

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-169648

(P2017-169648A)

(43) 公開日 平成29年9月28日 (2017.9.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 C	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/04 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 N	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 P	
	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	
審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)		

(21) 出願番号 特願2016-56513 (P2016-56513)
 (22) 出願日 平成28年3月22日 (2016.3.22)

(71) 出願人 504409543
 国立大学法人秋田大学
 秋田県秋田市手形学園町1番1号
 (71) 出願人 505197229
 エービーアイ株式会社
 秋田県大仙市協和船岡字上中野126番地
 1
 (74) 代理人 100155882
 弁理士 齋藤 昭彦
 (74) 代理人 100154678
 弁理士 齋藤 博子
 (72) 発明者 安達 健
 秋田県秋田市手形学園町1番1号 国立大
 学法人秋田大学内

最終頁に続く

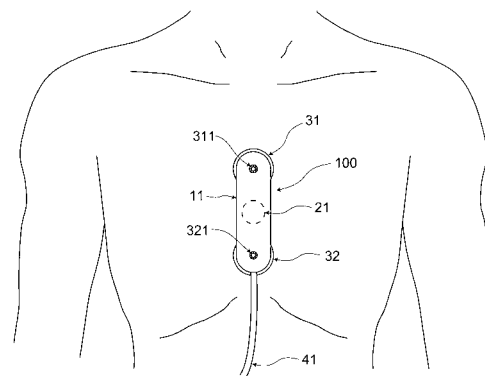
(54) 【発明の名称】 生体センサ

(57) 【要約】

【課題】呼吸運動波形、呼吸音波形、心音波形及び心電波形を小型で簡素な構成で測定可能とする生体センサを提供する。

【解決手段】生体センサ100は、振動を電圧に変換する圧電素子21と、生体が発する電気信号を検出する一対の心電電極31、32と、生体が発する振動を圧電素子21に伝達する振動伝達板11と、を備え、圧電素子21及び一対の心電電極31、32は振動伝達板11に設けられ、一対の心電電極31、32の一方の面には導電性粘着ゲル315、325が塗布される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

振動を電圧に変換する圧電素子と、
生体が発する電気信号を検出する一对の心電電極と、
前記生体が発する振動を前記圧電素子に伝達する振動伝達板と、
を備え、
前記圧電素子及び前記一对の心電電極は前記振動伝達板に設けられ、
前記一对の心電電極の一方の面には導電性の粘着剤を備える
ことを特徴とする生体センサ。

【請求項 2】

前記振動伝達板は、長手方向を有し、前記長手方向の両端部に前記一对の心電電極に係止する一对の係合機構を備え、
前記圧電素子は、前記振動伝達板の前記長手方向の中央部に設けられる
ことを特徴とする請求項 1 に記載の生体センサ。

【請求項 3】

前記振動伝達板は、可撓性及び絶縁性を有する
ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体センサ。

【請求項 4】

前記一对の係合機構は、中央に孔が形成され、前記孔から放射状に複数のスリットが形成されている金属板である
ことを特徴とする請求項 2 に記載の生体センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体胸部に装着する心電電極と圧電素子とを備えた生体センサに関するものであり、より詳細には、被検者の心電信信号及び呼吸運動の信号を長時間モニタリングするための生体センサに関するものである。

【背景技術】

【0002】

鎮静状態下に生じる呼吸抑制は重篤な転帰をたどることがあるため呼吸監視が強く推奨されているが、従来の呼吸数モニタリングには、インピーダンス法やカブノメータ、気流音響信号測定法等の手法が用いられている。しかしながら、インピーダンス法は電極間のインピーダンス変化により呼吸運動を検出するため、呼吸数のモニタリングが比較的容易である一方、信頼性は低い。カブノメータは呼気中及び吸気中の二酸化炭素濃度を直接検出するため信頼性は高い反面、鼻カニューラやマスクなどの生体を拘束する装着が必要であり、且つ二酸化炭素の検出器が必要になる。気流音響信号により呼吸数を測定する装置は、快適性や信頼性が高いとされるものの高価である。

