

(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2015-8776

(P2015-8776A)

(43) 公開日 平成27年1月19日(2015.1.19)

(51) Int.Cl.
A61H 1/02 (2006.01)

F I
A61H 1/02

テーマコード (参考)

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-134645 (P2013-134645)
(22) 出願日 平成25年6月27日 (2013. 6. 27)

(71) 出願人 592032636
学校法人トヨタ学園
愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地
1

(74) 代理人 100103894
弁理士 家入 健

(72) 発明者 山下 勝司
愛知県名古屋市天白区久方2丁目12番地
1 豊田工業大学内

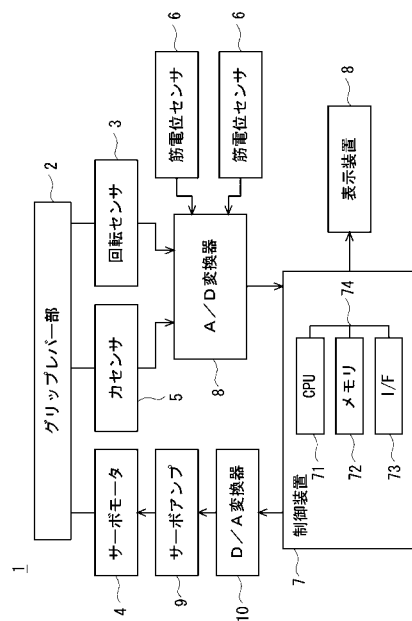
(54) 【発明の名称】 リハビリテーション装置、制御方法及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】被験者の動作意図を考慮してリハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制すること。

【解決手段】リハビリテーション装置は、リハビリテーションの被験者によって操作される操作手段と、操作手段の操作量を検出する操作量検出手段と、操作手段にトルクを付与する駆動手段と、駆動手段の駆動を制御する制御手段と、被験者の運動部位の運動状態を検出する運動状態検出手段と、を備える。制御手段は、運動状態検出手段により検出された運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、操作手段に対する操作量の目標値を算出し、算出した操作量の目標値に操作量検出手段により検出された操作量が追従するように駆動手段を制御する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

リハビリテーションの被験者によって操作される操作手段と、
前記操作手段の操作量を検出する操作量検出手段と、
前記操作手段にトルクを付与する駆動手段と、
前記駆動手段の駆動を制御する制御手段と、
前記被験者の運動部位の運動状態を検出する運動状態検出手段と、を備えるリハビリテ
ーション装置であって、
前記制御手段は、前記運動状態検出手段により検出された運動状態と、所定の運動モデ
ルとに基づいて、前記操作手段に対する操作量の目標値を算出し、該算出した操作量の目
標値に前記操作量検出手段により検出された操作量が追従するように前記駆動手段を制御
する、
ことを特徴とするリハビリテーション装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載のリハビリテーション装置であって、
前記操作手段に作用する外力を検出する外力検出手段を更に備え、
前記制御手段は、前記運動状態検出手段により検出された運動状態と、所定の運動モデ
ルと、に基づいて、前記操作手段に対する仮想の操作量の目標値を算出し、該算出した仮
想の操作量の目標値と、前記外力検出手段により検出された外力と、に基づいて前記操作
量の目標値を算出し、該算出した操作量の目標値に前記操作量検出手段により検出され
た操作量が追従するように前記駆動手段を制御する、ことを特徴とするリハビリテーシ
ョン装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載のリハビリテーション装置であって、
前記運動状態検出手段は、前記被験者の運動部位の筋電位を検出する筋電位センサであ
り、
前記制御手段は、前記筋電位センサにより検出された筋電位に基づいて前記運動部位の
筋力を算出し、該算出した筋力に基づいて前記所定の運動モデルを解くことで、仮想の手
首関節の回転角度目標値を算出する、ことを特徴とするリハビリテーション装置。

30

【請求項 4】

請求項 3 記載のリハビリテーション装置であって、
所定の運動モデルは、前記運動部位の筋力項、手首関節の慣性モーメント項、前記筋力
の弾性係数項、及び、前記筋力の粘性係数項を含む手首関節周りの運動方程式に基づくモ
デルである、ことを特徴とするリハビリテーション装置。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 記載のリハビリテーション装置であって、
前記制御手段は、前記算出した仮想の手首関節の回転角度目標値と、前記外力検出手段
により検出された外力と、に基づいて、ダンピング係数及びスティフネス係数を含むイン
ピーダンス制御を行い、手首関節の回転角度目標値を算出する、ことを特徴とするリハ
ビリテーション装置。

40

【請求項 6】

請求項 5 記載のリハビリテーション装置であって、
前記インピーダンス制御のダンピング係数及びスティフネス係数を変更する変更手段を
更に備える、ことを特徴とするリハビリテーション装置。

【請求項 7】

請求項 3 乃至 6 のうちいずれか 1 項記載のリハビリテーション装置であって、
前記制御手段は、前記算出した手首関節の回転角度目標値に基づいて、慣性補償項、摩
擦補償項、及びフィードバック補償項を含む制御系を解くことで、前記算出した手首関節
回転角度の目標値に、前記操作量検出手段により検出された前記操作手段の回転角度が追
従するように、前記駆動手段に対するトルク指令値を算出する、ことを特徴とするリハ
ビ

50

リテーション装置。

【請求項 8】

請求項 2 記載のリハビリテーション装置であって、

前記運動状態検出手段は、前記被験者の運動部位の慣性を検出する慣性センサ、又は、前記被験者の運動部位に取り付けたマーカを撮影するカメラであり、

前記制御手段は、前記検出された慣性又はマーカの撮影画像に基づいて前記所定の運動モデルを解くことで、仮想の手首関節の回転角度目標値を算出する、ことを特徴とするリハビリテーション装置。

