

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6301922号
(P6301922)

(45) 発行日 平成30年3月28日(2018.3.28)

(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 B
A 6 1 B 5/0408 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 0 0 M
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)

請求項の数 17 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-523604 (P2015-523604)	(73) 特許権者	515023143
(86) (22) 出願日	平成25年7月25日 (2013. 7. 25)		ユニバーシティ オブ サウサンプトン
(65) 公表番号	特表2015-526163 (P2015-526163A)		UNIVERSITY OF SOUTH
(43) 公表日	平成27年9月10日 (2015. 9. 10)		AMPTON
(86) 国際出願番号	PCT/GB2013/000325		イギリス国 サウサンプトン エスオー1
(87) 国際公開番号	W02014/016547		7 1 ビージェー ハイフィールド キャンパス
(87) 国際公開日	平成26年1月30日 (2014. 1. 30)		Highfield Campus, S
審査請求日	平成28年7月13日 (2016. 7. 13)		outhampton SO17 1BJ
(31) 優先権主張番号	1213592.7		United Kingdom
(32) 優先日	平成24年7月27日 (2012. 7. 27)	(74) 代理人	100122426
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 加藤 清志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の少なくとも一の筋肉についての情報の提供に用いる装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の少なくとも一の筋肉についての情報を提供する装置であって、

(i) 前記筋肉に測定許可信号を与える信号提供手段と、

(i i) 前記信号提供手段からの前記測定許可信号を前記患者が受け取ることができるようにする第 1 コンタクト電極と、

(i i i) 前記筋肉のパラメータであって、前記測定許可信号の影響を受けるパラメータおよび前記筋肉の運動によって引き起こされる組織インピーダンスの変化を示す少なくとも一の電気特性に関する、筋肉のパラメータを測定する測定手段と、

(i v) 前記患者の筋肉にかける、セパレートされた導電領域の配列を備えるガーメントと、を備え、

前記第 1 コンタクト電極が前記測定パラメータを取得するための所定の正確な位置上において前記ガーメントのセパレートされた導電領域と接触した状態で、前記第 1 コンタクト電極を前記ガーメント上の当該所定位置に位置決めできるよう構成される装置。

【請求項 2】

前記ガーメントは伸縮性または適合性のある布製である、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記ガーメントは前記患者の部位を通す袖型ガーメントである、請求項 1 または 2 に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

前記ガーメントは人の部位の周囲にかけるストラップ型ガーメントである、請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 5】

前記導電領域はマトリクス状に間隔をおいて配された導電領域である、請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 6】

前記導電領域は、前記ガーメントに織り込まれる、または前記ガーメントに成形または印刷される、請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 7】

前記信号提供手段は独立した信号生成部である、請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の装置。

10

【請求項 8】

前記筋肉に神経筋刺激信号を与える神経筋刺激手段を備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 9】

前記信号提供手段と前記神経筋刺激手段とは単一の要素として設けられる、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記信号提供手段は前記神経筋刺激手段とは別の要素として設けられる、請求項 8 に記載の装置。

20

【請求項 11】

前記装置は、前記筋肉への前記測定許可信号が前記筋肉への前記神経筋刺激信号に重ねられるよう用いられる、請求項 8 から 10 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 12】

前記第 1 コンタクト電極は、また、前記神経筋刺激信号を前記患者が受け取ることができるようにする、請求項 8 から 11 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 13】

前記第 1 コンタクト電極とは別の、前記神経筋刺激信号を前記患者が受け取ることができるようにする第 2 コンタクト電極を備え、

前記第 2 コンタクト電極は、前記第 2 コンタクト電極が前記神経筋刺激を取得するための所定の位置上にかかる前記ガーメントのセパレートされた導電領域と接触した状態で、前記ガーメント内の当該所定位置に位置決めされる、請求項 8 から 10 のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 14】

前記測定許可信号は、

- (a) 正弦波と、
- (b) 矩形波と、
- (c) 三角波と、
- (d) 任意の波形と、
- (e) 繰り返される類似または異種波形と、
- (f) 平均化することができるランダム波形と、
- (g) インパルスと、

40

のうち少なくとも一から選択される波形を有する、請求項 1 から請求項 13 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 15】

