

(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2008-295867

(P2008-295867A)

(43) 公開日 平成20年12月11日(2008.12.11)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0488 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 3 0 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-147207 (P2007-147207)
 (22) 出願日 平成19年6月1日(2007.6.1)

(出願人による申告) 平成18年度文部科学省科学技術振興調整費重要課題解決型研究等の推進「障害者の安全で快適な生活の支援技術の開発」委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 501377863
 有限会社追坂電子機器
 広島県深安郡神辺町川南2101番地の3
 301021533
 独立行政法人産業技術総合研究所
 東京都千代田区霞が関1-3-1
 (74) 代理人 100077931
 弁理士 前田 弘
 (74) 代理人 100110939
 弁理士 竹内 宏
 (74) 代理人 100110940
 弁理士 嶋田 高久
 (74) 代理人 100113262
 弁理士 竹内 祐二

最終頁に続く

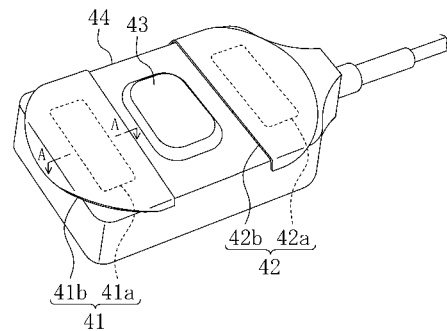
(54) 【発明の名称】 生体信号計測装置

(57) 【要約】

【課題】 発汗時等のノイズ問題を解決しつつ、低コストで形状に意自由度のある容量結合型生体信号計測装置、特に筋電センサを提供する。

【解決手段】 検体者の生体信号を測定する生体信号計測装置であって、検体者からの生体信号に基づく電位を測定する検出電極部42と該検体者に接触させて基準電位を検出する基準電極部を備える差電検出手段と、該差電検出手段から出力される信号を処理する信号処理回路を備えている。検出電極部42が、導電体電極41aと、該導電体電極41aの表面に薄いテープ状部材からなる絶縁物41bを積層した2重構造からなる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体の生体信号を測定する生体信号計測装置であって、
 上記検体者からの生体信号に基づく電位を測定する検出電極部と該検体者に接触させて基準電位を検出する基準電極部を備える差電検出手段と、
 上記差電検出手段から出力される信号を処理する信号処理回路とを備え、
 上記検出電極部が、導電体電極と、該導電体電極の表面に薄いテープ状部材からなる絶縁物を積層した 2 重構造からなることを特徴とする生体信号計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体信号計測装置において、
 生体信号計測装置が検体者の皮膚表面から筋電位を測定する筋電計測装置であって、該検出電極部は該皮膚表面からの筋電位を測定し、基準電極部は該皮膚表面の基準電位を検出するようになっていることを特徴とする生体信号計測装置。 10

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の生体信号計測装置において、
 導電体電極が、銀電極、銀・塩化銀電極、金電極のいずれか 1 つからなることを特徴とする生体信号計測装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の生体信号計測装置において、
 差電検出手段の検出電極部が 2 つ設けられ、
 基準電極部が、両検出電極部の間に該両検出電極部から等距離の位置に配置されたことを特徴とする生体信号計測装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

検体の生体信号、特に筋電位を容量結合型で計測する生体信号計測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

筋収縮時に観測される生体信号は筋電とよばれ、各筋繊維における 100mV 程度の電位変化を生体内あるいは皮膚表面で測定したものである。生体内で侵襲的に測定する方式は細かい筋活動をみるのに適し、皮膚表面で非侵襲的に測る方式はより大きな筋活動に適している。 30

【0003】

筋電のアプリケーションとしては、筋疾患などの診断、筋疲労や運動機能の人間工学的評価に加え、制御やヒューマンインタフェース用の信号源として用いられている。筋疾患の診断など、筋活動を忠実に反映した信号を必要とするケースにおいては、針電極などを用いて侵襲的に筋電を測定する。これに対して、ヒューマンインタフェース等への適用においては手軽に測定できることが重視されるため、非侵襲的に皮膚表面で測定することが多い。

