

(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2004-202196
(P2004-202196A)

(43) 公開日 平成16年7月22日(2004.7.22)

(51) Int.Cl.⁷
A 6 1 B 5/0488
A 6 1 B 5/0408

F I
A 6 1 B 5/04 3 3 O
A 6 1 B 5/04 3 O O N

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-142521 (P2003-142521)	(71) 出願人	000005832
(22) 出願日	平成15年5月20日 (2003.5.20)		松下電工株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2002-318919 (P2002-318919)	(74) 代理人	大阪府門真市大字門真1048番地
(32) 優先日	平成14年10月31日 (2002.10.31)		100087767
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 西川 恵清
		(74) 代理人	100085604
			弁理士 森 厚夫
		(72) 発明者	小澤 尚久
			大阪府門真市大字門真1048番地松下電
			工株式会社内
		(72) 発明者	四宮 葉一
			大阪府門真市大字門真1048番地松下電
			工株式会社内

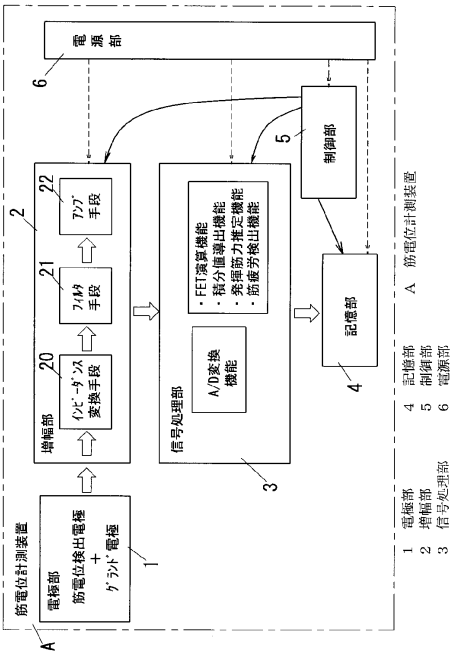
(54) 【発明の名称】 筋電位計測装置

(57) 【要約】

【課題】筋肉に発生する筋電位を、被測定者の身体動作を妨げることなく簡便に、長時間安定して計測でき、その計測結果を記録できる筋電位計測装置を提供する。

【解決手段】この筋電位計測装置Aは、被測定者の筋肉の2点間の電位差を検出する電極部1と、電極部1の検出電位差を増幅する増幅部2と、増幅部2の信号をリアルタイムに処理して被測定者の筋肉状態を推定する信号処理部3と、信号処理部3で得られたデータを記憶する記憶部4と、増幅部2と信号処理部3と記憶部4とを間欠的に動作させる制御モードを備えた制御部5と、電池からなる電源部6とを同一の筐体に組み込んだものとした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被測定者の筋肉の 2 点間の電位差を検出する電極部と、前記電極部の電位を増幅する増幅部と、前記増幅部の信号をリアルタイムに処理して被測定者の筋肉状態を推定する信号処理部と、前記信号処理部で得られたデータを記憶する記憶部と、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部とを間欠的もしくは連続的に動作させる制御モードを備えた制御部と、前記各部に必要な電力を供給する電源部とを同一の筐体に組み込んだことを特徴とする筋電位計測装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部とを、全体を通して少なくとも 2 4 時間継続して動作させることを特徴とする請求項 1 記載の筋電位計測装置。 10

【請求項 3】

前記信号処理部は、前記増幅部の信号から所定の単位時間当たりの絶対値積分値もしくは平方自乗平均値を導出し、前記記憶部は、前記所定の単位時間当たりの絶対積分値もしくは平方自乗平均値を記憶することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の筋電位計測装置。

【請求項 4】

被測定者の動きにより発電する発電部と、この発電部で生じた電力を一時的に蓄える蓄電部とを前記筐体に組み込み、前記発電部で生じた電力を直接、又は前記蓄電部を介して前記電源部へ供給することを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか記載の筋電位計測装置。