【0003】

また、小型のパルスオキシメータで心拍数と血中飽和酸素濃度を監視し、前記血中飽和酸素濃度の低下により呼吸機能の不全を察知することも可能であるが、呼吸停止時から前記血中酸素飽和濃度が低下するまで数十秒の遅延があるため、迅速な処置が遅れてしまう危険性がある。これら従来の手法による呼吸監視には、信頼性、患者の忍容性、経済性のいずれかの点で限界があり、これらを克服した新しい呼吸監視モニタリングが望まれている。

【0004】

また、鎮静状態下で心電図も監視するが、これらの装置を装着しながら上記呼吸監視を行うために監視装置をさらに追加しなければならない、手術中に使用した場合は十分な術野を確保するのが困難になってしまうことがあり、装置管理もより煩雑になってしまう問題もある。これらのことから、より小型で拘束感の複数の生体情報を高精度に測定可能な装置が望まれている。

【0005】

従来から、測定対象の心拍数や呼吸数などの生体データを無拘束な状態で測定する装置としては特許文献1及び2に開示された装置が知られている。

【0006】

特許文献1によると、振動伝達板を用いて生体表面の振動を前記振動伝達板に装備された圧電素子によって振動波形を検出し、前記振動波形をフィルタ回路によって呼吸運動、心拍及び心音に分離抽出することを可能としている。

【0007】

また、特許文献2によると、一对の心電電極間と電磁コイルとを用い、心電波形と呼吸運動及び心拍数を計測可能としている。前記呼吸運動と前記心拍数は、前記電磁コイルに高周波信号を与え、前記電磁コイルと生体表面の距離の変化を強振周波数の変化としてとらえるものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許4899117号

【特許文献2】特開2001-299712号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載の手法では、前記心音波形より心拍数を監視することは可能であるが、前記心音波形よりどのような心不全が発生したのか心疾患に関わる心音波の見方の知見がほとんどないため、心電図のように心音波から心疾患の種類を特定することは困難である。また、呼吸機能監視においては、呼吸運動以外の体動も測定してしまうため、呼吸運動を正確に測定できなくなる場合がある。

【0010】

また、特許文献2に記載の手法では、腹部のような生体表面の変動の大きな部位にのみ呼吸運動の測定が制限され、胸部のように生体表面の変動が小さい部位には適用できない。また、生体表面-前記電磁コイル間の静電容量を計測しているため、電気メスの使用により生体の電位が大きく変動する場合には、ノイズの影響で呼吸運動と心拍数が正しく測定できなくなる場合がある。

【0011】

本発明は、呼吸運動波形、呼吸音波形、心音波形及び心電波形を小型で簡素な構成で測定可能とする生体センサを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前述した目的を達成するための本発明は、振動を電圧に変換する圧電素子と、生体が発する電気信号を検出する一对の心電電極と、前記生体が発する振動を前記圧電素子に伝達する振動伝達板と、を備え、前記圧電素子及び前記一对の心電電極は前記振動伝達板に設けられ、前記一对の心電電極の一方の面には導電性の粘着剤を備えることを特徴とする生体センサである。

【0013】

前記振動伝達板は、長手方向を有し、前記長手方向の両端部に前記一对の心電電極を係止する一对の係合機構を備え、前記圧電素子は、前記振動伝達板の前記長手方向の中央部に設けられるようにしても良い。

