

(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2008-204135

(P2008-204135A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>G06F 3/01 (2006.01)</b>	G06F 3/01 310B	4C027
<b>A61B 5/0476 (2006.01)</b>	A61B 5/04 322	4C341
A61G 12/00 (2006.01)	A61G 12/00 Z	

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-38980 (P2007-38980)  
 (22) 出願日 平成19年2月20日 (2007.2.20)

(出願人による申告) 委託研究：平成18年度O157-O234「多自由度・実時間制御機構を有するプレーン・コンピュータインタフェースの研究開発」、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受けるもの

(71) 出願人 504147243  
 国立大学法人 岡山大学  
 岡山県岡山市津島中一丁目1番1号  
 (74) 代理人 100147485  
 弁理士 杉村 憲司  
 (74) 代理人 100072051  
 弁理士 杉村 興作  
 (74) 代理人 100114292  
 弁理士 来間 清志  
 (74) 代理人 100107227  
 弁理士 藤谷 史朗  
 (74) 代理人 100134005  
 弁理士 澤田 達也

最終頁に続く

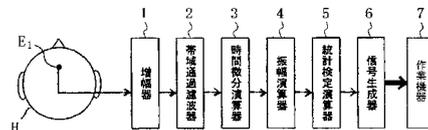
(54) 【発明の名称】 脳波-運動指令変換装置

(57) 【要約】

【課題】脳からの運動指令に関する信号の、直接の運動や言語を介さない実時間での検出を可能にすることにある。

【解決手段】脳 of、自発的な運動指令のための領域に対応して頭皮上に配置されて脳波を検出する電極 E<sub>1</sub> と、前記電極が検出した脳波から、自発的な運動指令に伴って発生する脳波を抽出する脳波抽出手段 1、2 と、前記抽出した脳波のパワーを検出する脳波パワー検出手段 3、4、5 と、前記検出した脳波のパワーが所定の指令閾値を越えて変化したか否かを識別し、その脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断する運動指令判断手段 6 と、前記運動指令があったものと判断した場合に運動指令信号を出力する運動指令出力手段 6 と、を具備することを特徴とする、脳波-運動指令変換装置である。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

脳の、自発的な運動指令のための領域に対応して頭皮上に配置されて、脳波を検出する電極と、

前記自発的な運動指令のための領域に対応する電極が検出した脳波から、自発的な運動指令に伴って発生する脳波を抽出する脳波抽出手段と、

前記脳波抽出手段が抽出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーを検出する脳波パワー検出手段と、

前記脳波パワー検出手段が検出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが所定の指令閾値を越えて変化したか否かを識別し、前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断する運動指令判断手段と、

前記運動指令判断手段が運動指令があったものと判断した場合に運動指令信号を出力する運動指令出力手段と、

を具えることを特徴とする、脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 2】**

脳の、運動動作のための領域に対応して頭皮上に配置されて、脳波を検出する電極をさらに具え、

前記脳波抽出手段は、前記運動動作のための領域に対応する電極が検出した脳波から、前記自発的な運動指令に応じた運動動作に伴って発生する脳波も抽出し、

前記脳波パワー検出手段は、前記脳波抽出手段が抽出した運動動作に伴って発生する脳波のパワーも検出し、

前記運動指令判断手段は、前記脳波パワー検出手段が検出した運動動作に伴って発生する脳波のパワーが所定の運動閾値を越えて変化したか否かも識別し、前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化するとともに、前記運動動作に伴って発生する脳波のパワーも前記運動閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断することを特徴とする、請求項 1 記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 3】**

脳の、前記自発的な運動指令のための領域は、前頭葉領域であり、

前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波は、シータ波であることを特徴とする、請求項 1 記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 4】**

前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波を検出する電極は、国際 10 - 20 法により定義される  $F_z$  電極であることを特徴とする、請求項 3 項記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 5】**

脳の、前記運動動作のための領域は、中心回領域であり、

前記運動動作に伴って発生する脳波は、シータ波であることを特徴とする、請求項 2 記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 6】**

前記運動動作に伴って発生する脳波を検出する電極は、国際 10 - 20 法により定義される  $C_3$  電極および  $C_4$  電極の少なくとも一方であることを特徴とする、請求項 5 記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 7】**

