

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6536869号  
(P6536869)

(45) 発行日 令和1年7月3日(2019.7.3)

(24) 登録日 令和1年6月14日(2019.6.14)

(51) Int. Cl.		F 1			
<b>A 6 1 H</b>	<b>1/02</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 H	1/02	G
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0484</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 2 0 M
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0476</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/04	3 2 2

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-135354 (P2014-135354)	(73) 特許権者	000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(22) 出願日	平成26年6月30日(2014.6.30)	(73) 特許権者	899000079 学校法人慶應義塾 東京都港区三田2丁目15番45号
(65) 公開番号	特開2016-13181 (P2016-13181A)	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(43) 公開日	平成28年1月28日(2016.1.28)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
審査請求日	平成29年5月2日(2017.5.2)	(72) 発明者	牛場 潤一 神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部 内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リハビリテーションシステムおよびリハビリテーションシステムの制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の脳波を計測する脳波測定装置と、  
患者に対して情報の提示およびフィードバックを行う提示装置と、  
患者の身体に装着して、電気的および力学的な刺激の少なくとも一方を患者に与える電動装具と、

前記脳波測定装置によって計測された脳波から運動意図に関連した信号を抽出し、その運動意図が正しく表出できたことに基づいて前記電動装具の制御を変更する制御装置を備え、

前記制御装置は、前記運動意図が正しく表出されたときに前記運動意図が正しく表出されたことを前記提示装置により患者に提示し、かつ、前記電動装具を駆動させない第1段階制御と、

前記運動意図が正しく表出されたときに前記電動装具を駆動させる第2段階制御と、を  
実行する

リハビリテーションシステム。

【請求項2】

前記制御装置は、前記運動意図が正しく表出された回数に基づいて、前記第1段階制御から前記第2段階制御に切り替える

請求項1に記載のリハビリテーションシステム。

【請求項3】

10

20

前記制御装置は、訓練の回数に対する前記運動意図が正しく表出された回数である前記運動意図の検出率が閾値を超えるまで前記第1段階制御を実行し、前記運動意図の検出率が前記閾値を超えたことに基づいて、前記第2段階制御に移行する

請求項2に記載のリハビリテーションシステム。

【請求項4】

前記制御装置は、前記運動意図の検出率が前記閾値を超えるまで、かつ、前記訓練の回数が所定の回数に達するまで前記第1段階制御を実行し、

前記訓練の回数が所定の回数に達し、かつ、前記運動意図の検出率が前記閾値を超えたことに基づいて前記第2段階制御に移行する

請求項3に記載のリハビリテーションシステム。

10

【請求項5】

前記制御装置は、前記第2段階制御を実行しているときに、前記運動意図の検出率が判定値を下回ったとき、前記第1段階制御に移行する

請求項3または4に記載のリハビリテーションシステム。

【請求項6】

前記制御装置は、前記運動意図の検出率を前記提示装置により患者に提示させる

請求項3～5のいずれか一項に記載のリハビリテーションシステム。

【請求項7】

前記制御装置は、前記運動意図の検出率に基づいてリハビリテーションのスケジュールを決定する

請求項3～6のいずれか一項に記載のリハビリテーションシステム。

20

【請求項8】

前記制御装置は、前記第1段階制御から前記第2段階制御に移行するとき、前記第1段階制御から前記第2段階制御に移行する旨を前記提示装置により患者に提示する

請求項1～7のいずれか一項に記載のリハビリテーションシステム。

【請求項9】

脳波測定装置により計測された脳波から運動意図に関連した信号を抽出する処理を制御装置が実行するステップと、

前記運動意図が正しく表出されたときにそのことを提示装置に提示させる信号を出力する処理を含み、患者の身体に装着して、電気的な刺激および力学的な刺激の少なくとも一方を出力する電動装具を駆動しない第1段階制御を前記制御装置が実行するステップと、

前記運動意図が正しく表出されたときに前記電動装具を駆動する信号を出力する第2段階制御を前記制御装置が実行するステップとを含む

リハビリテーションシステムの制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脳波に基づいて患者に刺激を与えるリハビリテーションシステム、および、リハビリテーションシステムの制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、脳卒中等により体肢に麻痺を生じた患者を回復させるために、脳波に基づいて体肢を動作させるリハビリテーションが知られている。このリハビリテーションにおいては、患者が体肢を動作させようとする運動意図の表出に基づいて出現する脳波の変化、例えば、事象関連脱同期(event-related desynchronization; ERD)に合わせて身体駆動装置を用いて体肢を動作させることにより、リハビリテーションの効果が高まることが知られている(例えば、非特許文献1)。