【0004】

しかしながら、筋電は生体内を伝わる時に減衰するため、皮膚表面で観測される信号は極めて微弱であり、特に商用電源から混入するノイズの影響は無視することができない。この外乱ノイズは皮膚と電極との接触抵抗が一因であり、従来は、導電性のペーストを用いる等の前処理によって接触抵抗を小さくすることにより、外乱ノイズの影響を小さくする方式が用いられてきた。しかし、導電ペーストを用いる方式では、長時間、連続して測定する場合に、導電性ペーストの経時変化が問題となり、また、導電性ペーストの皮膚への塗布、剥がし、測定後の皮膚の洗浄等、脱着時の負担が大きく、実用化の妨げとなっていた。さらに、ヒューマンインタフェース等への適用においては、筋電センサの装着を専門知識のない一般の作業員が行う必要があり、脱着の頻度も大きいことから、装着時の複雑な前処理が敬遠される傾向にあった。また、実際の使用場面では、十分な皮膚の前処 40 50

理を行わずに使用することによってノイズが混入し、期待した通りの動作をしないケースが発生している。

【0005】

この問題の解決のために、皮膚の前処理を必要とせず、手軽に扱うことのできる筋電センサとして、絶縁物電極を用いた静電容量性結合に基づく筋電センサが開発されている。このセンサでは、皮膚の状態に影響されにくい測定が可能であるに留まらず、布などの絶縁物を介して筋電を測定することができる（例えば、非特許文献1参照）

また、例えば、筋電義手として、義肢ソケットの内側に筋電センサを取り付け、義肢ソケットの内側に人体の手の断端部を挿入して、断端部の皮膚の上から直接筋電を測定することが知られている（例えば、特許文献1参照）。

【非特許文献1】梶谷勇 樋口哲也：「絶縁型電極を用いた筋電センサの開発」電子情報通信学会技術研究報告．WIT2006-13， p 71-76(2006)（電子情報通信学会/社団法人電子情報通信学会）

【特許文献1】特開平11-113866号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

非特許文献1に示すものでは、検出電極部で静電容量性結合に用いる電気絶縁体として、陽極酸化アルミニウム、酸化珪素、チタン酸バリウム、二酸化シリコン、窒化珪素などのセラミックコンデンサを加工して用いているため、電極の大きさや形を自由に変更するのが困難であり、形状の自由度が不足している。また、使用時の耐久性に問題があった。

【0007】

特許文献1に示すものでは、柔軟な基板に検出センサを設けることで、皮膚表面に沿って自在に変形し得る基板が、皮膚表面に対して、弾性変形可能な支持部材を介して相対的に押付けられるようになっており、皮膚と検出センサとの接触不良を防止するようにしている。しかし、この特許文献1では基板構造を工夫して接触不良を低減するようにしているが、接触抵抗に起因する問題を解決するものではない。

【0008】

このため、皮膚の接触抵抗に関わらず高感度に検出可能なものであって、その上、低コストで形状に自由度のある電極材料を用いた容量結合型筋電センサ、即ち容量結合型生体信号計測装置を開発することが強く望まれている。

【0009】

そのために、本願の発明者は、皮膚の接触抵抗に関わらず高感度に検出可能なものとしては容量結合型筋電センサであることが好ましいので、容量結合型筋電センサを前提として、その上、低コストで形状に自由度のある電極材料について、種々の研究を重ねていった。特に、検出電極部の電気絶縁体としてセラミックコンデンサに代わるものについて、研究を重ねていった。

【0010】

その結果、本願の発明者は、コンデンサなどの容量型の絶縁物にこだわっていると要求を満足するものを得られないので、導電体電極、例えば銀電極等の導電体電極を使って、容量結合型生体信号計測装置（例えば、筋電センサ）を作成することができないかと言う逆転発想を行った。ただ、導電電極体を使用すると、低コストで形状に自由度はあるが、発汗時等で電極と汗（電解液）の間で電極電位が発生し、これに起因するノイズが混入することが問題となる。

