

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 1 月 7 日(07.01.2016)

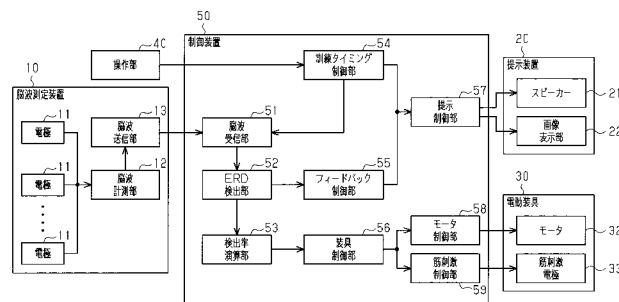


(10) 国際公開番号
WO 2016/002200 A1

- (51) 国際特許分類:
A61H 1/02 (2006.01) A61B 5/0484 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/003272
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 30 日(30.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-135354 2014 年 6 月 30 日(30.06.2014) JP
- (71) 出願人: 学校法人 慶應義塾(KEIO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒1088345 東京都港区三田 2 丁目 1 5 番 4 5 号 Tokyo (JP). パナソニック株式会社 (PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 牛場 潤一(USHIBA, Junichi); 〒2238522 神奈川県横浜市港北区日吉 3 丁目 1 4 番 1 号慶應義塾大学 理工学部 内 Kanagawa (JP). 森川 幸治(MORIKAWA, Koji). 岩川 幹生(IWAKAWA, Mikio). 平田 昭夫(HIRATA, Akio).
- (74) 代理人: 恩田 誠, 外(ONDA, Makoto et al.); 〒5008731 岐阜県岐阜市大宮町二丁目 1 2 番地 1 Gifu (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: REHABILITATION SYSTEM AND METHOD FOR CONTROLLING REHABILITATION SYSTEM

(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



- | | |
|----------------------------------|------------------------------------|
| 10 Brain wave measurement device | 50 Control device |
| 11 Electrode | 51 Brain wave reception unit |
| 12 Brain wave measurement unit | 52 ERD detection unit |
| 13 Brain wave transmission unit | 53 Detection rate calculation unit |
| 20 Presentation device | 54 Training timing control unit |
| 21 Speaker | 55 Feedback control unit |
| 22 Image display unit | 56 Tool control unit |
| 30 Electric tool | 57 Presentation control unit |
| 32 Motor | 58 Motor control unit |
| 33 Muscle stimulation electrode | 59 Muscle stimulation control unit |
| 40 Operation unit | |

(57) Abstract: A rehabilitation system is provided with a brain wave measurement device (10), a presentation device (20), an electric tool (30), and a control device (50). The brain wave measurement device (10) supplies a measurement result to the control device (50). The control device (50) is configured so as to present information to a patient via the presentation device (20) and apply at least one of electrical stimulation and mechanical stimulation to the patient via the electric tool (30). The control device (50) extracts an ERD signal that is related to an exercise plan from a brain wave measured by the brain wave measurement device (10) and changes the control of the electric tool (30) when it is determined on the basis of at least the ERD signal that an activation of the motor cortex that is associated with the exercise plan has occurred.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/002200 A1

リハビリテーションシステムは、脳波測定装置 10、提示装置 20、電動装具 30、および、制御装置 50 を備えている。脳波測定装置 10 は、測定結果を制御装置 50 に供給する。制御装置 50 は、提示装置 20 を介して、患者に情報を提示し、電動装具 30 を介して、電氣的刺激および力學的刺激の少なくとも一方を患者に与えるように構成される。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企図に関連した E R D 信号を抽出し、少なくともその E R D 信号に基づいて運動企図に伴う運動野の活性化が生じたと判定したときに電動装具 30 の制御を変更する。

明 細 書

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

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、そ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企図の表出を示す脳波の変化、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が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、脳波測定装置、患者の体肢を動作させる身体駆動装置、および、制御装置を備えている。制御装置は、運動企図の表出を示すERDを脳波測定装置によって検出し、検出されたERD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 Rehabilitat

ion Medicine 2011, Vol.43, pp951-957

発明の概要

[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、患者は運動企図を適切に表出する必要がある。しかしながら、患者がリハビリテーションになれていないリハビリテーションの初期においては、患者が適切に運動企図を表出できないことがあり、運動企図の表出のための訓練を患者に提供しなければならない。運動企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、身体駆動装置の誤動作は患者にとって煩わしく、リハビリテーションの効果を低下させるおそれがある。

[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。

本発明の一側面に従うリハビリテーションシステムは、脳波測定装置と、患者に対してフィードバック情報を含む情報を提示するように構成される情報提示装置と、患者に装着されて、電気的刺激および力学的刺激の少なくとも一方を患者に与えるように構成される電動装具と、前記脳波測定装置によって計測された脳波から運動企図に関連した信号を抽出し、少なくともその信号に基づいて運動企図が正しく表出できたと判断したときに前記電動装具の制御を変更するように構成される制御装置を備える。

発明の効果

[0008] 本発明の一側面によれば、リハビリテーションの効果を高めることができるリハビリテーションシステムを提供することができる。本発明の他の側面及び利点は本発明の技術的思想の例を示す図面と共に以下の記載から明らかとなる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]実施形態のリハビリテーションシステムの模式図。

[図2]リハビリテーションシステムのブロック図。

[図3]訓練シーケンスの繰り返しを説明するための模式図。

[図4]安静期間に表示される画面の模式図。

[図5]企図期間に表示される画面の模式図。

[図6]電動装具の制御方法のフローチャート。

[図7]参考例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

[0010] 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。

[0011] 図1に示されるように、実施形態に従うリハビリテーションシステム1は、脳波測定装置10、情報提示装置20、電動装具30、操作部40、および、制御装置50を備えている。

