

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3886113号
(P3886113)

(45) 発行日 平成19年2月28日(2007.2.28)

(24) 登録日 平成18年12月1日(2006.12.1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B	5/0408	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 C
A 6 1 B	5/0492	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 W
A 6 1 B	5/0478	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 E
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/04	3 0 0 P
			A 6 1 B	5/00	1 0 1 L

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2002-93485 (P2002-93485)	(73) 特許権者	391016082
(22) 出願日	平成14年3月29日(2002.3.29)		山口県
(65) 公開番号	特開2003-284697 (P2003-284697A)		山口県山口市滝町1番1号
(43) 公開日	平成15年10月7日(2003.10.7)	(73) 特許権者	000000527
審査請求日	平成17年3月28日(2005.3.28)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(73) 特許権者	505453882
			株式会社医療福祉工学研究所
			山口県宇部市常盤台2丁目16番1号
		(74) 代理人	100111132
			弁理士 井上 浩
		(72) 発明者	松本 佳昭
			山口県宇部市大字東岐波5612番地の7
		(72) 発明者	吉木 大司
			山口県宇部市沼2丁目5番54-208号
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体信号計測センサーとその装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1のポリマー圧電体フィルムの両面を第1の電気伝導性布帛と第2の電気伝導性布帛で挟んで構成される第1の生体電極と、第2のポリマー圧電体フィルムの両面を第3の電気伝導性布帛と第4の電気伝導性布帛で挟んで構成される第2の生体電極と、前記第1の電気伝導性布帛と第2の電気伝導性布帛のそれぞれから延設され圧力変動を計測するための第1の一对の電気信号線と、前記第3の電気伝導性布帛と前記第1の電気伝導性布帛からそれぞれ延設され生体電気を計測するための第2の一对の電気信号線とを有することを特徴とする生体信号計測センサー。

【請求項2】

前記第2の電気伝導性布帛と前記第4の電気伝導性布帛は一体化して形成されることを特徴とする請求項1記載の生体信号計測センサー。

【請求項3】

前記ポリマー圧電体フィルムはポリフッ化ビニリデンフィルムであることを特徴とする請求項1または請求項2記載の生体信号計測センサー。

【請求項4】

前記電気伝導性布帛は非導電性繊維に金属メッキした導電性繊維あるいは金属繊維であることを特徴とする請求項1または請求項2記載の生体信号計測センサー。

【請求項5】

第1のポリマー圧電体フィルムの両面を第1の第2の電気伝導性布帛で挟んで構成され

る第1の生体電極と、第2のポリマー圧電体フィルムを第3と第4の電気伝導性布帛で挟んで構成される第2の生体電極と、前記第1の電気伝導性布帛と第2の電気伝導性布帛のそれぞれから延設され圧力変動を計測するための第1の一对の電気信号線と、前記第3の電気伝導性布帛と前記第1の電気伝導性布帛からそれぞれ延設され生体電気を計測するための第2の一对の電気信号線と、前記第1の一对の電気信号線に接続される圧力変動計測部と、前記第2の一对の電気信号線に接続される生体電気計測部と、この生体電気計測部と前記圧力変動計測部に接続される生体信号処理部とを有することを特徴とする生体信号計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体及び動物の生体信号情報を無拘束に計測するために用いる柔軟性を有する生体信号計測センサーに係り、特に圧電素子から得られるような圧力変動に関する信号のみならず生体電気信号も同時に計測する生体信号計測センサーとその装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、生体情報計測装置や生命監視装置に用いられる生体センサーとして、生体振動中から抽出できる呼吸を計測するために歪みゲージや圧力センサーが用いられている。しかし、これらのセンサーは板状で生体にフィットさせることが難しく、計測に不具合が生じる場合があった。

このような課題に対処するため、いくつかの発明が開示されている。例えば、特開2001-291907号公報（以下、イ号公報という。）には、「可撓性圧電素子」として、複合圧電体シートの一側の表面に第1可撓性電極とリード線接続用電極を形成して構成する可撓性圧電素子が開示されている。

イ号公報に開示された発明によれば、リード線接続に伴う複雑な工程を簡素化できるとともに可撓性の圧電素子を提供できる。

【0003】

また、皮膚に生じる電気現象に関する物理量を簡単かつ安定的に計測できる電極もいくつか発明が開示されている。例えば、特開平10-201726号公報（以下、ロ号公報という。）には、「皮膚電気現象計測電極，皮膚電気現象計測装置，ゲーム機及び自動車」という名称で、「被検者の皮膚と接触させて、皮膚に生じる電気現象に関する物理量を計測するための皮膚電気現象計測電極において、少なくとも2つ以上の要素電極からなり、皮膚と前記要素電極との接触状態を検知する検知手段を有し、該検知手段による検知結果に応じて計測に用いる要素電極を選択することを特徴とする」発明が開示されている。このロ号公報に開示された発明では、平面状のハウジングの面上に円形状あるいは矩形状の通電電極、電位電極、基準電極を配置して安定的に皮膚インピーダンスを測定できる。しかも、個々の電極には圧電素子が備えられており、この圧電素子から圧力信号線を取り出して圧電素子によって検出された圧力を検知可能としている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述の従来の技術においては、まずイ号公報に開示された発明では確かに簡単な構造の可撓性電極を提供できるものの、複合圧電体シートに可撓性電極あるいはリード線接続用の電極を配置するもので、皮膚上に発生する生体電気信号を測定するものではない。

イ号公報に開示された可撓性の電極は明細書に記載に詳細な記載がないので用途が不明であるが、人間や動物など生体上に発生する信号を取得するためのものとして発明されているものではない。従って、生体上の圧力変動あるいは皮膚上に発生する電気信号などを検知するというものではないのである。