【0011】

本発明では、上記発汗時等のノイズ問題を解決しつつ、低コストで形状に意自由度のある容量結合型生体信号計測装置を提供することを目的とする。

【0012】

具体的には、導電体電極を使って容量結合型電極にするために、導電体電極の表面に、絶縁部材、特にチタンテープなどの誘電率の高い絶縁テープ状部材を配置して疑似容量結

10

20

30

40

50

合型電極としたことを特徴とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

具体的には、請求項1の発明は、検体者の生体信号を測定する生体信号計測装置であって、上記検体者からの生体信号に基づく電位を測定する検出電極部と該検体者に接触させて基準電位を検出する基準電極部を備える差電検出手段と、上記差電検出手段から出力される信号を処理する信号処理回路とを備え、上記検出電極部が、導電体電極と、該導電体電極の表面に薄いテープ状部材からなる絶縁物を積層した2重構造からなる特徴とする。

【0014】

請求項2の発明は、請求項1に記載の生体信号計測装置において、生体信号計測装置が検体者の皮膚表面から筋電位を測定する筋電計測装置であって、該検出電極部は該皮膚表面からの筋電位を測定し、基準電極部は該皮膚表面の基準電位を検出するようになっていることを特徴とする。

10

【0015】

請求項3の発明は、請求項1又は2に記載の生体信号計測装置において、導電体電極が、銀電極、銀・塩化銀電極、金電極のいずれか1つからなることを特徴とする。

【0016】

請求項4に発明は、請求項1ないし3のいずれか1つに記載の生体信号計測装置において、差電検出手段の検出電極部が2つ設けられ、基準電極部が、両検出電極部の間に該両検出電極部から等距離の位置に配置されたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0017】

請求項1の発明によれば、微細な電位である生体信号を高精度に検出でき、検体者の検出部位や乾燥等の状態によらず同レベルの生体信号を計測可能であることに加え、低コストで形状自由度が高い容量結合型生体信号検出装置を得られる。その上、絶縁物が薄いテープ状部材であり、確実に絶縁できて、且つ絶縁物を簡単に交換できる。

【0018】

請求項2の発明によれば、微細な電位である筋電を高精度に検出でき、皮膚の乾燥具合によらず同レベルの筋電信号を計測可能であることに加え、低コストで形状自由度が高い容量結合型筋電センサを得られる。

30

【0019】

請求項3の発明によれば、更に低コストで、生体信号をより高精度に検出できる。

【0020】

請求項4の発明によれば、コンパクトな生体信号計測装置を得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。尚、以下の好ましい実施形態の説明は、本質的に例示に過ぎず、本発明、その適用物或いはその用途を制限することを意図するものではない。

【0022】

40

この実施形態では、本発明の生体信号検出装置を筋電センサに適用した場合を示す。図1及び2に示すように、筋電計測装置1の検出電極部2を、検出体Kの段端部Dの皮膚表面Hに被せた断端袋Fの上から接触させる。検出体Kの動作意思を筋電計測装置1で検出される信号によって検出し、義手Gを動作させる手助けとるように利用する。具体的には、筋電計測装置1の検出電極41, 42はそれぞれ、図3及び図4に示すように、プラスチックなどの絶縁体のケース44に銀電極42a、42aが取り付けられ、この銀電極の上に、チタンテープ等の誘電率の高い絶縁テープ41b、42bを被覆し、疑似的なコンデンサ回路を形成して、生体の交流信号を検出する。検出電極41, 42の間に、検出電極41, 42から等距離の位置に基準電極43を取り付けている。