【0014】

また、前記振動伝達板は、可撓性及び絶縁性を有するようにしても良い。

【0015】

また、前記一对の係合機構は、中央に孔が形成され、前記孔から放射状に複数のスリットが形成されている金属板であるようにしても良い。

【発明の効果】

【0016】

本発明の生体センサは、振動伝達板の両端に備えた一对の心電電極により心電波形を検出すると同時に、振動伝達板の略中央に備えた圧電素子により、一对の心電電極間の生体表面の振動を検出することが可能となる。検出された振動波形は、周波数帯により呼吸運動波形、心音波形、呼吸音波形に分離抽出することが可能となる。これにより、呼吸機能の監視においては、呼吸運動だけでなく呼吸音波形も監視できるため、二重の監視により信頼性の高い呼吸機能の監視が行われるようになる。心機能の監視においても、心電波形と心音波形の二重の監視を行えるようになるため、より信頼性の高い心機能の監視が行うことが可能である。また、心電電極がそれぞれ係合機構により容易に着脱することが可能であり、市販の心電パッドを流用することで、使用済みの心電電極を清掃・滅菌する手間無しに安価で衛生的に使用することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】生体に貼り付けられる生体センサ100を示す図

【図2】生体センサ100の斜視図

【図3】生体センサ100の分解斜視図

【図4】振動伝達板11の幅方向中心を通り、振動伝達板11の幅方向に直交する切断面によって切断された生体センサ100の断面図

【図5】生体信号監視ユニット51のハードウェア構成を示す図

20

【図6】生体信号監視ユニット51による処理の流れを示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。最初に、図1～図4を参照しながら、本発明の実施形態に係る生体センサ100を説明する。

【0019】

図1及び図2に示すように、生体センサ100は、振動を電圧に変換する円盤型の圧電素子21と、長手方向（＝図1における紙面の上下方向）及び長手方向と直交する幅方向（＝図1における紙面の左右方向）を有し、生体が発する振動を圧電素子21に伝達する可撓性及び絶縁性の振動伝達板11と、振動伝達板11の長手方向の両端部に設けられる一对の係合機構311、321と、一对の係合機構311、321によって係合され、生体が発する電気信号を検出する一对の心電電極31、32と、圧電素子21の両面及び一对の心電電極31、32に電気的に接続される複数の導体パターンを束ねるフィルム電線41と、を備える。圧電素子21は、振動伝達板11の長手方向の中央部に設けられる。

30

【0020】

図1に示すように、生体センサ100は、生体の胸部の体表に貼り付けられる。望ましいのは、生体センサ100は、生体の胸骨上の体表に貼り付けられる。呼吸運動では変形しないように思われる胸骨も、実際には呼吸運動によって僅かに変形している。振動伝達板11は、胸骨の変形によって生じる振動を圧電素子21に伝達する。言い換えると、圧電素子21は、生体が発する振動に起因する振動伝達板11の歪みを電圧に変換する。

40

【0021】

胸骨上の体表は男女を問わず略平坦な形状であるため、板状の振動伝達板11であっても確実に貼り付けることが可能である。また、生体の胸骨上の体表は、心臓及び気管に近い部位であるため、心音や呼吸音等に起因する生体の振動の信号を精度良く検出することができる。また、生体の胸部の体表に貼り付けられる生体センサ100は、腹部を切開して行う手術であっても邪魔にならない。また、生体の胸部の体表に貼り付けられる生体センサ100は、呼吸以外の腹部の運動（例えば、手術による腹部の変形や体位の変更などの物理的な皮膚の変形）を誤って検出しにくいため、呼吸機能の監視を阻害しない。

【0022】

振動伝達板11の大きさは、生体の胸骨の大きさ以内が望ましい。本発明の実施形態で

50

は、振動伝達板 1 1 の長手方向の寸法は 1 1 0 mm、振動伝達板 1 1 の幅方向の寸法は 3 0 mm である。これらの寸法は、一般成人向けであり、小児や新生児には、胸骨の大きさに合わせて、振動伝達板 1 1 の長手方向の寸法を短くすることが望ましい。振動伝達板 1 1 の長手方向の寸法が 8 0 mm 以上であれば、生体の信号の検出性能は良好である。