[0012] 脳波測定装置10は、患者の頭への装着に適するヘッドホン形状を有することができ、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。

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、患者の運動企図に関連する脳波の測定に適した位置に配置されるように、例えばアーチ形の弾性ヘッドマウントによって支持される。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に対応できる位置（脳波電極の指定方法である国際10-20法における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、脳波測定装置10は、片側の運動野のみに対応する電極11を備えるいわゆるヘッドセット形状を有してもよい。

- [0013] 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を計測する。脳波送信部 13 は、脳波計測部 12 にて計測された脳波を含む脳波信号を制御装置 50 の脳波受信部 51 に送信する。
- [0014] 情報提示装置 20 は、単に提示装置と呼ぶことがある。提示装置 20 は、音響的出力装置としてのスピーカー 21 および視覚的出力装置としての画像表示部 22 を備えている。スピーカー 21 は、制御装置 50 からの音響信号に基づいて、患者に音および音声进行提示する。画像表示部 22 は、制御装置 50 からの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、患者がどのようなリハビリテーション運動を企図すれば良いかの指示に関する指示情報と、患者が指示通りに企図できているかのフィードバック情報とを含む。
- [0015] 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。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、指に力学的な刺激が与えられ、患者の指が他動的に運動させられる。
- [0016] 筋刺激電極 33 は、患者の前腕部に筋刺激を与えるように構成される。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気的な刺激を与える。この電気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、患者への体性感覚フィードバックとなる。
- [0017] 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。

[0018] 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。制御装置50は、電子回路を含むいわゆるマイクロコンピュータであり得る。制御装置50は、各種制御プログラムが格納されたROM(Read Only Memory)及びROMにアクセス可能なCPU(Central Processing Unit)を含むことができる。

[0019] 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、安静状態と運動企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。

[0020] 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。

[0021] 図3に示すように、リハビリテーションの1回の訓練(以下、「訓練シーケンス」)は安静期間と運動企図の表出を行う企図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、企図期間では、患者は運動企図を表出することが求められる。企図期間は、運動企図期間と呼ぶことがある。安静期間および企図期間の長さは、例えば、各5秒間に設定される。

[0022] そして、安静期間と運動企図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。

[0023] 図2に示される訓練タイミング制御部54は、安静期間と運動企図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 21 を介してそのタイミングを提示する。

[0024] 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、企図期間を示す企図期間枠 24 とが同じ時間軸上に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、企図期間には「運動を企図してください」等のメッセージを表示する。

[0025] 画像表示部 22 は、安静期間から企図期間に切り替わった時点で、「運動を企図してください」等のメッセージをメッセージボックス 26 に表示する。また、縦線 25 が企図期間枠 24 に達した時点は、安静期間から企図期間に切り替わった時点を示す。このように、画像表示部 22 は、患者に所定の運動想起の開始及び／または継続を要求する運動想起リクエストを視覚的に出力するように構成されている。

[0026] また、図 1 に示す提示装置 20 内のスピーカ 21 は、安静期間の開始タイミングと、企図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。この場合、患者は、安静期間と企図期間との切り替わりを聴覚的に認識できる。このように、スピーカ 21 は患者に所定の運動想起の開始及び／または継続を要求する運動企図リクエストを音響的に出力するように構成されている。

[0027] 次に、図 2 を参照して、訓練中の運動企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 51 は、脳波送信部 13 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 54 からの脳波訓練タイミングを受信する。脳波測定装置 10 は、訓練期間中には常に脳波を計測して脳波信号を送信している。脳波受信部 51 は、訓練タイミングに基づいて、脳波信号から安静期間の脳

波と企図期間の脳波とを抽出することができる。

[0028] E R D検出部 5 2 は、安静期間の脳波と企図期間の脳波とから、運動企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、運動企図の表出により変化する脳波であり、運動企図を表出しているときに特有に発生するとされる。患者が運動企図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、企図期間にのみ E R D 信号が検出される。例えば、E R D 信号の発生タイミングと訓練タイミングとに基づいて、運動企図が正しく表出できたかどうかを判断することができる。

[0029] 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。

[0030] 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 によって患者に対する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（例えば図 5 の帯 2 7）、スピーカー 2 1 から音響的に出力されたりする。

[0031] 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。

[0032] 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、安静期間と企図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、企図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。

[0033] 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企図期間に移行した旨を認識し、運動企図の表出を行う。安静期間および企図期間においては、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 のような視覚フィードバック情報として画像表示部 2 2 に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。画像表示部 2 2 からの視覚フィードバック情報及びスピーカー 2 1 からの聴覚フィードバック情報は、電動装具 3 0 を介さないフィードバックすなわち非体性感覚フィードバックと呼ぶことがある。

[0034] E R D が検出された場合には、電動装具 3 0 が体性感覚フィードバックを患者に提供する。この体性感覚フィードバックを実際に与えるかどうかは、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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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、正しい運動企図の表出、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、企図期間において 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。

[0038] 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。

[0039] 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 において運動企図の訓練が十分なされており、電動装具による体性感覚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 の活性化制御を行い、本処理を終了する。

[0040] 具体的には電動装具 3 0 の活性化制御とは、E R D 信号が検出されたタイミングでモータ 3 2 をオン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。

[0041] 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、運動企図の訓練が十分になされておらず、電動装具 3 0 による体性感覚フィードバックは運動企図の訓練の妨げになる可能性がある旨と判定し、電動装具 3 0 の活性化制御を行わずに、本処理を終了する。