前記脳波パワーの検出は、統計検定によって行うことを特徴とする、請求項 1 から 6 までの何れか一項記載の脳波 - 運動指令変換装置。

**【請求項 8】**

前記統計検定の検定量は、以下に示す  $t$  検定量

10

20

30

40

【数 1】

$$t = \frac{\overline{x_1} - \overline{x_2}}{\sqrt{\frac{n_1 S_1^2 + n_2 S_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \left( \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}}$$

但し、 $S_1$ 、 $S_2$  は、計測した脳波の電位の 2 乗値の最新のゼロクロッシングポイントから過去  $n_1$  個までの分散および過去  $n_2$  個から  $n_3$  個までの分散、

$\overline{x_1}$ 、 $\overline{x_2}$

は、計測した脳波の電位の値の最新のゼロクロッシングポイントから過去  $n_1$  個までの 2 乗平均値および過去  $n_2$  個から  $n_3$  個までの 2 乗平均値、 $n_1$ 、 $n_2$ 、 $n_3$  は、 $n_1 < n_2 < n_3$  の任意の整数、

であることを特徴とする、請求項 7 記載の脳波 - 運動指令変換装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、コンピュータや機械装置等の作業機器の操作を手や言葉を介さずに脳波から検出した信号で実現する脳波 - 運動指令変換装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

神経・筋疾患患者のコミュニケーション手段の回復または運動機能の回復を目的として、従来は例えば以下のような技術が実施されている。すなわち、四肢の運動機能が残存する神経・筋疾患患者に対しては、スイッチやセンサによる入力方式によりコミュニケーション手段を回復する技術が実用化されている。また、眼球運動機能が残存する患者に対しては、視線を用いた入力装置が開発されている（特許文献 1 参照）。

【0003】

一方、四肢の運動機能が減退している患者に対しては、筋活動に伴う電気的信号である筋電を計測し、その筋電の信号処理を実施することで脳からの運動指令を検出し、運動を補助または支援する装置へ入力することで運動機能を回復する技術が開発されている（特許文献 2 参照）。また、四肢の運動機能が残存しない患者に対しては、脳活動を計測し、その信号処理を実施することで、脳からの運動指令を検出したりコミュニケーション手段を回復したりする技術が開発されている。

【0004】

さらに、患者の意思を二者択一で検出するために、近赤外分光装置を用いて脳血流変化を検出することにより、直接的思考とは異なる思考によって制御対象を制御する技術が開発されている（特許文献 3）。また、頭皮上に配置した脳波電極を用いて、コンピュータ上のカーソルを二次元で操作する技術についても開発されている（非特許文献 1）。そして、脳皮質に直接的に脳波用の電極を挿入することで、脳信号を検出する技術も開発されている（非特許文献 2）。

【特許文献 1】特開 2005 - 100366 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 180817 号公報

【特許文献 3】特開 2006 - 072606 号公報

【非特許文献 1】Wolpaw JR &amp; McFarland DJ, Proc Natl Acad Sci USA., Vol.101, 17849-17854 (2004)

【非特許文献 2】Hochberg LR et al., Nature, Vol.442, 164-171.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、四肢の運動機能が残存する神経・筋疾患患者のために開発された従来技

10

20

30

40

50

術では、四肢の運動機能を喪失した重度の神経・筋疾患患者に対しては用いることができない。また、四肢の運動機能が残存しない患者のために開発された近赤外分光装置を用いた従来技術では、血流活動を計測しているために、患者による意思表示から5～10秒程度の時間遅れが原理的に発生する。一方、従来の頭皮上に配置した脳波電極を用いた場合でも、運動の指令に係わる脳活動を測定しているのではなく、コンピュータ上のカーソルを操作するための脳活動を新たに脳内に構築することで実現しているために、患者の運動指令に対して時間的な遅れが発生してしまう。さらに、直接的に脳内に電極を挿入する従来技術では、開頭手術を要するために医学的な危険性を伴う。

【0006】

そこでこの発明は、開頭手術等のような従来技術における侵襲性の問題を解決するとともに、四肢の運動機能が残存しない患者に対して適用できないという問題および、人間の運動指令に対して発生する時間遅れの問題を解決することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明は、上記課題を有利に解決するものであり、この発明の脳波 - 運動指令変換装置は、脳の、自発的な運動指令のための領域に対応して頭皮上に配置されて、脳波を検出する電極と、前記自発的な運動指令のための領域に対応する電極が検出した脳波から、自発的な運動指令に伴って発生する脳波を抽出する脳波抽出手段と、前記脳波抽出手段が抽出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーを検出する脳波パワー検出手段と、前記脳波パワー検出手段が検出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが所定の指令閾値を越えて変化したか否かを識別し、前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断する運動指令判断手段と、前記運動指令判断手段が運動指令があったものと判断した場合に運動指令信号を出力する運動指令出力手段と、を具えることを特徴としている。