【0023】

また、振動伝達板 1 1 の材料としては、適度な復元性を有する弾性のプラスチックを用いる。振動伝達板 1 1 の厚さは、胸郭呼吸運動に特徴的な 0. 5 Hz 以下の低周波帯、心音に特徴的な 2 0 ~ 1 0 0 Hz 近傍の周波数帯、及び呼吸音に特徴的である 1 0 0 ~ 4 0 0 Hz 近傍の周波数帯の全てを検出できる適度な厚さにする必要がある、0. 3 mm ~ 2. 0 mm が望ましい。本発明の実施形態では、振動伝達板 1 1 の材料はガラスエポキシ板と塩化ビニル樹脂 (PVC) の複合材料を用い、振動伝達板 1 1 の厚さは 1. 0 mm である。

10

【0024】

図 3 及び図 4 に示すように、振動伝達板 1 1 は、圧電素子 2 1 が載置される基板 1 1 1 と、基板 1 1 1 と接着される被覆板 1 1 2 と、を有する。基板 1 1 1 には、一対の係合機構 3 1 1、3 2 1 と銅箔の導体パターン 1 5 (1 5 1、1 5 2、1 5 3、1 5 4、2 1 1) が形成されている。圧電素子 2 1 の両面は、導体パターン 1 5 1、1 5 2、2 1 1 を介してフィルム電線 4 1 に電氣的に接続されている。一対の心電電極 3 1、3 2 は、導体パターン 1 5 3 及び 1 5 4 を介してフィルム電線 4 1 に電氣的に接続されている。フィルム電線 4 1 は、後述する生体信号測定装置 1 に電氣的に接続されている。

20

【0025】

被覆板 1 1 2 は、圧電素子 2 1、一対の係合機構 3 1 1、3 2 1 及び導体パターン 1 5 1、1 5 2、1 5 3、1 5 4、2 1 1 を挟んで基板 1 1 1 と圧着される。被覆板 1 1 2 には、振動伝達板 1 1 に形成されている一対の係合機構 3 1 1、3 2 1 と対向する位置に円形状の孔が形成されている。

【0026】

圧電素子 2 1 が生体の振動を効率良く電気信号に変換するため、基板 1 1 1 及び被覆板 1 1 2 は隙間なく密着させることが望ましい。本発明の実施形態では、被覆板 1 1 2 を加熱して柔らかくし、圧電素子 2 1 の形状に変形密着させて圧着する。このため、被覆板 1 1 2 の材料には、熱可塑性を有するプラスチックが望ましく、例えば、ポリエチレン (PE)、ポリプロピレン (PP)、塩化ビニル樹脂 (PVC)、ポリスチレン (PS)、ABS 樹脂 (ABS)、ポリエチレンテフタレート (PET)、アクリル樹脂 (PMMA)、ポリカーボネート (PC) または、ポリアミド (PA) が望ましい。本発明の実施形態では、被覆板 1 1 2 の材料として、安価で加工性に優れる厚さ 0. 5 mm の塩化ビニル樹脂 (PVC) を用いる。熱可塑性を有するプラスチックは、加熱 (ポリマー分子のガラス転移点以上) の際に製造時の圧延方向に収縮する性質があるため、被覆板 1 1 2 を加熱して圧着する前にアニール処理しておくことが望ましい。

30

【0027】

本発明の実施形態では、基板 1 1 1 の材料は、0. 3 mm のガラスエポキシプリント回路基板 (PCB) である。基板 1 1 1 には、厚さ 1 8 μ m の銅箔を張り付けてエッチング処理を行うことによって、部品間を接続する導体パターン 1 5 1、1 5 2、1 5 3、1 5 4、2 1 1 を予め形成しておく。これによって、振動伝達板 1 1 を熱圧着によって成形する際、基板 1 1 1 上に載置される圧電素子 2 1 及び一対の係合機構 3 1 1、3 2 1 と、導体パターン 1 5 1、1 5 2、1 5 3、1 5 4、2 1 1 との接続部が、各々の部品の熱膨張率の差異により、加熱 - 冷却過程において局所的な応力の集中による断裂等の不具合の発生を最小限に抑えることが可能となる。