【0003】

特許文献1のリハビリテーションシステムは、患者の脳波を測定する脳波測定装置、体肢を動作させる身体駆動装置、および、これら装置を制御する制御装置を備えている。制

30

40

50

御装置は、運動意図の表出として脳波測定装置により E R D を検出し、検出された E R D に基づいて身体駆動装置を駆動させる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-217721号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Shindo K, Kawashima K, Ushiba J, Ota N, Ito M, Ota T, Kimura A, Liu M, “Effects of Neurofeedback training with an electroencephalogram-based brain-computer interface for hand paralysis in patients with chronic stroke: a case series study”, Journal of Rehabilitation Medicine 2011, Vol.43, pp951-957

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に示される脳波に基づくリハビリテーション方法では、患者は運動意図の表出を適切に行う必要がある。しかしながら、リハビリテーションの初期においては、患者が適切に運動意図の表出を行えないことがあり、運動意図の表出方法も訓練をしなければならない。運動意図の表出が正しく行えない状況では、脳波が頻繁に変化し、E R D がしばしば誤検出されて、そのたびに身体駆動装置が誤って駆動される。このため、身体駆動装置の動作が患者にとって訓練にならず、煩わしさを感じさせ、リハビリテーションの効果を低減させるおそれがある。

20

【0007】

本発明の目的は、リハビリテーションの効果を高めることができるリハビリテーションシステムおよびリハビリテーションシステムの制御方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

〔1〕本発明の一形態に従うリハビリテーションシステムは、患者の脳波を計測する脳波測定装置と、患者に対して情報の提示およびフィードバックを行う提示装置と、患者の身体に装着して、電気的および力学的な刺激の少なくとも一方を患者に与える電動装具と、前記脳波測定装置によって計測された脳波から運動意図に関連した信号を抽出し、その運動意図が正しく表出できたことに基づいて前記電動装具の制御を変更する制御装置を備え、前記制御装置は、前記運動意図が正しく表出されたときに前記運動意図が正しく表出されたことを前記提示装置により患者に提示し、かつ、前記電動装具を駆動させない第1段階制御と、前記運動意図が正しく表出されたときに前記電動装具を駆動させる第2段階制御と、を実行する。

30

【0009】

〔2〕本発明の一形態に従うリハビリテーションシステムの制御方法は、脳波測定装置により計測された脳波から運動意図に関連した信号を抽出する処理を制御装置が実行するステップと、前記運動意図が正しく表出されたときにそのことを提示装置に提示させ、電気的な刺激および力学的な刺激の少なくとも一方を出力する電動装具を駆動しない第1段階制御を前記制御装置が実行するステップと、前記運動意図が正しく表出されたときに前記電動装具を駆動する第2段階制御を前記制御装置が実行するステップとを含む。

40

【発明の効果】

【0010】

本リハビリテーションシステムおよびリハビリテーションシステムの制御方法によれば、リハビリテーションの効果を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

50

- 【図 1】実施形態のリハビリテーションシステムの正面図。  
 【図 2】実施形態のリハビリテーションシステムのブロック図。  
 【図 3】実施形態の訓練シーケンスの繰り返しを説明する模式図。  
 【図 4】実施形態の表示部に安静期間に表示される内容を示す模式図。  
 【図 5】実施形態の表示部にイメージ期間に表示される内容を示す模式図。  
 【図 6】実施形態の制御装置により実行される電動装具の制御の処理手順を示すフローチャート。  
 【図 7】従来方式のリハビリテーションシステムのブロック図。  
 【図 8】変形例のリハビリテーションシステムの訓練履歴の表示例を示す模式図。  
 【発明を実施するための形態】

10

## 【0012】

以下、運動療法によるリハビリテーションの際に、脳波解析に基づいて、随意運動を補助するために用いられるリハビリテーションシステム、および、リハビリテーションシステムの制御方法について説明する。

## 【0013】

図 1 に示されるように、リハビリテーションシステム 1 は、脳波測定装置 10、提示装置 20、電動装具 30、操作部 40、および、制御装置 50 を備えている。以下、図 1 および図 2 を用いてリハビリテーションシステム 1 の各構成の動作について説明する。

## 【0014】

図 1 に示されるように、脳波測定装置 10 は、患者の頭に装着するヘッドホン形状を有し、複数の電極 11、脳波計測部 12、および、脳波送信部 13 を備えている。

