

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 284697

(P2003 - 284697A)

(43)公開日 平成15年10月7日(2003.10.7)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 5/0408		A 6 1 B 5/00	101 L 2 F 0 5 5
	5/00 101	G 0 1 L 7/00	C
	5/0478	A 6 1 B 5/04	300 C
	5/0492		300 W
G 0 1 L 7/00			300 E

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2002 - 93485(P2002 - 93485)

(22)出願日 平成14年3月29日(2002.3.29)

(71)出願人 391016082

山口県

山口県山口市滝町1番1号

(71)出願人 800000013

有限会社山口ティ-エル-オー

山口県宇部市東梶返1丁目10番8号 常盤工業会館内

(71)出願人 500557440

有限会社バイオフェニックス

山口県宇部市大字際波1292 - 3

(74)代理人 100111132

弁理士 井上 浩

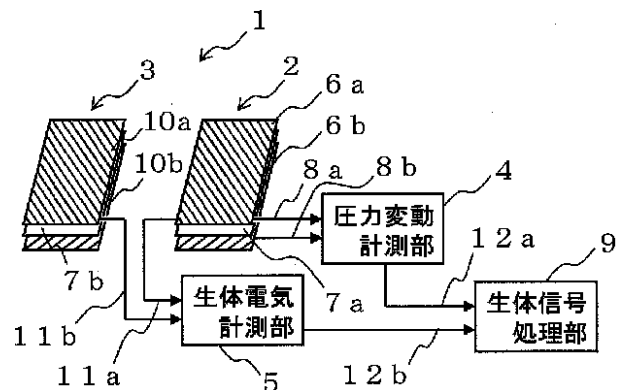
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体信号計測センサーとその装置

(57)【要約】

【課題】 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密着させることができ、しかも心音、呼吸音などの圧力変動に基づく信号情報のみならず、心電位、筋電位などの生体電気に基づく信号情報を簡素、安価で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である。

【解決手段】 第1のポリマー圧電体フィルム7 aの両面を第1の電気伝導性布帛6 aと第2の電気伝導性布帛6 bで挟んで構成される第1の生体電極2と、第2のポリマー圧電体フィルム7 bの両面を第3の電気伝導性布帛10 aと第4の電気伝導性布帛10 bで挟んで構成される第2の生体電極3と、圧力変動を計測する第1の一对の電気信号線8 a , 8 bと、生体電気を計測するための第2の一对の電気信号線11 a , 11 bを有する。



【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の両面を第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方向の表面に第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の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、このロ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。

【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。

【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、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、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を有するものである。

【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の一对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の一对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。

【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】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。

【0012】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。

【0013】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

【0014】

【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7aを採用し、その両側に電気伝導性布帛6a、6bを設けるものである。また、電気伝導性布帛6aからは電気信号線8aが、電気伝導性布帛6bからは電気信号

線8b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7aを挟む両側の電気伝導性布帛6a, 6bから圧力変動に係る信号を取り出すものである。

【0015】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7bを電気伝導性布帛10aと電気伝導性布帛10bで挟んでいる。しかしながら、電気伝導性布帛10aのみから電気信号線11b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6aから電気信号線11aを引き出しながら、この電気信号線11aと電気信号線11bによって電気伝導性布帛6aと電気伝導性布帛10a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。

【0016】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6a, 10a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6a, 6b, 10a, 10bとしては、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、この形状はもちろん用途、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ある。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。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。

【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。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。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図波形が測定される。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図波形29aを示している。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。

【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。

【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。図7は、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。

【0026】さらに、本発明に係る生体信号計測センサーとそれを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ピニリデンフィルム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。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。

【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ピニリデンフィルム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を操作することによって、電気信号線45と電気信号線48b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。また、切換スイッチ47には電気信号線48aが接続されており、これと先の電気信号線46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49と電気信号線50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18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19を組み合わせるものである。

【0028】ここで、図10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10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10は図9において切換スイッチ47で選択されている電気伝導性布帛41bと電気伝導性布帛41dを抽出して描かれている。図10において、横たわる新生児を想定した被計測者30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41d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41bが設置されており、その下にはポリフッ化ピニリデンフィルム44d, 44bをそれぞれ介して電気伝導性布帛42が敷かれている。電気伝導性布帛41dと電気伝導性布帛42からは圧力変動信号を伝送するための電気信号線43d, 48a, 46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41b及び電気伝導性布帛41dからは生体電気信号を計測するための電気信号線43b, 45, 48b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41bと電気伝導性布帛41d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41a, 41c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42から中立点供給電線42aが延設されており生体電気計測部5に接続されている。

【0029】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42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47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。

【0030】次に、図11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11(a)において、仮想現実感グローブ51の内側の手の平側52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11(b)では、同様に手の甲側53に図6に示される生体信号センサー15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52と手の甲側53にそれぞれ生体信号センサー1, 15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。

【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。

【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。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。