前記ランダム波形はホワイトノイズである、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

前記測定手段は、

- (a) 位相シフトと、
- (b) 振幅と、

50

(c) スルーレートと、
 (d) 二乗平均平方根値と、
 (e) インパルスと、
 のうち少なくとも一から選択される電気特性を用いて前記筋肉のパラメータを測定する、請求項 1 から請求項 15 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 17】

前記ガーメントの電氣的に伝導性のある部分を封止する封止手段を備え、これにより前記ガーメントを洗淨することができる、請求項 1 から請求項 16 のいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の少なくとも一の筋肉についての情報の提供に用いる装置に関する。本装置は、例えば脳卒中や外科手術によって引き起こされた疾患による運動機能の喪失に苦しむ患者の、筋肉の運動についての情報を提供するものとするものである。また、本装置は、例えば運動選手の場合など、身体的に健全であるが筋肉の運動を向上させることによって成績を上げることを望む患者の、筋肉の運動についての情報の提供に用いることもできる。本発明の装置は、主として人間の患者に対して利用するためのものであるが、患畜に対して用いることもできる。

【背景技術】

20

【0002】

患者の少なくとも一の筋肉についての情報の提供に用いる既知の装置は、筋肉に測定許可信号を与える信号提供手段と、信号提供手段からの測定許可信号を患者が受け取ることができるようにするコンタクト電極と、筋肉のパラメータを測定する測定手段とを備える。この既知の装置は、関節、例えば足首関節の目安に用いられる。この既知の装置には、コンタクト電極を患者の所要の部位に正確に位置を合わせることが難しいという問題がある。最適位置からプラスマイナス 5 mm の位置決めの変動は、測定結果に悪影響を及ぼすことがある。

【発明の概要】

【0003】

30

本発明の目的は、上述の問題を低減することにある。

【0004】

よって、本発明の非限定的な一実施形態において提供される装置は、患者の少なくとも一の筋肉についての情報を提供する装置であって、

(i) 前記筋肉に測定許可信号を与える信号提供手段と、

(ii) 前記信号提供手段からの前記測定許可信号を前記患者が受け取ることができるようにする第 1 コンタクト電極と、

(iii) 前記筋肉のパラメータであって、前記測定許可信号の影響を受ける、また前記筋肉の運動によって引き起こされる組織インピーダンスの変化を示す少なくとも一の電気特性に関する、筋肉のパラメータを測定する測定手段と、

40

(iv) 前記患者の筋肉にかける、セパレートされた導電領域の配列を備えるガーメントとを備え、

前記第 1 コンタクト電極が前記測定パラメータを取得するための所定の正確な位置上において前記ガーメントのセパレートされた導電領域と接触した状態で、前記第 1 コンタクト電極を前記ガーメント上の当該所定位置に位置決めできるよう構成される。

【0005】

本発明の装置は、第 1 コンタクト電極の正確な位置決めが可能であるという点で好都合である。この正確な位置決めは、個々の患者に対して実現することができる。一旦ガーメント上の第 1 コンタクト電極の正確な位置が定まると、例えば接着剤などの固定手段を用いて、ガーメント上の適正位置に第 1 コンタクト電極を固定することができる。接着剤

50

は、硬化前にコンタクト電極を調整し再位置決めすることができる導電性ゲルであってもよい。ガーメント上での第1コンタクト電極の正確な初期位置決めは、臨床医、病院の技師、またはその他の関係者によって行われる。一旦第1電極がガーメントに固定されると、例えば日々の利用などの必要に応じて、ガーメントを使用後に取り外して再度取り付けることができるようになる。患者が、ガーメントの取り付けと取り外しを行う人物であってもよい。第1コンタクト電極がガーメントに固定されているため、第1コンタクト電極は繰り返し確実に正確に位置決めされる。よって、例えば病院の別の場所や家庭から、患者の筋肉の運動を確実に遠隔モニタリングすることが可能となる。

【0006】

本装置は、ガーメントが伸縮性または適合性のある布製である装置であってもよい。このような布からなるガーメントは、筋肉の運動を示すために、筋肉の測定を必要とする患者の身体部位に合わせるができる。