【0005】

一方、ロ号公報に開示された従来の技術においては、発明の名称からわかるように皮膚電

10

20

30

40

50

気現象を計測するものである。そして、前述のとおり平面状のハウジングの面上に円形状あるいは矩形状の通電電極、電位電極、基準電極を配置して安定的に皮膚インピーダンスを測定できる。しかも、個々の電極には圧電素子が備えられており、この圧電素子から圧力信号線を取り出して圧電素子によって検出された圧力を検知可能としている。

しかしながら、この口号公報に開示された発明は、多数の電極を持って皮膚インピーダンスを測定する場合に、計測に使用されない電極によるノイズ重畳の原因を排除するために皮膚に対して接触状態が安定している電極を認識してその電極のみを計測回路に接続するためになされているものである。従って、本来皮膚インピーダンスを測定したいという目的の下、皮膚との接触圧力測定は、副次的に実施されるあるいは皮膚インピーダンスの測定のために実施されるものである。

10

【0006】

加えて、皮膚に対する接触状態を知るための圧力測定を行う圧電素子は通電電極、電位電極、基準電極のいずれにも備えられるものであり、これらの電極に接続されている皮膚インピーダンス信号線と圧電素子に接続されている圧力信号線は別個独立に設けられているものである。

すなわち、圧電素子を構成する電極と、皮膚インピーダンスを測定するための通電電極、電位電極、基準電極とは別個独立であり、各々独自に信号を測定、発信していた。

よって口号公報に掲載された発明では、複雑な構成とせざるを得ず、センサーによる圧力や生体信号などの検知自体を複雑にするとともに、その信号処理をも複雑にしていたという課題があった。

20

【0007】

本発明はかかる従来の事情に対処してなされたものであり、人間や動物などの生体信号を測定するために、高い柔軟性あるいは可撓性を有して皮膚などに容易に無拘束に接触あるいは密着させることができ、しかも心音、呼吸音（呼吸状況）など生体中あるいは生体上の圧力の変動に基づいて検知される情報のみならず、心電位、筋電位あるいは生体インピーダンスなどの生体電気に基づいて検知される情報を簡素な構造で安価でなおかつ効率的に取得できる生体信号計測センサーとその装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、請求項1記載の発明である生体信号計測センサーは、第1のポリマー圧電体フィルムを第1の電気伝導性布帛と第2の電気伝導性布帛で挟んで構成される第1の生体電極と、第2のポリマー圧電体フィルムを第3の電気伝導性布帛と第4の電気伝導性布帛で挟んで構成される第2の生体電極と、第1の電気伝導性布帛と第2の電気伝導性布帛のそれぞれから延設され圧力変動を計測するための第1の対の電気信号線と、第3の電気伝導性布帛と前記第1の電気伝導性布帛からそれぞれ延設され生体電気を計測するための第2の対の電気信号線を有するものである。

30

【0009】

上記構成の生体信号計測センサーにおいては、第1の生体電極で生体上の圧力変動を測定し、その信号は第1の対の電気信号線から取り出され、第1の生体電極と第2の生体電極でその間の生体電気信号を測定し、その信号は第2の対の電気信号線から取り出されるという作用を有する。しかも、第1の生体電極の第1の電気伝導性布帛は圧力変動を測定する場合と生体電気信号を測定する場合の両方に利用されるという作用を有する。

40

【0010】

また、請求項2に記載の発明である生体信号計測センサーは、請求項1に記載の生体信号計測センサーにおいて、第2の電気伝導性布帛と第4の電気伝導性布帛が一体化して形成されるものである。

上記構成の生体信号計測センサーにおいても請求項1と同様の作用を有する。また、第2の電気伝導性布帛と第4の電気伝導性布帛を一体とするため、さらに簡素化できるという作用を有する。

【0011】

50

さらに、請求項 3 に記載の発明である生体信号計測センサーは、請求項 1 または請求項 2 に記載された生体信号計測センサーにおいて、ポリマー圧電体フィルムをポリフッ化ビニリデンフィルムとしたものである。

上記構成の生体信号計測センサーにおいても請求項 1 あるいは請求項 2 に記載の生体信号計測センサーと同様の作用を有する。

【 0 0 1 2 】

請求項 4 に記載の発明である生体信号計測センサーは、請求項 1 または請求項 2 に記載された生体信号計測センサーにおいて、電気伝導性布帛を非導電性繊維に金属メッキした導電性繊維あるいは金属繊維としたものである。

上記構成の生体信号計測センサーにおいても請求項 1 あるいは請求項 2 に記載の生体信号計測センサーと同様の作用を有する。

【 0 0 1 3 】

最後に、請求項 5 に記載された発明である生体信号計測装置は、第 1 のポリマー圧電体フィルムの両面を第 1 の電気伝導性布帛と第 2 の電気伝導性布帛で挟んで構成される第 1 の生体電極と、第 2 のポリマー圧電体フィルムの両面を第 3 の電気伝導性布帛と第 4 の電気伝導性布帛で挟んで構成される第 2 の生体電極と、前記第 1 の電気伝導性布帛と第 2 の電気伝導性布帛のそれぞれから延設され圧力変動を計測するための第 1 の一対の電気信号線と、前記第 3 の電気伝導性布帛と前記第 1 の電気伝導性布帛からそれぞれ延設され生体電気を計測するための第 2 の一対の電気信号線と、前記第 1 の一対の電気信号線に接続される圧力変動計測部と、前記第 2 の一対の電気信号線に接続される生体電気計測部と、この生体電気計測部と前記圧力変動計測部に接続される生体信号処理部とを有する

【 0 0 1 4 】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明に係る生体信号計測センサーの第 1 の実施の形態を図 1 に基づき説明する。(請求項 1、請求項 3、請求項 4 に対応)

