

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6296494号  
(P6296494)

(45) 発行日 平成30年3月20日(2018.3.20)

(24) 登録日 平成30年3月2日(2018.3.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 H 1/02 (2006.01)

A 6 1 H 1/02 K

A 6 1 B 5/0488 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 3 O

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2014-21530 (P2014-21530)  
 (22) 出願日 平成26年2月6日(2014.2.6)  
 (65) 公開番号 特開2015-146908 (P2015-146908A)  
 (43) 公開日 平成27年8月20日(2015.8.20)  
 審査請求日 平成29年1月17日(2017.1.17)

(73) 特許権者 503359821  
 国立研究開発法人理化学研究所  
 埼玉県和光市広沢2番1号  
 (73) 特許権者 000003207  
 トヨタ自動車株式会社  
 愛知県豊田市トヨタ町1番地  
 (74) 代理人 100095407  
 弁理士 木村 満  
 (74) 代理人 100110135  
 弁理士 石井 裕一郎  
 (74) 代理人 100098545  
 弁理士 阿部 伸一  
 (74) 代理人 100087745  
 弁理士 清水 善廣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リハビリ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脳障害による麻痺腕の動作をアシストするリハビリ装置であって、  
 健常腕が前記麻痺腕をアシストするアシスト動作を検出する検出部と、  
 前記麻痺腕に屈伸動作を行わせるアシスト部と、  
 前記検出部によるアシスト動作の検出によって、前記アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整する調整部と、  
 前記調整部によって調整された動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷によって前記アシスト部を動作させる制御部と  
 を備えたことを特徴とするリハビリ装置。

【請求項 2】

前記検出部は、前記健常腕の手で前記麻痺腕の前腕又は前記麻痺腕の手を支えることを検出することを特徴とする請求項 1 に記載のリハビリ装置。

【請求項 3】

前記検出部は、前記健常腕の前記手に装着する第 1 の装着具と、前記麻痺腕の前記前腕又は前記麻痺腕の前記手に装着する第 2 の装着具とからなり、

前記第 1 の装着具が前記第 2 の装着具に接触又は前記第 1 の装着具が前記第 2 の装着具を押圧することで検出を行うことを特徴とする請求項 2 に記載のリハビリ装置。

【請求項 4】

前記麻痺腕の筋電位を検出する筋電センサと、

10

20

前記筋電センサで前記筋電位が検出されたことを知らせる出力部と  
を備えたことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載のリハビリ装置。

【請求項 5】

前記アシスト部は、筋電刺激装置であり、

前記筋電刺激装置は、前記筋電センサで検出した前記筋電位又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジに応じて刺激することを特徴とする請求項 4 に記載のリハビリ装置。

【請求項 6】

前記出力部では、前記筋電センサでの前記筋電位の検出又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジによって、前記麻痺腕が動く映像を表示することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載のリハビリ装置。

10

【請求項 7】

前記出力部では、前記筋電センサで検出した前記筋電位又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジと、前記麻痺腕が動く映像とを重ね合わせて、頭部装着ディスプレイを通じて表示することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載のリハビリ装置。

【請求項 8】

前記調整部では、前記筋電センサでの前記筋電位の検出又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジによって、前記アシスト部の前記動作タイミング、前記動作速度、又は前記屈曲負荷若しくは前記伸展負荷を調整することを特徴とする請求項 4 から請求項 7 のいずれかに記載のリハビリ装置。

20

【請求項 9】

前記調整部では、前記健常腕又は健常者の腕での筋電位又は筋シナジをモデル入力として生成した目標値と、前記筋電センサでの前記筋電位の検出値又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジとの比較によって、前記アシスト部の前記動作タイミング、前記動作速度、又は前記屈曲負荷若しくは前記伸展負荷を調整することを特徴とする請求項 4 から請求項 7 のいずれかに記載のリハビリ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脳卒中等の脳障害による麻痺腕の動作をアシストするリハビリ装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

脳卒中患者は、片側の腕や足が麻痺する場合が多い。麻痺した腕や足を動かすには、脳と筋肉が正常に活動する必要がある。

このような半身麻痺の患者は、自らの意思により筋電を発生させる過程がリハビリにおいて重要となる。

特許文献 1 の装置では、人体の筋肉活動により生じる筋電を検出する筋電位検出手段を有し、この筋電位検出手段で検出した情報を表示部で表示することで、患者自身の動作によって身体を動かしたことを認識させている。