【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。

【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。

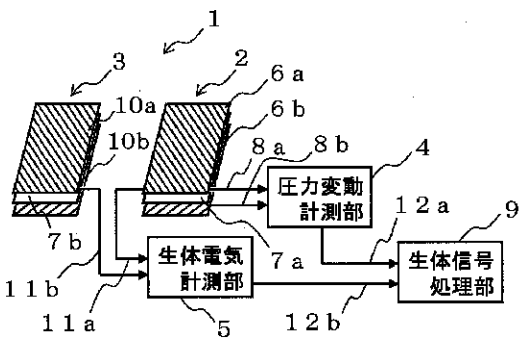
【符号の説明】

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 6a, 6b...電気伝導性布帛 7...ポリフッ化ビニリデンフィルム 8a, 8b, 8c...電気信号線 9...生体信号処理部 10a, 10b...電気伝導性布帛 11a, 11b...電気信号線 12a, 12b...電気信号線 13...電気伝導性布帛 14a, 14b...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 21a, 21b, 21c, 21d...電気伝導性布帛 22...電気伝導

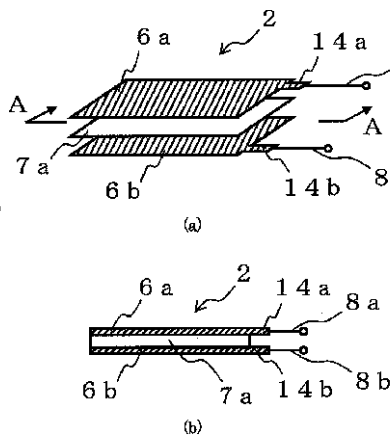
性布帛 23 a, 23 b, 23 c, 23 d...電気信号線
 24 a, 24 b, 24 c, 24 d...ポリフッ化ビニリ
 デンフィルム 25...電気信号線 26...電気信号線
 27...切換スイッチ 28...生体信号計測装置 29...デ
 イスプレイ装置 29 a... 29 b... 30...被計測者
 31 a, 31 b, 31 c, 31 d...電気伝導性布帛
 32...電気伝導性布帛 33...電気信号線 34 a, 3
 4 b, 34 c, 34 d...ポリフッ化ビニリデンフィルム
 35...電気信号線 36...電気信号線 37...切換ス*

*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 4
 3 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 54...ステアリングホイ
 ル

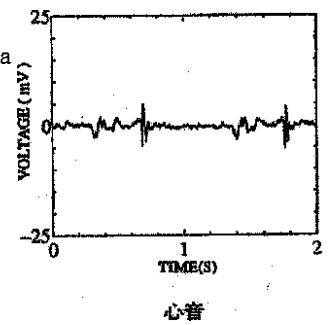
【図1】



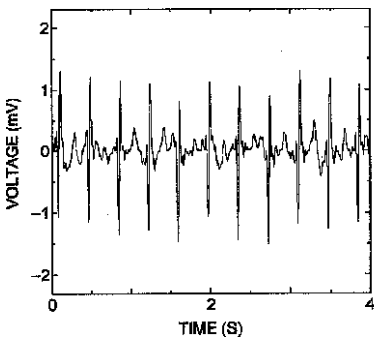
【図2】



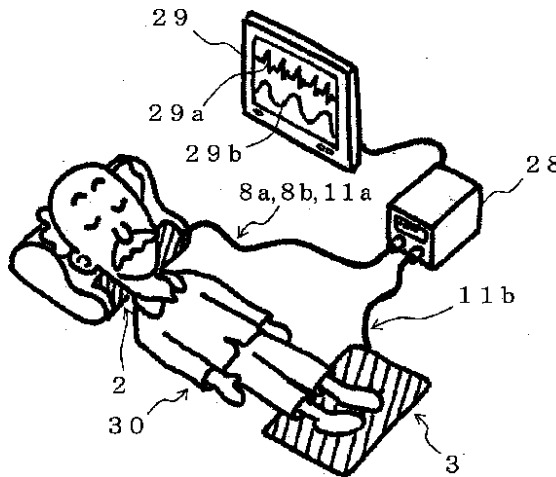
【図4】



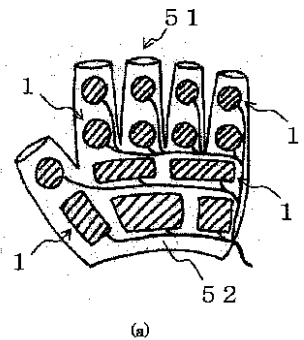
【図3】



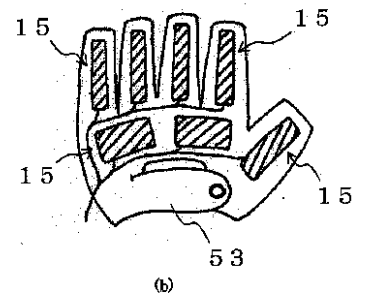
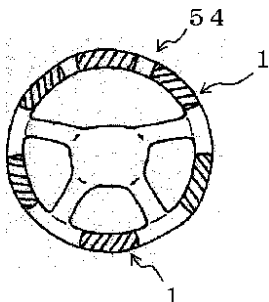
【図5】