[0042] 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) 実施形態のリハビリテーションシステム 1 と図 7 に示す参考例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。図 7 に示す参考例のリハビリテーションシステムは、検出率演算部 53 および装具制御部 56 を備えていない点において実施形態のリハビリテーションシステム 1 とは相違している。参考例のリハビリテーションシステムでは、E R D 検出部 52 にて E R D が検出された場合、そのままフィードバック制御部 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 による体性感覚フィードバック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、運動企図を伴わずに E R D 信号の検出が判定された場合に、運動企図の表出の訓練が混乱させられるおそれがある。

[0043] 実施形態の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企図に関連した E R D 信号を抽出し、少なくともその E R D 信号に基づいて運動企図が正しく表出できたと判定したときに電動装具 30 の制御を変更するように構成される。

[0044] このため、運動企図の表出の訓練と、運動企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。

[0045] (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が電動装具 30 によるフィードバックを行わない第 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 段階制御を実施する。

- [0046] 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、運動企図の表出が主に訓練対象となり、その後運動企図の表出ができるようになってからは、運動企図と、実際の実動的運動に伴う体性感覚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。
- [0047] （３）制御装置５０は、ＥＲＤ信号の検出回数を用いたＥＲＤ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、運動企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。
- [0048] （４）一般的に訓練初期にはＥＲＤ検出率の精度が低く、安定して運動企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、ＥＲＤ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、運動企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、患者が運動企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。
- [0049] （５）制御装置５０は、第２段階制御を実行しているときに、ＥＲＤ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、患者が再び運動企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。
- [0050] 本発明のリハビリテーションシステム１は、上記実施形態に限定されず、例えば以下のように変形してもよい。技術的に可能な範囲においていくつかの変形例を適宜組み合わせてもよい。
- [0051] ・ＥＲＤ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 50 は、1 訓練シーケンスのうちの企図期間において 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 52 内部のメモリー（図示せず）に記憶する。そして、制御装置 50 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。

[0052] (B) 制御装置 50 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企図期間において 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 52 内部のメモリー（図示せず）に記憶する。そして、制御装置 50 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。

[0053] ・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 50 は、図 8 に示すように E R D 検出率を画像表示部 22 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 21 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。

[0054] ・移行制御のステップ S 13 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 13 において、制御装置 50 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 16 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 16 に進むようにする。

[0055] ・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。

・制御装置 50 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２０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３０が駆動することを認識できる。

[0056] ・第１段階制御において、電動装具３０を駆動するようにすることもできる。この場合、電動装具３０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企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３３による筋刺激およびモータ３２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３３による筋刺激およびモータ３２による他動運動の両方を実行させることもできる。

[0057] なお、第１段階制御と第２段階制御とを操作部４０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３０からモータ３２および筋刺激電極３３の一方を省略することもできる。

[0058] ・電動装具３０は患者の下肢に装着する形状にすることもできる。

・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は、ハードウェアであってもよく、ＣＰＵがＲＯＭに記憶された制御プログラムを実行することによってソフトウェア的に実現されてもよい。

[0059] ・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は、制御装置５０であり得る一つのプロセッサによって実現されてもよく、制御装置５０に含まれる複数のプロセッサによって実現されてもよい。

[0060] 本発明は、例示したものに限定されるものではない。例えば、例示した特徴が本発明にとって必須であると解釈されるべきでなく、本発明の主題は、

開示した特定の実施形態の全ての特徴より少ない特徴に存在することがある。
。

符号の説明

[0061] 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。

請求の範囲

- [請求項1] 脳波測定装置と、
- 患者に対してフィードバック情報を含む情報を提示するように構成される情報提示装置と、
- 患者に装着されて、電氣的刺激および力學的刺激の少なくとも一方を患者に与えるように構成される電動装具と、
- 前記脳波測定装置によって計測された脳波から運動企図に関連した信号を抽出し、少なくともその信号に基づいて運動企図が正しく表出できたと判定したときに前記電動装具の制御を変更するように構成される制御装置と
- を備え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、
- 前記運動企図が正しく表出されたときに前記運動企図が正しく表出されたことを前記情報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、
- 前記運動企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、を実行するように構成される請求項1に記載のリハビリテーションシステム。
- [請求項3] 前記制御装置は、前記運動企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ように構成される請求項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、訓練の回数に対する前記運動企図が正しく表出された回数である前記運動企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、前記運動企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ように構成される請求項3に記載のリハビリテーションシステム。
- [請求項5] 前記制御装置は、
- 前記運動企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、前記運動企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ように構成される請求項 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、前記第 2 段階制御を実行しているときに、前記運動企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ように構成される請求項 4 または 5 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、前記運動企図の検出率を前記情報提示装置により患者に提示させるように構成される請求項 4 ～ 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。

[請求項 8] 前記制御装置は、前記運動企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ように構成される請求項 4 ～ 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] 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情報提示装置により患者に提示するように構成される請求項 2 ～ 8 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 10] 前記電動装具によって生成される前記電氣的刺激および前記力学的刺激の少なくとも一方は、体性感覚フィードバックであり、