40

また、特許文献 2 の装置では、筋肉に対応させて筋電位センサを設け、筋電位センサに対応させたインジケータを人型アイコンとして表示することで、各部の筋肉の状態を把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 8 - 229015 号公報

【特許文献 2】特開 2003 - 339908 号公報

【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

全く動かない麻痺腕では筋電が発生しない。また、全く動かない麻痺腕では、外部補助によって麻痺腕を動かしても筋電は発生しない。

しかし、本発明者らは、外部補助によっては筋電が発生しない麻痺腕であっても、自らの健常腕で麻痺腕をサポートすると、筋電が発生する事象を見出した。

## 【0005】

そこで本発明は、特に筋電が発生しない麻痺腕に対して筋電を発生させ、リハビリ効果を高めることができるリハビリ装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本発明のリハビリ装置は、脳障害による麻痺腕の動作をアシストするリハビリ装置であって、健常腕が前記麻痺腕をアシストするアシスト動作を検出する検出部と、前記麻痺腕に屈伸動作を行わせるアシスト部と、前記検出部によるアシスト動作の検出によって、前記アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整する調整部と、前記調整部によって調整された動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷によって前記アシスト部を動作させる制御部とを備えたことを特徴とする。

また、本発明のリハビリ装置において、前記検出部は、前記健常腕の手で前記麻痺腕の前腕又は前記麻痺腕の手を支えることを検出することができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記検出部は、前記健常腕の前記手に装着する第1の装着具と、前記麻痺腕の前記前腕又は前記麻痺腕の前記手に装着する第2の装着具とからなり、前記第1の装着具が前記第2の装着具に接触又は前記第1の装着具が前記第2の装着具を押圧することで検出を行うことができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記麻痺腕の筋電位を検出する筋電センサと、前記筋電センサで前記筋電位が検出されたことを知らせる出力部とを備えることができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記アシスト部は、筋電刺激装置であり、前記筋電刺激装置は、前記筋電センサで検出した前記筋電位又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジに応じて刺激することができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記出力部では、前記筋電センサでの前記筋電位の検出又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジによって、前記麻痺腕が動く映像を表示することができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記出力部では、前記筋電センサで検出した前記筋電位又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジと、前記麻痺腕が動く映像とを重ね合わせて、頭部装着ディスプレイを通じて表示することができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記調整部では、前記筋電センサでの前記筋電位の検出又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジによって、前記アシスト部の前記動作タイミング、前記動作速度、又は前記屈曲負荷若しくは前記伸展負荷を調整することができる。

また、本発明のリハビリ装置において、前記調整部では、前記健常腕又は健常者の腕での筋電位又は筋シナジをモデル入力として生成した目標値と、前記筋電センサでの前記筋電位の検出値又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジとの比較によって、前記アシスト部の前記動作タイミング、前記動作速度、又は前記屈曲負荷若しくは前記伸展負荷を調整することができる。

## 【発明の効果】

## 【0007】

本発明によれば、特に筋電が発生しない麻痺腕に対して筋電を発生させ、リハビリ効果を高めることができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 8 】

【図 1】本発明の一実施例によるリハビリ装置を実現するためのブロック図

【図 2】本発明の他の実施例によるリハビリ装置を実現するためのブロック図

【図 3】ある振舞いについてシナジ数 $n$ で計算された類似度 $L$ を示すグラフ

【図 4】実験例を示す特性図

【図 5】実験例を示す特性図

【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 0 9 】

本発明の第 1 の実施の形態によるリハビリ装置は、健常腕が麻痺腕をアシストするアシスト動作を検出する検出部と、麻痺腕に屈伸動作を行わせるアシスト部と、検出部によるアシスト動作の検出によって、アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整する調整部と、調整部によって調整された動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷によってアシスト部を動作させる制御部とを備えたものである。本実施の形態によれば、健常腕が麻痺腕をアシストすることをトリガーとして、動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整するため、セルフサポートによる筋電を発生しやすく、リハビリ効果を高めることができる。

10

## 【 0 0 1 0 】

本発明の第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態におけるリハビリ装置において、検出部は、健常腕の手で麻痺腕の前腕又は麻痺腕の手を支えることを検出するものである。本実施の形態によれば、ボディーイメージを想起しやすい状態を覚えさせることで、セルフサポートの効果が高まる。