図 1 は第 1 の実施の形態に係る生体信号計測センサーの概念図である。図 1 において、本実施の形態における生体信号センサー 1 は、第 1 の生体電極 2 と第 2 の生体電極 3 を有している。このうち第 1 の生体電極 2 は、ポリマー圧電体フィルムとしてポリフッ化ビニリデンフィルム 7 a を採用し、その両側に電気伝導性布帛 6 a、6 b を設けるものである。また、電気伝導性布帛 6 a からは電気信号線 8 a が、電気伝導性布帛 6 b からは電気信号線 8 b が延設されている。この第 1 の生体電極 2 は、ポリフッ化ビニリデンフィルム 7 a を挟む両側の電気伝導性布帛 6 a、6 b から圧力変動に係る信号を取り出すものである。

【 0 0 1 5 】

一方、第 2 の生体電極 3 は第 1 の生体電極 2 と同様の構成をしており、ポリフッ化ビニリデンフィルム 7 b を電気伝導性布帛 10 a と電気伝導性布帛 10 b で挟んでいる。しかしながら、電気伝導性布帛 10 a のみから電気信号線 11 b を引き出すものである。但し、第 1 の生体電極 2 の電気伝導性布帛 6 a から電気信号線 11 a を引き出しながら、この電気信号線 11 a と電気信号線 11 b によって電気伝導性布帛 6 a と電気伝導性布帛 10 a 間で発生する生体電気信号を取り出すものである。この生体電気信号の例としては、心電位、筋電位あるいは皮膚インピーダンスなどの生体インピーダンスなどがある。

【 0 0 1 6 】

もう少し具体的な説明を加える。本実施の形態に係る第 1 の生体電極 2 と第 2 の生体電極 3 をシート状に加工して、それぞれ所定の距離を離して配置する。生体電気を直接計測する場合には、電気伝導性布帛 6 a、10 a が直接身体の皮膚表面に接触する必要があるが、心音として計測する場合には、衣服を介しても計測可能である。また、生体電気信号を計測する場合には、第 1 の生体電極 2 と第 2 の生体電極 3 が必要であるが、心音のみを計測する場合には、もちろん第 1 の生体電極 2 のみで可能である。さらに、心電信号など一定の生体電気信号を計測する際には、第 1 の生体電極 2 あるいは第 2 の生体電極 3 のいずれかを胸部に配置して他方を心臓を挟んで配置することが望ましい。

第 1 の生体電極 2 と第 2 の生体電極 3 の電気伝導性布帛 6 a、6 b、10 a、10 b とし

10

20

30

40

50

ては、例えばナイロンコードに金属メッキした導電性繊維あるいは金属繊維などが好適である。また、第1の生体電極2や第2の生体電極3あるいはそれらを挟む電気伝導性布帛6a, 6b, 10a, 10bの形状は図1では矩形として描かれているが、この形状はもちろぬ用途、目的によって変更可能であり、円形などでも構わない。

【0017】

このように構成された本実施の形態においては、第1の生体電極2において心音、呼吸音（呼吸状況）など生体中あるいは生体上の圧力変動信号に基づいて検知される情報を測定することができる。また、第2の生体電極3において生体電気信号に基づいて検知される心電位や筋電位あるいは生体インピーダンスなどの情報を測定することができる。しかも、第1の生体電極2の電気伝導性布帛6aは圧力変動信号を計測するためのものであると同時に生体電気信号を計測するものでもある。

10

すなわち、第1の生体電極2を圧力変動信号の計測と生体電気信号の計測の2通りの測定に兼用するものである。従って、生体信号センサー1の構成を簡素化でき、効率的に人間や動物などの生体信号を測定することができる。

また、第1の生体電極2と第2の生体電極3共にポリフッ化ビニリデンフィルム7を利用し、その両面を電気伝導性布帛6a, 6b, 10a, 10bでそれぞれ挟むことにより、非常に高い可撓性を備えるものである。従って、皮膚などに容易に接触させることができる。

【0018】

ここで、図2を用いて本発明の第1の実施の形態に係る生体信号計測センサーの第1の生体電極の構造について説明する。図2(a)は第1の実施の形態に係る生体信号計測センサーの外形図であり、(b)は(a)中に示されるA-A線断面図である。

20

図2(a)、(b)において、第1の生体電極2は2つの電気伝導性布帛6a, 6bによってポリフッ化ビニリデンフィルム7aを挟む構造を有している。電気伝導性布帛6a, 6bから電気信号線8a, 8bが延設されるが、その際には、電気伝導性布帛6a, 6bを少し延長して端部14a, 14bを形成してそこから電気信号線8a, 8bとの接合部を取り回している。

このように構成することによれば、ポリフッ化ビニリデンフィルム7aから電気信号線8a, 8bを取り回す必要がないため、ポリフッ化ビニリデンフィルム7aの非常に薄く熱にも弱いという欠点を補いながら、特長であるところの可撓性、柔軟性を失うことなく優れた生体信号計測センサーとすることができる。さらに、端部14a, 14bを設けない場合に比べて、電気伝導性布帛6a, 6bと電気信号線8a, 8bの接合部の柔軟性を高めることができる。

30

【0019】

次に、図1に戻り、さらに図3乃至図5を参照しながら本発明に係る生体信号計測装置の実施の形態について説明する。（請求項5に対応）

図1において、先の生体信号計測センサーの実施の形態で説明した圧力変動信号を取り出す電気信号線8a, 8bは圧力変動計測部4に接続される。圧力変動計測部4は、電気信号線8a, 8bの電位差から圧力変動を計測するものである。

また、生体電気信号を取り出す電気信号線11a, 11bは生体電気計測部5に接続される。生体電気計測部5は、電気信号線11a, 11bの電位差から生体電気信号を計測するものである。