前記情報提示装置によって提示される前記フィードバック情報は、非体性感覚フィードバックであり、

前記制御装置は、

患者に所定のリハビリテーション運動の想起を要求する運動想起リクエストを、前記情報提示装置から視覚的及び／または音響的に出力し、

前記運動想起リクエストの出力前の脳波と、前記運動想起リクエストの出力後の脳波とに少なくとも基づいて、前記リハビリテーション

運動の想起に対する前記患者の訓練の程度を判定し、

その判定結果に応じて、

前記情報提示装置による前記非体性感覚フィードバックの単独実行、及び

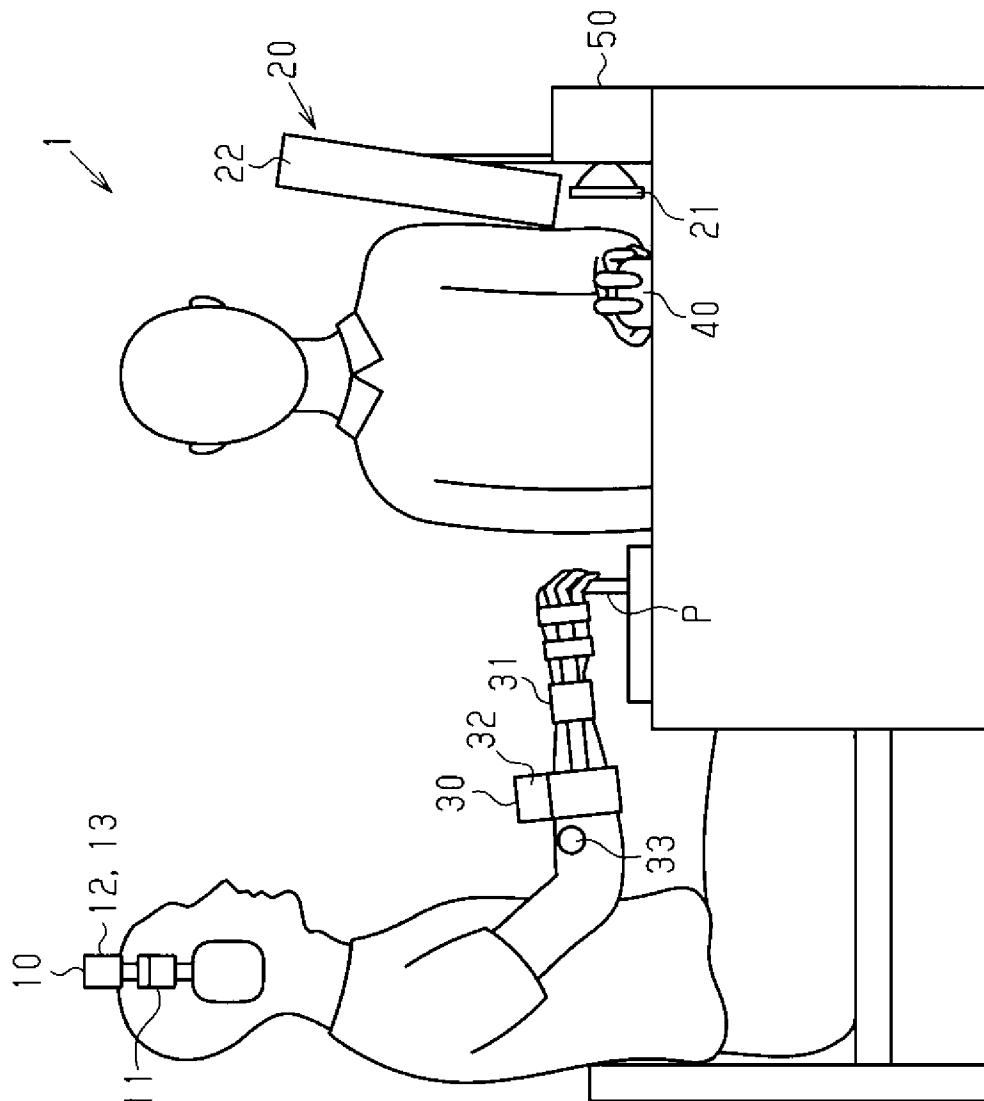
前記電動装具による前記体性感覚フィードバックと前記情報提示装置による前記非体性感覚フィードバックとの同時実行とを少なくとも含む複数のフィードバックモードのうちの一つを選択的に実行するように構成される、請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載のリハビリテーションシステム。

[請求項11]