20

## 【 0 0 1 1 】

本発明の第 3 の実施の形態は、第 2 の実施の形態におけるリハビリ装置において、検出部は、健常腕の手に装着する第 1 の装着具と、麻痺腕の前腕又は麻痺腕の手に装着する第 2 の装着具とからなり、第 1 の装着具が第 2 の装着具に接触又は第 1 の装着具が第 2 の装着具を押圧することで検出を行うものである。本実施の形態によれば、確実なセルフサポートを行わせることができる。

## 【 0 0 1 2 】

本発明の第 4 の実施の形態は、第 1 から第 3 のいずれかの実施の形態におけるリハビリ装置において、麻痺腕の筋電位を検出する筋電センサと、筋電センサで筋電位が検出されたことを知らせる出力部とを備えたものである。本実施の形態によれば、麻痺腕での筋電位の検出を知らせることで、リハビリを促進することができる。

30

## 【 0 0 1 3 】

本発明の第 5 の実施の形態は、第 4 の実施の形態におけるリハビリ装置において、アシスト部は、筋電刺激装置であり、筋電刺激装置は、筋電センサで検出した筋電位又は筋電センサで検出した筋電位に基づき計算された筋シナジに応じて刺激するものである。本実施の形態によれば、アシスト部の制御精度及び応答速度を、機械的なアシスト部と比べて向上させることができる。

## 【 0 0 1 4 】

本発明の第 6 の実施の形態は、第 4 又は第 5 の実施の形態におけるリハビリ装置において、出力部では、筋電センサでの筋電位又は筋電センサで検出した筋電位に基づき計算された筋シナジの検出によって、麻痺腕が動く映像を表示するものである。本実施の形態によれば、視覚効果によって更にリハビリを促進することができる。

40

## 【 0 0 1 5 】

本発明の第 7 の実施の形態は、第 4 又は第 5 の実施の形態におけるリハビリ装置において、出力部では、筋電センサで検出した筋電位又は筋電センサで検出した筋電位に基づき計算された筋シナジと、麻痺腕が動く映像とを重ね合わせて、頭部装着ディスプレイを通じて表示するものである。本実施の形態によれば、患者は拡張現実で没頭することができ、視覚効果によって更にリハビリを促進することができる。

## 【 0 0 1 6 】

50

本発明の第 8 の実施の形態は、第 4 から第 7 のいずれかの実施の形態におけるリハビリ装置において、調整部では、筋電センサでの筋電位の検出又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジによって、アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整するものである。本実施の形態によれば、麻痺腕での実際の筋電位の検出で、アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することで、筋電を発生しやすく、リハビリ効果を高めることができる。

#### 【 0 0 1 7 】

本発明の第 9 の実施の形態は、第 4 から第 7 のいずれかの実施の形態におけるリハビリ装置において、調整部では、健常腕又は健常者の腕での筋電位又は筋シナジをモデル入力として生成した目標値と、筋電センサでの筋電位の検出値又は前記筋電センサで検出した前記筋電位に基づき計算された筋シナジとの比較によって、アシスト部の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整するものである。本実施の形態によれば、回復度に応じたアシストを行うことができる。

#### 【実施例】

#### 【 0 0 1 8 】

図 1 は、本発明の一実施例によるリハビリ装置を実現するためのブロック図である。

本発明の一実施例によるリハビリ装置は、脳卒中等の脳障害による麻痺腕の動作をアシストするリハビリ装置であり、健常腕が麻痺腕をアシストするアシスト動作を検出する検出部 1 0 と、麻痺腕に屈伸動作を行わせるアシスト部 2 0 と、検出部 1 0 によるアシスト動作の検出によって、アシスト部 2 0 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整する調整部 3 0 と、調整部 3 0 によって調整された動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷によってアシスト部 2 0 を動作させる制御部 4 0 とを備えている。