【請求項 9】

リハビリテーションの被験者によって操作される操作手段の操作量を検出するステップと、 10

前記被験者の運動部位の運動状態を検出するステップと、を含む制御方法であって、

前記検出された運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、前記操作手段に対する操作量の目標値を算出し、該算出した操作量の目標値に前記検出された操作量が追従するように、前記操作手段にトルクを付与する駆動手段を制御する、

ことを特徴とする制御方法。

【請求項 10】

リハビリテーションの被験者の運動部位の運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、前記被験者によって操作される操作手段に対する操作量の目標値を算出する処理と、

前記算出した操作量の目標値に、検出された前記操作手段の操作量が追従するように、前記操作手段にトルクを付与する駆動手段の制御を行う処理と、 20

をコンピュータに実行させる、ことを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の運動機能を回復させるリハビリテーションを行うためのリハビリテーション装置、制御方法及び制御プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

運動機能が損なわれた人等は、リハビリテーションをすることにより運動機能の回復に努めることが行われ、そのようなリハビリテーションを適切に行うための様々な装置が開発されている。 30

【0003】

例えば、画面上に表示された訓練プログラムに従って被験者がグリップを操作することで上肢のリハビリテーションを行う装置が知られている（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 - 185325 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記リハビリテーション装置においては、被験者の動作意図を考慮して操作を補助するものではなく、リハビリ中の被験者の身体状態を十分に考慮したものとは言えない。このため、被験者が訓練プログラムに従って、例えば、無理に正確な操作を行おうとした場合、比較的に大きな操作力が必要となり、リハビリ中の被験者にとって過度の負荷を強いることになりかねない。

【0006】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、被験者の動作意図を考慮してリハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制できるリハビリテーショ 40 50

ン装置、制御方法及び制御プログラムを提供することを主たる目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するための本発明の一態様は、リハビリテーションの被験者によって操作される操作手段と、前記操作手段の操作量を検出する操作量検出手段と、前記操作手段にトルクを付与する駆動手段と、前記駆動手段の駆動を制御する制御手段と、前記被験者の運動部位の運動状態を検出する運動状態検出手段と、を備えるリハビリテーション装置であって、前記制御手段は、前記運動状態検出手段により検出された運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、前記操作手段に対する操作量の目標値を算出し、該算出した操作量の目標値に前記操作量検出手段により検出された操作量が追従するように前記駆動手段を制御する、ことを特徴とするリハビリテーション装置である。

10

この一態様において、前記操作手段に作用する外力を検出する外力検出手段を更に備え、前記制御手段は、前記運動状態検出手段により検出された運動状態と、所定の運動モデルと、に基づいて、前記操作手段に対する仮想の操作量の目標値を算出し、該算出した仮想の操作量の目標値と、前記外力検出手段により検出された外力と、に基づいて前記操作量の目標値を算出し、該算出した操作量の目標値に前記操作量検出手段により検出された操作量が追従するように前記駆動手段を制御してもよい。

この一態様において、前記運動状態検出手段は、前記被験者の運動部位の筋電位を検出する筋電位センサであり、前記制御手段は、前記筋電位センサにより検出された筋電位に基づいて前記運動部位の筋力を算出し、該算出した筋力に基づいて前記所定の運動モデルを解くことで、仮想の手首関節の回転角度目標値を算出してもよい。

20

この一態様において、所定の運動モデルは、前記運動部位の筋力項、手首関節の慣性モーメント項、前記筋力の弾性係数項、及び、前記筋力の粘性係数項を含む手首関節周りの運動方程式に基づくモデルであってもよい。

この一態様において、前記制御手段は、前記算出した仮想の手首関節の回転角度目標値と、前記外力検出手段により検出された外力と、に基づいて、ダンピング係数及びスティフネス係数を含むインピーダンス制御を行い、手首関節の回転角度目標値を算出してもよい。

この一態様において、前記インピーダンス制御のダンピング係数及びスティフネス係数を変更する変更手段を更に備えていてもよい。

30

この一態様において、前記制御手段は、前記算出した手首関節の回転角度目標値に基づいて、慣性補償項、摩擦補償項、及びフィードバック補償項を含む制御系を解くことで、前記算出した手首関節回転角度の目標値に、前記操作量検出手段により検出された前記操作手段の回転角度が追従するように、前記駆動手段に対するトルク指令値を算出してもよい。

この一態様において、前記運動状態検出手段は、前記被験者の運動部位の慣性を検出する慣性センサ、又は、前記被験者の運動部位に取り付けたマーカを撮影するカメラであり、

前記制御手段は、前記検出された慣性又はマーカの撮影画像に基づいて前記所定の運動モデルを解くことで、仮想の手首関節の回転角度目標値を算出してもよい。

40

上記目的を達成するための本発明の一態様は、リハビリテーションの被験者によって操作される操作手段の操作量を検出するステップと、前記被験者の運動部位の運動状態を検出するステップと、を含む制御方法であって、前記検出された運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、前記操作手段に対する操作量の目標値を算出し、該算出した操作量の目標値に前記検出された操作量が追従するように、前記操作手段にトルクを付与する駆動手段を制御する、ことを特徴とする制御方法であってもよい。

上記目的を達成するための本発明の一態様は、リハビリテーションの被験者の運動部位の運動状態と、所定の運動モデルとに基づいて、前記被験者によって操作される操作手段に対する操作量の目標値を算出する処理と、前記算出した操作量の目標値に、検出された前記操作手段の操作量が追従するように、前記操作手段にトルクを付与する駆動手段の制