40

さらに圧力変動計測部4で計測された圧力変動に関する信号は電気信号線12aを介して生体信号処理部9に送信され、生体電気計測部5で計測された生体電気に関する信号は電気信号線12bを介して生体信号処理部9に送信される。この生体信号処理部9は、2つの信号を収集して総合的な処理を行うものである。

【0020】

このような構成の本実施の形態によれば、第1の生体電極2と第2の生体電極3及びこれらの生体電極から延設される一対の電気信号線8a, 8b及び電気伝導性布帛10a, 10bから構成される生体信号センサー1を用いることで、圧力変動信号のみならず、生体

50

電気信号を計測して同時に処理することができる。従って、生体の物理的な動作のみを計測するのではなく、より重要な生体電気信号を取得することができる。しかも、第1の生体電極2の電気伝導性布帛6aを圧力変動信号の計測と生体電気信号の計測という2通りの計測に活用することによって、生体信号計測センサーの簡素化と効率化を図ることができる。

【0021】

次に、図3と図4を用いて生体信号計測装置によって出力された心電図波形と心音波形について説明する。図3は第1の実施の形態に係る生体信号計測装置によって計測された心電図波形の出力図である。図3において、横軸は時間を示しており、縦軸は心電信号を電圧で表示したものである。ほぼ0.4秒に一度の頻度で心電信号が計測されていることがわかる。

10

また、図4は第1の実施の形態に係る生体信号計測装置によって計測された心音波形の出力図である。図4においては、ほぼ1秒に一度の頻度で心音信号が計測されていることがわかる。

【0022】

さらに、ここで図5を参照しながら生体信号計測装置を用いて心電図波形及び心音波形あるいは呼吸波形を測定する方法について説明を加える。図5は第1の実施の形態に係る生体信号計測装置を用いて生体信号の計測を行っている様子を示す概念図である。図5において、被計測者30は横たわっており、その枕には第1の生体電極2が設置されており、足元には第2の生体電極3が設置されている。第1の生体電極2からは圧力変動信号を送信するための電気信号線8a, 8bが生体信号計測装置28に接続されている。一方、第2の生体電極3からは生体電気信号を送信するための電気信号線11bが生体信号計測装置28に接続されると同時に、第1の生体電極2からも電気信号線11aが生体信号計測装置28に接続されている。生体信号計測装置28には、圧力変動計測部4、生体電気計測部5及び生体信号処理部9が格納されている。第1の生体電極2では被計測者30が呼吸をする度に首筋に生じる体動あるいは心音を圧力変動信号すなわち呼吸波形あるいは心音波形として計測し、第1の生体電極2と第2の生体電極3を用いて生体電気信号すなわち心電波形が測定される。それぞれの信号は生体信号計測装置28で処理された後、ディスプレイ装置29に表示される。図5では、符号29aは図3に示されるような心電波形29aを示しているおり、またここでは符号29bは図4に示されるような心音波形ではなく、呼吸波形29bを示している。但し、圧力変動信号である心音波形と呼吸波形は別個独立に第1の生体電極2によって計測可能であり、生体信号計測装置28内などに所定のフィルターを設けることなどによれば同時にディスプレイ装置29に表示することも可能である。

20

30

【0023】

次に、図6を参照して本発明に係る生体信号計測センサーとそれを用いた生体信号計測装置の第2の実施の形態について説明する。(請求項2に対応)

図6は、第2の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第2の実施の形態に係る生体信号計測装置の概念図である。図6において、図1に示される構成要素と同一の構成要素については同一符号を付し、その構成の説明は省略する。図6の生体信号センサー15においては、第1の生体電極16と第2の生体電極17がそれぞれ第1の実施の形態と同様にポリフッ化ビニリデンフィルム7a, 7bに対してそれぞれ電気伝導性布帛6a, 10aを一の面に当接させるものの、他の面には共通の電気伝導性布帛13を配置し、電気信号線8cを延設しながら挟むようにしたものである。

40

【0024】

このように構成された本実施の形態に係る生体信号計測センサーにおいては、図6に示されるような第1の生体電極16と第2の生体電極17が各々1の場合においてはあまり効果がないものの、例えば、第1の生体電極16が多数存在するような場合に、電気伝導性布帛13をこれらの多数の第1の生体電極16に共通に設けてやれば、電気信号線8aは各々の第1の生体電極16の数だけ必要であるものの、電気信号線8cについては、共通

50

の電気信号線として利用することができ、省配線化を図ることができる。

さらに、電気伝導性布帛 13 は複数の生体電極に跨って設置されるものであり、第 1 の生体電極 16 と第 2 の生体電極 17 の間で計測される生体電気信号に対しては外来雑音を遮蔽するシールドとしての機能が強化される。

本実施の形態に係る生体信号計測センサーから得られた圧力変動信号と生体電気信号は、図 1 に示される第 1 の実施の形態に係る生体信号計測装置と同様に圧力変動計測部 4、生体電気計測部 5、生体信号処理部 9 によって処理される。

【0025】

次に、図 7 を参照しながら本発明に係る生体信号計測センサーとそれを用いた生体信号計測装置の第 3 の実施の形態について説明する。

10

図 7 は、第 3 の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第 3 の実施の形態に係る生体信号計測装置を示す概念図である。図 7 において、生体信号センサー 18 は一の面に複数の電気伝導性布帛 21a, 21b, 21c, 21d を有しており、それぞれポリフッ化ビニリデンフィルム 24a, 24b, 24c, 24d を挟む構造をなすが、一の面に対する他の面には一の電気伝導性布帛 22 が設けられている。電気伝導性布帛 22 からは電気信号線 26 が延設されている。

