出開始信号を制御部 1 4 より入力すると、布電極範囲 3 A, 3 B の導電体 1 0 へ高周波電流の出力を停止して、布電極範囲 4 A, 4

Bの導電体10へ高周波電流を入力する(ステップS10)。生体情報検出部16は制御部14より二度目の生体情報検出開始信号を入力すると肺換気量の測定から心拍情報の測定へ切り替える。電圧計測部17は電圧を計測して生体情報検出部16へ出力する。そして生体情報検出部16は電圧計測部17の電圧計測の結果に基づいてインピーダンス値を算出する(ステップS11)。生体情報検出部16はインピーダンス値の算出を短時間間隔(例えば数ミリ秒間隔)で繰り返し行う。生体情報検出部16は各時刻のインピーダンスの変化量を、時間経過に応じてメモリに記録していく(ステップS12)。生体情報検出部16はインピーダンス変化に基づく単位時間当たりのピーク値の回数に基づいて単位時間当たりの心拍数を算出し(ステップS13)メモリに記録する。以上の処理によりメモリに時間経過に応じた各時刻の心拍情報が蓄積される。生体情報検出装置100が液晶画面などの出力部を備えている場合には、生体情報検出部16はその出力部に心拍数の情報を出力するようにしてもよい。または生体情報検出部16は、心拍数の情報を無線通信回路を介して外部のモニタ装置に送信するようにしてもよい。

10

【0045】

そして制御部14はON信号の入力があるかを再度判定し(ステップS14)、3度目のON信号を入力した場合には処理を停止する。

なお上述の処理においてはON信号の入力に基づいて、肺換気量の測定から心拍情報への測定へ切り替えているが、ステップS5の判定でYesと判定した後、ステップS6～ステップS8の換気量の測定及び記録と、ステップS11～ステップS13の心拍数の測定やその後の記録を同時に行う(高速で2つの測定を順次切り替えることにより、同時に測定する)ようにしてもよい。これにより、寝ている間の肺換気量の測定と心拍数の測定を行うことができる。

20

また上述の図7で示した衣服は、布電極範囲3A, 3Bの組み合わせと、布電極範囲4A, 4Bの組み合わせとが設けられているが、一方のみが設けられていてもよい。そして生体情報検出装置100は肺換気量または心拍情報の何れか一方のみを検出するような構成としてもよい。また生体情報検出装置100は、肺換気量や心拍情報以外の生体情報(例えばインピーダンスに応じた脂肪体積など)を検出するようにしてもよい。

【0046】

上述の説明では測定対象は手や肺や臓器などの生体である場合について説明したが、所定の高周波電流を入力してインピーダンスの変化が検出できる物であればどのような測定対象であっても構わない。

30

【0047】

上述の入力デバイス1や生体情報検出装置100は内部に、コンピュータシステムを有している。そして、上述した各処理の過程は、プログラムの形式でコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記憶されており、このプログラムをコンピュータが読み出して実行することによって、上記処理が行われる。

【0048】

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良い。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)であっても良い。

40

【符号の説明】

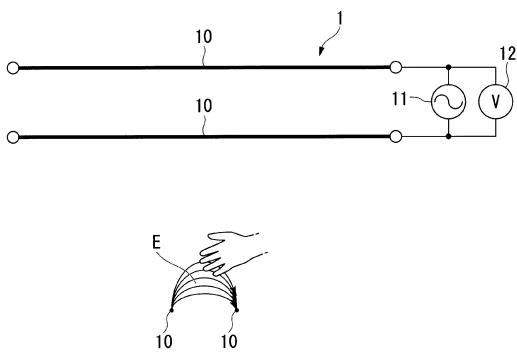
【0049】

- 1・・・入力デバイス
- 1A・・・回路部
- 1B・・・入力範囲
- 3A, 3B・・・布電極範囲(第一の布電極範囲、第1帯状電極)
- 4A, 4B・・・布電極範囲(第二の布電極範囲、第2帯状電極)
- 10・・・導電体(電極糸)
- 11・・・電流源(第一電流源、第1入力源)
- 12・・・電圧計測部

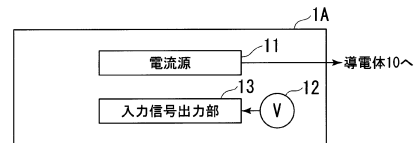
50

- 1 3 . . . 入力信号出力部
- 1 4 . . . 制御部
- 1 5 . . . 第二電流源 (第 2 入力源)
- 1 6 . . . 生体情報検出部
- 1 7 . . . 電圧計測部
- 1 0 0 . . . 生体情報検出装置