【請求項 5】

前記信号処理部で得られたデータの積算を行う積算部と、この積算部で積算された値を表示する表示部とを有することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか記載の筋電位計測装置。 20

【請求項 6】

前記記憶部は、前記筐体に着脱自在な記憶媒体からなることを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか記載の筋電位計測装置。

【請求項 7】

前記筐体内に被測定者の動きを検出する動作検出部を有し、前記制御部は、前記動作検出部が所定の期間被測定者の動きを検出しなければ、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部との動作を休止させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れか記載の筋電位計測装置。 30

【請求項 8】

前記電極部は、前記筐体から着脱自在であることを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか記載の筋電位計測装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体の筋肉に発生する電位を検出する筋電位計測装置に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

従来、携帯型の筋電位計測装置として、一般にホルター型筋電計が知られている。このホルター型筋電計は、筋電計本体を身体の何れかの場所に固定し、筋電計本体とリード線で接続された電極を計測対象の筋肉へ取り付け、筋肉に発生する電位を検出している。 40

【0003】

また、検出した筋電位から筋肉状態を推定するものとして、検出した筋電位と予め記憶された最大筋電位とから最大筋電比を求め、筋肉の負担の程度をリアルタイムで推測するものがある（例えば、特許文献 1 参照。）。 40

【0004】

しかしながら、上記した従来の筋電位計測装置では、信号を伝送するためのリード線やワイヤー線などが必ず存在しており、被測定者にとって配線の取りまわしが煩雑で使いづら 50

く、また微小な生体信号を扱うことを考えた場合、リード線やワイヤー線などの振動や変形に起因する誘導起電力がノイズの成分となり得た。

【0005】

また、複数の筋肉を同時に計測する場合には、リード線やワイヤー線などにより被測定者の身体動作が制限されたり拘束される場合もあった。

【0006】

上記問題点を解決するために、本発明者らは、電極部と、電極部の電位を増幅する増幅部と、増幅部の信号をリアルタイムに処理する信号処理部と、電源部とが一体化された計測演算処理ユニットと、その処理結果をワイヤレスで受信しリアルタイムに表示する表示ユニットとからなる筋電位計測装置を提案している（特願2002-154267）。

10

【0007】

【特許文献1】

特開昭60-168435号公報

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、本発明者らの上記従来の筋電位計測装置では、リード線などにより被測定者の身体動作が制限されたり拘束されたりすることなく筋電位の計測が行えるものの、筋電位の計測を長時間行って、その結果を記録し分析しようとする場合には、計測結果をリアルタイムに表示する表示部は不向きであると共に、複数の筋肉を同時に計測するには、表示部が1つでは対応できなかったり、ワイヤレスでデータを転送する際の通信の混乱を避けるのが困難などの問題があった。

20

【0009】

本発明は上記問題点に鑑みて為されたものであって、その目的とするところは、筋肉に発生する筋電位を、被測定者の身体動作を妨げることなく簡便に長時間安定して計測でき、その計測結果を記録できる筋電位計測装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項1の発明は、被測定者の筋肉の2点間の電位差を検出する電極部と、前記電極部の電位を増幅する増幅部と、前記増幅部の信号をリアルタイムに処理して被測定者の筋肉状態を推定する信号処理部と、前記信号処理部で得られたデータを記憶する記憶部と、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部とを間欠的もしくは連続的に動作させる制御モードを備えた制御部と、前記各部に必要な電力を供給する電源部とを同一の筐体に組み込んだものとした。この発明によれば、被測定者の身体動作を妨げるリード線やワイヤー線がなく取り扱いが簡便であり、リード線やワイヤー線に起因するノイズの発生が低減され信号の安定性も向上する。また、前記制御部が間欠的に動作させる制御モードを備えたことで電力消費を低減させることができ、連続して長時間の計測ができる。さらに、記憶部を備えているので計測結果を記憶部に記録することで、事後に計測結果を参照したり、分析したりできる。