図 6 を参照しながら説明したように、各電気伝導性布帛 21a, 21b, 21c, 21d に対して電気伝導性布帛 22 を共通に設けることによって、電気伝導性布帛 22 から 1 本の電気信号線 26 を圧力変動計測部 4 に対して引き回せばよく、省配線化が可能となる。しかも、マルチプレクサなどの切換スイッチ 27 を用いてやれば、電気信号線 23a, 23b, 23c, 23d のいずれかを電気信号線 25 を介して圧力変動計測部 4 に接続することができるため、さらに省配線化を図ることができる。さらに、電気伝導性布帛 22 を共通化させることによるセンサー製造コスト低減化も可能である。

20

【0026】

さらに、本発明に係る生体信号計測センサーとそれを用いた生体信号計測装置の第 4 の実施の形態について図 8 を参照しながら説明する。

図 8 は、第 4 の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第 4 の実施の形態に係る生体信号計測装置を示す概念図である。図 8 において、生体信号センサー 19 は図 7 と同様に、一の面に複数の電気伝導性布帛 31a, 31b, 31c, 31d を有しており、それぞれポリフッ化ビニリデンフィルム 34a, 34b, 34c, 34d を挟む構造をなすが、一の面に対する他の面には一の電気伝導性布帛 32 が設けられている。電気伝導性布帛 31a, 31b, 31c, 31d にはそれぞれ電気信号線 33a, 33b, 33c, 33d が接続されており、このうちの 2 つの電気信号線を選択するようにマルチプレクサなどの切換スイッチ 37 が設置されている。切換スイッチ 37 を操作することによって、電気信号線 35 と電気信号線 36 を介して生体電気計測部 5 に接続される電気信号線 33a, 33b, 33c, 33d を選択することが可能である。

30

このように構成された本実施の形態においては、図 7 に示したような複数の圧力変動信号を計測する生体信号センサー 18 のみならず、複数の生体電気信号を計測する生体信号センサー 19 も容易に提供可能となる。しかも、電気伝導性布帛 32 はシールドとして共有できる。

40

【0027】

次に図 9 を用いて本発明に係る生体信号計測装置の第 5 の実施の形態について説明する。図 9 は、第 5 の実施の形態に係る生体信号計測装置の概念図である。図 9 において、生体信号センサー 20 は図 7 及び図 8 の実施の形態と同様に、一の面に複数の電気伝導性布帛 41a, 41b, 41c, 41d を有しており、それぞれポリフッ化ビニリデンフィルム 44a, 44b, 44c, 44d を挟む構造をなすが、一の面に対する他の面には一の電気伝導性布帛 42 が設けられている。電気伝導性布帛 46 からは電気信号線 46 が延設されている。電気伝導性布帛 41a, 41b, 41c, 41d にはそれぞれ電気信号線 43a, 43b, 43c, 43d が接続されており、このうちの 2 つの電気信号線を選択するようにマルチプレクサなどの切換スイッチ 47 が設置されている。切換スイッチ 47 を操

50

作することによって、電気信号線 4 5 と電気信号線 4 8 b を介して生体電気計測部 5 に接続される電気信号線 3 3 a , 3 3 b , 3 3 c , 3 3 d を選択することが可能である。また、切換スイッチ 4 7 には電気信号線 4 8 a が接続されており、これと先の電気信号線 4 6 は圧力変動計測部 4 に接続されている。さらに、圧力変動計測部 4 と生体電気計測部 5 は、それぞれ電気信号線 4 9 と電気信号線 5 0 によって生体信号処理部 9 に接続される。本実施の形態に係る生体信号計測装置は、図 7 に示された圧力変動信号を計測する生体信号センサー 1 8 と図 8 に示された生体電気信号を計測する生体信号センサー 1 9 を組み合わせるものである。

【 0 0 2 8 】

ここで、図 1 0 を用いて図 9 に示した生体信号計測装置をさらに具体化した例について説明を加える。図 1 0 は本実施の形態に係る生体信号計測装置の具体的な使用例を説明するための概念図である。図 1 0 において、図 9 に示された物と同一物には同一符号を付し、その構成の説明は省略する。なお、図 1 0 は図 9 において切換スイッチ 4 7 で選択されている電気伝導性布帛 4 1 b と電気伝導性布帛 4 1 d を抽出して描かれている。

図 1 0 において、横たわる新生児を想定した被計測者 3 0 の体の下には圧力変動信号を計測するための電気伝導性布帛 4 1 d が、また頭の下には生体電気信号を計測するための電気伝導性布帛 4 1 b が設置されており、その下にはポリフッ化ビニリデンフィルム 4 4 d , 4 4 b をそれぞれ介して電気伝導性布帛 4 2 が敷かれている。電気伝導性布帛 4 1 d と電気伝導性布帛 4 2 からは圧力変動信号を送るための電気信号線 4 3 d , 4 8 a , 4 6 が延設され圧力変動計測部 4 に接続されている。一方、電気伝導性布帛 4 1 b 及び電気伝導性布帛 4 1 d からは生体電気信号を計測するための電気信号線 4 3 b , 4 5 , 4 8 b が生体電気計測部 5 に接続されている。

本図では電気伝導性布帛 4 1 b と電気伝導性布帛 4 1 d のみについて記載しているが、図 9 に示されるように電気伝導性布帛 4 1 a , 4 1 c など複数の電気伝導性布帛を設けることももちろん可能である。

なお、計測する心電波形などの生体電気信号が外部から影響を受けないように電気伝導性布帛 4 2 から中立点供給電線 4 2 a が延設されており生体電気計測部 5 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

このように構成される本実施の形態においては、生体振動信号などと生体電気信号を同時に多点で計測できる。また、電気伝導性布帛 4 2 を共有することによって省配線化を図ることができ、構造を簡素化でき安価で効率的に計測を可能にするものである。

本実施の形態では、システムを簡素化するため切換スイッチ 4 7 において圧力変動信号計測用と生体電気信号計測用で共用しているが、これらを独立にスイッチングすることももちろん可能である。