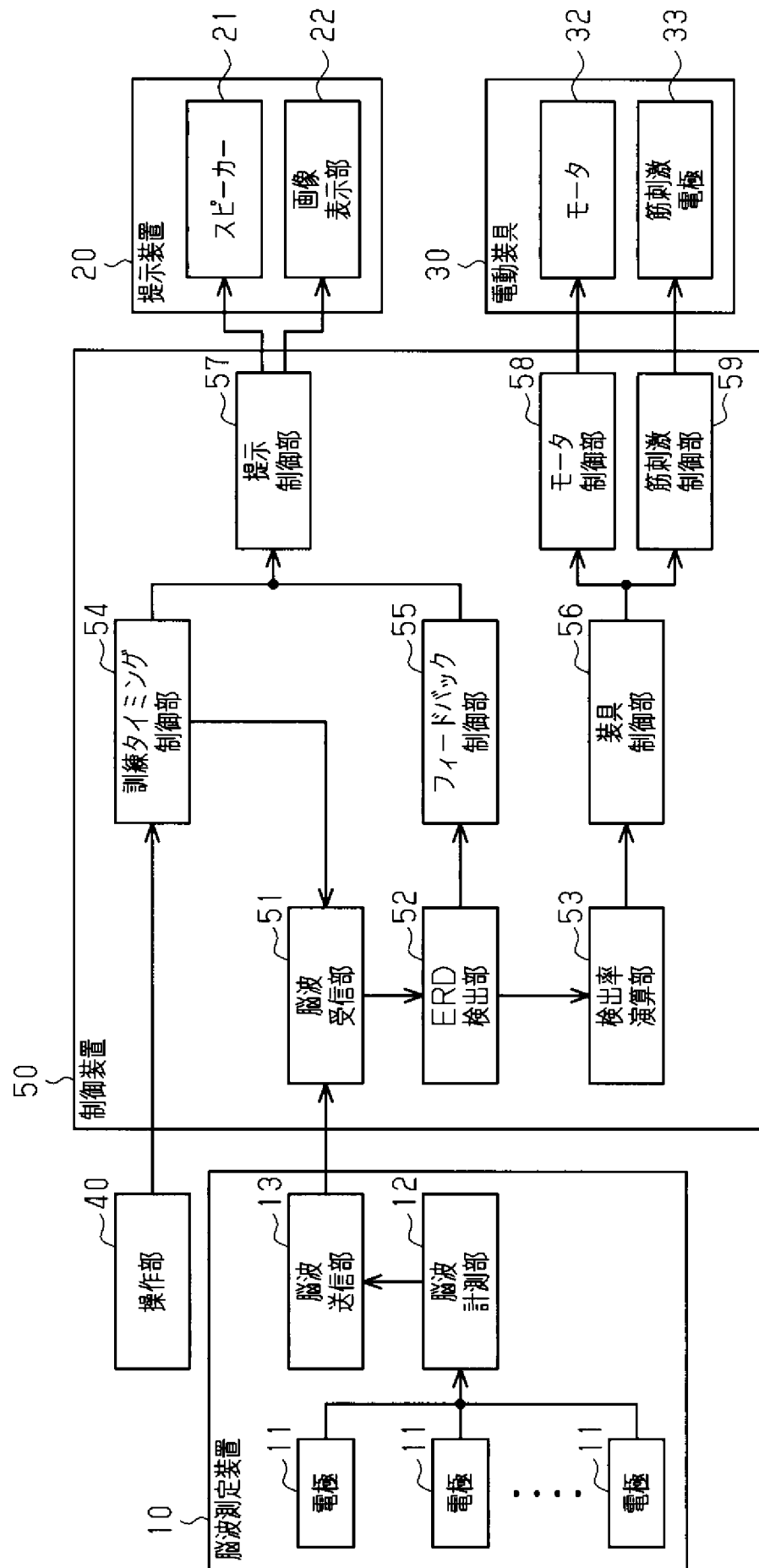
前記脳波測定装置が脳波を計測し、

前記脳波から抽出される、運動企図に関連した信号に少なくとも基づいて、前記運動企図が正しく表出できたと判定したときに、前記制御装置が前記電動装具の制御を変更すること、を備える請求項 1 ～ 10 のいずれか一項に記載のリハビリテーションシステムの制御方法。

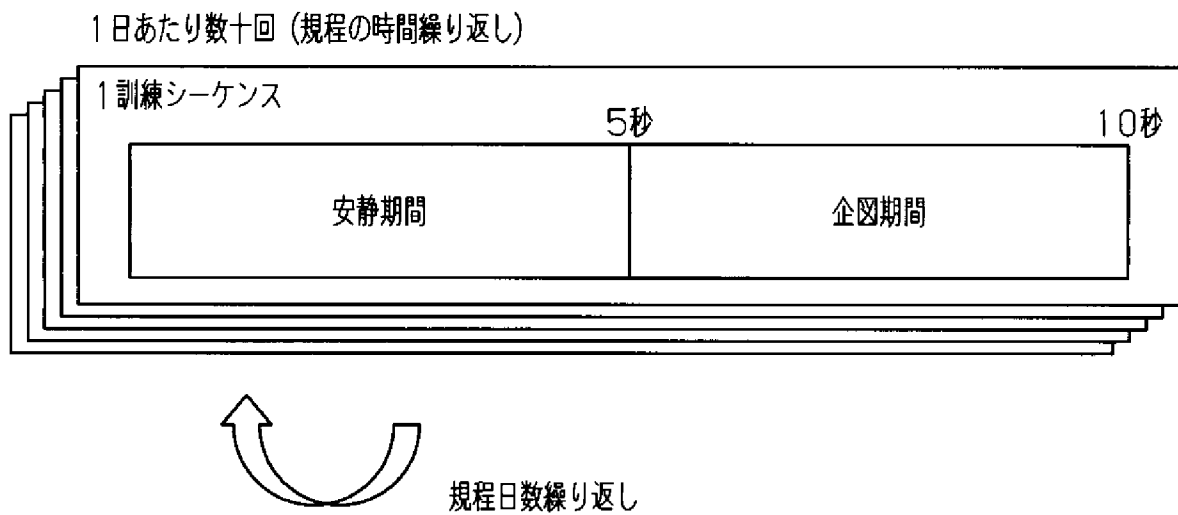
[図1]