30

【0011】

請求項2の発明は、請求項1記載の発明において、前記制御部は、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部とを、全体を通して少なくとも24時間継続して動作させるものとした。この発明によれば、人間の基本的な生活リズムの単位の一つである24時間という期間を継続して動作させることにより、一時的な計測ではわからない筋肉活動の日内変動を捉えることができ、医学的・生理学的に従来にはない価値あるデータを提供できる。

40

【0012】

請求項3の発明は、請求項1又は2記載の発明において、前記信号処理部は、前記増幅部の信号から所定の単位時間当たりの絶対値積分値もしくは平方自乗平均値を導出し、前記記憶部は、前記所定の単位時間当たりの絶対積分値もしくは平方自乗平均値を記憶するものとした。この発明によれば、前記記憶部が所定の単位時間当たりのデータを記憶していくので、リアルタイムに全てのデータを記憶していくことに比べて、記憶するデータ量を

50

削減でき、前記記憶部に長時間におよぶ測定結果の記憶が可能となる。また、筋肉の収縮レベルによく相関することが一般に知られている筋電位の絶対値積分値もしくは平方自乗平均値を記録していくことで、臨床的価値が高いデータを得ることができる。加えて、事後に絶対値積分値もしくは平方自乗平均値などを導出する手間が省ける。

【0013】

請求項4の発明は、請求項1乃至3の何れか記載の発明において、被測定者の動きにより発電する発電部と、この発電部で生じた電力を一時的に蓄える蓄電部とを前記筐体に組み込み、前記発電部で生じた電力を直接、又は前記蓄電部を介して前記電源部へ供給するものとした。この発明によれば、被測定者の動きにより発電した電力を用いて被測定者の筋肉の状態を計測するので、効率的な電力利用が可能となり、さらに長時間の計測・記録が可能となる。 10

【0014】

請求項5の発明は、請求項1乃至4の何れか記載の発明において、前記信号処理部で得られたデータの積算を行う積算部と、この積算部で積算された値を表示する表示部とを有するものとした。この発明によれば、長時間におよぶ測定の途中にも、被測定者は積算された値を見てその時点までの筋肉の使用程度を把握でき、運動量のコントロールが可能となる。また、予め目標となる積算値が決められている場合には、その目標値に向けて運動量を増やしたり運動することを努力するようになり、健康増進の動機付けになる。

【0015】

請求項6の発明は、請求項1乃至5の何れか記載の発明において、前記記憶部は、前記筐体に着脱自在な記憶媒体からなるものとした。この発明によれば、前記記憶部を前記筐体から取り外して外部の処理装置と接続することで、より高度な分析を行うことができるようになる。また、長期的な計測結果を外部の処理装置で管理することも可能となる。また、複数の筋肉から得られた情報を外部の処理装置を用いて一元管理し、分析・比較することもできる。 20

【0016】

請求項7の発明は、請求項1乃至6の何れか記載の発明において、前記筐体内に被測定者の動きを検出する動作検出部を有し、前記制御部は、前記動作検出部が所定の期間被測定者の動きを検出しなければ、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部との動作を休止させるものとした。この発明によれば、睡眠中や安静座位の状態などほとんど筋肉を使わない場合に、余分な消費電力を削減でき、さらに長時間の計測が可能となる。 30

【0017】

請求項8の発明は、請求項1乃至7の何れか記載の発明において、前記電極部は、前記筐体から着脱自在なものとした。この発明によれば、前記電極部を筐体から取り外して消毒することや交換することができ、衛生的に使用することができる。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を実施形態1から実施形態6によって説明する。

【0019】

(実施形態1)