10

【0007】

ガーメントは、患者の部位を通す袖型ガーメントであってもよい。患者の部位とは、例えば腕、脚、指、つま先、胴体、または首であってもよい。袖型ガーメントは、人体の部位にかぶせることができるように伸長する閉鎖ループ袖型ガーメントであってもよい。

【0008】

必要であれば、ガーメントは患者の部位の周囲にかけるストラップ型ガーメントでもよい。ストラップ型ガーメントは、閉鎖手段によって閉鎖されるオープンループ状であってもよい。閉鎖手段は、プラスチック部材を閉じるプッシュと開くブルのマトリクスを備える留め具であってもよい。好適な留め具としては、ベルクロの登録商標で知られるものがある。例えばバックルなど、その他の閉鎖手段を用いてもよい。

20

【0009】

セパレートされた導電領域の配列は、非導電領域によって分割されてもよく、または下層の導電領域によって分割されもよい。横方向の電流の流れを制限するために、下層の導電領域は導電領域よりも薄いことが好ましい。通常、配列された導電領域は、互いに間隔をおいて配される。ただし、その他の導電領域を用いてもよい。導電領域は、ガーメントの横方向に伝導するが、ガーメントの面方向には伝導しない、または実質的に伝導しないように構成されてもよい。よって、導電領域は、トランス導電性の導電領域とみなすことができる。

30

【0010】

導電領域は、ガーメントに織り込まれてもよく、またはガーメントに成形または印刷されてもよい。

【0011】

配列は、任意の適切な大きさおよび形状とすることができる。よって、例えば、モニタされているまたは治療されている筋肉もしくは筋肉群の位置および大きさによって、規則的または不規則な形状の配列であってもよい。

【0012】

本発明の装置は、筋肉の運動のみを示す測定パラメータを与えるために用いられてもよい。信号提供手段は、独立した信号生成部であってもよい。通常、第1コンタクト電極は2個であるが、必要に応じてそれ以上の数の第1コンタクト電極を用いてもよい。

40

【0013】

また、本発明の装置は、筋肉の運動を示す測定パラメータに加えて、示された筋肉の運動によって決定された筋肉の神経筋刺激を与えるために用いられてもよい。この場合、本発明の装置は、筋肉に神経筋刺激信号を与える神経筋刺激手段を備えてもよい。

【0014】

本発明の装置が神経筋刺激手段を含む場合、信号提供手段と神経筋刺激手段とは単一の要素として設けられてもよい。また、信号提供手段は神経筋刺激手段とは別の要素として設けられてもよい。

【0015】

50

本発明の装置が神経筋刺激手段を含む場合、本装置は、筋肉への測定許可信号が筋肉への神経筋刺激信号に重ねられるよう利用されてもよく、またはその逆であってもよい。

【0016】

必要に応じて、第1コンタクト電極は、神経筋刺激信号を患者が受け取ることができるようにすることもできる。また、本発明の装置は、第1コンタクト電極とは別の、神経筋刺激信号を患者が受け取ることができるようにする第2コンタクト電極を備えてもよく、この第2コンタクト電極は、第2コンタクト電極が神経筋刺激を取得するための所定の位置上においてガーメントのセパレートされた導電領域と接触した状態で、ガーメント内の当該所定位置に位置決めされる。第2コンタクト電極が用いられる場合、普通は2個の第2コンタクト電極が設けられるが、必要に応じてそれ以上の数の第2コンタクト電極を用いることができる。

10

【0017】

測定許可信号は、

- (a) 正弦波と、
- (b) 矩形波と、
- (c) 三角波と、
- (d) 任意の波形と、
- (e) 繰り返される類似または異種波形と、
- (f) 平均化することができるランダム波形と、
- (g) インパルスと、

20

のうち少なくとも一から選択される波形を有してもよい。

【0018】

他のタイプの波形を用いることもできる。ランダム波形は雑音特性を有する波形、例えばホワイトノイズであってもよい。

【0019】

測定手段は、

- (a) 位相シフトと、
- (b) 振幅と、
- (c) スルーレートと、
- (d) 二乗平均平方根値と、
- (e) インパルスと、

30

のうち少なくとも一から選択される電気特性を用いて筋肉のパラメータを測定するよう構成されてもよい。

必要に応じて、そのほかの電気特性を測定してもよい。

【0020】

本発明の装置は、ガーメントの電氣的に伝導性のある部分を封止する封止手段を備えてもよく、これによりガーメントを洗浄することができる。よって、例えば、ガーメントを繰り返し使用した後にスポンジングで洗浄してもよい。