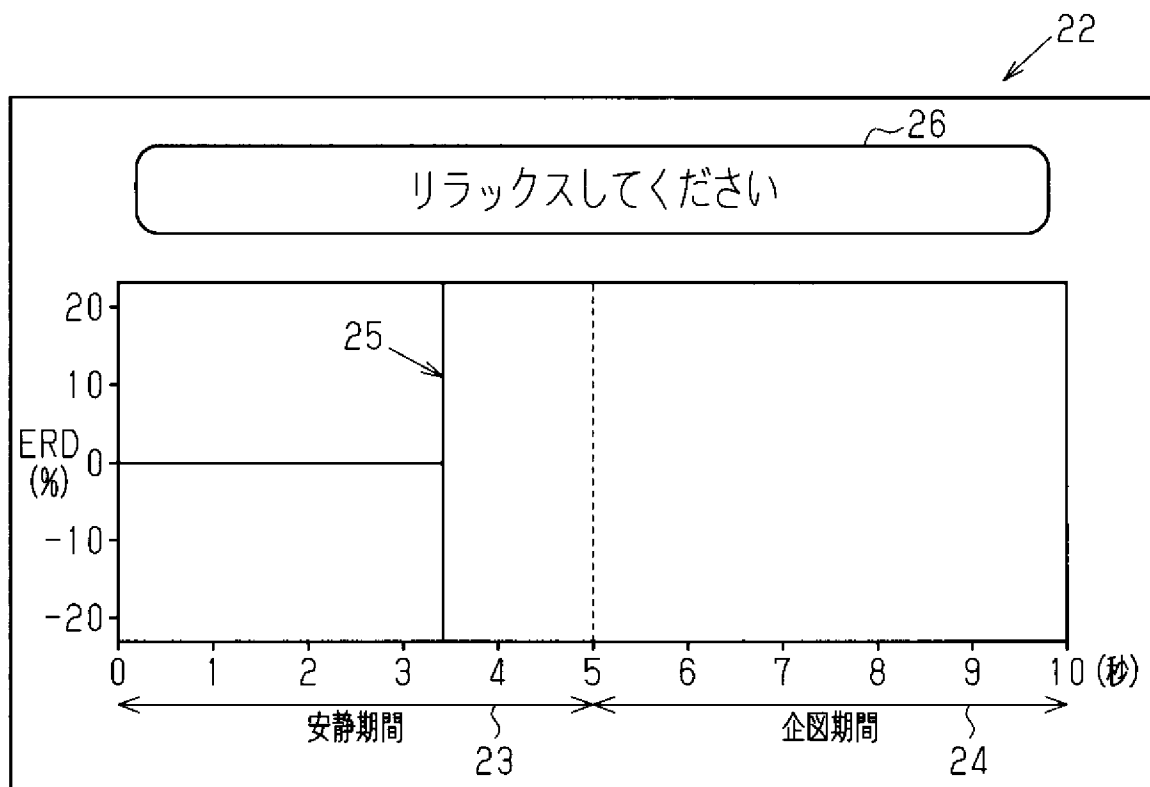
[図2]



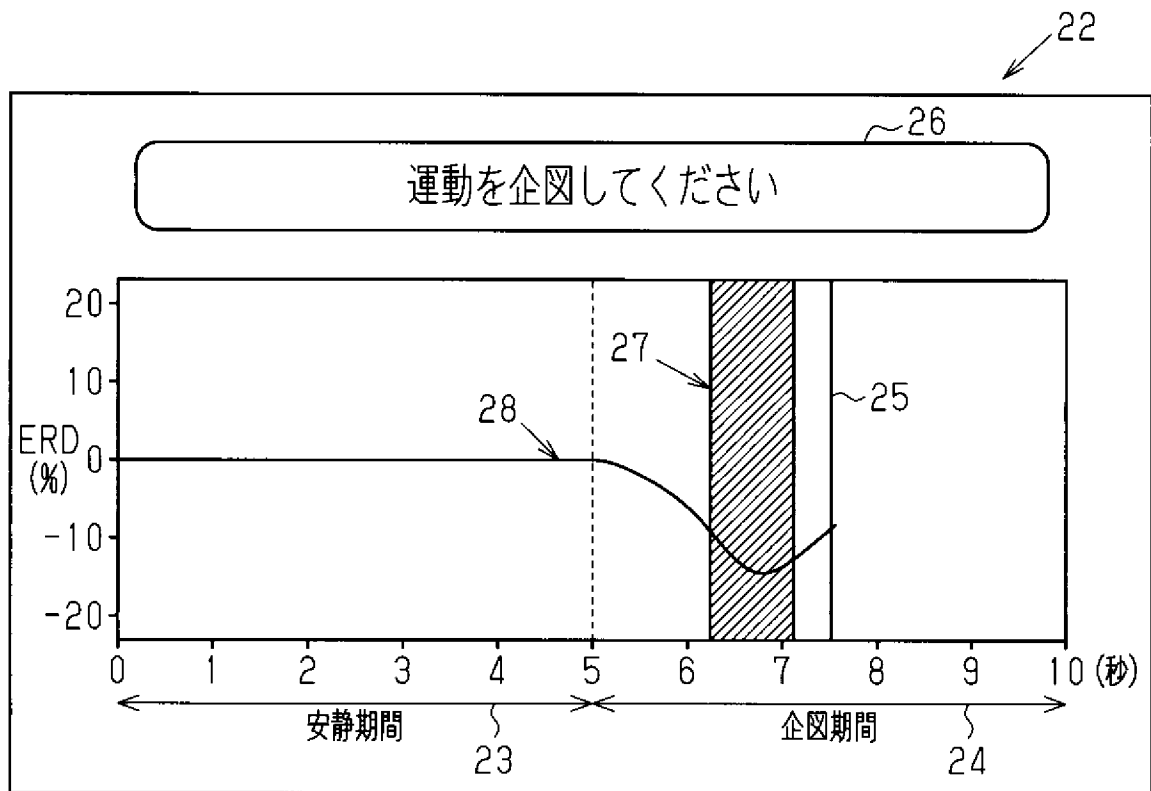
[図3]