【 0 0 3 0 】

次に、図 1 1 を用いて、本実施の形態に係る生体信号計測センサーを仮想現実感グローブ用にグローブに装着した場合について説明する。

図 1 1 (a) は本実施の形態に係る生体信号計測センサーを内部に実装した仮想現実感グローブの手の平側の内部を示す概念図であり、(b) は同じく手の甲側の内部を示す概念図である。図 1 1 (a) において、仮想現実感グローブ 5 1 の内側の手の平側 5 2 には図 1 に示される生体信号センサー 1 を実装している。図 1 1 (b) では、同様に手の甲側 5 3 に図 6 に示される生体信号センサー 1 5 を実装している。十分な柔軟性あるいは可撓性を有しているため、手の曲面や関節部分にも無拘束で接触あるいは密着させることができる。

このように手の平側 5 2 と手の甲側 5 3 にそれぞれ生体信号センサー 1 , 1 5 を備えることによって、仮想現実を体験する際の圧力変動、筋電位、皮膚インピーダンスを計測でき、これらの値から体験者の動作あるいは触覚、集中度、興奮度、疲労度を検出することができる。この動作や触覚をフィードバックすることにより、仮想体験を制御するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【0031】

入力装置は、本図を用いて説明するようなグローブに限定するものではなく、体験者の衣服、靴、椅子等に装着してもよい。また、ゲーム用コントローラ、スキーのストック、野球のバット、ゴルフクラブ、アスレチックジムに設置してある器具の掌握部等の形状でもよい。

このうち、例えば野球のバット、ゴルフクラブ等に取り付けた場合、スイング時の握力変動、皮膚インピーダンス、ボールとのインパクト時の圧力変動を計測し、運動者の動作、スイングタイミングを検出することができる。これらの情報に基づいて、理想的なフォームの確認、イメージトレーニング等に使用することもできる。

なお、本図においては、生体信号センサー1と生体信号センサー15を設けた場合を説明したが、これらのセンサーに限定するものではなく、この他の実施例として示した生体信号センサー18, 19, 20であってもよいことは言うまでもない。

10

【0032】

最後に図12を用いて、本実施の形態に係る生体信号計測センサーを自動車のステアリングホイールに装着した場合について説明する。図12は本実施の形態に係る生体信号計測センサーを表面に実装した自動車のステアリングホイールを示す概念図である。

図12において、ステアリングホイール54は人間によって握られる箇所に生体信号センサー1を配置させる構成となっている。このように構成することによって、圧力変動、筋電位、皮膚インピーダンスを計測して、これらの値から運転者の動作あるいは触覚、覚醒状態、運転に対する集中度、疲労度を検出することができる。

20

従って、これらの情報を基に運転者がより安全に運転できるように情報提供を行うことが可能となる。

本図においては、自動車のステアリングホイール54に生体信号センサー1を装着したが、自動車に限定されるものではなく広く乗り物の操舵装置に装着することができる。また、生体信号センサー1に限定するものでもなく、その他の生体信号センサー15, 18, 19, 20であってももちろんよい。

【0033】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の生体信号計測センサーと生体信号計測装置においては、人間や動物などの生体信号を測定するために、高い柔軟性あるいは可撓性を有して皮膚などに容易に無拘束で接触あるいは密着させることができ、しかも心音、呼吸音あるいは呼吸状況など生体中あるいは生体上の圧力の変動に基づいて検知される信号情報のみならず、心電位、筋電位あるいは皮膚インピーダンスなどの生体インピーダンスの生体電気に基づいて検知される信号情報を簡素な構造でなおかつ効率的に取得できる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る生体信号計測センサーと生体信号計測装置の概念図である。

【図2】(a)は第1の実施の形態に係る生体信号計測センサーの外形図であり、(b)は(a)中に示されるA-A線断面図である。

【図3】第1の実施の形態に係る生体信号計測装置によって計測された心電図波形の出力図である。

40

【図4】第1の実施の形態に係る生体信号計測装置によって計測された心音波形の出力図である。

【図5】第1の実施の形態に係る生体信号計測装置を用いて生体信号の計測を行っている様子を示す概念図である。

【図6】第2の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第2の実施の形態に係る生体信号計測装置の概念図である。

【図7】第3の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第3の実施の形態に係る生体信号計測装置の概念図である。

【図8】第4の実施の形態に係る生体信号計測センサーとそれを用いた第4の実施の形態

50

に係る生体信号計測装置を示す概念図である。

【図 9】第 5 の実施の形態に係る生体信号計測装置の概念図である。

【図 10】図 10 は本実施の形態に係る生体信号計測装置の具体的な使用例を説明するための概念図である。

【図 11】(a) は本実施の形態に係る生体信号計測センサーを内部に実装した仮想現実感グローブの手の平側の内部を示す概念図であり、(b) は同じく手の甲側の内部を示す概念図である。