#### 【 0 0 1 9 】

検出部 1 0 は、健常腕の手で麻痺腕の前腕又は麻痺腕の手を支えること、つまりアシストする動き（アシスト動作）を検出する。図 1 では、検出部 1 0 として、健常腕の手に装着する第 1 の装着具 1 1 と、麻痺腕の前腕又は麻痺腕の手に装着する第 2 の装着具 1 2 とを有し、検出部 1 0 は、第 1 の装着具 1 1 が第 2 の装着具 1 2 に接触又は第 1 の装着具 1 1 が第 2 の装着具 1 2 を押圧する時を、アシスト動作の検出とする。例えば、第 1 の装着具 1 1 は、第 1 の電極を備えたグローブで構成し、第 2 の装着具 1 2 は、第 2 の電極を備えたグローブで構成し、第 1 の電極と第 2 の電極との接触によって、健常腕が麻痺腕をアシストする動きの検出とすることができる。また、第 1 の装着具 1 1 は、第 1 の押圧スイッチを備えたグローブで構成し、第 2 の装着具 1 2 は、第 2 の押圧スイッチを備えたグローブで構成し、検出部 1 0 は、第 1 の押圧スイッチ及び第 2 の押圧スイッチが押圧された時を、健常腕が麻痺腕をアシストする動きの検出とすることができる。なお、検出部 1 0 は、接触又は押圧による ON / OFF 時をアシスト動作の検出とするだけではなく、押圧値を検出するものであってもよい。

なお、検出部 1 0 は、モーションキャプチャによるものであってもよい。

アシスト部 2 0 は、上腕に対して前腕を屈曲動作又は伸展動作させるアクチュエータである。

#### 【 0 0 2 0 】

調整部 3 0 では、検出部 1 0 で健常腕によるアシスト動作を検出するとアシスト部 2 0 の動作をスタートさせる。アシスト部 2 0 の動作をスタートさせることで、健常腕によるサポートをアシストして、ボディーイメージを想起させることができる。また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 で健常腕によるアシスト動作を検出するとアシスト部 2 0 の動作速度を増加する。アシスト部 2 0 の動作速度を増加することで、健常腕によるサポートをアシストして、ボディーイメージを想起させることができる。逆に、調整部 3 0 では、検出部 1 0 で健常腕によるアシスト動作を検出するとアシスト部 2 0 の動作速度を低下させてもよい。アシスト部 2 0 の動作速度を低下させることで、健常腕でのサポート力を高めさせ

、ボディーイメージを想起させることができる。また、調整部 30 では、検出部 10 で健常腕によるアシスト動作を検出するとアシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させる。アシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させることで、健常腕によるサポートをアシストして、ボディーイメージを想起させることができる。逆に、調整部 30 では、検出部 10 で健常腕によるアシスト動作を検出するとアシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を高めてもよい。アシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を高めることで、健常腕でのサポート力を高めさせ、ボディーイメージを想起させることができる。

このように、調整部 30 では、アシスト部 20 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷の少なくともいずれかを調整するが、これらを組み合わせて調整してもよい。

10

#### 【0021】

検出部 10 が押圧値を検出する場合には、押圧値の大きさに応じてアシスト部 20 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を変化させることができる。

このように、本実施例によるリハビリ装置は、健常腕が麻痺腕をアシストすることをトリガーとして、動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することで、セルフサポートによる筋電を発生しやすく、リハビリ効果を高めることができる。

#### 【0022】

本実施例によるリハビリ装置は、更に、麻痺腕の上腕二頭筋又は上腕三頭筋などの筋電位を検出する筋電センサ 50 と、筋電センサ 50 で筋電位が検出されたことを知らせる出力部 60 とを備えている。麻痺腕での筋電位の検出を知らせることで、リハビリを促進することができる。

20

筋電センサ 50 は、例えば測定対象の筋肉に複数の電極を装着し、リファレンス電極バンドと電源を接続して筋肉の活動量波形を測定するセンサを用いることができる。

出力部 60 は、例えば表示手段を用い、筋電センサ 50 での筋電位の検出によって、麻痺腕が動く映像を表示する。表示手段によって麻痺腕が動く映像を表示することで、視覚効果によって更にリハビリを促進することができる。麻痺腕が動く映像は、健常腕の動作を撮像し、撮像した健常腕の動作データを反転させて作成するか、コンピュータグラフィックで作成することもできる。また表示手段では、筋電値の大きさに応じて大きさが変化する表示としてもよい。また、出力部 60 は、表示の他に音を出力してもよい。

30

調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位の検出によって、アシスト部 20 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することもできる。麻痺腕での実際の筋電位の検出で、アシスト部 20 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することで、筋電を発生しやすく、リハビリ効果を高めることができる。