【0023】

50

具体的な検出は、図1及び図2に示すように、筋電計測装置1の検出電極部41、42及び基準電極部43を検出体Kの皮膚表面Hに断端袋Fの上から接触させる。その結果、基準電極部43と検出電極部41、42とでそれぞれ検出電位 s_1 、 s_2 とが検出され、その検出電位 s_1 、 s_2 に外乱 n_1 、 n_2 との合算値 $s_1 + n_1$ 、 $s_1 + n_2$ が差動増幅部24に入力される。差動増幅部24では、 $(s_1 + n_1) - (s_2 + n_2)$ が演算されて、その信号が増幅されて出力される。差動増幅部24は、差電検出部24aとプリ増幅部24bとを備える。

【0024】

差電検出部24aにより、高精度に皮膚からの筋電を検出できる。プリ増幅部24bを設けたことにより、皮膚表面からの微細な筋電位をプリ増幅部で増幅することで、必要な信号を確実に検出できる。また、高インピーダンスのため、最もノイズの乗り易い電極増幅部間の配線を最短距離にて接続することでノイズの影響を最小限に抑えることができる。

10

【0025】

図5に示すように、差動増幅部24からの信号 S_{11} は、信号処理部30に送られる。信号処理部30では、例えば、遮断周波数が1.6Hzの第1ハイパスフィルタ32を設けて、1.6Hz以下の周波数成分を低減し、更に遮断周波数が1327Hzのローパスフィルタ31を設けて、この値以上の周波数成分を低減し、通常の外乱周波数領域である領域の周波数帯を除去するようにしている。この実施形態では、その上、通常では除去しない周波数領域を含む周波数領域の除去フィルタとして、遮断周波数が300Hzである第2ハイパスフィルタ33を設け、300Hz以下の周波数成分を低減している。この第2ハイパスフィルタ33によって、大きな外乱の1つである商用周波数領域を除去し、この周波数領域近辺の周波数成分も外乱要因として除去するようにした。その上、本実施形態では、断端袋Fを介して検出体Kの皮膚表面Hの信号を検出するようにしているが、断端袋8(F)と検出電極部41、42の接触圧が変化した場合等に発生する基線変動が大きいため、第2ハイパスフィルタによってこの影響を増幅前に除去するようにした。

20

【0026】

このように、所定周波数以下の周波数領域を大胆に除去した後の信号 S_{12} を増幅部34に送り、増幅器34で増幅する。増幅した後で、ノッチフィルタ35で、商用周波数である50Hz或いは60Hzを再度除去し、商用周波数の影響を確実に排除して、信号 S_{13} として出力する。その結果、筋電計測装置1として必要な筋電位を効果的に検出できる。

30

【0027】

検出電極部41、42で用いる絶縁体に要求される機能としては、絶縁できることと以外に、発汗に対して雑音信号を発生しにくいことが好ましい。特に、容易に取付け・取外しができて交換できることが好ましく、更には、皮膚に対して障害を与えない、低コストで得られるものが好ましい。絶縁物としては、例えば、絆創膏、耐震テープ、両面テープ、セロハンテープ(商標)、シールテープ等が適用できる。特に、チタンテープは、絶縁でき、発汗に対して雑音信号を発生しにくく、容易に取付け・取外しができるので、好ましい。

40

【0028】

この絶縁体の膜厚は、厚すぎると電位を生じ難くなり、絶縁がとれるのなら薄ければ薄いほど良く、一般的に用いられているテープの厚さであれば、静電容量性結合を維持できる厚さであり、素材によって厚さ自体は異なり数値化して特定することは難しい。

【0029】

電極としては、接触電位差が低いものが好ましく、銀電極、金電極、銀・塩化銀電極等が使用される。特に、電極電位差が低く、汗と電極とで電位差を生じにくいのは銀・塩化銀電極であるが、加工コストが高く耐久性に問題がある。また金電極では素材のコストが高い。銀電極は、筋電局や銀・塩化銀電極に比較して、電極電位の点で僅かに劣るが、加工しやすく材料コスト上でも有利である。

50

【0030】

(実施例1)