20

複数の電極 11 は、患者が脳波測定装置 10 を頭部に装着したときに、患者の運動意図に関連する脳波を測定しやすい位置に配置されている。具体的には、複数の電極 11 は、例えば、患者の右半身の随意運動を支配する左運動野、および、患者の左半身の随意運動を右運動野のそれぞれと対応できる位置（脳波電極の指定方法である、国際 10 - 20 法では、C4、C3 の位置）に配置することが好ましい。電極 11 の配置を左運動野および右運動野のそれぞれと対応させることにより、同一のリハビリテーションシステム 1 を左半身の麻痺を有する患者および右半身の麻痺を有する患者の両方に用いることができる。なお、軽量化、簡易装着等の観点から、片側の運動野のみに電極 11 を装着したヘッドセットを用いてもよい。

30

## 【0015】

脳波計測部 12 は、電極 11 のうちの 2 つの電極間の電位差を増幅して、脳波信号として計測する。計測した脳波は脳波送信部 13 に送られる。

脳波送信部 13 は、脳波計測部 12 にて計測された脳波信号を制御装置 50 の脳波受信部 51 に送信する。

## 【0016】

提示装置 20 は、スピーカー 21 および画像表示部 22 を備えている。スピーカー 21 は、制御装置 50 から入力される音響信号に基づいて、患者に音および音声を提示する。画像表示部 22 は、制御装置 50 から与えられる制御信号に基づいて、患者に視覚情報を提示する。患者に提示される情報は、患者がどのようなイメージをすれば良いかの指示に関する指示情報と、患者が指示通りにイメージできているかのフィードバック情報とを含む。

40

## 【0017】

電動装具 30 は、患者の指および腕に装着される装具 31、モータ 32、および、筋刺激電極 33 を備えている。モータ 32 は、装具 31 の肘付近に取り付けられている。モータ 32 の出力軸と装具 31 の指の背の部分とは、図示しないワイヤーにより接続されている。このため、モータ 32 が回転することにより、装具 31 を装着した患者の指がワイヤーにより引っ張られ、指に力学的な刺激を与える。これにより、患者の指が他動的に運動させられる。

## 【0018】

50

筋刺激電極 33 は、患者の前腕部に筋刺激を与えるための電極である。筋刺激電極 33 は、ERD 検出のタイミングに基づいて制御される制御装置 50 の筋刺激制御部 59 (図 2 参照) による電極 33 間の電流制御によって患者の前腕部に電氣的な刺激を与える。この電氣的な刺激が患者の前腕部の筋刺激となる。筋刺激およびモータ 32 の制御にともなう他動的な運動は、患者の体性感覚へのフィードバックとなる。

【0019】

操作部 40 は、例えば、マウスやタッチパネル等として構成される。リハビリテーションの補助者、例えば作業療法士は、操作部 40 を介して患者に関する各種情報を制御装置 50 に登録したり、制御装置 50 に対する訓練の開始や停止の指示を入力したりする。操作部 40 がタッチパネルとして構成される場合には、提示装置 20 に一体化することもできる。

10

【0020】

図 2 を参照して、制御装置 50 について説明する。

制御装置 50 は、脳波受信部 51、ERD 検出部 52、検出率演算部 53、訓練タイミング制御部 54、フィードバック制御部 55、装具制御部 56、提示制御部 57、モータ制御部 58、および、筋刺激制御部 59 を備えている。

【0021】

制御装置 50 は、操作部 40 からの操作と、提示装置 20、電動装具 30 への制御とによって、安静状態と運動意図の表出とを交互に所定の時間間隔で行う訓練を患者に実行させる。

20

【0022】

リハビリテーションの訓練は、操作部 40 からの開始指示によって開始される。作業療法士の操作により操作部 40 から開始指示が訓練タイミング制御部 54 に入力され、一連の訓練のプロセスが実行される。

【0023】

図 3 にリハビリテーションの訓練の工程図を示す。

1 回の訓練 (以下、「訓練シーケンス」) は安静期間と運動意図の表出を行うイメージ期間とを含んで構成される。安静期間では、患者はリラックスして特定の思考を想起しないことが求められる。一方、イメージ期間では、患者は運動意図を表出することが求められる。安静期間およびイメージ期間の長さは、例えば、各 5 秒間に設定される。

30

【0024】

そして、安静期間と運動イメージ期間を交互に行うことで訓練が進行する。1 日あたり、例えば 40 分程度の訓練時間が設定され、その中で制御装置 50 は、上記訓練シーケンスを複数回繰り返す。換言すれば、1 日あたり所定の訓練時間が終了するまで訓練シーケンスが実行される。患者 1 名に対しては、この訓練を例えば 10 日間にわたって実行することでリハビリテーションの訓練とする。

【0025】

図 2 に示される訓練タイミング制御部 54 は、安静期間と運動イメージ期間との切り替えタイミングを提示制御部 57 に伝達する。提示制御部 57 は、患者に対して画像表示部 22 およびスピーカー 21 を介してそのタイミングを提示する。