50

御を行う処理と、をコンピュータに実行させる、ことを特徴とする制御プログラムであってもよい。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、被験者の動作意図を考慮してリハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制できるリハビリテーション装置、制御方法及び制御プログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の一実施の形態に係るリハビリテーション装置の概略的なシステム構成を示すブロック図である。

10

【図2】グリップレバー部の操作を示す図である。

【図3】本発明の一実施の形態に係るアシスト制御系の構成を示すブロック図である。

【図4】随意運動モデルの周波数特性の一例を示す図である。

【図5】力センサから出力される力値信号に応じてグリップレバー部のハンドルの回転操作に柔軟性を付与するインピーダンス制御の効果を示す図である。

【図6】(a)本発明の一実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行ったときの、手首関節の回転角度目標値と回転センサの回転角度とを比較した図である。(b)本発明の一実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行ったときの、FCR筋とECR筋の筋力差を示す図である。

20

【図7】(a)本発明の一実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行わなかったときの、手首関節の回転角度目標値と回転センサの回転角度とを比較した図である。(b)本発明の一実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行わなかったときの、FCR筋とECR筋の筋力差を示す図である。

【図8】本発明の一実施の形態に係るリハビリテーション装置による制御処理フローを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。図1は、本発明の一実施の形態に係るリハビリテーション装置の概略的なシステム構成を示すブロック図である。本実施の形態に係るリハビリテーション装置1は、被験者によって操作されるグリップレバー部2と、グリップレバー部2の操作量を検出する回転センサ3と、グリップレバー部2に操作トルクを付与するサーボモータ4と、グリップレバー部2に作用する外力を検出する力センサ5と、被験者の運動部位の筋電位を検出する少なくとも1つの筋電位センサ6と、サーボモータ4を制御する制御装置7と、各種の操作情報を表示する表示装置8と、を備えている。

30

【0011】

グリップレバー部2は、操作手段の一具体例であり、被験者が上肢のリハビリテーションを行うために操作を行うものである(図2)。グリップレバー部2は、筐体21と筐体21に回転可能に設けられた回転軸22と、回転軸22に連結され被験者が把持するハンドル23と、を有している。被験者は、ハンドル23を把持し、ハンドル23を指示された方向に操作することで、リハビリテーションのための訓練を行う。

40

【0012】

回転センサ3は、操作量検出手段の一具体例であり、グリップレバー部2のハンドル23の回転角を検出する。回転センサ3は、例えば、ポテンショメータ、ロータリーエンコーダなどで構成されており、サーボモータ4の回転軸に設けられている。なお、回転センサ3はグリップレバー部2の回転軸22に設けられる構成であってもよい。回転センサ3はA/D変換器8を介して制御装置7に接続されている。回転センサ3は、検出したグリップレバー部2のハンドル23の回転角に応じた回転角信号を制御装置7に出力する。

【0013】

50

サーボモータ 4 は、駆動手段の一具体例であり、グリップレバー部 2 のハンドル 2 3 に操作トルクを付与する機能を有している。サーボモータ 4 の駆動軸はグリップレバー部 2 の回転軸 2 2 に連結されている。サーボモータ 4 は、例えば、A C (交流式)サーボモータであり、減速機構を内蔵している。サーボモータ 4 は、サーボンプ 9 及び D / A (デジタル / アナログ)変換器 1 0 を介して制御装置 7 に接続されている。サーボモータ 4 は制御装置 7 から送信される制御信号に応じてグリップレバー部 2 のハンドル 2 3 に回転トルクを付与する。

【 0 0 1 4 】

力センサ 5 は、外力検出手段の一具体例であり、被験者がグリップレバー部 2 を操作した際のハンドル 2 3 に作用する外力を検出する。力センサ 5 は、例えば、グリップレバー部 2 のハンドル 2 3 の根元に設けられている。力センサ 5 は A / D (アナログ / デジタル)変換器 8 を介して制御装置 7 に接続されている。力センサ 5 は、検出した力に応じた力値信号を制御装置 7 に出力する。

10

【 0 0 1 5 】

筋電位センサ 6 は、運動状態検出手段の一具体例であり、被験者の上肢の運動部位における筋電位を検出する。筋電位センサ 6 は、例えば、被験者の長橈側手根伸筋 (E C R : extensor carpi radialis longus muscle) 及び橈側手根屈筋 (F C R : flexor carpi radialis longus muscle) 近傍に夫々取り付けられる。なお、筋電位センサ 6 の取付位置は、上記一例には限定されず、被験者がグリップレバー部 2 を操作したときに運動する運動部位であれば任意の位置に取り付けることが可能である。また、一对の筋電位センサ 6 が被験者に取り付けられているが、被験者に取り付けられる筋電位センサ 6 の数は任意でよい。各筋電位センサ 6 は A / D 変換器 8 を介して制御装置 7 に接続されている。各筋電位センサ 6 は、検出した被験者の筋電位に応じた筋電位信号を制御装置 7 に出力する。

20

【 0 0 1 6 】

制御装置 7 は、制御手段の一具体例であり、サーボモータ 4 を制御する。制御装置 7 は、力センサ 5 から出力された力値信号と、各筋電位センサ 6 から出力された筋電位信号と、所定の運動モデルと、に基づいて、サーボモータ 4 に対するトルク指令値 (操作量の目標値) を算出する。制御装置 7 は、算出したトルク指令値に応じた制御信号を生成し、サーボモータ 4 に対して出力する。サーボモータ 4 は、制御装置 7 からの制御信号に応じてグリップレバー部 2 にトルクを付与する。