図4に示すように、銀電極41、42の上に厚さ0.2mmのチタンテープを貼り付け、中央に基準電極43を装着した。仕様としては、ゲイン(プリ増幅部24b)は、13.821倍、入力インピーダンスは1000T、CMR(分弁率)は78dBとした。

【0031】

(比較例1)

非特許文献1に示す容量結合型筋電センサを用い、測定用の電極として、還元再酸化型チタン酸バリウム系半導体磁気コンデンサを加工して、検出電極41、42の代わりに用いた。仕様は、実施例1と同じ。

10

【0032】

次に、実施形態と比較例1とを用いた筋電の測定例を説明する。

【0033】

実施形態の筋電計測装置及び比較例1の筋電計測装置を、それぞれ前腕屈筋群の筋腹付近の皮膚表面に並べてリストバンドで固定した。実施形態では基準電極43を一体に埋め込んでいるが、比較例1と実験条件をそろえるために、共通の基準電極を前腕の伸筋側の皮膚表面に接触させて測定を行った。

【0034】

測定は3種類行い、まず(1)脱力時に混入するノイズ信号を測定し、次に(2)最大収縮時に観測される信号の測定を行った。更に(3)電子メトロノームにあわせて1秒毎に脱力と最大収縮を繰り返しながら測定した。図6~図11に測定した信号波形のグラフを示し、図6、8及び10が比較例1であり、図7、9及び11が実施形態の測定結果を示す。上段がアンプから出力されるEMG信号をAD変換して取り込んだ電圧で、下段が信号のパワースペクトルである。

20

【0035】

図6と図7の脱力時のパワースペクトルを比較すると、比較例1に対して実施形態の方が50Hzの商用電源ノイズの混入が大きいものの、図8、図9の最大収縮時のグラフからみると、どちらも50Hzのノイズレベルを上回る筋電信号を測定できていることが解る。また、図10と図11に示すメトロノームにあわせた筋収縮時のグラフからは、比較例1でも実施形態でも筋収縮と脱力を明確に分離可能な信号を測定できているのがわかる。またパワースペクトルのグラフから、銀電極41a(42a)をチタンテープ41b(42b)で絶縁した場合に、低周波成分と高周波成分がともに減衰しているのがわかる。チタンテープ41b(42b)と銀電極41a(42a)の組合せが、帯域通過フィルタのような働きをしていると考えられる。これらのグラフから、比較例1と実施形態では遜色なく、筋収縮時と脱力時を明確に分離可能であることがわかる。即ち、実施形態の筋電センサが疑似容量結合型筋電センサとして、容量結合型筋電センサと同レベルの筋電検出が可能であることを示している。

30

【0036】

なお、実施形態は筋電センサであるが、本発明は、この筋電センサに限らず他の構造の筋電センサにも適用でき、更には他の生体信号計測装置にも適用できるものである。

40

【産業上の利用可能性】

【0037】

以上説明したように、本発明に係る生体信号計測装置は、各種生体信号の検出、例えば筋電義手や筋電義足などの筋電センサ等に適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明を筋電センサに適用した実施形態に係わり、差電検出手段を模式的に示したものである。

【図2】実施形態に係わる筋電センサを筋電義手に使用する状態を示す。

【図3】図4のA-A断面を示す。

50

- 【図 4】実施形態に係わる筋電計測装置の外観を説明する斜視図を示す。
 【図 5】実施形態に係わる筋電計測装置の信号処理回路のブロック図を示す。
 【図 6】比較例 1 において脱力時の計測値を示すグラフである。
 【図 7】実施形態において脱力時の計測値を示すグラフである。
 【図 8】比較例 1 において最大収縮時の計測値を示すグラフである。
 【図 9】実施形態において最大収縮時の計測値を示すグラフである。
 【図 10】比較例 1 において脱力 / 収縮を繰り返したときの計測値を示すグラフである。
 【図 11】実施形態において脱力 / 収縮を繰り返したときの計測値を示すグラフである。
 【符号の説明】