【図 12】本実施の形態に係る生体信号計測センサーを表面に実装した自動車のステアリングホイールを示す概念図である。

【符号の説明】

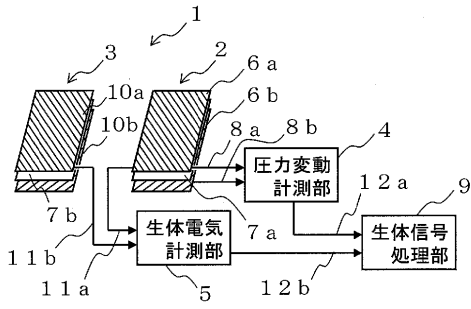
1 ... 生体信号センサー 2 ... 第 1 の生体電極 3 ... 第 2 の生体電極 4 ... 圧力変動計測部
 5 ... 生体電気計測部 6 a , 6 b ... 電気伝導性布帛 7 ... ポリフッ化ビニリデンフィルム
 8 a , 8 b , 8 c ... 電気信号線 9 ... 生体信号処理部
 10 a , 10 b ... 電気伝導性布帛 11 a , 11 b ... 電気信号線 12 a , 12 b ... 電気
 信号線 13 ... 電気伝導性布帛 14 a , 14 b ... 端部 15 ... 生体信号センサー 16
 ... 第 1 の生体電極 17 ... 第 2 の生体電極 18 ... 生体信号センサー 19 ... 生体信号セ
 ンサー 20 ... 生体信号センサー 21 a , 21 b , 21 c , 21 d ... 電気伝導性布帛
 22 ... 電気伝導性布帛 23 a , 23 b , 23 c , 23 d ... 電気信号線 24 a , 24 b
 , 24 c , 24 d ... ポリフッ化ビニリデンフィルム 25 ... 電気信号線 26 ... 電気信号
 線 27 ... 切換スイッチ
 28 ... 生体信号計測装置 29 ... ディスプレイ装置 29 a ... 29 b ... 30 ... 被計測
 者 31 a , 31 b , 31 c , 31 d ... 電気伝導性布帛 32 ... 電気伝導性布帛 33 ...
 電気信号線 34 a , 34 b , 34 c , 34 d ... ポリフッ化ビニリデンフィルム 35 ...
 電気信号線 36 ... 電気信号線 37 ... 切換スイッチ 41 a , 41 b , 41 c , 41 d ...
 電気伝導性布帛 42 ... 電気伝導性布帛
 42 a ... 中立点供給電線 43 a , 43 b , 43 c , 43 d ... 電気信号線 44 a , 44
 b , 44 c , 44 d ... ポリフッ化ビニリデンフィルム 45 ... 電気信号線
 46 ... 電気信号線 47 ... 切換スイッチ 48 a , 48 b ... 電気信号線 49 ... 電気信号
 線 50 ... 電気信号線 51 ... 仮想現実感グローブ 52 ... 手の平側 53 ... 手の甲側 5
 4 ... ステアリングホイール