#### 【0023】

調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位を検出するとアシスト部 20 の動作をスタートさせる。アシスト部 20 の動作をスタートさせることで、実際の筋電位の発生を認識でき、リハビリ効果を高めることができる。また、調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位を検出するとアシスト部 20 の動作速度を増加する。アシスト部 20 の動作速度を増加することで、実際の筋電位の発生を認識でき、リハビリ効果を高めることができる。逆に、調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位を検出するとアシスト部 20 の動作速度を低下させてもよい。アシスト部 20 の動作速度を低下させることで、実際の筋電位の発生を認識でき、リハビリ効果を高めることができる。また、調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位を検出するとアシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させる。アシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させることで、実際の筋電位の発生を認識でき、リハビリ効果を高めることができる。逆に、調整部 30 では、筋電センサ 50 での筋電位を検出するとアシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を高めてもよい。アシスト部 20 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を高めることで、実際の筋電位の発生を認識でき、リハビリ効果を高めることができる。

40

50

## 【 0 0 2 4 】

筋電センサ 5 0 での筋電位の検出により行われる調整部 3 0 での調整は、検出部 1 0 により検出されるアシスト動作の調整とともに行う。

調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出と、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出との双方によってアシスト部 2 0 の動作をスタートさせることができる。また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出か、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出のいずれかによってアシスト部 2 0 の動作をスタートさせてもよい。

また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出によってアシスト部 2 0 の動作をスタートさせ、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出によってアシスト部 2 0 の動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整してもよい。

10

また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出と筋電センサ 5 0 での筋電位の検出との双方によってアシスト部 2 0 の動作速度を増加、又は動作速度を低下させる。また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出か、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出のいずれかによってアシスト部 2 0 の動作速度を増加、又は動作速度を低下させてもよい。

また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出によってアシスト部 2 0 の動作速度を増加、又は動作速度を低下させ、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出によって屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整してもよい。

また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出と筋電センサ 5 0 での筋電位の検出との双方によってアシスト部 2 0 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させ、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を高める。また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出か、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出のいずれかによってアシスト部 2 0 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させ、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を高めてもよい。

20

また、調整部 3 0 では、検出部 1 0 でのアシスト動作の検出によってアシスト部 2 0 の屈曲負荷若しくは伸展負荷を低下させ、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を高め、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出によってアシスト部 2 0 の動作速度を調整してもよい。

## 【 0 0 2 5 】

なお、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出により行われる調整部 3 0 での調整は、検出部 1 0 により検出されるアシスト動作の調整に代えて行ってもよい。

また、調整部 3 0 では、健常腕での筋電位をモデル入力として生成した目標値と、筋電センサ 5 0 での筋電位の検出値との比較によって、アシスト部 2 0 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することで、回復度に応じたアシスト部 2 0 でのアシストを行うことができる。なお、目標値は、健常腕での筋電位に代えて、理想状態とする健常者の筋電位をモデル入力として生成してもよい。

30

## 【 0 0 2 6 】

図 2 は、本発明の他の実施例によるリハビリ装置を実現するためのブロック図である。なお、ここでは上記実施例と相違する構成だけを説明する。また、同一機能部には同一符号を付して説明を省略する。

本実施例においては、アシスト部 2 0 は、アクチュエータの代わりに筋電刺激装置を用いる。また、筋電センサ 5 0 で検出した筋電位に基づき筋シナジを計算する筋シナジ計算部 8 0 を有する。筋電刺激装置は、筋シナジ計算部 8 0 の計算結果に応じて電氣的刺激を与え、上腕に対して前腕を屈曲動作又は伸展動作させる。

40

ここで、筋シナジとは、人間が 1 つの振舞いをしたり、1 つ以上の振舞いからなるタスクをしたりする際には、複数の筋肉が冗長性を持ちながら協働して働く現象の表現形式である。本実施例においては、調整部 3 0 では、筋電センサ 5 0 で検出した筋電位に基づき計算された筋シナジによって、アシスト部 2 0 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することもできる。また、調整部 3 0 では、健常腕での筋シナジをモデル入力として生成した目標値と、筋電センサ 5 0 で検出した筋電位に基づき計算された筋シナジとの比較によって、アシスト部 2 0 の動作タイミング、動作速度、又は屈曲負荷若しくは伸展負荷を調整することで、回復度に応じたアシスト部 2 0 でのアシスト