40

【0026】

図 4 に、画像表示部 22 に表示される情報の例を示す。画像表示部 22 には、安静期間を示す安静期間枠 23 と、イメージ期間を示すイメージ期間枠 24 とが並べられて表示される。時間の経過は、時間とともに左から右に移動する縦線 25 によって表示される。また、患者に対する要請内容はメッセージボックス 26 にも表示される。メッセージボックス 26 は、安静期間には「リラックスしてください」等のメッセージを表示する。また、図 5 に示すように、メッセージボックス 26 は、イメージ期間には「イメージしてください」等のメッセージを表示する。

【0027】

また、図 1 に示す提示装置 20 内のスピーカー 21 は、安静期間の開始タイミングと、

50

イメージ期間の開始タイミングとでは、異なる報知音を提示するようにしてもよい。このため、患者は、聴覚的にも安静期間とイメージ期間との切り替わりを認識できる。

【 0 0 2 8 】

次に、図 2 を参照して、訓練中の運動意図の分析のための脳波解析と患者への解析結果のフィードバックについて説明する。

脳波受信部 5 1 は、脳波送信部 1 3 からの脳波を受信する。また、同時に訓練タイミング制御部 5 4 からの脳波訓練タイミングを受信する。脳波測定装置 1 0 は、訓練期間中には常に脳波を計測している。このため、脳波送信部 1 3 は、訓練タイミングを受信することにより、安静期間の脳波と、イメージ期間の脳波とを抽出し、脳波信号を脳波受信部 5 1 に送信することができる。

10

【 0 0 2 9 】

E R D 検出部 5 2 は、運動意図に関連した信号である E R D 信号を検出する。E R D は、運動意図の表出により変化する脳波であり、運動意図を表出しているときに特有に発生するとされる。患者が E R D を正しく表出できている場合には、安静期間には、E R D 信号は検出されず、イメージ期間には E R D 信号が検出されることになる。

【 0 0 3 0 】

E R D 信号は、脳波の周波数パワーの時間変化によって求められる。所定の時間範囲において、特定の周波数、例えば 1 0 H z 付近の周波数パワーの変化が、所定の時間継続して見られた場合には、E R D 信号が検出されたと判定される。

【 0 0 3 1 】

E R D 信号が検出されたと判定された場合には、フィードバック制御部 5 5 によって患者に対してフィードバック情報が作成される。フィードバック情報は提示制御部 5 7 を経由して、画像表示部 2 2 の画面上に表示されたり、音情報としてスピーカー 2 1 に提示されたりする。

20

【 0 0 3 2 】

検出率演算部 5 3 は、実行された訓練シーケンス数と E R D 信号の検出回数とに基づいて E R D 検出率を演算する。検出率演算部 5 3 により演算された E R D 検出率に基づいて電動装具 3 0 の訓練内容を決定する。具体的には、検出率演算部 5 3 にて求められた E R D 検出率が閾値より低い場合には、装具制御部 5 6 を介したモータ制御部 5 8 および筋刺激制御部 5 9 の制御が行われず、E R D 検出率が閾値より高い場合にのみ、E R D 検出部 5 2 の検出結果に基づいて、装具制御部 5 6 を介したモータ制御部 5 8 および筋刺激制御部 5 9 の制御が実行される。

30

【 0 0 3 3 】

以下、図 1、図 4 および図 5 を参照して、訓練中の動作について説明する。

制御装置 5 0 は、操作部 4 0 の操作により訓練制御を開始する。訓練タイミング制御部 5 4 は、安静期間とイメージ期間との訓練シーケンスを繰り返し提示できるように、提示制御部 5 7 に指示を送る。提示制御部 5 7 は、図 4 および図 5 に示されるように訓練の実行中である旨をグラフ等により画像表示部 2 2 に表示させる。安静期間の開始時と、イメージ期間の開始時には提示制御部 5 7 に提示情報を作成させ、スピーカー 2 1 に報知音を提示させる。

40

【 0 0 3 4 】

患者は、スピーカー 2 1 からの報知音、および、画像表示部 2 2 の表示内容の少なくとも一方からイメージ期間に移行した旨を認識し、運動意図の表出を行う。安静期間およびイメージ期間においては、図 5 に示されるように、E R D の減衰率の計算結果 2 8 がグラフによって連続的に表示され、その E R D の減衰率が一定以上の場合に、E R D が検出されたと判定し、その時間区間は例えば帯 2 7 として画像表示部 2 2 に視覚フィードバック情報として追加的に表示される。また、聴覚フィードバック情報として、スピーカー 2 1 から E R D が検出された旨が報知される。