10

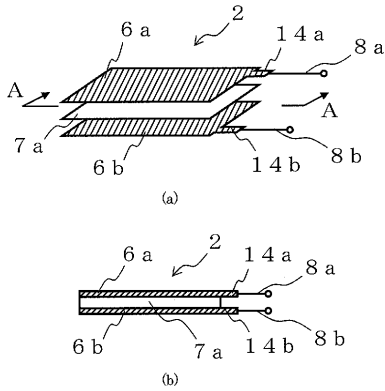
20

30

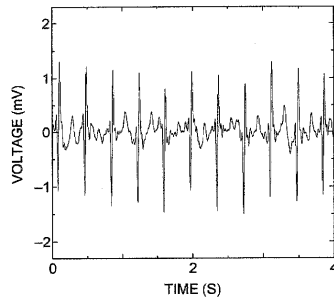
【 図 1 】



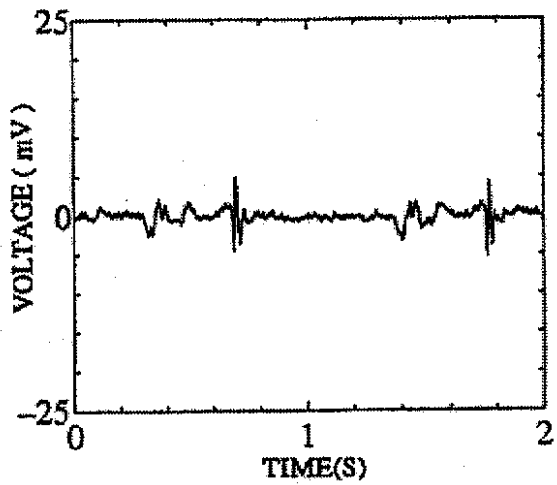
【 図 2 】



【 図 3 】

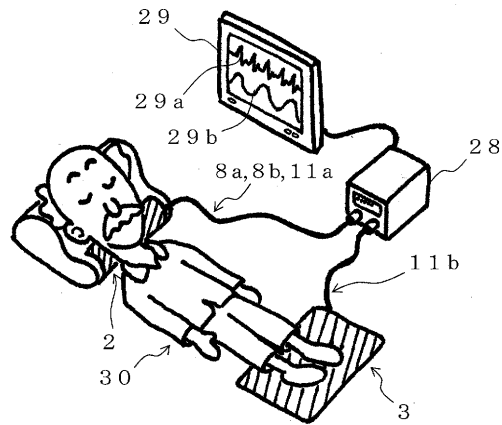


【 図 4 】

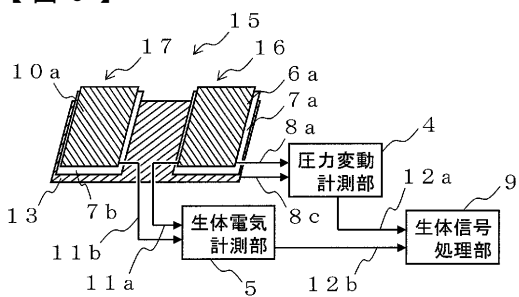


心音

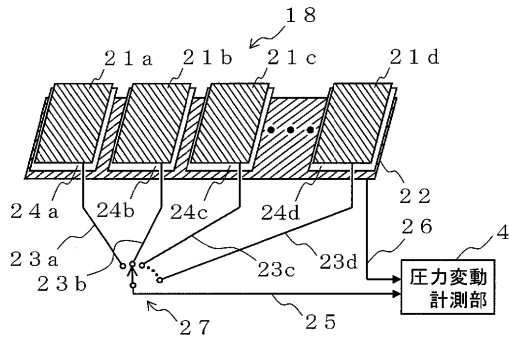
【 図 5 】



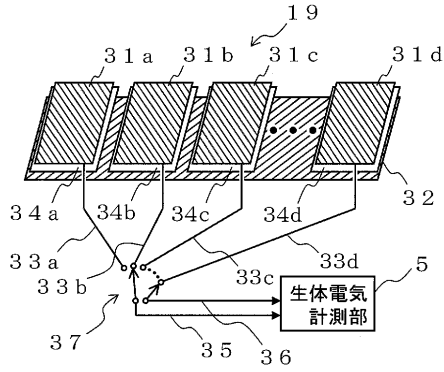
【 図 6 】



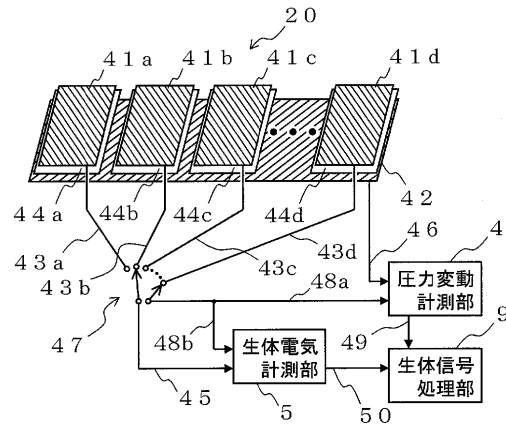
【図7】



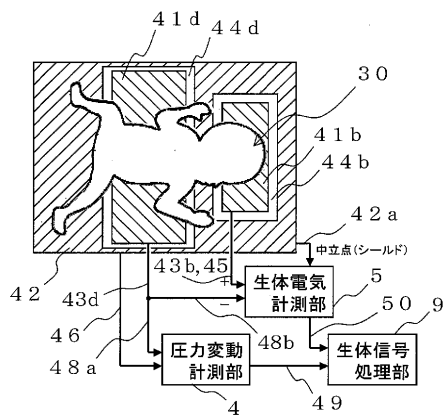
【図8】



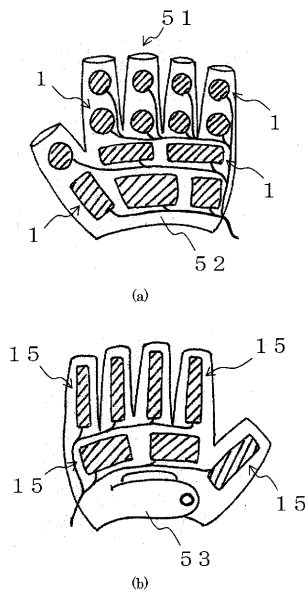
【図9】



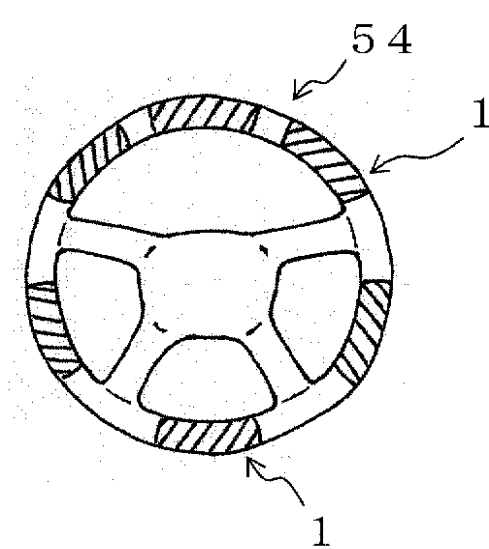
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 江 鐘偉

山口県宇部市常盤台1丁目5番18

(72)発明者 吉田 勉

山口県宇部市大字妻崎開作1001番地の25

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開平6-319712(JP,A)

特開2001-291907(JP,A)

特開平6-114019(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04

A61B 5/00

专利名称(译)	生物信号测量传感器及其装置		
公开(公告)号	JP3886113B2	公开(公告)日	2007-02-28
申请号	JP2002093485	申请日	2002-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	山口县 生物凤凰		
申请(专利权)人(译)	山口县 有限公司山口TLO 有限公司生物凤凰		
当前申请(专利权)人(译)	山口县 宾得株式会社 有限公司医疗福利工程学院		
[标]发明人	松本佳昭 吉木大司 江鐘偉 吉田勉		
发明人	松本 佳昭 吉木 大司 江 鐘偉 吉田 勉		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/0492 A61B5/0478 A61B5/00 G01L7/00		
FI分类号	A61B5/04.300.C A61B5/04.300.W A61B5/04.300.E A61B5/04.300.P A61B5/00.101.L G01L7/00.C		
F-TERM分类号	2F055/AA05 2F055/BB14 2F055/CC02 2F055/DD11 2F055/EE23 2F055/FF49 2F055/GG11 4C117/XB01 4C117/XD05 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE19 4C117/XE20 4C117/XE24 4C117/XE27 4C127/LL02 4C127/LL04 4C127/LL17 4C127/LL22		
代理人(译)	井上 浩		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2003284697A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物信号测量传感器，由于其高灵活性，可以不受限制地放在皮肤上，并且可以有效地获取信号信息，而不仅仅是基于压力波动的信号，如心音或呼吸音而且还可以廉价地以简单的配置为基础的基于生物电的那些，例如心电位或肌肉电位，并且还提供使用该装置的测量装置。解决方案：生物信号测量传感器包括由夹在第一导电织物6a和第二导电织物6b之间的第一压电聚合物膜7a制成的第一生物电极2，由夹在第一导电织物6a和第二导电织物6b之间的第二压电聚合物膜7b制成的第二生物电极3。第三导电织物10a和第四导电织物10b，用于测量压力波动的第一对电信号线8a和8b，以及用于测量生物电的第二对电信号线11a和11b。Ž

【図6】