【0021】

本発明の装置は、臨床医またはその他の人物によって第1コンタクト電極をセパレートされた導電領域の配列の最適な領域に正確に位置決めされるように、用いることができる。第1コンタクト電極は、ガーメントを将来どのようににも利用できるよう、適切な位置にとどめることができる。また、第1コンタクト電極は、使用後に取り外すことができ、その後再び使用するたびに再度位置決めすることができる。第1コンタクト電極が適切な位置にとどまる場合、本装置の残りの部分に接続するよう構成されてもよい。

40

【0022】

本発明の装置は、筋肉の運動を筋肉の長さの変化により引き起こされる運動であるとして利用されてもよい。しかしながら、そのほかの種類の筋肉の運動を用いることもできる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 3 】

以下、以下の添付の図面を参照して、本発明の実施形態をほんの一例として説明する。

【 0 0 2 4 】

【図 1】図 1 は、患者の少なくとも一の筋肉についての情報を提供し、正確かつ反復可能な電極の位置を保証する第 1 装置の部分図である。

【図 2】図 2 は、図 1 に示す装置の部分拡大図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示す装置の部分断面図である。

【図 4】図 4 は、図 3 に示す装置の部分拡大図である。

【図 5 - 1 0】図 5 ~ 図 1 0 は、図 1 に示すものとは異なるセパレートされた導電領域を示す図である。

10

【図 1 1】図 1 1 は、筋肉の運動を示す測定パラメータを与える本発明の第 1 装置の部分図である。

【図 1 2】図 1 2 は、筋肉運動を示す測定手段と、筋肉に神経筋刺激信号を与える神経筋刺激手段とを備える本発明の第 2 装置の部分図である。

【図 1 3】図 1 3 は、筋肉に測定許可信号を与える信号提供手段および筋肉に神経筋刺激信号を与える信号提供手段のいずれもが、神経筋刺激部により形成される本発明の第 3 装置の部分図である。

【図 1 4】図 1 4 は、信号提供手段からの測定許可信号を患者が受け取ることができるようにする第 1 の電極セットと、神経筋刺激手段から神経筋刺激信号を受信する第 2 の電極セットとを備える、本発明の第 4 装置の部分図である。

20

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 2 および図 1 4 の装置に示す独立した信号生成部および神経筋刺激部で用いられる測定波形を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、図 1 3 の装置に示す測定許可信号としての神経筋刺激波の要素を用いた測定波形を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 5 】

図 1 ~ 図 4、および図 1 1 を参照して、患者 6 の少なくとも一の筋肉 4 に用いる装置 2 を示す。装置 2 は、筋肉 4 に測定許可信号を与える信号提供手段 8 を備える。また、装置 2 は、信号提供手段 8 からの測定許可信号を患者 6 が受け取ることができるようにする第 1 コンタクト電極 1 0 を備える。

30

【 0 0 2 6 】

また、装置 2 は、筋肉 4 のパラメータを測定する測定手段（測定サブシステム）1 2 を備える。パラメータは、測定許可信号の影響を受ける。パラメータは、筋肉 4 の運動によって引き起こされる組織インピーダンスの変化を示す少なくとも一の電気特性に関するものである。

【 0 0 2 7 】

また、装置 2 は、患者 6 の筋肉 4 にかけるガーメント 1 4 を備える。ガーメント 1 4 は、非導電領域 2 0 によって分離され、セパレートされた導電領域 1 8 の配列 1 6 を備える。

【 0 0 2 8 】

装置 2 は、第 1 コンタクト電極 1 0 が測定パラメータを取得するための所定の正確な位置上においてガーメント 1 4 のセパレートされた導電領域 1 8 と接触した状態で、第 1 コンタクト電極 1 0 をガーメント 1 4 上の当該所定位置に位置決めできるよう構成されている。

40

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように、このガーメントは袖型ガーメントであり、腕 2 2 の前腕 2 4 にガーメント 1 4 がかかるように腕 2 2 を通すものである。ガーメント 1 4 は、伸縮性または適合性のある布製であり、これによってガーメント 1 4 が前腕 2 4 の輪郭にぴったりと合う袖型ガーメントとなる。