【発明の効果】

【0008】

かかるこの発明の脳波 - 運動指令変換装置にあつては、脳の、自発的な運動指令のための領域に対応して頭皮上に配置された電極が、その脳からの脳波を検出し、脳波抽出手段が、その自発的な運動指令のための領域に対応する電極が検出した脳波から、自発的な運動指令に伴って発生する脳波を抽出し、脳波パワー検出手段が、その脳波抽出手段が抽出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーを検出し、運動指令判断手段が、その脳波パワー検出手段が検出した自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが所定の指令閾値を越えて変化したか否かを識別して、前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断し、そして運動指令出力手段が、その運動指令判断手段が運動指令があったものと判断した場合に運動指令信号を出力する。

【0009】

従つて、この発明の脳波 - 運動指令変換装置によれば、頭皮上に電極を配置された人が考える運動指令に応じて運動指令信号を出力することができるので、コンピュータや機械装置の操作を手や言葉を介さずに実現することができ、しかも頭皮上に電極を配置する非侵襲の脳波計測技術を用いるので、開頭手術等のような侵襲性に関する問題を解決することができ、また通常の自発的な運動指令に伴って発生する脳波活動を用いるので、四肢の運動機能が残存しない患者に対して適用できないという問題および人間の運動指令に対して発生する時間遅れに関する問題を解決することができる。

【0010】

なお、この発明の脳波 - 運動指令変換装置においては、脳の、運動動作のための領域に対応して頭皮上に配置されて、脳波を検出する電極をさらに具え、前記脳波抽出手段は、前記運動動作のための領域に対応する電極が検出した脳波から、前記自発的な運動指令に応じた運動動作に伴って発生する脳波も抽出し、前記脳波パワー検出手段は、前記脳波抽出手段が抽出した運動動作に伴って発生する脳波のパワーも検出し、前記運動指令判断手

10

20

30

40

50

段は、前記脳波パワー検出手段が検出した運動動作に伴って発生する脳波のパワーが所定の運動閾値を越えて変化したか否かも識別し、前記自発的な運動指令に伴って発生する脳波のパワーが前記指令閾値を越えて変化するとともに、前記運動動作に伴って発生する脳波のパワーも前記運動閾値を越えて変化した場合に運動指令があったものと判断するようにしても良く、このように、運動動作に伴って発生する脳波活動も併せて用いれば、より正確に運動指令に応じて運動指令信号を出力することができる。

【 0 0 1 1 】

すなわち、当該発明において用いる脳波活動は、運動指令に伴って前頭葉領域から発生する活動または、それに加えて運動動作に伴って中心回領域から発生する脳波活動であり、前頭葉領域から発生する脳波活動や、前頭葉領域および中心回領域から発生する脳波活動の振幅情報により、従来技術の課題を解決するものである。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施の形態を実施例によって、図面に基づき詳細に説明する。ここに、図 1 は、この発明の脳波 - 運動指令変換装置の第 1 実施例の構成を示すブロック線図、図 2 は、上記第 1 実施例および後述の第 2 実施例の脳波 - 運動指令変換装置における電極配置の基となる国際 10 - 20 法で定義される各種脳波電極の配置を示す説明図であり、図中、符号 H は上方から見た人の頭部を、図では上方に顔が向いた状態で示している。

【 0 0 1 3 】

図 1 に示すこの第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置は、脳波電極 E<sub>1</sub> と、増幅器 1 と、帯域通過濾波器（バンドパスフィルタ）2 と、時間微分演算器 3 と、振幅演算器 4 と、統計検定演算器 5 と、信号生成器 6 とを具備しており、ここにおける脳波電極 E<sub>1</sub> は、人の脳の、自発的な運動指令のための領域である前頭葉、特に前頭前野に対応して頭部 H の頭皮上に配置される、図 2 に示す国際 10 - 20 法で定義される F<sub>z</sub> 電極に相当するものであって、その頭部 H から脳波を検出するものである。なお、この第 1 実施例では、図示しない参照電極を、脳波電極 E<sub>1</sub> の周囲四箇所の、例えば F<sub>z</sub> 電極の前方 20 % 位置の図示しない F<sub>pz</sub> 電極と、図示の F<sub>3</sub> , F<sub>4</sub> , C<sub>z</sub> 電極とにそれぞれ対応する位置に設定してローカルに脳波パワーを検出している。