50

を行うこともできる。なお、目標値は、健常腕での筋シナジに代えて、理想状態とする健常者の筋シナジをモデル入力として生成してもよい。

また、本実施例においては、出力部 60 では、筋電センサ 50 で検出した筋電位又は筋電センサ 50 で検出した筋電センサで検出した筋電位に基づく筋シナジと、麻痺腕が動く映像とを重ね合わせて、頭部装着ディスプレイを通じて表示する。なお、頭部装着ディスプレイは、例えばヘッドマウントディスプレイを用いることができる。頭部装着ディスプレイは、頭部の角度を検出する角度センサ 70 を有し、出力部 60 は、角度センサ 70 で検出した頭部角度に応じた映像（拡張現実）を頭部装着ディスプレイに表示する。

このように、患者に頭部装着ディスプレイを装着し、筋電位又は筋シナジに応じてコンピュータグラフィックで作成した腕と患者の実際の腕とを重ね合わせて表示することで、患者は拡張現実で没頭することができ、リハビリの効果が高まる。なお、筋シナジの大きさを肌の色や像に変換して患者の腕に投影してもよい。なお、拡張現実を表示するときは、アシスト部 20 は表示せず、あたかも患者の腕だけで動いているような映像を表示することで、患者は拡張現実により没頭することができ、リハビリの効果がより高まる。

【0027】

ここで、筋シナジの計算についてより詳細に説明する。

まず、筋電センサ 50 は、ある振舞いを患者がした間の筋肉 1, 2, ..., m の筋電位の時系列を取得する。本実施例では、患者の体の m 箇所の筋電位を測定する。筋電位を測定すべき箇所は、訓練を行う部位（たとえば右手）の振舞い（たとえば右手の曲げ伸ばし）に関わる筋肉である。

【0028】

測定は、一定の時間間隔で、1 つの振舞いが開始されてから終了するまで行われる。i 番目の筋肉の j 番目の時点における筋電位の値は、筋電位行列 M の i 行 j 列の要素  $M[i, j]$  に格納される。すなわち、

筋肉 1 の筋電位の時系列からなる横ベクトル  $M^{(1)}$  と、  
筋肉 2 の筋電位の時系列からなる横ベクトル  $M^{(2)}$  と、...、  
筋肉 m の筋電位の時系列からなる横ベクトル  $M^{(m)}$  と、  
を縦に並べたものが、筋電位行列 M である。

【0029】

したがって、筋電位行列 M の行数は、m である。また、筋電位行列 M の列数は測定の時間長、すなわち、振舞いの時間長と、当該振舞いの間の測定頻度、測定間隔によって変わる。

【0030】

このようにして、筋電位行列 M が取得されると、筋シナジ計算部 80 は、

$$M = WC + E$$

が成立するように、筋シナジ行列 W、制御行列 C、誤差行列 E を計算する。この際には、non-negative matrix factorization が使用される。

【0031】

以下、理解を容易にするため、添字  $k$  を適宜省略して説明する。

【0032】

さて、non-negative matrix factorization では、誤差度を最小化、あるいは、類似度 L を最大化する。

【0033】

ここで、筋電位行列 M の列数、制御行列 C の列数、誤差行列 E の列数がいずれも t であるとし、筋電位行列 M の行数、筋シナジ行列 W の行数、誤差行列 E の行数がいずれも m であるとし、筋シナジ行列 W の列数、制御行列 C の行数がいずれも n であるとする、類似度 L は、以下のように定義できる。

$$L = 1 - \frac{1}{m} \times \sum_{i=1}^m \left[ \sum_{j=1}^t E[i, j]^2 \right] / \left[ \sum_{j=1}^t (WC)[i, j]^2 \right]$$

【0034】

ここで、n は、シナジ数を表す数値である。一般に、n を大きくすれば、L も大きくなる

10

20

30

40

50



が、適切な $n$ の大きさも、non-negative matrix factorizationを適宜用いることで、以下のように定めることができる。

#### 【0035】

一般に、non-negative matrix factorizationにおいては、類似度 $L$ が70%以上となるようなシナジ数 $n$ を選択することが望ましいとされている。一方で、シナジ数 $n$ が大きすぎると、計算負荷が高まるほか、過適応が生じて、かえって適切な処理ができなくなる。