【 0 0 3 0 】

50

図3は、導電領域18のマトリクス16が患者6の皮膚25に接触可能である様子を示す図である。

【0031】

セパレートされた導電領域18は、配列16内で規則的な間隔をおいて配されたセパレートされた導電領域18である。セパレートされた導電領域18は、図3および図4からよくわかるように、ガーメントに織り込まれる、またはガーメントに成形または印刷される。

【0032】

図5～図10は、それぞれ配列26、28、30、32、34、36における、6つの種類および/または構成の異なるセパレートされた導電領域18およびこれを取り巻く非導電領域20を示す図である。

10

【0033】

図11は、第1装置2において信号提供手段8が独立した信号生成部である様子を示す図である。使用の際、信号生成部8は、第1コンタクト電極10、導電領域18、および測定手段(測定サブシステム)12を介して、患者の体内を通る電気回路40を形成する測定波形38を作り出す。測定手段(測定サブシステム)12は、出力42を作り出す。よって、出力42は、筋肉4の運動を示す測定パラメータである。

【0034】

図12は、本発明の第2装置44の部分図である。比較および理解を容易にするために、図11と類似の部分には、同じ参照符号を付している。装置44は、筋肉4に神経筋刺激信号を与える神経筋刺激手段46を含むものである。図12からわかるように、神経筋刺激手段は、信号提供手段8に追加して使用するものである。よって、装置44は、まず、筋肉4を測定して筋肉4の運動の目安を得ることができるようにし、次に筋肉4が筋肉4の運動を刺激する神経筋刺激信号を受信できるようにする。その後、筋肉4の運動を示す測定パラメータによって神経筋刺激の効果をモニタすることができ、それに応じて筋肉4に最適な神経筋刺激を与えるよう神経筋刺激信号を調整することができる。装置44は、信号提供手段8が波形38を作り出すよう動作する。波形38は、スイッチ48によって切り替えられて、電極10および測定手段(測定サブシステム)12を介して、患者の体内を通る電気回路40を形成する。計算は測定手段(測定サブシステム)12によって行われ、その後、制御コマンド信号50が神経筋刺激手段46に送信される。神経筋刺激手段46は、スイッチ48を介して第1コンタクト電極10に接続されており、これによって単数もしくは複数の刺激パルス52が第1コンタクト電極10に送られる。その後、このプロセスは必要に応じて適宜繰り返される。

20

30

【0035】

図13に、第3装置54を示す。比較および理解を容易にするために、これ以前の図と類似の部分には、同じ参照符号を付している。

装置54の動作中、神経筋刺激手段46は、第1コンタクト電極10に送られる神経筋刺激パルス列52を作り出す。電気回路40が測定手段(測定サブシステム)12により形成される。測定手段(測定サブシステム)12は、神経筋刺激手段46に送られる制御信号50を計算して、パルス列52を調節する。測定許可信号は、神経筋刺激パルス列52の要素として形成される。測定許可信号は、図13には示していないが神経筋刺激手段46に一体化された要素として形成される信号提供手段8によって生成される。

40

【0036】

図14に、本発明の第4装置56を示す。比較および理解を容易にするために、これ以前の図と類似の部分には、同じ参照符号を付している。装置56は、第1コンタクト電極10と2つの第2コンタクト電極58とを用いることを除いては、装置44と同様である。これにより、装置56は、装置44で使用されているスイッチ48なしで済ませることができる。装置56は、信号提供手段8が測定波形38を作り出して、第1コンタクト電極10および測定手段(測定サブシステム)12を介して患者6の体内を通る電気回路40を形成するよう動作する。計算は測定手段(測定サブシステム)12によって行われ、制

50

御コマンド信号50が神経筋刺激手段46に送信される。神経筋刺激手段46は、単数もしくは複数の刺激パルス52を第2コンタクト電極58に送る。

【0037】

図15は、独立した信号提供手段8および独立した神経筋刺激手段46で用いられる測定波形であって、例えば図12および図14に示すように取得することができる測定波形を示す図である。神経筋刺激パルス52は定期的に送られる。測定波形38は、刺激パルス52の間に印加される。