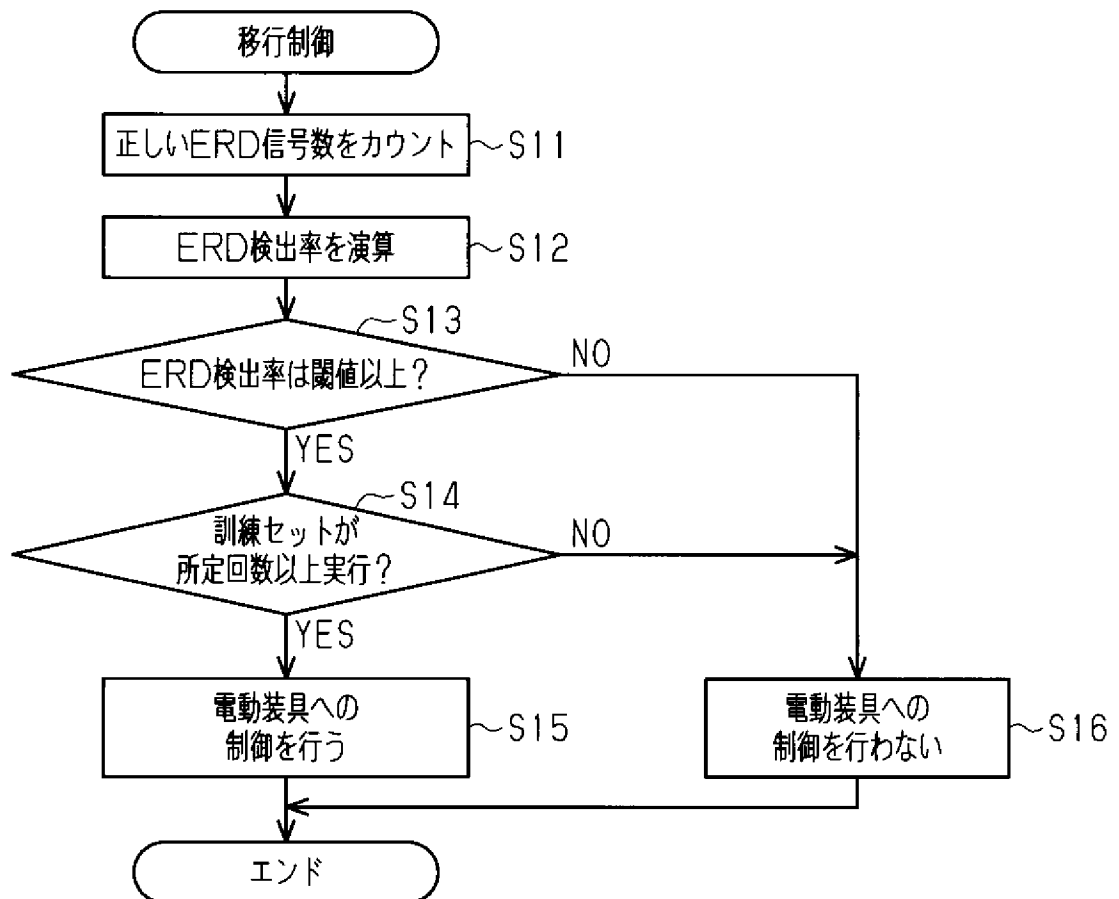
[図4]



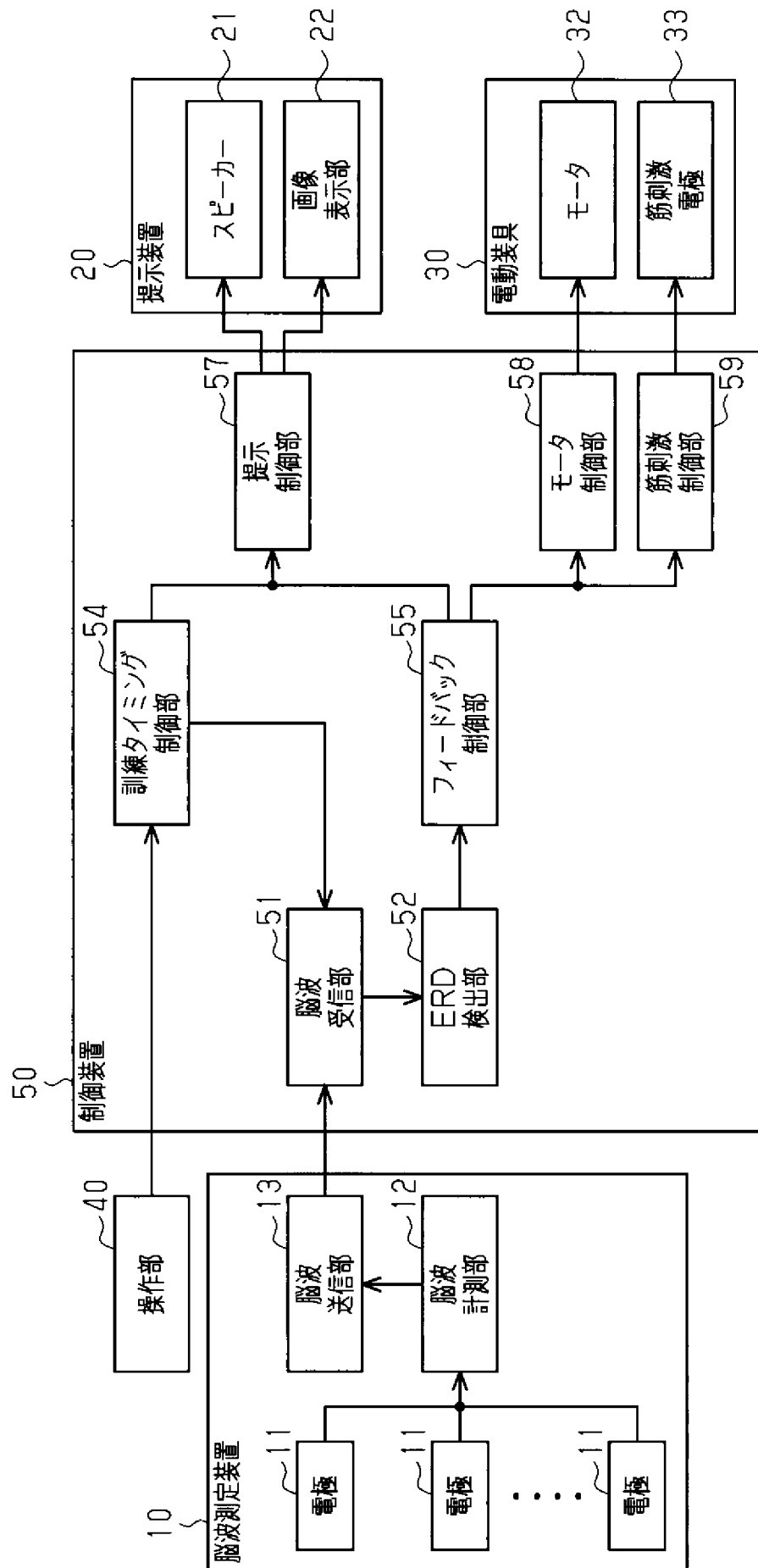
[図5]