図1に、本実施形態の筋電位計測装置Aの構成をブロック図で示す。

【0020】

本実施形態の筋電位計測装置Aは、被測定者の筋肉の2点間の電位差を検出する電極部1と、電極部1の検出電位差を増幅する増幅部2と、増幅部2の信号をリアルタイムに処理して被測定者の筋肉状態を推定する信号処理部3と、信号処理部3で得られたデータを記憶する記憶部4と、増幅部2と信号処理部3と記憶部4の動作を制御する制御部5と、電池からなる電源部6とから構成される。

【0021】

増幅部2と信号処理部3と記憶部4と制御部5と電源部6とは、図2に示す筐体7に内蔵され、電極部1は筐体7の底部外面(人体との接触面)側に一体的に配設され、筐体7は 50

10

20

30

40

50

、被測定者Mの例えば腕などに装着される。

【0022】

電極部1は、図3(a)に示すように、2つの筋電位検出電極1aと、グランド電極1bとからなる。筋電位検出電極1aは、被測定者Mの筋肉の2点間の電位差を検出し、グランド電極1bは、その電位差を検出する際の基準電位を得るためのものである。筋電位検出電極1aとグランド電極1bとは、図3(b)に示すように筐体7から着脱自在であり、筐体7から分離させて消毒や電極の交換を行うことができる。

【0023】

増幅部2は、まず電極部1の筋電位検出電極間で発生した電位差を高入力インピーダンスの特性を持つインピーダンス変換手段20により筋電位として安定に取り出す。この高入力インピーダンスの特性により、人体組織を介した電極間の抵抗値が大きくてもその間の電位差を取り出すことが可能で、電解質の糊やペーストを塗布することなく計測ができる。次に、フィルタ手段21が前記筋電位の中からノイズが含まれている周波数成分を除去する。信号が安定しノイズが除去された後に、アンプ手段22で所要の大きさまで筋電位を増幅する。

10

【0024】

信号処理部3は、マイクロコンピュータで構成されており、被測定者Mの様々な筋肉状態(例えば、発揮筋力や筋疲労状態など)の推定を行う。まず、内蔵のA/D変換機能によって増幅部2で得られた筋電位をA/D変換し、その後プログラムによって実現された各種演算処理機能が施される。本実施形態では演算処理機能として、周波数成分分析を行う高速フーリエ変換(以下、FFTと略す)演算機能と、FFT演算機能で得られた周波数成分のパワースペクトルのうち所要の周波数帯域だけを加算して筋電位の積分値に置き換える積分値導出機能と、予め記憶しておいた最大筋収縮時の積分値との比率から発揮筋力を推定する発揮筋力推定機能と、FFTで得られた前記周波数成分から中心周波数もしくは平均周波数の低下、もしくは高周波数成分の低下を判断して筋疲労の発生を推定する筋疲労検出機能とを有している。

20

【0025】

信号処理部3で得られた演算結果は、記憶部4に記憶される。記憶部4は、筐体7内に着脱自在に接続されるメモリーカードなどの記憶媒体からなる。記憶部4は、図4に示すように、筐体7から取り外してパソコンPCなどの外部の処理装置と接続することができ、外部の処理装置で前記演算結果を再び読み出すことができる。

30

【0026】

制御部5は、増幅部2と信号処理部3と記憶部4とを間欠的に動作させて消費電力の低減を図る制御モードを備えており、限られた電池容量の中で、筋電位計測装置Aの長時間使用を可能とする。また、その制御モード以外にも、例えば連続的に計測を行う制御モードなど、多様な制御モードを備えている。

【0027】

電源部6は、増幅部2と信号処理部3と記憶部4と制御部5の動作のために必要な電力を供給する。

【0028】

かかる筋電位計測装置Aにおいては、取り扱いが煩雑なリード線やワイヤー線がなく、筐体7の電極部1側を被測定者Mの測定対象の筋肉上に装着するだけで筋電位の計測およびその計測結果の記録ができるので、被測定者Mの身体動作を制限したり拘束したりすることなく、取り扱いが簡便である。また、リード線やワイヤー線に起因するノイズの発生が低減され信号の安定性も向上する。その際、着衣のままで計測および記録も可能である。