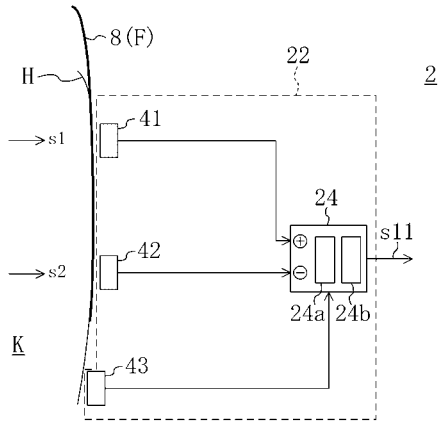
【 0 0 3 9 】

10

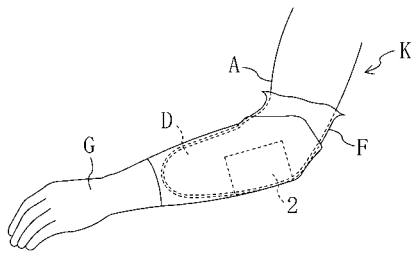
- 1 筋電計測装置
- 2 差電検出手段
- 4 1 検出電極部
- 4 1 a 銀電極
- 4 1 b 絶縁物
- 4 2 検出電極部
- 4 2 a 銀電極
- 4 2 b 絶縁物
- 2 2 差電検出部
- 2 3 基準電極部
- 2 4 差動増幅部
- 3 0 信号処理回路
- 3 1 ローパスフィルタ
- 3 2 第 1 ハイパスフィルタ
- 3 3 第 2 ハイパスフィルタ
- 3 4 増幅部
- 3 5 ノッチフィルタ