40

【0028】

本発明の実施形態では、基板 1 1 1 及び被覆板 1 1 2 の熱圧着における接着剤として厚さ 5 0 μ m のホットメルトシート 1 0 3 を用いる。ホットメルトシート 1 0 3 の材料は、概ね 8 0 $^{\circ}$ C 以上で溶融状態となり、高い接着性と可撓性を有するポリエステル系が望まし

50

い。熱圧着時の温度は90～120℃で1～3分間の加熱により、通常の使用範囲で剥離することなく確実に圧着することが可能となる。基板111と被覆板112との熱膨張率の差異により、冷却過程において反りを生じるが、僅かに反る方向と逆の形状にした状態で冷却し、成型することで、冷却後に振動伝達板11を平坦な形状にすることができる。

【0029】

心電電極31、32の体表と対向する面には、生体センサ100を体表に貼り付けるために、粘着剤として、分極電圧が低く安定した銀－塩化銀電極と密着性の高い導電性粘着ゲル315、325が塗布されており、体表から微弱な心筋の起電圧を伝達する。導電性粘着ゲル315、325が塗布される心電電極31、32の面を生体の胸部の胸骨直上の表皮に直接貼り付けることで、心電波形と生体表面の振動波形を単一の生体センサ100

10

【0030】

一対の係合機構311、321は、それぞれ、ドーナツ状の金属板の中央に円形状の孔が形成され、この孔に対し放射状に複数のスリットが形成される挿入口を有する。心電電極31、32の基板111と対向する面には、円筒形状の突起部313、323が形成されている。突起部313、323には、側面を一周する溝が形成されている。それぞれの係合機構311、321の挿入口に心電電極31、32の突起部313、323を挿入することによって、係合機構311、321に心電電極31、32を係止する。係合機構311、321の挿入口はスリットによって板バネとなり、突起部313、323の溝に嵌まる。従って、心電電極31、32の突起部313、323は、通常の使用において係合部位がずれることなく確実に係止されるため、心電電極31、32の心電図信号が接触不良なく伝導するとともに、体表の振動が振動伝達板11を介して圧電素子21に伝達される。

20

【0031】

心電電極31、32の心電パッド314、324は、粘着性の導電性粘着ゲル315、325によって体表Sと接触しているものの、体表Sの振動は導電性粘着ゲル315、325を介して多少減衰する。しかしながら、本発明の実施形態では、後述する様々な生体信号を検出するために必要な周波数範囲「0.1～1kHz」においては、高いシグナル／ノイズ比(=S/N比)を有するため、生体信号を高精度に検出することが可能である。

30

【0032】

図5及び図6は、生体センサ100を用いた生体信号監視ユニット51のハードウェア構成と処理の流れを示している。圧電素子21及び一対の心電電極31、32によって電気信号に変換された生体信号は、それぞれ生体信号検知部521において増幅し、AD変換部522でデジタル変換される。デジタル化した心電データは、演算部53でフィルタリング処理され、表示部55で心電波形551を表示する。体表の振動信号も同様にAD変換部522でデジタル変換され、演算部53で周波数帯によるバンドパスフィルタリングを行い、呼吸運動波形553、心音波形552及び呼吸音波形554に分離・抽出し、それぞれ表示部55で表示する。また、演算部53では、心電波形551、呼吸運動波形553、心音波形552及び呼吸音波形554の正常／異常判定も行い、異常が発生した場合には、表示部55に警告を表示する。制御部54では、生体信号監視ユニット51の表示部55の各種生体信号波形の表示設定、又は、正常／異常判定の設定変更を行う。