【 0 0 3 5 】

E R D が検出された場合には、電動装具 3 0 によって体性感覚へのフィードバックが与

50

えられる。この体性感覚へのフィードバックを実際に与えられるかどうかは、検出率演算部 5 3 および装具制御部 5 6 の判定によって決定される。

【 0 0 3 6 】

図 1 に示されるように、1 訓練シーケンスは、患者が電動装具 3 0 の装着された指にペグ P をつまんだ状態において開始される。このため、E R D 信号が検出されたとき、電動装具 3 0 のモータ 3 2 の制御により、指が伸展し、ペグ P が落ちる。このとき、指の伸展に関わる神経機能に筋肉からフィードバックが付与され、神経機能の回復が促される。また、電動装具 3 0 の駆動とともに、筋刺激電極 3 3 により、指の伸展に関わる筋肉、例えば、総指伸筋に電気刺激が付与される。このため、指の伸展に関わる神経機能に筋肉からのフィードバックが付与され、神経機能の回復が促される。

10

【 0 0 3 7 】

図 6 を参照して、検出率演算部 5 3 および装具制御部 5 6 の処理手順を中心に説明する。この処理は、適切なフィードバックを与えるために、E R D 検出部 5 2 の処理が終了した後に、毎回実施される。

【 0 0 3 8 】

E R D 検出部 5 2 は、ステップ S 1 1 において、既に実行された訓練シーケンスの中から、正しい運動意図の表出、すなわち、正しく E R D 信号が検出された数をカウントする。具体的には、1 訓練シーケンスのうちの安静期間において E R D が検出されず、かつ、イメージ期間において E R D 信号が検出されたとき、正しい E R D 信号の検出の回数を「1」とする。

20

【 0 0 3 9 】

次に、E R D 検出部 5 2 は、ステップ S 1 2 においてステップ S 1 1 においてカウントした正しい E R D 信号を用いて E R D 検出率を演算する。検出率演算部 5 3 は、同一の患者において実行されたシーケンス数に対する正しい E R D 信号の検出回数を E R D 検出率として演算する。

【 0 0 4 0 】

次に、フィードバック制御部 5 5 は、ステップ S 1 3 において E R D 検出率が閾値以上か否かを判定する。フィードバック制御部 5 5 は、E R D 検出率が閾値以上である旨判定したとき、ステップ S 1 4 において訓練セットが所定回数以上実行されたか否かを判定する。フィードバック制御部 5 5 は、訓練セットが所定回数以上実行された旨判定したとき、ステップ S 1 5 において運動意図の訓練が十分なされており、電動装具によるフィードバックが有効であると判定し、モータ制御部 5 8 および筋刺激制御部 5 9 を経由して電動装具 3 0 への制御を行い、本処理を終了する。

30

【 0 0 4 1 】

具体的には電動装具 3 0 への制御とは、E R D 信号が検出されたタイミングでモータ 3 2 を制御して指の伸展をさせ、同時に筋刺激電極 3 3 から筋刺激を行うことである。E R D 信号が検出されない場合には、電動装具 3 0 は駆動しなくてよい。

【 0 0 4 2 】

他方、フィードバック制御部 5 5 は、ステップ S 1 3 において E R D 検出率が閾値未満である旨判定したとき、および、ステップ S 1 4 において訓練セットが所定回数以上実行されていない旨判定したとき、ステップ S 1 6 において、運動意図の訓練が十分になされおらず、電動装具 3 0 によるフィードバックは運動意図の訓練の妨げになる可能性があると判定し、電動装具 3 0 への制御を行わずに、本処理を終了する。

40

【 0 0 4 3 】

リハビリテーションシステム 1 は、以下の作用および効果を奏する。

( 1 ) リハビリテーションシステム 1 と図 7 に示す従来のリハビリテーションシステムとの違いについて説明する。本リハビリテーションシステム 1 は、検出率演算部 5 3 および装具制御部 5 6 を備え、図 7 に示す従来のリハビリテーションシステムは、検出率演算部 5 3 および装具制御部 5 6 を備えていない点において相違している。従来のリハビリテーションシステムでは、E R D 検出部 5 2 にて E R D が検出された場合、そのままフィー

50

ドバック制御部 55 から、提示装置 20 および電動装具 30 に対する制御が自動的に行われている。この場合には、E R D 信号が誤って判定されやすい訓練初期の段階においても、E R D 信号が検出されたすべての場合に、電動装具 30 を含めたすべてのフィードバックが与えられる。このため、運動意図の表出を意図せずに E R D 信号の検出が判定された場合に、運動意図の表出の訓練が混乱させられるおそれがある。

【 0 0 4 4 】

リハビリテーションシステム 1 の制御装置 50 は、脳波測定装置 10 によって計測された脳波から運動意図に関連した E R D 信号を抽出し、その運動意図が正しく表出できたことに基づいて電動装具 30 の制御を変更する制御装置 50 を備えている。