20

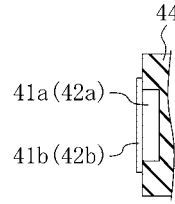
【 図 1 】



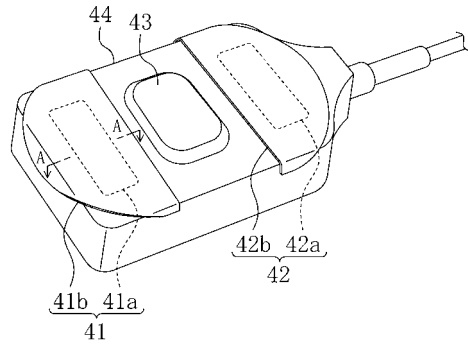
【 図 2 】



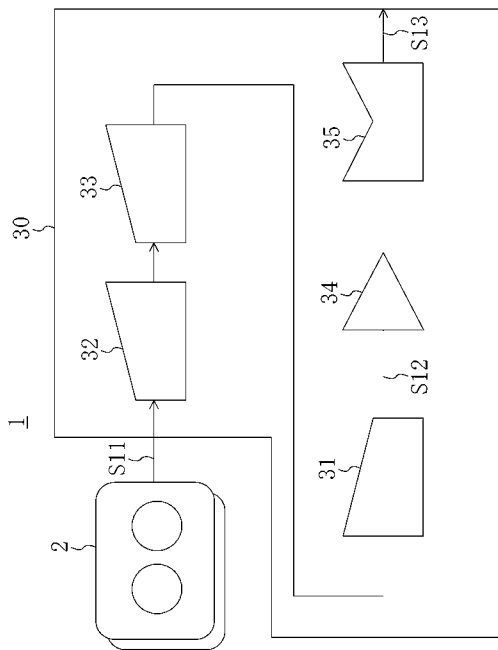
【 図 3 】



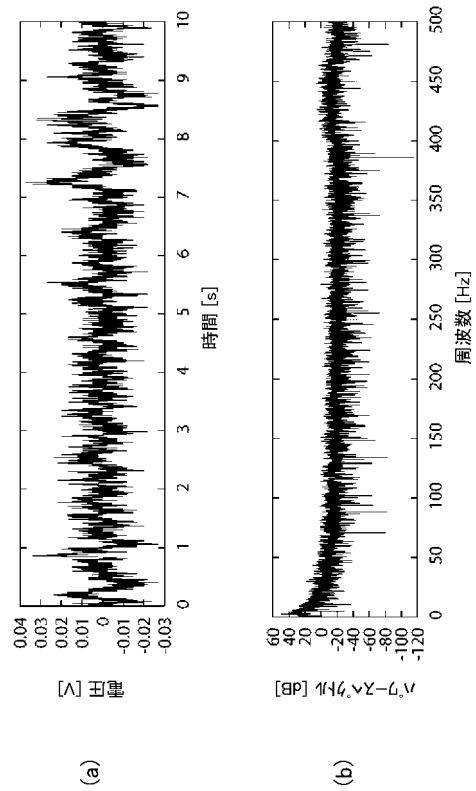
【 図 4 】



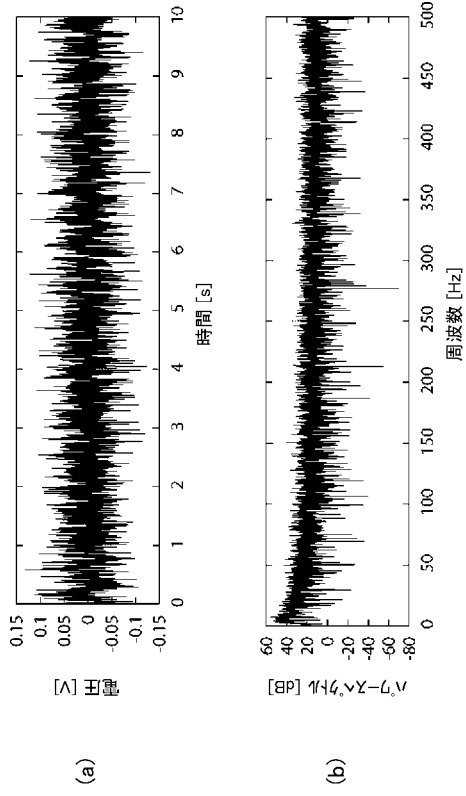
【 図 5 】



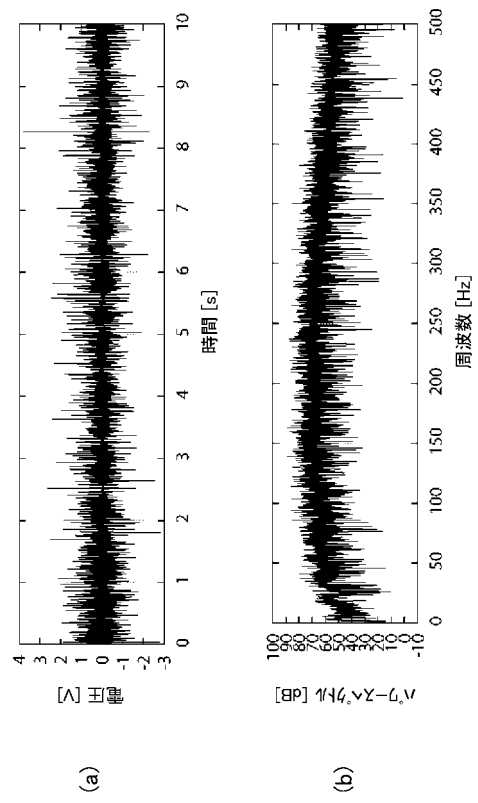
【 図 6 】



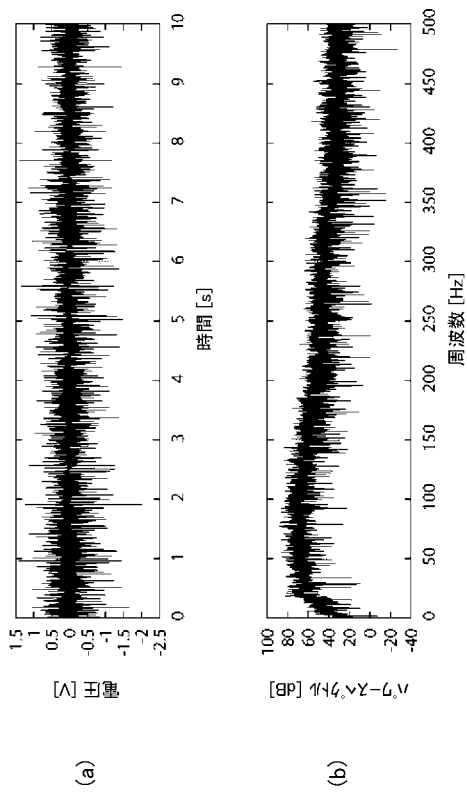
【 図 7 】



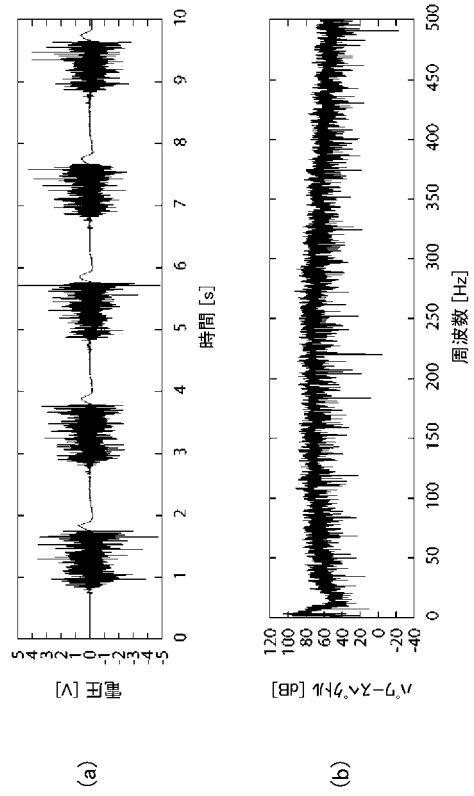
【 図 8 】