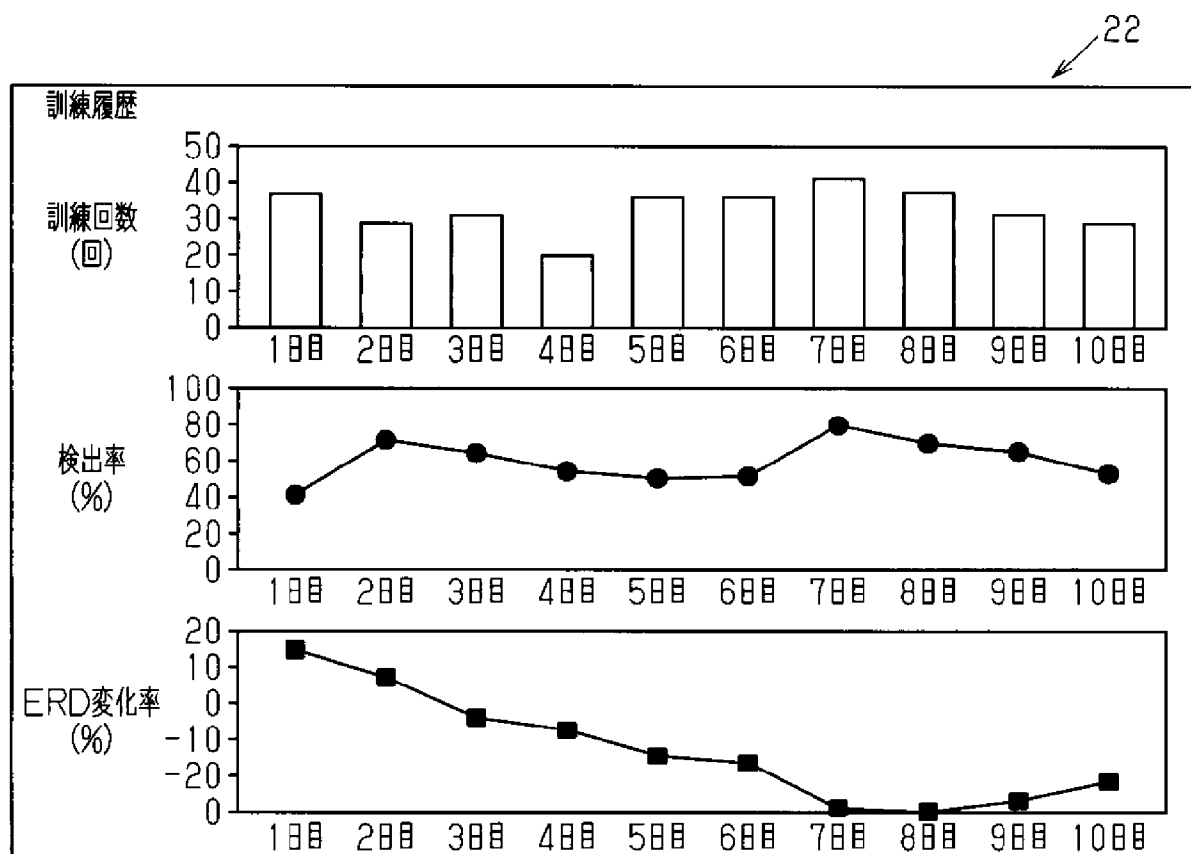
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/003272

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61H1/02(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/0484(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61H1/02, A61B5/0476, A61B5/0484

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2012-217721 A (Keio University), 12 November 2012 (12.11.2012), paragraphs [0023] to [0057]; fig. 1 to 2 (Family: none)	1, 11 2-10
Y A	JP 2008-510560 A (Motorika Ltd.), 10 April 2008 (10.04.2008), paragraph [0185] & US 2009/0221928 A1 paragraph [0247]	1, 11 2-10
Y A	JP 2006-296468 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 02 November 2006 (02.11.2006), paragraphs [0042] to [0044] (Family: none)	1, 11 2-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 July 2015 (23.07.15)

Date of mailing of the international search report
04 August 2015 (04.08.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/003272

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2011-186667 A (Osaka University), 22 September 2011 (22.09.2011), paragraph [0025] & US 2011/0218453 A1 paragraph [0028]	1, 11 2-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61H1/02(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/0484(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61H1/02, A61B5/0476, A61B5/0484

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2012-217721 A（学校法人慶應義塾）2012.11.12, 段落[0023]-[0057], 図 1-2（ファミリーなし）	1, 11 2-10
Y A	JP 2008-510560 A（モトリカ リミテッド）2008.04.10, 段落[0185] & US 2009/0221928 A1 段落[0247]	1, 11 2-10
Y A	JP 2006-296468 A（独立行政法人産業技術総合研究所）2006.11.02, 段落[0042]-[0044]（ファミリーなし）	1, 11 2-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 3 . 0 7 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 4 . 0 8 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官（権限のある職員）

今井 貞雄

3 E

4 1 2 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2011-186667 A (国立大学法人大阪大学) 2011. 09. 22, 段落[0025] & US 2011/0218453 A1 段落[0028]	1, 11 2-10