【 0 0 4 5 】

このため、運動意図の表出の訓練と、運動意図の表出と体性感覚の関係性の学習のそれぞれに集中することができる。このため、特にリハビリテーションの初期において、患者が E R D の表出を適切に行えるように訓練しやすくなり、リハビリテーションの効果を高めることができる。

【 0 0 4 6 】

( 2 ) 制御装置 50 は、E R D 検出率が所定の値より低い場合と高い場合とで、患者へのフィードバックを切り替えている。すなわち、制御装置 50 は、患者に対しては 2 段階のフィードバックを与えていると言える。このため、制御装置 50 は、訓練初期には提示装置 20 のみによるフィードバックを行う第 1 段階制御を実施し、訓練が進んできた後には、提示装置 20、電動装具 30 の両方によるフィードバックを行う第 2 段階制御を実施

【 0 0 4 7 】

この 2 段階の制御は、リハビリテーションの訓練過程に対応した制御であると言える。すなわちリハビリテーション初期には、運動意図の表出が主に訓練対象となり、その後運動意図の表出ができるようになってからは、運動意図と、実際の他動的運動に伴う体性感覚のフィードバックとの関連付けが訓練される。リハビリテーションシステム 1 では、この 2 段階に適した制御が可能になる。

【 0 0 4 8 】

( 3 ) 制御装置 50 は、E R D 信号の検出回数を用いた E R D 検出率に基づいて、第 1 段階制御から第 2 段階制御に切り替えている。この場合、運動意図を適切に表出できるようになったと推定される患者の訓練段階が自動的に第 2 段階に移行されるため、リハビリテーションの効果を高めることができる。

【 0 0 4 9 】

( 4 ) 一般的に訓練初期には E R D 検出率の精度が低く、安定して運動意図の表出ができるようになるには、一定以上の訓練が必要と考えられる。このため、制御装置 50 は、E R D 検出率が閾値を超えるまで、かつ、訓練の回数が所定の回数に達するまで第 1 段階制御を実行し、訓練の回数が所定の回数に達し、かつ、運動意図の表出の検出率が閾値を超えたことに基づいて第 2 段階制御に移行する。このため、患者が運動意図を適切に表出できるようになった旨をより適切に推定できる。

【 0 0 5 0 】

( 5 ) 制御装置 50 は、第 2 段階制御を実行しているときに、E R D 検出率が判定値である閾値を下回ったとき、第 1 段階制御に移行する。このため、第 2 段階制御に移行した後に、患者が再び運動意図の表出を上手くおこなえなくなったときに再び第 1 段階制御が実行される。このため、患者の状態に適しないリハビリテーションが行われることが抑制される。

【 0 0 5 1 】

本リハビリテーションシステム 1 が取り得る具体的な形態は、上記実施形態に例示された形態に限定されない。本リハビリテーションシステム 1 は、上記実施形態とは異なる各種の形態を取り得る。以下に示される上記実施形態の変形例は、本リハビリテーションシステム 1 が取り得る各種の形態の一例である。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 5 2 】

・ E R D 検出率を、以下の ( A ) または ( B ) のように演算することもできる。

( A ) 制御装置 5 0 は、1 訓練シーケンスのうちのイメージ期間において E R D 信号が検出されたとき、正しい E R D 信号の検出の回数を「 1 」として、E R D 検出部 5 2 内部のメモリー ( 図示せず ) に記憶する。そして、制御装置 5 0 は、同一の患者において実行された訓練シーケンス数に対する正しい E R D 信号の検出の回数の総数を E R D 検出率として演算する。

## 【 0 0 5 3 】

( B ) 制御装置 5 0 は、1 訓練シーケンスのうちの安静期間において E R D 信号が検出されなかったとき、および、1 訓練シーケンスのうちのイメージ期間において E R D 信号が検出されたとき、それぞれ正しい E R D 信号の検出の回数を「 1 」として、E R D 検出部 5 2 内部のメモリー ( 図示せず ) に記憶する。そして、制御装置 5 0 は、同一の患者において実行された訓練シーケンス数の 2 倍に対する正しい E R D 信号の検出の回数の総数を E R D 検出率として演算する。

10

## 【 0 0 5 4 】

・ 正しい E R D 検出の回数の総数が所定の値を超えたとき、第 1 訓練制御から第 2 訓練制御に移行させることもできる。

・ 制御装置 5 0 は、図 8 に示すように E R D 検出率を画像表示部 2 2 により表示させることもできる。この場合、患者が自身の E R D 検出率を把握できるため、リハビリテーションの効果の向上を見込むことができる。また、スピーカー 2 1 により訓練セットごとに E R D 検出率を報知させることもできる。