20

【 0 0 1 4 】

増幅器 1 は、上記自発的な運動指令のための領域に対応する脳波電極 E<sub>1</sub> が検出した脳波信号を増幅し、帯域通過濾波器 2 は、その増幅した脳波信号から、特定帯域の脳波時系列情報のみ、すなわちここでは自発的な運動指令に伴って発生する脳波である 4 ~ 8 Hz のシータ波の時系列情報のみを濾波して抽出し、時間微分演算器 3 は、得られたシータ波の時系列データを時間微分処理し、振幅演算器 4 は、時間微分処理の結果からゼロクロッシングポイントを抽出することで、脳波時系列データの山と谷の位置を検出する。

30

【 0 0 1 5 】

統計検定演算器 5 は、ゼロクロッシングポイントにおける時間微分前の時系列の絶対値（脳波電圧の 2 乗値）を脳波のパワーとし、脳波電極 E<sub>1</sub> で検出されるパワーに関して統計検定することにより、時間的にパワーが変化したか否かを検定する。この統計検定量として、この実施例では、平均値の差をパラメトリックに検定する、以下に示す t 検定を用いる。

40

【 数 1 】

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{\frac{n_1 S_1^2 + n_2 S_2^2}{n_1 + n_2 - 2} \left( \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right)}}$$

【 0 0 1 6 】

ここで、S<sub>1</sub> は、計測した脳波の電位の 2 乗値の最新のゼロクロッシングポイント（現時点）から過去 n<sub>1</sub> 個までの分散、S<sub>2</sub> は、計測した脳波の電位の 2 乗値の最新のゼロク

50

ロッシングポイントから過去  $n_2$  個から  $n_3$  個までの分散、

$\overline{x_1}$

は、計測した脳波の電位の値の最新のゼロクロッシングポイントから過去  $n_1$  個までの 2 乗平均値、

$\overline{x_2}$

は、計測した脳波の電位の値の最新のゼロクロッシングポイントから過去  $n_2$  個から  $n_3$  個までの 2 乗平均値、 $n_1, n_2, n_3$  は、 $n_1 < n_2 < n_3$  の任意の整数である。また、自由度は、 $df = n_1 + n_3 - 2$  に従う。

10

【0017】

そして信号生成器 6 は、統計検定量が一定の閾値以上になった場合に、運動の指令があったものとして、例えばコンピュータや機械装置等の、外部の作業機器 7 の作動を制御する制御信号を生成する。従って、増幅器 1 と帯域通過濾波器 2 は脳波抽出手段に相当し、時間微分演算器 3 と振幅演算器 4 と統計検定演算器 5 は脳波パワー検出手段に相当し、信号生成器 6 は運動指令判断手段および運動指令出力手段に相当する。なお、この実施例では、増幅器 1 と帯域通過濾波器 2 とは、通常のアナログ回路を用いてそれぞれ構成され、時間微分演算器 3 と振幅演算器 4 と統計検定演算器 5 と信号生成器 6 とは、帯域通過濾波器 2 の出力を図示しないアナログ/デジタルコンバータを介して入力される通常のパーソナルコンピュータの、あらかじめ与えられたソフトウェアに基づく作動で実現する機能によってそれぞれ構成されているが、これに限られるものではない。

20

【0018】

この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置で、 $n_1 = n_2 = n_3 = 6$  として、脳波を用いた運動指令の検出を実施した。信号生成器 6 における統計検定量の閾値として  $t = 3.17$  ( $df = 10$  において両側検定の危険率  $p = 0.01$ ) を用いた。両手の第 4 指の屈曲・伸展を被験者が自発的に行っている際の脳波を、開眼状態において座位にて約 10 分程度計測し、 $200\text{ Hz}$  のサンプリング周波数により取得した 10 名の被験者の脳波データを用いて、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置により右側の手指運動を検出した。