【0038】

図16は、図13の装置を用いて行われることができる、神経筋刺激波の要素を用いた測定波形の実施を示す図である。測定波形は、単数もしくは複数の神経筋刺激パルス52とともに送られる変調されたバーストで送られる。

10

【0039】

本発明の装置は、例えばまひ状態にある人物の腕の筋肉といった、筋肉に対する電氣的な刺激の制御に用いることができ、筋肉を伸ばせるように、しかしながら伸ばしすぎたり筋肉を傷めたりすることがないようにすることができる。各刺激パルス間の1秒以下のポーズ、例えばミリ秒のポーズの間に検出を行うことができるため、上述のように、好ましくは、検出および刺激に同一の電極を用いてもよい。

【0040】

本発明の装置は、筋肉の運動のモニタリングおよび/または例として以下のような用途に用いることができる。

20

(a) 遠隔地の衛生医師によって、患者が適切な運動を行っているかどうかを遠隔チェックすることができるようにする。

(b) 練習中の筋肉の運動をモニタすることにより運動選手のトレーニングを支援する。

(c) 仮想環境において仮想アバターがコンピュータユーザの動作に一致するようアバターの動作を制御するなどの非光学的なモーションキャプチャシステム。

【0041】

本発明の装置は、角度計を有するまたは光学的なデータキャプチャを用いる既知の装置に比べて、安価に製造することができる。まひ患者にとっては、角度計やジャイロスコープなどを用いたシステムに比較すると、過伸長を防ぐために本発明の装置を校正する方はるかに容易であり、また同じく本発明の装置は安価である。スポーツまたは触覚用途における恩恵として、複数のセンサがぴったり合ったゲーメント内で一体的かつ妨害することなく設けられることがあり、ここでも本発明の装置は、既知のシステムに比べて安価かつ簡単なものとすることができる。

30

【0042】

筋肉繊維は、測定を可能とし刺激を受けると反応するが、これは、分子レベルでは、筋肉繊維が長細く、長細くない繊維に比べてその容量効果が大きいからである。本発明の装置は、例えば電氣的な刺激を含む治療の用途に用いることができる。また、本発明の装置は、例えば複数の筋肉群を測定するなど、治療外の用途に用いてもよい。

【0043】

40

ゲーメントは、導電性ポリマーまたは類似のもので導電性を有するようにしてもよい。複数の筋肉群を同時にモニタすることもできる。1個のゲーメントが、いくつかの筋肉群に対する複数のセンサを備えてもよい。校正ステップは、腕または関節を、腕またはほかの身体部位を完全に伸ばした状態の位置まで動かし、自動的に測定された電位変化の所望かつ所定の最大値までの記録をとるという単純なものとするすることができる。電極位置が1時間単位または1日単位でわずかに移動し、測定に影響が出るならば、連続的に再校正するアプローチを用いてもよい。同様に、各電極が密集した電極配列である場合、各配列におけるどの電極が最も理想的な位置にあるかを、位相遅れの幅が最大となる当該電極による測定またはなんらかの類似の方法に基づいて、特定するためのコンピュータシステムを採用してもよい。また、刺激を与える実施形態においては、本発明の装置は、どの電極が

50

筋肉または関節をもっとも効率的に活性化するかを検出してもよく、その後、これらの電極を刺激および検出の両方に用いてもよい。

【 0 0 4 4 】

添付の図面を参照して説明した上記の本発明の実施形態はほんの一例であり、変更を行ってもよいことは言うまでもない。よって、例えば、導電領域 1 8 は代替的に導電領域 1 8 よりも下面に位置するより薄い導電領域によって分割されてもよい。装置 2、4 4、5 4、5 6 は、複数の筋肉または筋肉群で用いてもよい。装置 2、4 4、5 4、5 6 は、ゲーム 1 4 とともに用いることもできるし、患者の身体の別の部位用の異なる種類のゲームとともにも用いることもできる。患者 6 は、筋肉の運動機能の損傷に苦しむ人や運動選手を含む、任意のふさわしい患者であってもよい。また、患者 6 は、例えば犬、猫、競走馬など、動物であってもよい。図に示す個々の要素は、該当の図に示す用途に限定されるものではなく、他の図において用いてもよいし、本発明のすべての形態において用いることができる。