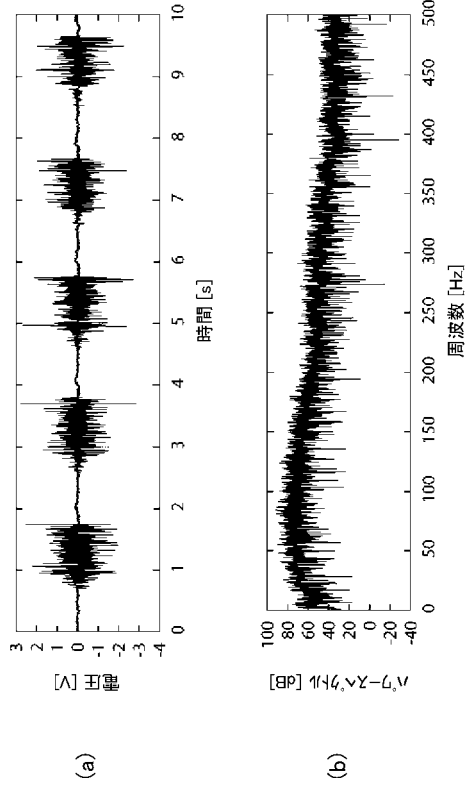
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 11】



フロントページの続き

(74)代理人 100115059

弁理士 今江 克実

(74)代理人 100115691

弁理士 藤田 篤史

(74)代理人 100117581

弁理士 二宮 克也

(74)代理人 100117710

弁理士 原田 智雄

(74)代理人 100121728

弁理士 井関 勝守

(74)代理人 100124671

弁理士 関 啓

(74)代理人 100131060

弁理士 杉浦 靖也

(72)発明者 追坂 則弘

広島県福山市神辺町川南2 1 0 1 - 3 有限会社追坂電子機器内

(72)発明者 梶谷 勇

茨城県つくば市東1 - 1 - 1 独立行政法人産業技術総合研究所つくばセンター内

Fターム(参考) 4C027 AA04 CC01 EE01