30

【 0 0 1 7 】

なお、制御装置 7 は、例えば、演算処理、制御処理等を行う C P U (Central Processing Unit) 7 1、C P U 7 1 によって実行される演算プログラム、制御プログラム等が記憶された R O M (Read Only Memory) や R A M (Random Access Memory) からなるメモリ 7 2、外部と信号の入出力を行うインターフェイス部 (I / F) 7 3、などからなるマイクロコンピュータを中心にして、ハードウェア構成されている。C P U 7 1、メモリ 7 2、及びインターフェイス部 7 3 は、データバス 7 4 などを通じて相互に接続されている。

【 0 0 1 8 】

表示装置 8 は、表示手段の一具体例であり、被験者の操作に関する各種の操作情報を表示する。表示装置 8 は制御装置 7 に接続されており、制御装置 7 から出力される情報に基づいて各種の操作情報を表示する。

40

【 0 0 1 9 】

表示装置 8 は、例えば、制御装置 7 から出力される現在のグリップレバー部 2 のハンドル 2 3 の回転角に対応するターゲットマーク と、被験者が目標とする目標回転角に対応するターゲットマーク と、を同時に表示画面上に表示させる。この目標回転角のターゲットマーク は、上肢のリハビリテーションを行う上での操作目標となり、被験者は現在のハンドル 2 3 の回転角に対応するターゲットマーク を、そのトラッキング課題である目標回転角のターゲットマーク に追従させるように、ハンドル 2 3 を回転操作する。これにより、所望の関節運動の回復を可能とするリハビリテーションが行われる。なお、上述したリハビリテーション方法は一例であり、これに限定されない。表示装置 8 は、例え

50

ば、液晶ディスプレイ装置、有機ELディスプレイ装置などで構成されている。

【0020】

ところで、従来のリハビリテーション装置においては、被験者の身体状態を十分に考慮したものとは言えず、被験者が訓練プログラムに従って、例えば、正確な操作を行おうとした場合に比較的大きな操作力が必要となり、リハビリ中の被験者（例えば、脳卒中で片麻痺のある患者など）にとって過度の負荷を強いるという問題が生じていた。

【0021】

これに対し、本実施の形態に係るリハビリテーション装置1は、そのような被験者の動作意図を考慮して、グリップレバー部2のハンドル23の操作を適切に補助するアシスト制御を行う。これにより、リハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制する制御を行うことができる。

10

【0022】

上記制御を実現するために、制御装置7は、力センサ5から出力された力値信号と、各筋電位センサ6から出力された筋電位信号と、所定の運動モデルと、に基づいて、被験者によるグリップレバー部2のハンドル23の操作を補助するアシスト制御を行う。制御装置7は、上記アシスト制御を実行する上で、後述する、上位制御系及び下位制御系を実行する。

【0023】

図3は、本実施の形態に係るアシスト制御系の構成を示すブロック図である。

制御装置7は、上位制御系において、筋電位センサ6からの筋電位信号に基づいて被験者の仮想の手首関節の回転角度目標値（回転角度の目標値）を算出する随意運動モデル制御と、力センサ5からの力値信号に基づいてグリップレバー部2のハンドル23の回転操作に対して柔軟性を付与するインピーダンス制御と、を実行する。制御装置7は、随意運動モデル制御にインピーダンス制御を付加して手首関節の回転角度目標値を算出し、算出した手首関節の回転角度目標値に基づいて下位制御系を実行する。

20

【0024】

制御装置7は、下位制御系において、上位制御系で算出した手首関節の回転角度目標値にグリップレバー部2のハンドル23の回転角度を追従させる位置制御を行う。制御装置7は、この位置制御において、グリップレバー部2のハンドル23の回転角をフィードバックさせたPID制御によるフィードバック制御と、慣性補償及び摩擦補償によるフィードフォワード制御を行い、サーボモータ4に対するトルク指令値を算出する。

30

【0025】

次に、上述した上位制御系について、詳細に説明する。

随意運動モデル制御を設計する上で、グリップレバー部2のハンドル23の無負荷時における手首関節周りの運動に関する運動方程式を下記(1)式に示すように作成できる。

【数1】

$$I_h \ddot{\theta}_h = (u_f - u_e - (K_h \theta_h + B_h \dot{\theta}_h)) L_h \quad \dots (1) \text{式}$$

【0026】

上記(1)式において、 I_h は手首関節の慣性モーメント、 θ_h は手首関節の回転角度を示している。 u_f は橈側手根屈筋の筋力、 u_e は長橈側手根伸筋の筋力を示している。 K_h は橈側手根屈筋および長橈側手根伸筋の弾性係数、 B_h は橈側手根屈筋および長橈側手根伸筋の粘性係数を示している。 L_h は手首関節のレバーアームの長さ（手首関節からハンドル23の中心までの長さ）を示している。

40

【0027】

図4は、上記(1)式で表した随意運動モデルの周波数特性の一例を示す図である。上記橈側手根屈筋の筋力 u_f 、および、長橈側手根伸筋の筋力 u_e は、夫々対応する筋電位センサ6から出力される筋電位信号 y_{emg_f} 、 y_{emg_e} を整流化した後、時定数($T_{ave} = 0.05 \text{ sec}$)のローパスフィルタで平滑化したIEMG信号 r_f 、 r_r と比例関係にある。このため、随意運動モデルを下記(2)式乃至(5)式を用いて表すこ