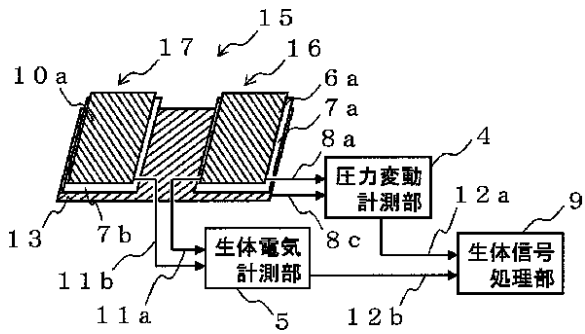
【図11】



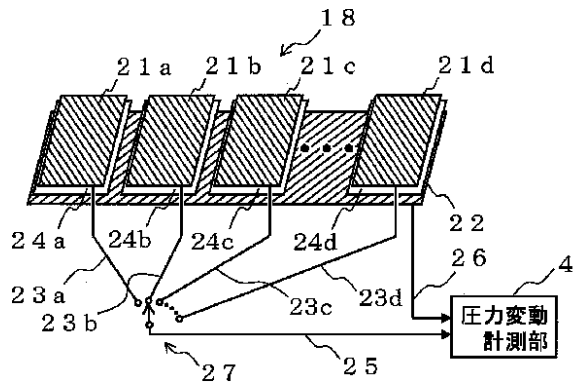
【図12】



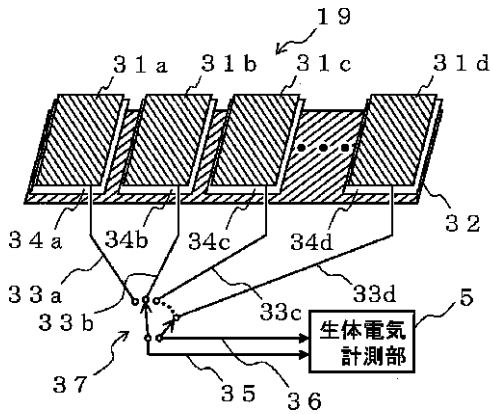
【図6】



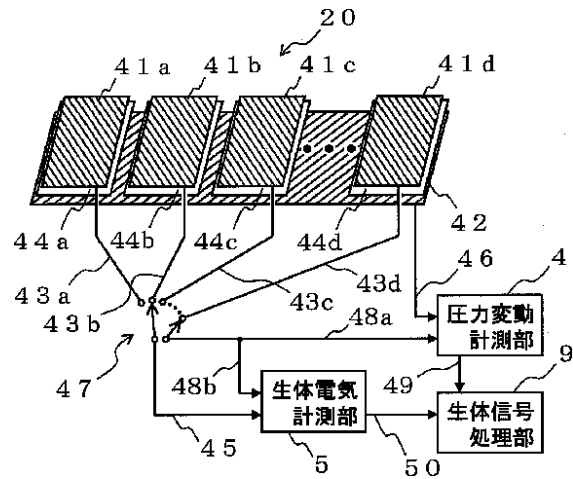
【図7】



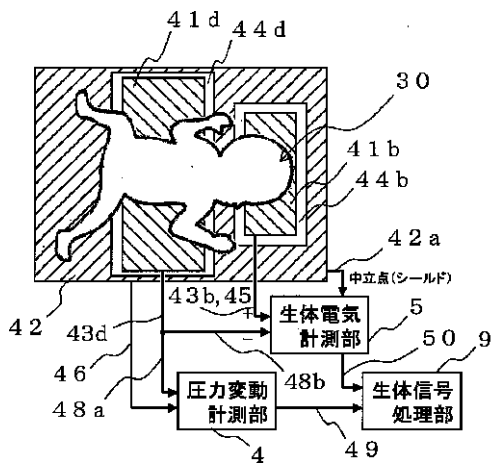
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(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

(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
Fターム(参考) 2F055 AA05 BB14 CC02 DD11 EE23
FF49 GG11

专利名称(译)	生物信号测量传感器及其装置		
公开(公告)号	JP2003284697A	公开(公告)日	2003-10-07
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		
[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	G01L7/00 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492		
FI分类号	A61B5/00.101.L G01L7/00.C A61B5/04.300.C A61B5/04.300.W A61B5/04.300.E A61B5/04.300.P		
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		
其他公开文献	JP3886113B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：不仅提供基于压力波动的信号信息（例如心音和呼吸音），而且还提供具有高柔韧性或柔韧性并可轻易不受限制地与皮肤等紧密接触的心电势和肌电势。本发明的目的是提供一种生物信号测量传感器及其设备，其可以基于生物电简单且廉价地获取信号信息。解决方案：通过将第一聚合物压电膜7a的两个表面与第一导电布6a和第二导电布6b以及第二聚合物夹在中间，构成第一生物电极2。第二生物电极3通过在压电膜7b的两个表面之间夹着第三导电布10a和第四导电布10b以及用于测量压力波动的第一对电信号而构成。它具有线8a和8b以及用于测量生物电的第二对电信号线11a和11b。