40

【0033】

心電波形551、呼吸運動波形553、心音波形552、及び呼吸音波形554は、正常／異常判定の履歴と共に時系列データとして記録される。時系列データは、送信部56により有線LAN、又は、無線LAN、又は無線通信であるBluetooth(登録商標)通信にてパソコンやタブレット端末に直接送信可能であり、パソコンやタブレット端末を経由してクラウドサーバーに送信し、遠隔地で監視することも可能である。

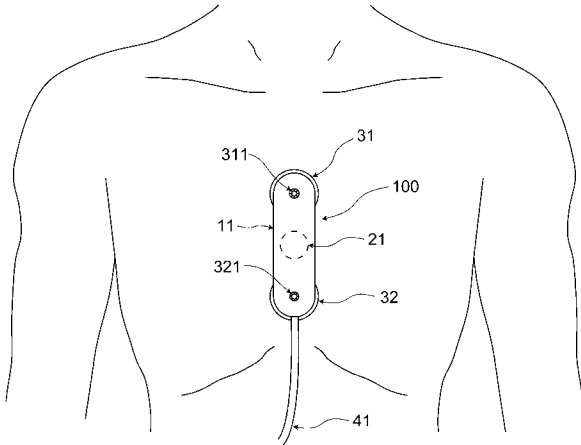
【符号の説明】

50

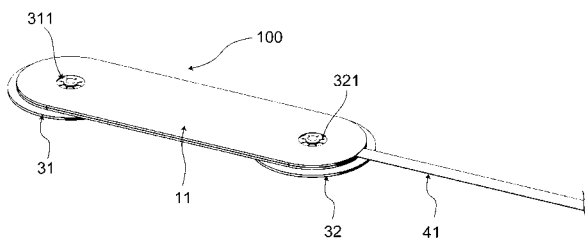
【 0 0 3 4 】

1 0 0	生体センサ	
1 0 3	ホットメルトシール	
1 1	振動伝達板	
1 1 1	基板	
1 1 2	被覆板	
1 5	導体パターン	
1 5 1	圧電素子カソード用導体パターン	
1 5 2	圧電素子アノード用導体パターン	
1 5 3	心電電極導体パターン（頭部側）	10
1 5 4	心電電極導体パターン（腹部側）	
2 1 1	導体パターン（ジャンパー）	
2 1	圧電素子	
3 1	心電電極（頭部側）	
3 1 1	係合電極板（頭部側）	
3 1 3	心電電極係合部（頭部側）	
3 1 4	電極パッド（頭部側）	
3 1 5	導電性粘着ゲル（頭部側）	
3 2	心電電極（腹部側）	
3 2 1	係合電極板（腹部側）	20
3 2 3	心電電極係合部（腹部側）	
3 2 4	電極パッド（腹部側）	
3 2 5	導電性粘着ゲル（腹部側）	
4 1	フィルム電線	
5 1	生体信号監視ユニット	
5 2	生体信号処理部	
5 2 1	生体信号検出部	
5 2 2	A/D変換部	
5 3	演算部	
5 4	制御部	30
5 5	表示部	
5 5 1	心電波形	
5 5 2	心音波形	
5 5 3	呼吸運動波形	
5 5 4	呼吸音波形	
5 6	送信部	
5 7	記憶部	
S	体表（皮膚）	