10

【 図 1 】

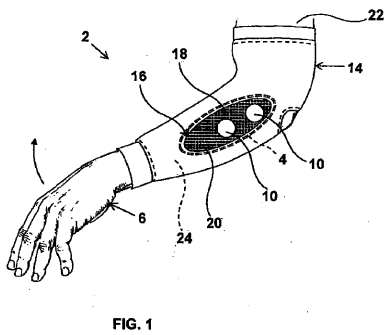


FIG. 1

【 図 3 】

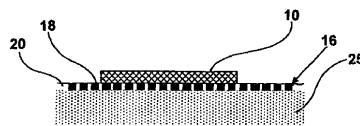


FIG. 3

【 図 4 】



FIG. 4

【 図 2 】

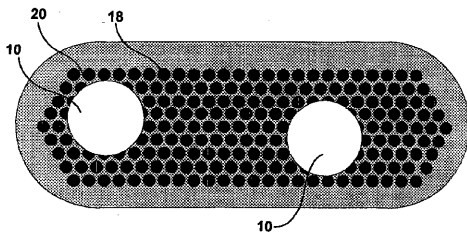


FIG. 2

【 図 5 】

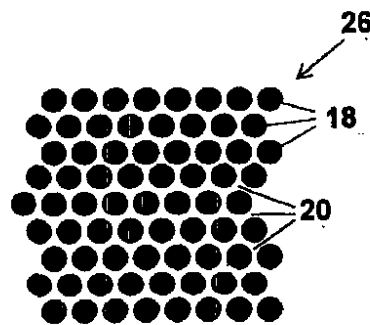


FIG. 5

【図6】

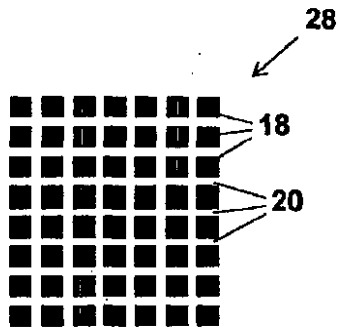


FIG. 6

【図7】

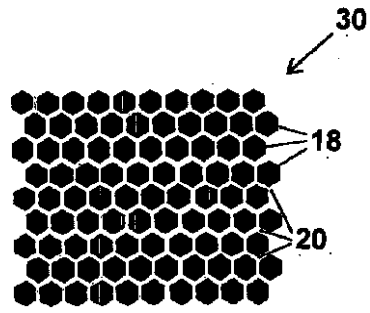


FIG. 7

【図8】

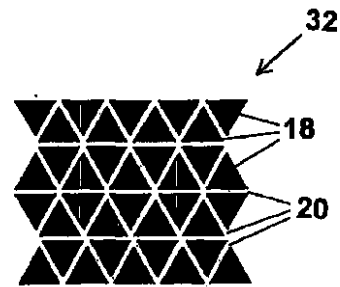


FIG. 8

【図9】

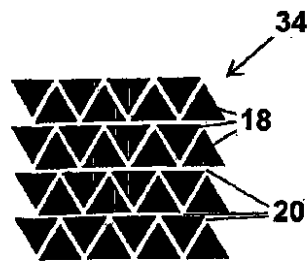
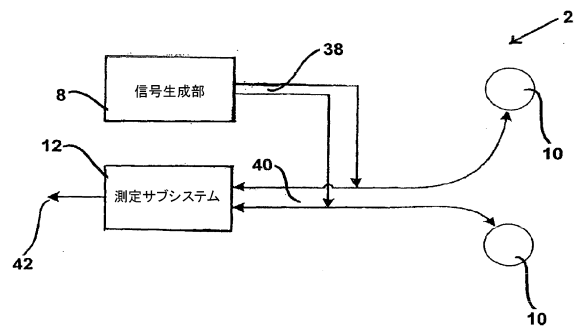
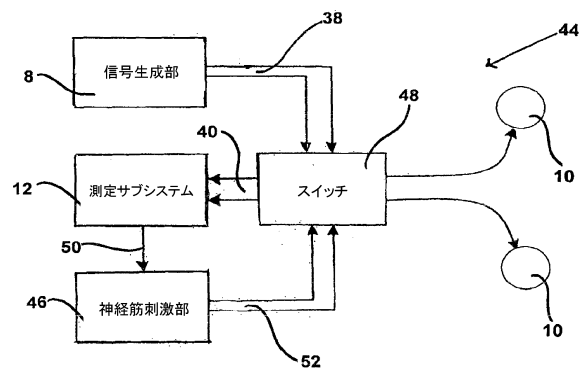