50

とができる。

【数 2】

$$\gamma_f = (T_{ave} s + 1)^{-1} |y_{emg_f}| \quad \dots (2) \text{ 式}$$

$$\gamma_e = (T_{ave} s + 1)^{-1} |y_{emg_e}| \quad \dots (3) \text{ 式}$$

$$u_f = G_f \cdot \gamma_f \quad \dots (4) \text{ 式}$$

$$u_e = G_e \cdot \gamma_e \quad \dots (5) \text{ 式}$$

10

【0028】

上記(4)式及び(5)式において、 G_f 、 G_e はIEMG信号を筋力に変換するための変換定数を示している。

【0029】

制御装置7は、各筋電位センサ6から出力される筋電位信号 y_{emg_f} 、 y_{emg_e} とに基づいて、上記(1)式乃至(5)式からなる手首関節周りの随意運動モデルを適宜解くことで、仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出する。制御装置7は、この算出した仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h に基づいて、後述の下位制御系を実行する。これにより、被験者の微少な動作意図でも、その動作意図に従った関節運動の再現が可能となる。

20

【0030】

制御装置7は、さらに、算出した仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h に基づいて、下記(6)式に示すインピーダンス制御を実行する。これにより、手首関節の回転角度目標値 θ_h と、実際の手首関節の回転角度と、のズレに対して力センサ5から出力される力値信号に応じて、グリップレバー部2のハンドル23の回転操作に柔軟性を付与できる。したがって、被験者にとってより優しく負担の少ない操作が実現できる。

【数 3】

$$\theta_{ref} = \theta_h + (sD_{imp} + K_{imp})^{-1} f_{ext} \quad \dots (6) \text{ 式}$$

30

【0031】

上記(6)式において、 s はラプラス演算子、 D_{imp} はインピーダンス制御のダンピング係数、 K_{imp} はインピーダンス制御のステイフネス係数を示している。 f_{ext} は力センサ5から出力される力値信号(外力)を示している。この外力は、例えば、グリップレバー部2のハンドル23における円周方向の力であり、時計回り方向を正とする。

θ_{ref} は、手首関節の回転角度目標値を示している。上記(6)式において、インピーダンス制御のダンピング係数 D_{imp} 、及びステイフネス係数 K_{imp} を調整することで、ハンドル23の回転操作における柔軟性を容易に調整できる。したがって、被験者の身体状態に応じて、その回転操作の柔軟性を最適に調整することで、被験者の動作負担を効果的に抑制できる。

40

【0032】

本実施の形態において、ユーザは、例えば、キーボード、タッチスクリーンなどの入力装置(変更手段の一具体例)などを介して、制御装置7に設定されたインピーダンス制御のダンピング係数 D_{imp} 、及びステイフネス係数 K_{imp} を変更することができる。

【0033】

次に、上述した下位制御系について、詳細に説明する。

制御装置7は、下位制御系において、上位制御系で算出した手首関節の回転角度目標値 θ_{ref} にグリップレバー部2のハンドル23の回転角度を追従させる位置制御を行う。ここで、制御対象であるサーボモータ4、及び、グリップレバー部2のハンドル23からなる機械系の運動方程式を下記(7)式のように表すことができる。

50

【数 4】

$$\tau = I_m \ddot{\theta} + B_m \dot{\theta} + D_m \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \quad \dots (7) \text{ 式}$$

【0034】

上記(7)式において、 I_m はグリップレバー部2のハンドル23の慣性モーメント、 B_m は粘性摩擦項係数、 D_m は動摩擦係数、 θ はサーボモータ4を駆動するトルク指令値、 $\dot{\theta}$ はグリップレバー部2のハンドル23の回転角度、 $\operatorname{sgn}(\dot{\theta})$ を夫々示している。

【0035】

上記(7)式に基づいて、慣性補償部、摩擦補償部、及び、PID制御によるフィードバック部を有する、下記(8)式に示す下位制御系を構築することができる。この下位制御系において、慣性補償部及び、特に、摩擦補償部を含むことで、安価なサーボモータ4を用いることができるため、コスト低減に繋がる。

10

【数 5】

$$\tau = K_p(\theta_{ref} - \theta) + K_i \int (\theta_{ref} - \theta) dt + K_d(\dot{\theta}_{ref} - \dot{\theta}) + \hat{I}_m \ddot{\theta} + \hat{B}_m \dot{\theta} + \hat{D}_m \operatorname{sgn}(\dot{\theta}) \quad \dots (8) \text{ 式}$$

【0036】

上記(8)式において、 K_p 、 K_i 、 K_d は、夫々、比例ゲイン、積分ゲイン、微分ゲインを示している。 I_m ハット、 B_m ハット、 D_m ハットは、夫々、慣性補償および摩擦補償のため最小2乗法によりオフライン同定した、慣性モーメント、粘性摩擦項係数、及び動摩擦係数を示している。

20

【0037】

制御装置7は、上記(8)式により算出された手首関節の回転角度目標値 θ_{ref} に、回転センサ3により検出されたグリップレバー部2のハンドル23の回転角度 θ を追従させるように、サーボモータ4に対するトルク指令値 τ を算出する。制御装置7は、算出したトルク指令値 τ に応じた制御信号を生成しサーボモータ4に対して出力することで、サーボモータ4を制御する。

【0038】

図5は、力センサから出力される力値信号に応じてグリップレバー部のハンドルの回転操作に柔軟性を付与するインピーダンス制御の効果を示す図である。図5に示す如く、本インピーダンス制御により、例えば、2通り(1)及び(2)のステイフネス特性が実現されている。(2)のステイフネス特性は、(1)のステイフネス特性と比較して、グリップレバー部2のハンドル23の回転角度の増加に対して力センサ5の力値の増加が小さく抑えられている。すなわち、(2)のステイフネス特性では、(1)のステイフネス特性と比較して被験者はより小さな操作力で(より柔軟に)グリップレバー部2のハンドル23を操作することが可能となる。