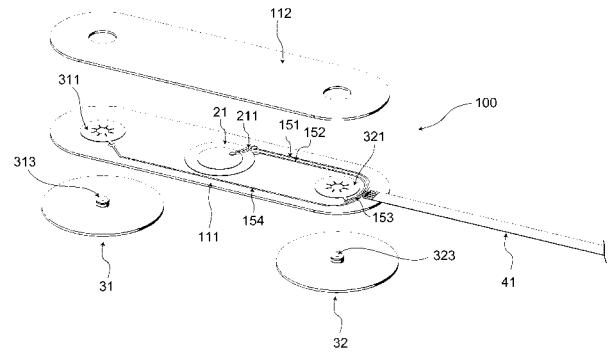
【図 1】



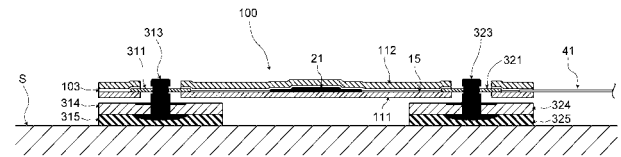
【図 2】



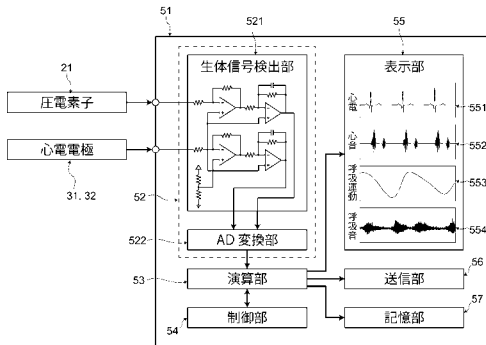
【図 3】



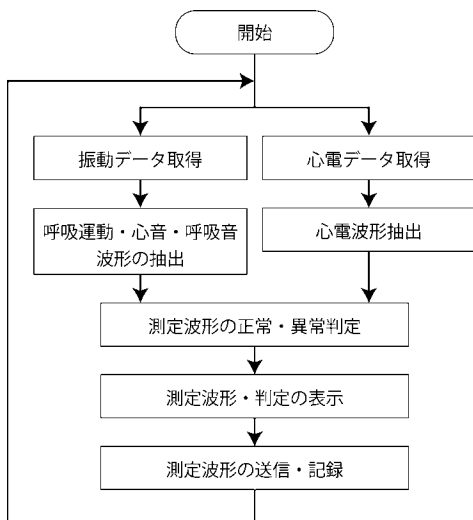
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 尾野 恭一

秋田県秋田市手形学園町1番1号 国立大学法人秋田大学内

(72)発明者 伊藤 昭彦

秋田県大仙市協和船岡字上中野126-1 エーピーアイ株式会社内

(72)発明者 預幡 哲也

秋田県大仙市協和船岡字上中野126-1 エーピーアイ株式会社内

Fターム(参考) 4C038 SV01 SV05

4C117 XA01 XB01 XC11 XC19 XD22 XE17 XE20 XE30 XJ06

4C127 AA02 BB05 GG16 JJ03 LL02 LL15

专利名称(译)	生物传感器		
公开(公告)号	JP2017169648A	公开(公告)日	2017-09-28
申请号	JP2016056513	申请日	2016-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人秋田大学 通过API眼		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人秋田大学 由API艾有限公司		
[标]发明人	安達健 尾野恭一 伊藤昭彦 預幡哲也		
发明人	安達 健 尾野 恭一 伊藤 昭彦 預幡 哲也		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/08 A61B5/04 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/04.300.C A61B5/08 A61B5/04.300.N A61B5/04.P A61B5/00.101.R A61B5/04.300.J A61B5/04.300.M		
F-TERM分类号	4C038/SV01 4C038/SV05 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC11 4C117/XC19 4C117/XD22 4C117/XE17 4C117/XE20 4C117/XE30 4C117/XJ06 4C127/AA02 4C127/BB05 4C127/GG16 4C127/JJ03 4C127/LL02 4C127/LL15		
代理人(译)	斋藤明彦 齐藤弘子		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物传感器，能够以小而简单的配置测量呼吸运动波形，呼吸声波形，心音波形和心电波形。 解决方案：生物传感器100设置有用将振动转换为电压的压电元件21，用于检测由生物体发出的电信号的一对心电电极31,32，将生物体的振动传递到压电元件21的振动并且传输板11.压电元件21和一对心电电极31和32设置在振动传输板11上，并且在一对心电电极31和32的一侧，导电粘合剂凝胶315和325。适用。 点域1