#### 【0036】

そこで、以下のような手法を用いる。

#### 【0037】

すなわち、 $n = 1, 2, 3, 4, \dots$ のそれぞれについて、上記の類似度 $L$ を計算する。

10

#### 【0038】

図3は、ある振舞いについてシナジ数 $n$ で計算された類似度 $L$ を示すグラフである。以下、本図を参照して説明する。

#### 【0039】

本図の横軸Number of synergies  $n$ は、シナジ数 $n$ を表し、縦軸Similarity  $L(\%)$ は、類似度 $L$ を表す。本図に示すように、シナジ数 $n$ が大きくなると、類似度 $L$ も大きくなっていくが、シナジ数 $n$ が5程度で、増加の度合いが飽和しており、しかも70%以上となっていることがわかる。したがって、飽和し始めの前後の数値、たとえば、4、5あるいは6を、以降の計算を行うためのシナジ数 $n$ として採用することができる。

#### 【0040】

20

シナジ数 $n$ は、各患者ごとに異なる値としても良いし、人間がある振舞いを行う際のシナジ数に大きな差はないと考えられるので、全患者に共通する値としても良い。後者の場合には、あらかじめ実験的に何人かの患者に振舞いをさせ、適当な $n$ の値をnon-negative matrix factorizationにより定めてから、以降は、これで定めた $n$ の値を他の患者に対しても、そのまま用いる。

#### 【0041】

このモデルでは、患者の中枢神経が $n$ 個の制御用信号 $C^{(1)}, C^{(2)}, \dots, C^{(n)}$ を $m$ 個の筋肉に与えると、筋肉1は、筋電位 $W C^{(1)}$ を満たすように動こうとし、筋肉2は、筋電位 $W C^{(2)}$ を満たすように動こうとし、...、筋肉 $m$ は、筋電位 $W C^{(m)}$ を満たすように動こうとする、と想定している。

30

#### 【0042】

図4及び図5は、実験例を示す特性図である。

本実験は、麻痺腕である右腕が全く動かない半身麻痺の患者を被験者としている。

図4(a)は外部補助によって麻痺腕を動作させた時の筋電位の特性図、図4(b)はセルフサポート、すなわち健常腕で麻痺腕を動作させた時の筋電位の特性図である。

図4(a)では筋電が発生していないが、図4(b)では明らかに筋電が発生していることが分かる。

#### 【0043】

図5は、セルフサポートによるリハビリを約2ヶ月行った同被験者の筋電位の特性図である。

40

図5では、サポート無しで麻痺腕を動作させようとした時間を $T_1$ 、外部補助によって麻痺腕を動作させた時間を $T_2$ 、セルフサポートによって健常腕で麻痺腕を動作させた時間を $T_3$ で示している。

時間 $T_1$ では、筋電は発生していないが、時間 $T_2$ では筋電が発生している。このように、セルフサポートによるリハビリを行うことで、外部補助によっても筋電が発生するようになっている。

なお、時間 $T_3$ に示すように、セルフサポートによって健常腕で麻痺腕を動作させると、外部補助による場合よりも大きな筋電値が発生していることが分かる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0044】

50

本発明によれば、全く動かない麻痺腕に対して筋電を発生させることができる。

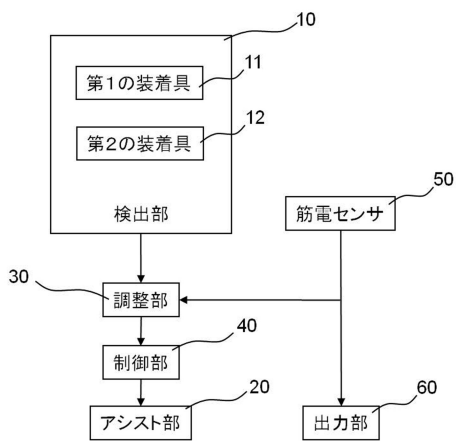
【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