40

【0029】

また、同時に複数の筋肉の電位を計測し記録することも容易である。

【0030】

また、制御部5が間欠的に動作を行う制御モードを備えたことにより、限られた電池容量

50

の中で連続して長時間におよぶ使用が可能となり、運動トレーニング中の筋の活性度合いや日常生活時の筋の状態などの記録・分析を行うことができ、これまでに無い臨床医学データが得られ、筋電位計測装置を用いた治療の精度の向上が期待できる。

【0031】

また、記憶部4が筐体7に着脱自在な記憶媒体であるので、計測結果(演算結果)を外部の処理装置に移して長期的にデータを管理することや、筐体7内では困難な高度な分析を行うことも可能となる。また、複数の筋肉から得られる情報を外部の処理装置に一元管理することもできる。

【0032】

また、病院などの医療現場をはじめ、衛生面に注意を払うべきところで利用する場合に皮膚に接触する部分の消毒は欠かせないが、電極部1が筐体7から着脱自在であり電極部1を筐体7から取り外して消毒を行うことができるため、衛生的に使用することができる。電極部1を使い捨ての電極とし、使用するたびに電極部1を交換するようにしてもよい。なお、本実施形態では、電極部1は筋電位検出電極1aとグランド電極1bとを独立して取り外すことができたが、図5に示すように、筋電位検出電極1aとグランド電極1bとを一体化された状態で取り外すようにしてもよい。

【0033】

(実施形態2)

本実施形態における基本構成は実施形態1と共通するために共通する部分については同一の符号を付して説明を省略し、本実施形態の特徴となる部分についてのみ詳細に説明する。

【0034】

則ち本実施形態の筋電位計測装置Bは、実施形態1に対して、制御部5が、前記増幅部と前記信号処理部と前記記憶部とを、全体を通して少なくとも24時間継続して動作させる点に特徴がある。

【0035】

かかる筋電位計測装置Bにおいては、人間の基本的な生活リズムの単位の1つである24時間という期間を継続して動作させることにより、一時的な計測ではわからない筋肉活動の日内変動を捉えることができ、医学的・生理学的に価値のあるデータを提供できる。

【0036】

(実施形態3)

本実施形態における基本構成は実施形態1又は2と共通するために共通する部分については同一の符号を付して説明を省略し、本実施形態の特徴となる部分についてのみ詳細に説明する。

【0037】

則ち本実施形態の筋電位計測装置Cは、実施形態1又は2に対して、図6に示すように動作検出部8を備えた点に特徴がある。

【0038】

動作検出部8は、一般に広く認知されている加速度センサやジャイロなどを用いて、被測定者Mの身体の動きを検出し、被測定者Mの身体の動きがあるか否かを制御部5へと伝達する。

【0039】

制御部5は、動作検出部8が所定の期間被測定者Mの動きを検出しなければ、増幅部2と信号処理部3と記憶部4の動作を休止させる。再び、動作検出部8が被測定者Mの身体の動きを検出すれば、増幅部2と信号処理部3と記憶部4の動作を再開させる。

【0040】

かかる筋電位計測装置Cにおいては、睡眠中や安静座位の状態のようにほとんど筋肉が使用されない場合に、余分な消費電力を低減させることができ、限られた電池容量の中で、長時間の計測が可能となる。

【0041】

10

20

30

40

50

(実施形態4)

本実施形態における基本構成は実施形態1と共通するために共通する部分については同一の符号を付して説明を省略し、本実施形態の特徴となる部分についてのみ詳細に説明する。