20

## 【 0 0 5 5 】

・ 移行制御のステップ S 1 3 において用いられる閾値を、第 1 段階制御を実行しているときと第 2 段階制御を実行しているときとで異なる値に設定することもできる。例えば、ステップ S 1 3 において、制御装置 5 0 は、第 1 段階制御を実行しているとき、E R D 検出率が閾値未満のとき、ステップ S 1 6 に進み、第 2 段階制御を実行しているとき、閾値よりも大きい判定値を下回ったとき、ステップ S 1 6 に進むようにする。

## 【 0 0 5 6 】

・ 移行制御において、第 1 段階制御から第 2 段階制御に移行した後は、第 1 段階制御に移行しないようにすることもできる。

30

・ 制御装置 5 0 は、第 1 段階制御から第 2 段階制御に移行するとき、第 1 段階制御から第 2 段階制御に移行する旨を提示装置 2 0 により提示することもできる。この場合、患者は、次の訓練のセットから電動装具 3 0 が駆動することを認識できる。

## 【 0 0 5 7 】

・ 第 1 段階制御において、電動装具 3 0 を駆動するようにすることもできる。この場合、電動装具 3 0 の駆動量、すなわち、体肢を動作させる量を第 2 段階制御における駆動量よりも小さくすることにより、第 2 段階制御を実行するときよりも運動意図の表出に重点をおいた訓練を行わせることができる。また、第 1 段階において、筋刺激電極 3 3 による筋刺激およびモータ 3 2 による他動運動の一方のみを実行させ、第 2 段階において、筋刺激電極 3 3 による筋刺激およびモータ 3 2 による他動運動の両方を実行させることもできる。

40

## 【 0 0 5 8 】

なお、第 1 段階制御と第 2 段階制御とを操作部 4 0 により強制的に変更させる構成を追加することもできる。

・  
・ 電動装具 3 0 からモータ 3 2 および筋刺激電極 3 3 の一方を省略することもできる。

## 【 0 0 5 9 】

・ 患者の下肢に装着する電動装具 3 0 に変更することもできる。

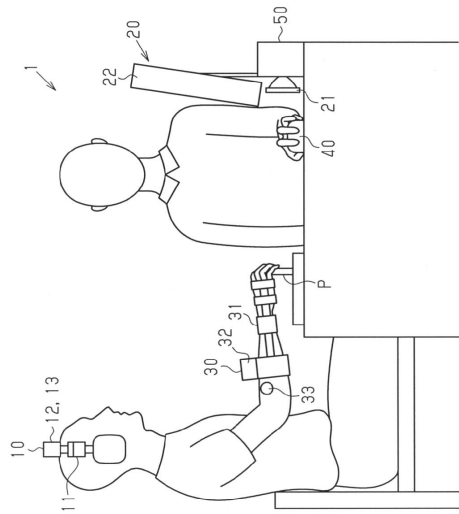
## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 6 0 】

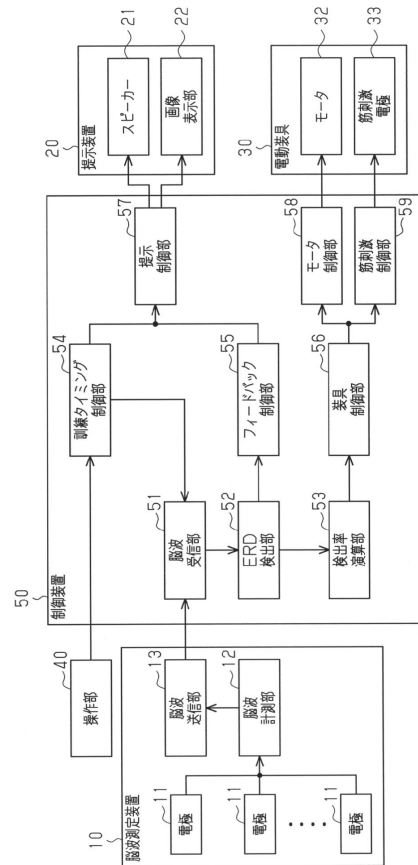
50

1 ... リハビリテーションシステム、10 ... 脳波測定装置、20 ... 提示装置、30 ... 電動装具、40 ... 操作部、50 ... 制御装置。