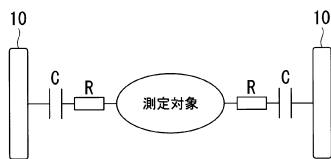
【 図 1 】



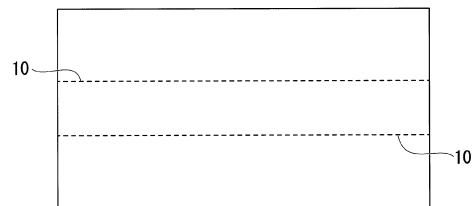
【 図 3 】



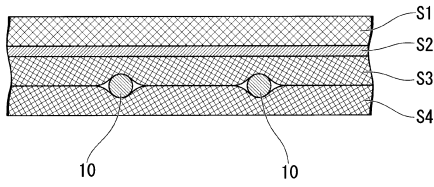
【 図 2 】



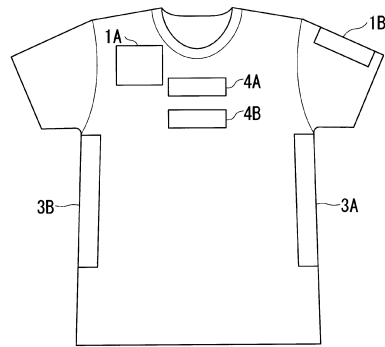
【 図 4 】



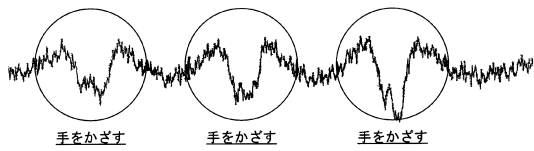
【図5】



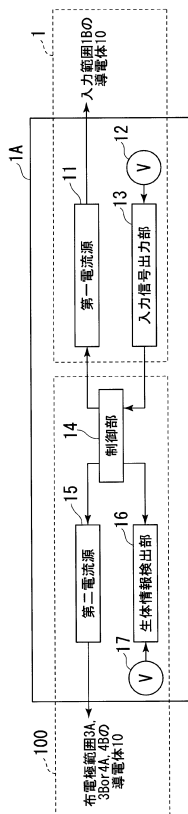
【図7】



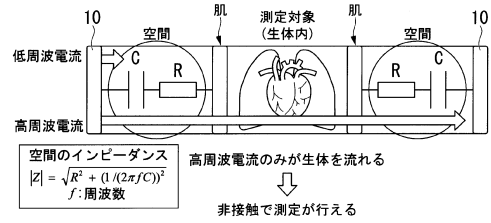
【図6】



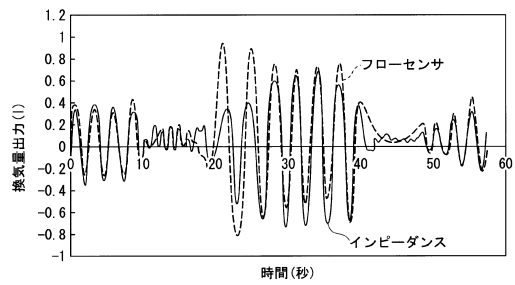
【図8】



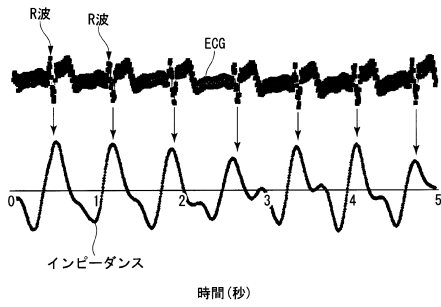
【図9】



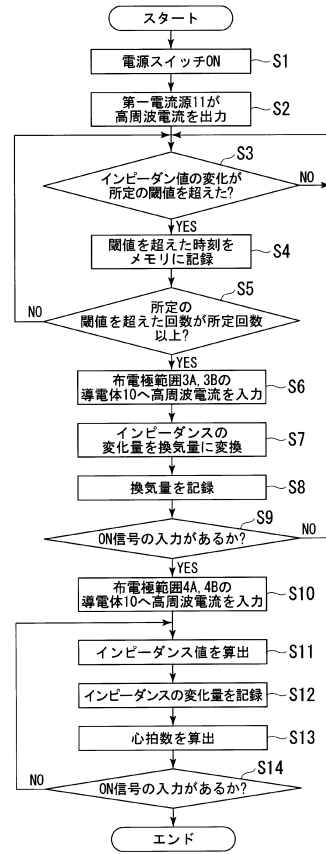
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-168268(JP,A)
特開2007-201641(JP,A)
特開2009-244020(JP,A)
特開2011-86114(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0281394(US,A1)
特開2013-81577(JP,A)
特開2000-14655(JP,A)
特開2005-253610(JP,A)
特開2013-63186(JP,A)
特開2012-90880(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22
G06F 3/00 - 3/18