【0042】

則ち本実施形態の筋電位計測装置Dは、実施形態1に対して、信号処理部3の演算処理機能と、記憶部4に記憶するデータが異なる点に特徴がある。

【0043】

本実施形態の信号処理部3は、演算処理機能として、絶対値積分値導出機能を有している。

【0044】

絶対値積分値導出機能は、増幅部2で得られた筋電位を内臓のA/D変換機能によってA/D変換した後、図7に示すように、所定の単位時間a当たりの筋電位の絶対値化を行い(ステップS1)、絶対値化された筋電位bを加算して(ステップS2)、絶対値積分値cを求める。

【0045】

絶対値積分値導出機能によって求められた絶対値積分値cは、記憶部4に記憶される(ステップS3)。

【0046】

かかる筋電位計測装置Dにおいては、記憶部4が所定の単位時間a当たりのデータを記憶していくので、リアルタイムに全てのデータを記憶していくことに比べて、記憶するデータ量の削減ができ、限られた記憶容量の記憶部4内に長時間におよぶ測定結果の記憶が可能となる。

【0047】

また、絶対値積分値は、筋肉の収縮レベルによく相関することが一般に知られており、絶対値積分値を記録していくことで、臨床的価値が高いデータを得ることができる。

【0048】

尚、信号処理部3は、絶対値積分値導出機能の代わりに、平方自乗平均値(以下、RMS(Root Mean Square)値と略す。)導出機能を有していてもよい。

【0049】

RMS値導出機能は、増幅部2で得られた筋電位を内臓のA/D変換機能によってA/D変換した後、自乗して、自乗された筋電位の自乗値を所定の単位時間内で平均して自乗平均値を求め、さらに自乗平均値を平方演算して、RMS値を求める。

【0050】

この場合、記憶部4は、RMS値導出機能によって求められた所定の単位時間当たりのRMS値を記憶していく。

【0051】

RMS値も絶対値積分値と同様に筋肉の収縮レベルによく相関することが一般に知られており、RMS値を記録していくことで、臨床的価値が高いデータを得ることができる。

【0052】

(実施形態5)

本実施形態における基本構成は実施形態1と共通するために共通する部分については同一の符号を付して説明を省略し、本実施形態の特徴となる部分についてのみ詳細に説明する。

【0053】

則ち、本実施形態の筋電位計測装置Eは、図1に示した筋電位計測装置の構成に加えて、図8に示すように、発電部9と、発電部9で生じた電力を一時的に蓄える蓄電部10とを備え、図2に示した筐体7に夫々内蔵した点に特徴がある。

【0054】

発電部9は、被測定者Mの動き(身体動作)により発電を行う。具体的には、腕時計の自

10

20

30

40

50

動発電機能で利用されているように、体の振動を磁石の回転運動に変換し、これとコイルを用いて電磁誘導作用により電流を発生させる。

【 0 0 5 5 】

発電部 9 で生じた電力は、直接又は蓄電部 10 を介して電源部 6 へ供給される。則ち、被測定者 M が、発電部 9 が発電するのに十分な大きさの動作を行った場合、発電部 9 で生じた電力は、直接電源部 6 へ供給され、電源部 6 から筋電位計測装置 D の各部へ供給される。また、余剰電力がある場合は、蓄電部 10 へ蓄電される。逆に、被測定者 M の動作が小さい、或いは動作がない場合には、蓄電部 10 に蓄電されていた電力が電源部 6 へ供給される。

【 0 0 5 6 】

そもそも、筋電位計測装置は、被測定者 M が何らかの動作を行った際の筋肉の状態を計測するものであり、その動作で発電を行えば、効率的に電力を利用することができる。かかる筋電位計測装置 E においては、効率的に電力を利用することで、さらに長時間の計測・記録が可能となる。

【 0 0 5 7 】

尚、発電部 9 と蓄電部 10 とは、電源部 6 に含まれた構成でもよい。

【 0 0 5 8 】

(実施形態 6)

本実施形態における基本構成は実施形態 1 と共通するために共通する部分については同一の符号を付して説明を省略し、本実施形態の特徴となる部分についてのみ詳細に説明する。