【0019】

図 3 は、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動の結果の一例を示し、図の上段は右手指の運動に関連して発生する筋電図、中段は筋電図の結果をもとにした右手指運動を実施している時刻、下段は脳波をもとにこの第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置が行った右手指の運動の検出結果である。図 3 の下段に示すように、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置が実行する方法（提案手法）により検出した手指運動は、図 3 の上段および中段に示す手指運動に伴う筋電結果と一致している。この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置では、統計検定にゼロクロッシングポイントから  $n_1$  個までのデータと  $n_2$  個から  $n_3$  個までのデータとを用いたので、実時間での検出が可能であった。

30

【0020】

図 4 は、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置による検出結果の確度を示し、ここで図 4 (a) は、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置により 10 名の被験者に対して手指運動を検出した結果の正答率と、ランダムに手指運動を検出した結果の正答率の比較結果を示している。正答率は、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した結果の時間長さが筋電発生 of 判定結果内にある確率として定義している。各棒グラフに示してあるエラーバーは正答率の被験者間の算術平均を実施した際の標準誤差を示している。この図 4 (a) に示すように、ランダムに手指運動を検出した場合と比較して、この第 1 実施例の脳波 - 運動指令変換装置を用いて手指運動を検出した場合には、検出した結果中の正答率が増加する。

40

【0021】

50

また図4(b)は、この第1実施例の脳波-運動指令変換装置により10名の被験者に対して手指運動を検出した際に検出できた手指運動の確率と、ランダムに手指運動を検出した際に検出できた手指運動の確率との比較結果を示している。検出した手指運動の確率は、この第1実施例の脳波-運動指令変換装置による検出結果が筋電発生の判定結果の時間内に存在する数の、筋電発生数中の割合として定義している。各棒グラフに示してあるエラーバーは検出した手指運動の確率の被験者間算術平均を実施した際の標準誤差を示している。この図4(b)に示すように、全手指運動中、この第1実施例の脳波-運動指令変換装置により検出できた手指運動は、ランダムに検出した手指運動と比較して増加する。

#### 【0022】

図5は、この発明の脳波-運動指令変換装置の第2実施例の構成を示すブロック線図であり、図中先の実施例と同様の部分はそれと同一の符合にて示す。この第2実施例の脳波-運動指令変換装置は、脳波電極の数と配置が先の実施例と異なっており、各部の構成は先の実施例と同等だが、脳波電極の相違に伴って各部での脳波の処理も異なっている。

#### 【0023】

すなわち、この第2実施例の脳波-運動指令変換装置は、脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ の、三個の脳波電極を具備しており、先の実施例の装置と比べて追加された脳波電極 $E_2$ および $E_3$ は、人の脳の、運動動作のための領域である中心回領域に対応して頭部Hの頭皮上に配置される、図2に示す国際10-20法で定義される $C_3$ 電極および $C_4$ 電極に相当するものであって、その頭部Hから脳波を検出するものである。なお、この第2実施例では、図示しない参照電極を、 $C_3$ 電極に相当する脳波電極 $E_2$ の周囲四箇所、例えば図示の $F_3$ 、 $T_3$ 、 $P_3$ 、 $C_z$ 電極にそれぞれ対応する位置に設定するとともに、 $C_4$ 電極に相当する脳波電極 $E_3$ の周囲四箇所、例えば図示の $F_4$ 、 $T_4$ 、 $P_4$ 、 $C_z$ 電極にそれぞれ対応する位置に設定して、脳波電極 $E_2$ および $E_3$ についてもローカルに脳波パワーを検出している。

#### 【0024】

そしてこの第2実施例の脳波-運動指令変換装置では、実施例1と同一の処理を、三個の脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ の全てに適用する。すなわち、増幅器1は、上記自発的な運動指令のための領域に対応する脳波電極 $E_1$ が検出した脳波信号と、上記運動動作のための領域に対応する脳波電極 $E_2$ 、 $E_3$ が検出した脳波信号とをそれぞれ増幅し、帯域通過濾波器2は、それら増幅した脳波信号からそれぞれ、特定帯域の脳波時系列情報のみ、すなわちここでは自発的な運動指令に伴って発生する脳波である4~8Hzのシータ波の時系列情報のみを濾波して抽出し、時間微分演算器3は、三個の脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ について得られたシータ波の時系列データをそれぞれ時間微分処理し、振幅演算器4は、時間微分処理の結果からゼロクロッシングポイントを抽出することで、三個の脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ について得られた脳波時系列データのそれぞれについて山と谷の位置を検出する。