FIG. 9

【図11】



【図12】



【図10】

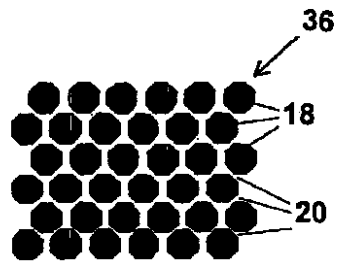
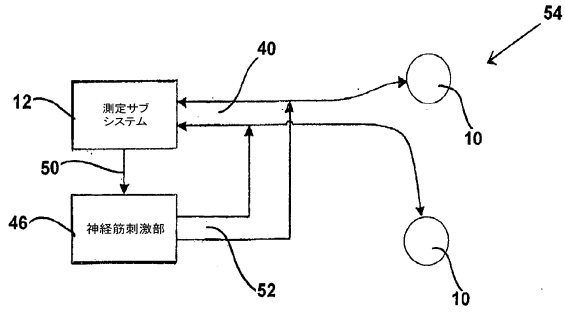
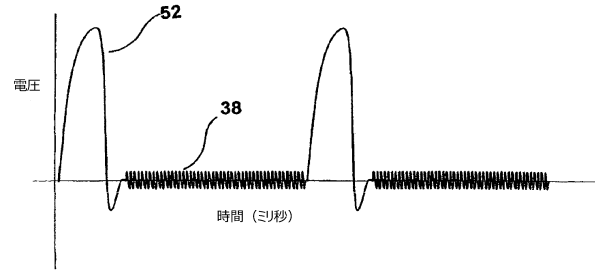


FIG. 10

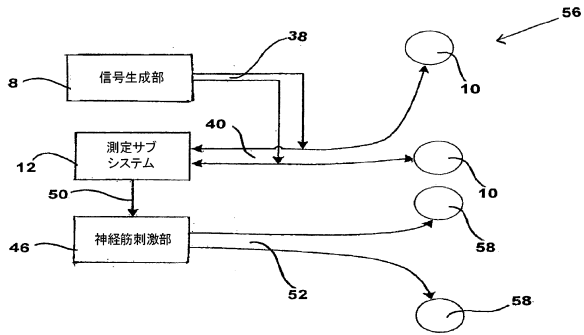
【図13】



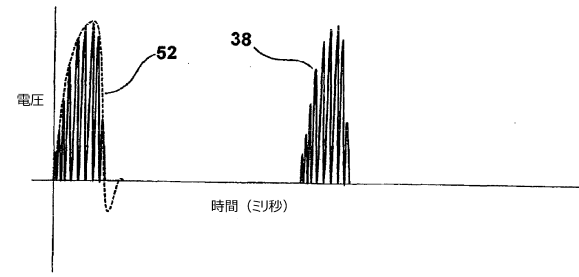
【図15】



【図14】



【図16】



フロントページの続き

(72)発明者 チャップル, ポール ハモンド
イギリス国 サウサンプトン エスオー17 1ビージェー ハイフィールド キャンパス ケア
オブ ユニバーシティ オブ サウサンプトン

(72)発明者 レーン, ロッドニー ポール
イギリス国 サウサンプトン エスオー17 1ビージェー ハイフィールド キャンパス ケア
オブ ユニバーシティ オブ サウサンプトン

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特表2010-512827(JP,A)
国際公開第2008/075250(WO,A1)
国際公開第2012/006753(WO,A1)
国際公開第2011/022068(WO,A1)
特表2005-525150(JP,A)
特開2011-010698(JP,A)
KIM S C ET AL, OPTIMUM ELECTRODE CONFIGURATION FOR DETECTION OF ARM MOVEMENT USING BIO
-IMPEDANCE, MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, SPRINGER, 2003年 3
月 1日, vol. 41, no. 2, 141-145

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B5/04-5/053

A61N1/00-1/44