30

【0039】

図5に示すようなステイフネス特性(グリップレバー部2のハンドル23の回転角度に対する力センサ5の力値の増加の傾き)を調整することで、被験者の身体状態に応じた最適なりハビリテーションが可能となる。

【0040】

図6(a)は、本実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行ったときの、手首関節の回転角度目標値と回転センサの回転角度とを比較した図である。図7(a)は、本実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行わなかったときの、手首関節の回転角度目標値と回転センサの回転角度とを比較した図である。

40

【0041】

図6(a)に示す如く、本実施の形態に係るアシスト制御を実行した場合、図7(a)のアシスト制御を実行しなかった場合と比較して、手首関節の回転角度目標値に回転センサ3の回転角度が追従できていることが分かる。すなわち、被験者によるトラッキング性能が向上していることが分かる。

【0042】

50

図6(b)は、本実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行ったときの、FCR筋とECR筋の筋力差($u_f - u_e$)を示す図である。図7(b)は、本実施の形態に係る制御装置によりアシスト制御を行わなかったときの、FCR筋とECR筋の筋力差($u_f - u_e$)を示す図である。なお、FCR筋とECR筋の筋力差は、グリップレバー部2のハンドル23を回転操作する際の操作トルクに相当しており、この筋力差の変動が小さいほどハンドル23の操作トルクが小さくハンドル23を柔軟に操作できることを示している。

【0043】

図6(b)に示す如く、本実施の形態に係る制御装置7のアシスト制御を実行した場合、図7(b)のアシスト制御を実行しなかった場合と比較して、FCR筋とECR筋の筋力差の変動が小さく抑えられていることが分かる。したがって、本実施の形態に係るアシスト制御により、被験者は小さな操作トルクで柔軟にグリップレバー部2のハンドル23を操作できていると言える。以上、図6及び図7に示す如く、本実施の形態に係る制御装置7のアシスト制御を実行することにより、被験者は小さな操作トルクで柔軟に操作を行いつつリハビリテーション課題に対して良好なトラッキングを実現できると言える。すなわち、被験者の微少な動作意図から所望の運動が再現できるため、リハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制できる。

10

【0044】

次に、本実施の形態に係るリハビリテーション装置による制御方法について詳細に説明する。図8は、本実施の形態に係るリハビリテーション装置による制御処理フローを示すフローチャートである。なお、図8に示す制御処理は所定時間毎に繰り返し実行される。

20

【0045】

被験者は、グリップレバー部2のハンドル23を把持し、表示装置8の表示画面に表示されたハンドル23の目標回転角のターゲットマークに、現在の回転角度のターゲットマークを一致させるように、ハンドル23を操作する(ステップS101)。

【0046】

回転センサ3は、グリップレバー部2のハンドル23の回転角を検出し、検出した回転角に応じた回転角信号を制御装置7に出力する(ステップS102)。

【0047】

各筋電位センサ6は、被験者の橈側手根屈筋および長橈側手根伸筋における筋電位を検出し、検出した筋電位に応じた筋電位信号 y_{emg_f} 、 y_{emg_e} を制御装置7に出力する(ステップS103)。

30

【0048】

力センサ5は、グリップレバー部2のハンドル23に作用する外力を検出し、検出した外力に応じた力値信号 f_{ext} を制御装置7に出力する(ステップS104)。

【0049】

制御装置7は、各筋電位センサ6から出力される筋電位信号 y_{emg_f} 、 y_{emg_e} と、上記(1)式乃至(5)式で示す手首関節周りの随意運動モデルと、に基づいて仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出する(ステップS105)。

40

【0050】

制御装置7は、算出した仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h と、力センサ5から出力される力値信号 f_{ext} と、インピーダンス制御を行うための上記(6)式と、に基づいて、手首関節の回転角度目標値 θ_{ref} を算出する(ステップS106)。

【0051】

制御装置7は、上記(8)式により算出された手首関節の回転角度目標値 θ_{ref} に、回転センサ3により検出されたグリップレバー部2のハンドル23の回転角度 θ を追従させるように、上記(8)式を用いてサーボモータ4に対するトルク指令値 τ を算出する(ステップS107)。制御装置7は、算出したトルク指令値 τ に応じた制御信号を生成しサーボモータ4に対して出力することで、サーボモータ4を制御する(ステップS108)。

50

【 0 0 5 2 】

以上、本実施の形態に係るリハビリテーション装置 1 において、筋電位センサ 6 により検出された被験者の運動部位の筋電位と、随意運動モデルとに基づいて、仮想の手首関節の回転角度目標値を算出し、該算出した仮想の手首関節の回転角度目標値と、力センサ 5 により検出された外力と、に基づいて手首関節の回転角度目標値を算出し、該算出した手首関節の回転角度目標値に回転センサ 3 により検出された回転角度が追従するようにサーボモータ 4 を制御する。これにより、被験者の動作意図を考慮して、グリップレバー部 2 のハンドル 2 3 のアシスト制御を行うことができ、リハビリテーションにおける被験者の動作負担を効果的に抑制する制御を行うことができる。

【 0 0 5 3 】

なお、本発明は上記実施の形態に限られたものではなく、趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。

【 0 0 5 4 】

上記一実施の形態において、制御装置 7 は、各筋電位センサ 6 から出力される筋電位信号と、随意運動モデルと、に基づいて仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出しているが、これに限らず、慣性センサから出力される信号と、随意運動モデルと、に基づいて仮想の手首関節の回転角度目標値を算出してもよい。慣性センサは、例えば、手首関節及び親指付け根（運動部位）近傍に夫々取り付けられる。