【 0 0 5 9 】

則ち、本実施形態の筋電位計測装置 F は、図 9 に示すように、信号処理部 3 で得られたデータの積算を行う積算部 (図示せず) を筐体 7 内に有し、この積算部で積算された値を表示する表示部 11 を筐体 7 の上面に配置した点に特徴がある。

【 0 0 6 0 】

例えば積算部が、信号処理部 3 で得られたデータとして筋電位の絶対値積分値を測定開始から積算していくとすると、積算された絶対値積分値は、表示部 11 の、例えば左横に設置された表示ボタン 12 を押すことで、表示部 11 にデジタル数字で表示される。表示したい時だけ表示ボタン 12 を押して表示部 11 に表示させることで、余分な消費電力を低減している。

【 0 0 6 1 】

また、積算部で積算された値は、表示部 11 の、例えば右横に設置されたクリアボタン 13 を押すことで、自由にゼロリセットできる。

【 0 0 6 2 】

かかる筋電位計測装置 F においては、被測定者 M は、長時間におよぶ測定の途中にも、その時点までにどの程度自身の筋肉を使ったかが把握でき、万歩計 (R) のように 1 日の運動量のコントロールが可能となる。また、予め目標となる積算値が決められている場合は、その目標値に向けて運動量を増やしたり運動することを努力するようになり、健康増進の動機付けにもなる。

【 0 0 6 3 】

尚、積算部は、信号処理部 3 の一機能であっても良い。

【 0 0 6 4 】

また、本実施形態では、積算部が筋電位の絶対値積分値の積算を行う例をあげたが、絶対値積分値の積算に限定されるものではなく、例えば、筋電位の R M S 値の積算を行うものでもよい。

【 0 0 6 5 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明では、筋肉に発生する筋電位を、被測定者の身体動作を妨げることなく簡便に長時間安定して計測でき、その計測結果を記録できる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】実施形態 1 の筋電位計測装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】同上の筐体を被測定者の腕に装着した状態を示す図である。

【図 3】(a) 同上の筐体の外観を示す図である。

(b) 同上の筐体から電極部を取り外した図である。

【図 4】同上の記憶部を筐体から取り外して外部の処理装置に接続する状態を説明する図である。

【図 5】同上の電極部の別の取り外し方を説明する図である。

【図 6】実施形態 3 の筋電位計測装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】実施形態 4 の筋電位計測装置の信号処理部の処理の流れを説明する図である。

10

【図 8】実施形態 5 の筋電位計測装置の構成を示すブロック図である。

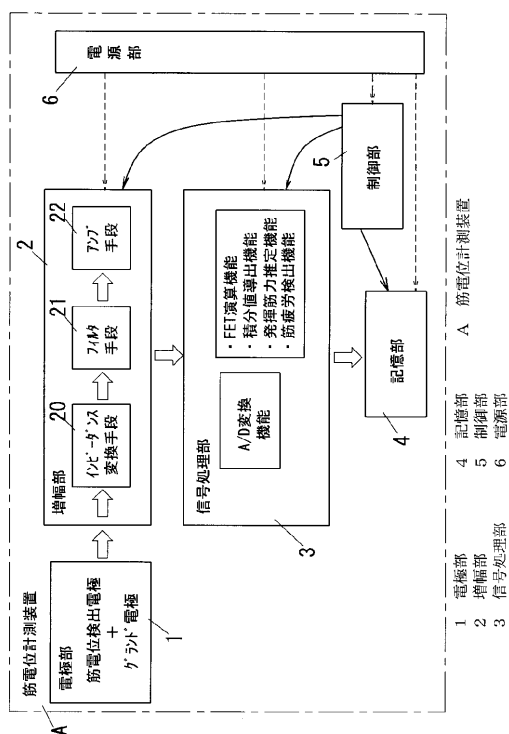
【図 9】実施形態 6 の筋電位計測装置を被測定者の太股に装着した状態を示す図である。