#### 【0025】

統計検定演算器5は、ゼロクロッシングポイントにおける時間微分前の時系列の絶対値(脳波電圧の2乗値)を脳波のパワーとし、三個の脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ についてそれぞれ検出されるパワーに関して先の実施例と同様の統計検定することにより、時間的にパワーが変化したか否かを検定する。そして信号生成器6は、三個の脳波電極 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ の全てについて、統計検定量がそれぞれ一定の閾値以上になった場合に、運動の指令があったものとして、例えばコンピュータや機械装置等の、外部の作業機器7の作動を制御する制御信号を生成する。

#### 【0026】

図6は、この第2実施例の脳波-運動指令変換装置により手指運動を検出した結果の一例を示し、図の上段は右手指の運動に関連して発生する筋電図、中段は筋電図の結果をもとにした右手指運動を実施している時刻、下段は脳波をもとにこの第1実施例の脳波-運動指令変換装置が行った右手指の運動の検出結果である。図6の下段に示すように、この

10

20

30

40

50

第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動は、上段および中段に示す手指運動に伴う筋電結果と良く一致している。この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置でも、統計検定にゼロクロッシングポイントから  $n_1$  個までのデータと  $n_2$  個から  $n_3$  個までのデータとを用いたので、実時間での検出が可能であった。

【0027】

図7は、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置による検出結果の確度を示し、ここで図7(a)は、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により10名の被験者に対して手指運動を検出した結果の正答率と、ランダムに手指運動を検出した結果の正答率の比較結果を示している。正答率は、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した結果の時間長さが筋電発生の判定結果内にある確率として定義している。各棒グラフに示してあるエラーバーは正答率の被験者間の算術平均を実施した際の標準誤差を示している。この図7(a)に示すように、ランダムに手指運動を検出した場合と比較して、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置を用いて手指運動を検出した場合には、検出した結果中の正答率が増加する。

10

【0028】

また図7(b)は、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により10名の被験者に対して手指運動を検出した際に検出できた手指運動の確率と、ランダムに手指運動を検出した際に検出できた手指運動の確率との比較結果を示している。検出した手指運動の確率は、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置による検出結果が筋電発生の判定結果の時間内に存在する数の、筋電発生数中の割合として定義している。各棒グラフに示してあるエラーバーは検出した手指運動の確率の被験者間算術平均を実施した際の標準誤差を示している。この図7(b)に示すように、全手指運動中、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出できた手指運動は、ランダムに検出した手指運動と比較して増加する。

20

【0029】

そして図7(a)に示すように、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した信号の正答率は、先の第1実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した信号の正答率(図4(a))より増加する。一方、図7(b)に示すように、この第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動の確率は、先の第1実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動の確率(図4(b))より減少する。従って、第1実施例の脳波 - 運動指令変換装置と第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置とは、作業機器7の制御が、正答率を重視するものか確率を重視するものかによって選択することが好ましい。

30

【0030】

以上、図示例に基づき説明したが、この発明は上述の例に限定されるものでなく、特許請求の範囲の記載範囲内で適宜変更し得るものであり、例えば脳波電極の配置や数は、所用に依じて適宜変更することができる。また、統計検定量として、ノンパラメトリックに検定するものを用いても良い。

【0031】

さらに、自発的な運動指令に伴う脳波の発生からその運動指令に応じた運動動作に伴う脳波の発生までの間に10分の数秒のタイムラグが存在することは知られているので、上記統計検定にゼロクロッシングポイントから  $n_1$  個までのデータと  $n_2$  個から  $n_3$  個までのデータとを用いる代わりに  $n_2$  個から  $n_3$  個までのデータだけを用いるようにしても良く、このようにすれば、実際の運動動作に10分の数秒先行して運動指令を検出することが可能である。

40

【産業上の利用可能性】

【0032】

かくしてこの発明の脳波 - 運動指令変換装置によれば、脳からの運動指令に関する信号を、直接の運動や言語を介さずに実時間において検出することが可能になるので、筋・神経疾患患者等の運動機能を補助する機械装置等を制御する信号を生成してその制御を可能