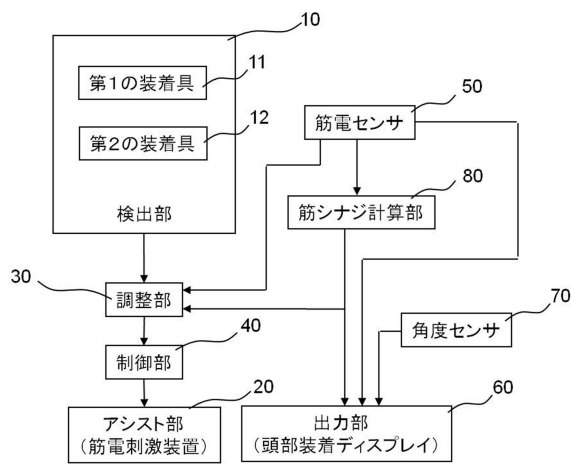
- 1 0 検出部
- 1 1 第 1 の装着具
- 1 2 第 2 の装着具
- 2 0 アシスト部
- 3 0 調整部
- 4 0 制御部
- 5 0 筋電センサ
- 6 0 出力部
- 7 0 角度センサ
- 8 0 筋シナジ計算部

10

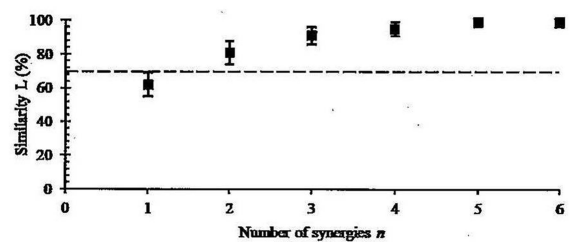
【図 1】



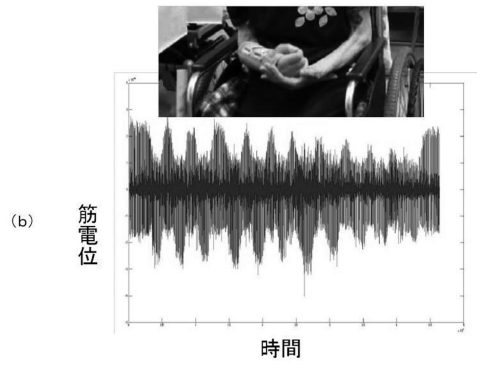
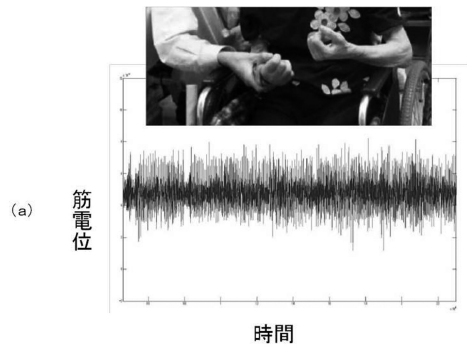
【図 2】



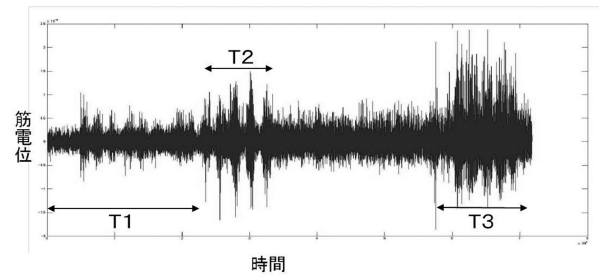
【図 3】



【図 4】



【図 5】



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100106611  
弁理士 辻田 幸史
- (72)発明者 下田 真吾  
埼玉県和光市広沢 2 番 1 号 独立行政法人理化学研究所内
- (72)発明者 柴田アルナジャー ル ファディエスケー  
埼玉県和光市広沢 2 番 1 号 独立行政法人理化学研究所内
- (72)発明者 ヴィンセント ベレンツ  
埼玉県和光市広沢 2 番 1 号 独立行政法人理化学研究所内
- (72)発明者 山田 整  
愛知県豊田市トヨタ町 1 番地 トヨタ自動車株式会社内
- (72)発明者 山下 勝司  
愛知県豊田市トヨタ町 1 番地 トヨタ自動車株式会社内
- (72)発明者 出尾 隆志  
愛知県豊田市トヨタ町 1 番地 トヨタ自動車株式会社内
- (72)発明者 高 木 宗谷  
愛知県豊田市トヨタ町 1 番地 トヨタ自動車株式会社内

審査官 落合 弘之

- (56)参考文献 特表 2 0 0 7 - 5 2 0 3 0 8 ( J P , A )  
特開平 8 - 2 2 9 0 1 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 7 - 2 0 8 3 5 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 1 / 0 3 0 7 8 1 ( W O , A 1 )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 H 1 / 0 2