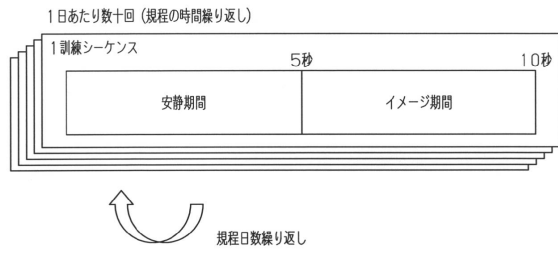
【図1】



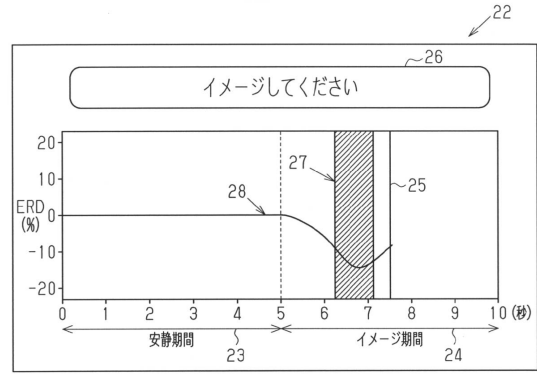
【図2】



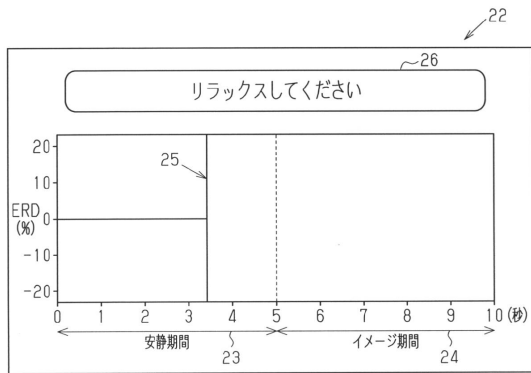
【図3】



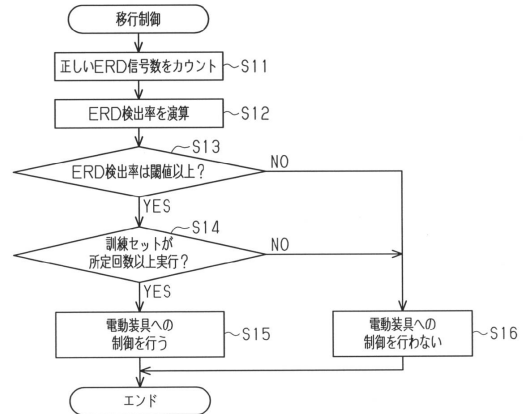
【図5】



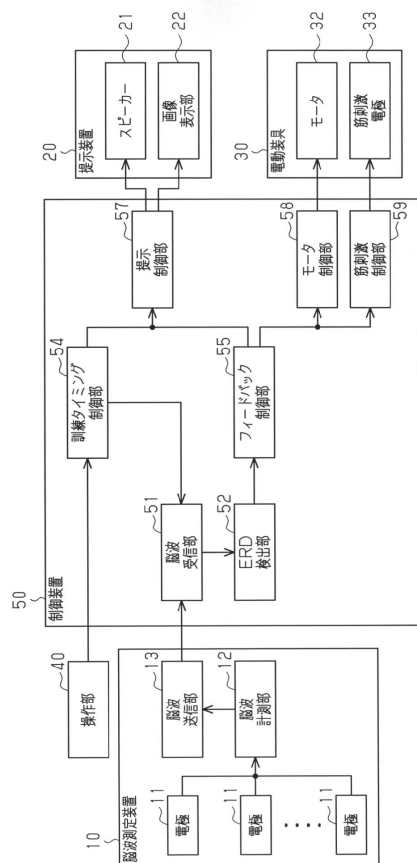
【図4】



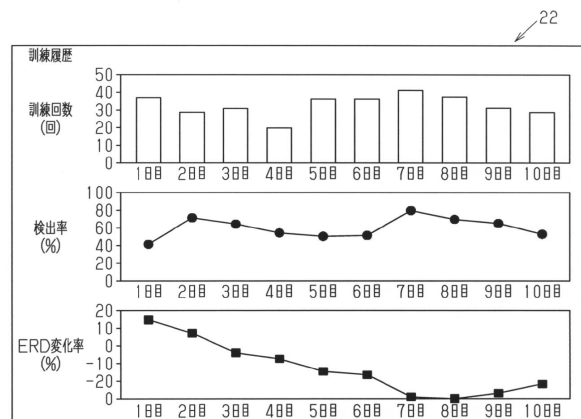
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 森川 幸治  
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック 株式会社 内
- (72)発明者 岩川 幹生  
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック 株式会社 内
- (72)発明者 平田 昭夫  
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック 株式会社 内

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特開2012-217721(JP,A)  
特表2008-510560(JP,A)  
特開2006-296468(JP,A)  
特開2011-186667(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61H 1/02