50

にしたり、コンピュータ画面上のカーソルを操作することによりコミュニケーション手段を確保したりすることができる。

【0033】

また、この発明の脳波 - 運動指令変換装置は、非侵襲的に用いることができるので、筋・神経疾患患者に限らず、一般の健常者に対してもコンピュータや機械装置とのインタフェースとして用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】この発明の脳波 - 運動指令変換装置の第1実施例の構成を示すブロック線図である。

10

【図2】上記第1実施例および後述の第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置における電極配置の基となる国際10 - 20法で定義される各種脳波電極の配置を示す説明図である。

【図3】上記第1実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動の結果の一例を示す関係線図である。

【図4】(a), (b)は、上記第1実施例の脳波 - 運動指令変換装置による検出結果の確度を示す説明図である。

【図5】この発明の脳波 - 運動指令変換装置の第2実施例の構成を示すブロック線図である。

【図6】上記第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置により検出した手指運動の結果の一例を示す関係線図である。

20

【図7】(a), (b)は、上記第2実施例の脳波 - 運動指令変換装置による検出結果の確度を示す説明図である。

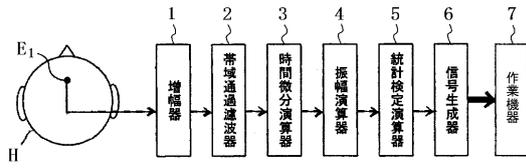
【符号の説明】

【0035】

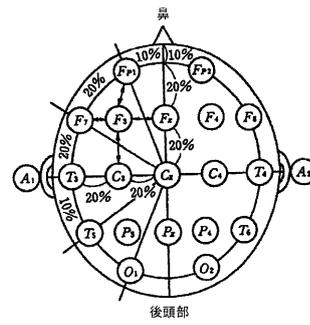
- 1 増幅器
- 2 帯域通過濾波器
- 3 時間微分演算器
- 4 振幅演算器
- 5 統計検定演算器
- 6 信号生成器
- 7 作業機器
- $E_1, E_2, E_3$  脳波電極
- H 頭部

30

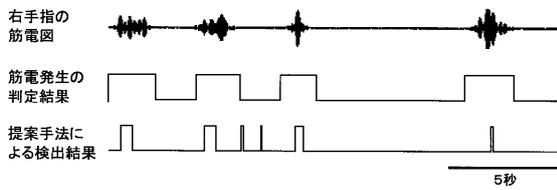
【 図 1 】



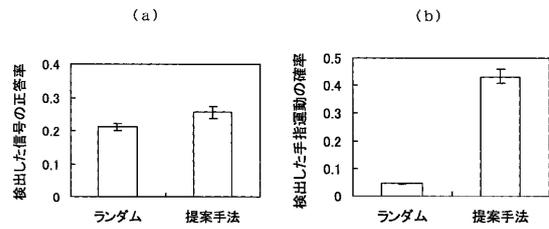
【 図 2 】



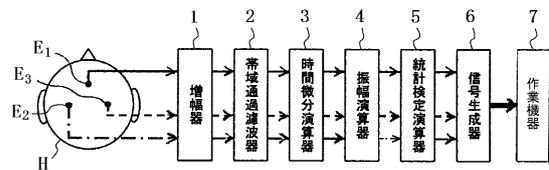
【 図 3 】



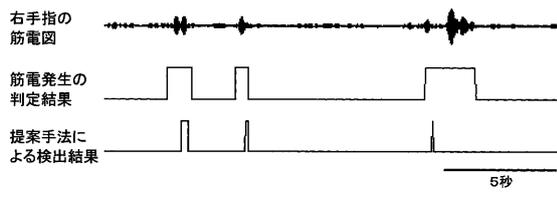
【 図 4 】



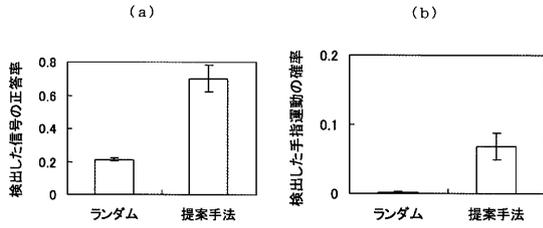
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 水原 啓暁

岡山県岡山市津島中三丁目1番1号 国立大学法人岡山大学 大学院自然科学研究科内

(72)発明者 五福 明夫

岡山県岡山市津島中三丁目1番1号 国立大学法人岡山大学 大学院自然科学研究科内

Fターム(参考) 4C027 AA03 CC00 GG01

4C341 LL30