【 0 0 5 5 】

さらに、上記一実施の形態において、制御装置 7 は、運動部位の撮影画像と、随意運動モデルと、に基づいて仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出してもよい。例えば、手首関節及び親指付け根（運動部位）近傍にマーカを取り付け、カメラにより撮影する。カメラは撮影した運動部位のマーカの撮影画像を制御装置 7 に出力する。

【 0 0 5 6 】

上記一実施の形態において、制御装置 7 は、被験者の仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出し、該仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h に基づいてインピーダンス制御を実行しているが、これに限らず、インピーダンス制御を実行しない構成であってもよい。この場合、制御装置 7 は、各筋電位センサ 6 から出力される筋電位信号 $y_{e_m_g_f}$ 、 $y_{e_m_g_e}$ と、上記（ 1 ）式乃至（ 5 ）式で示す手首関節周りの随意運動モデルと、に基づいて仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h を算出する。そして、制御装置 7 は、この算出した仮想の手首関節の回転角度目標値 θ_h に回転センサ 3 により検出されたグリップレバー部 2 のハンドル 2 3 の回転角度 θ を追従させるように、サーボモータ 4 に対するトルク指令値 τ を算出する。これにより、力センサが不要となるため、構成の簡素化に繋がる。特に、被験者が身体状態が良好であり、ハンドル 2 3 の回転操作における柔軟性までも必要としない場合に有効である。

【 0 0 5 7 】

なお、被験者が身体状態が良好でない（例えば、リハビリテーション初期状態、身体不具合の度合いが高い状態）場合は、上述したインピーダンス制御を実行し、ハンドル 2 3 の回転操作における柔軟性を付与し、被験者の動作負担をより軽減することは、非常に有効である。

【 0 0 5 8 】

また、本発明は、例えば、図 8 に示す処理を、CPU 7 1 にコンピュータプログラムを実行させることにより実現することも可能である。

【 0 0 5 9 】

プログラムは、様々なタイプの非一時的なコンピュータ可読媒体（non-transitory computer readable medium）を用いて格納され、コンピュータに供給することができる。非一時的なコンピュータ可読媒体は、様々なタイプの実体のある記録媒体（tangible storage medium）を含む。非一時的なコンピュータ可読媒体の例は、磁気記録媒体（例えばフレキシブルディスク、磁気テープ、ハードディスクドライブ）、光磁気記録媒体（例えば光磁気ディスク）、CD-ROM（Read Only Memory）、CD-R、CD-R/W、半導

10

20

30

40

50

体メモリ（例えば、マスクROM、PROM（Programmable ROM）、EPROM（Erasable PROM）、フラッシュROM、RAM（random access memory））を含む。

【0060】

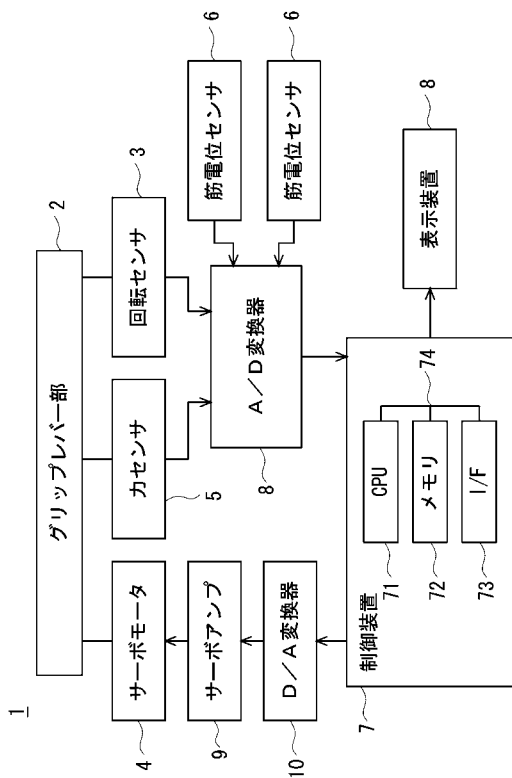
また、プログラムは、様々なタイプの一時的なコンピュータ可読媒体（transitory computer readable medium）によってコンピュータに供給されてもよい。一時的なコンピュータ可読媒体の例は、電気信号、光信号、及び電磁波を含む。一時的なコンピュータ可読媒体は、電線及び光ファイバ等の有線通信路、又は無線通信路を介して、プログラムをコンピュータに供給できる。

【符号の説明】

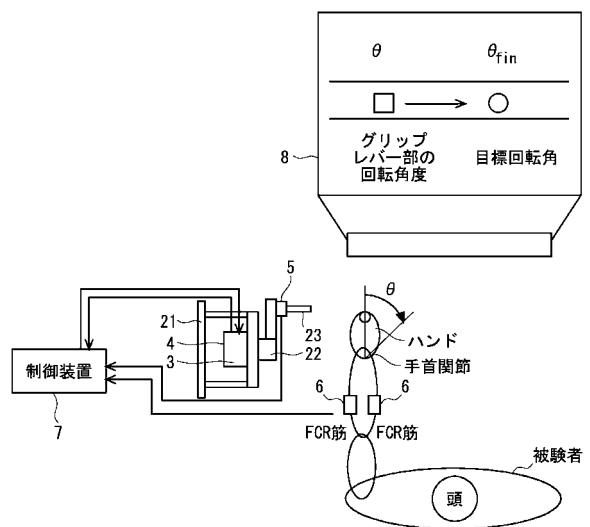
【0061】

- 1 リハビリテーション装置
- 2 グリップレバー部
- 3 回転センサ
- 4 サーボモータ
- 5 カセンサ
- 6 筋電位センサ
- 7 制御装置
- 8 表示装置