【符号の説明】

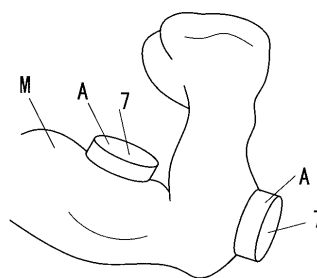
- 1 電極部
- 2 増幅部
- 3 信号処理部
- 4 記憶部
- 5 制御部
- 6 電源部
- 7 筐体
- 8 動作検出部
- 9 発電部
- 10 蓄電部
- 11 表示部
- A ~ F 筋電位計測装置

20

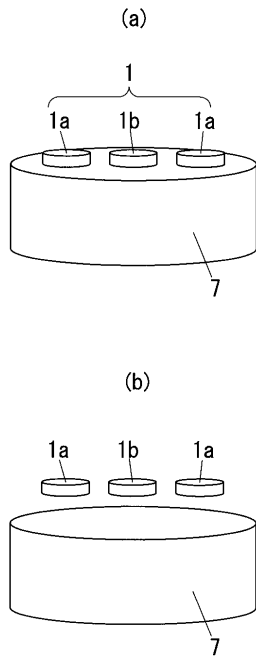
【図 1】



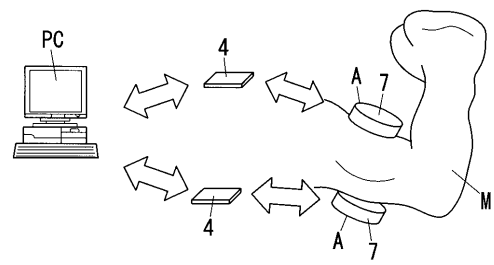
【図 2】



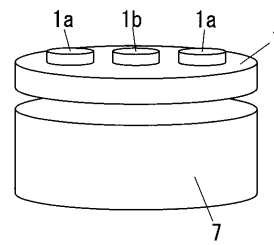
【図 3】



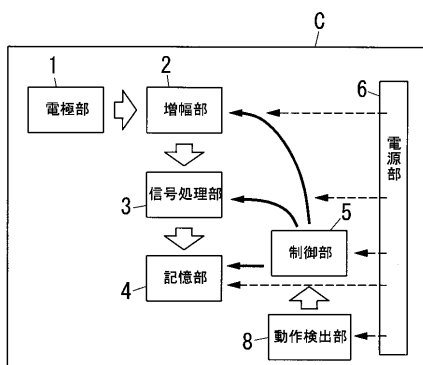
【図 4】



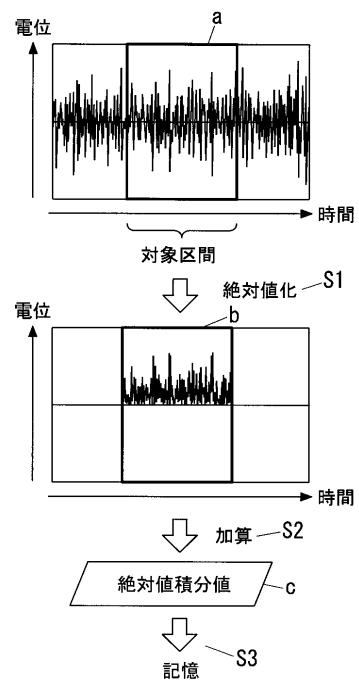
【図 5】



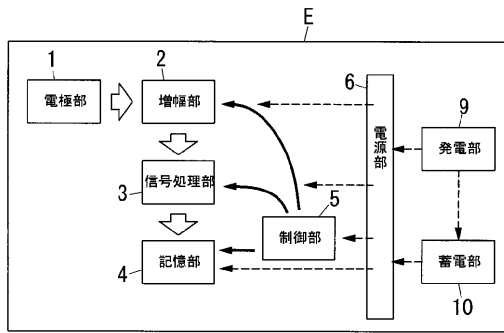
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