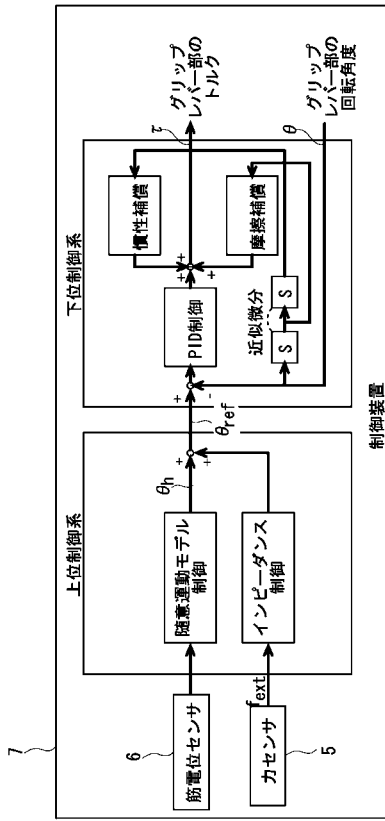
【図1】



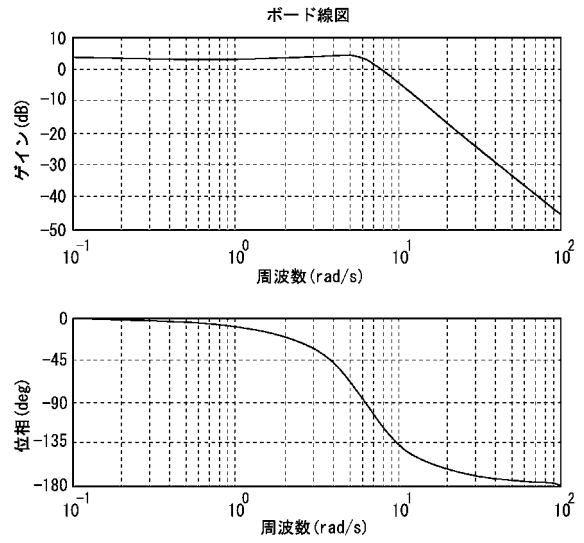
【図2】



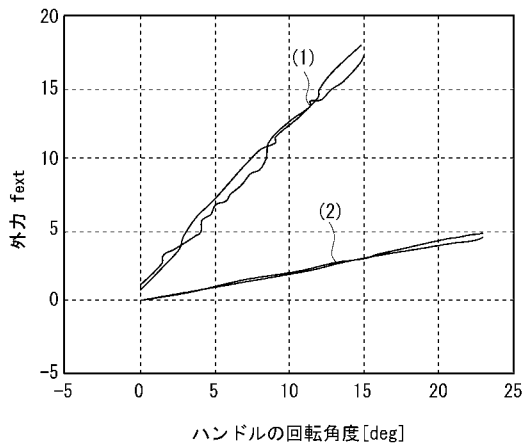
【 図 3 】



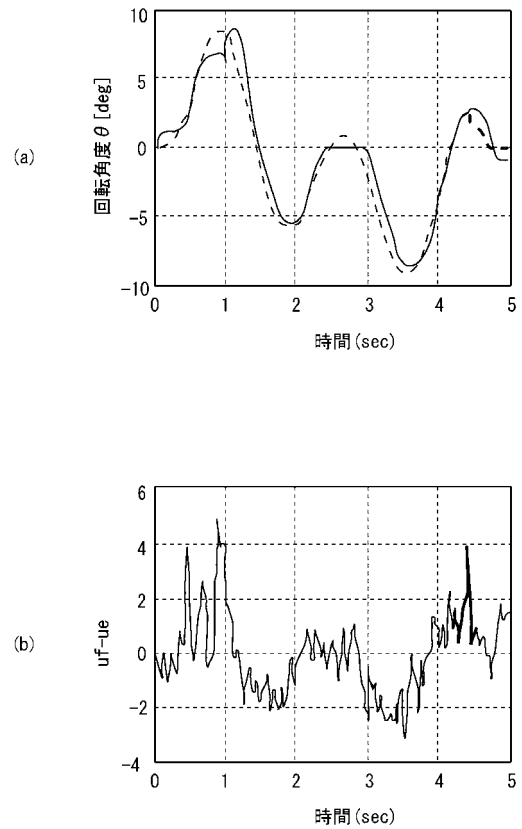
【 図 4 】



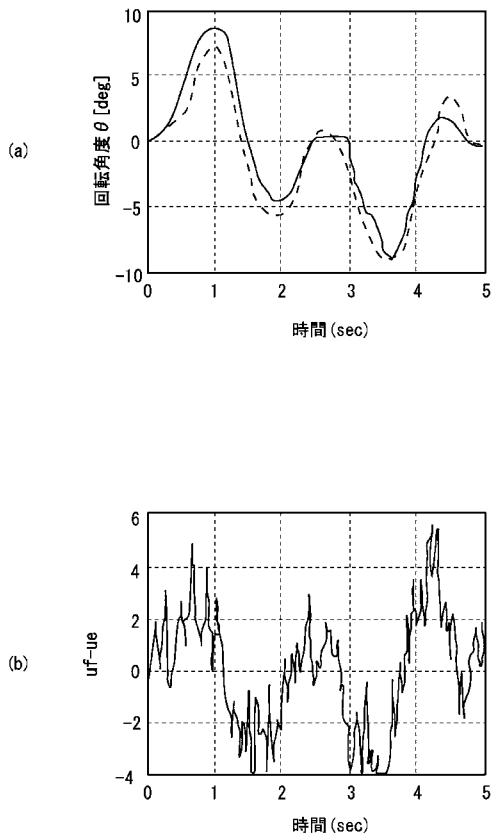
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

