

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4635208号
(P4635208)

(45) 発行日 平成23年2月23日 (2011.2.23)

(24) 登録日 平成22年12月3日 (2010.12.3)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 H 1/02 (2006.01)

A 6 1 H 1/02

K

A 6 1 H 1/02

N

請求項の数 1 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-224661 (P2006-224661)
 (22) 出願日 平成18年8月21日 (2006.8.21)
 (65) 公開番号 特開2008-43675 (P2008-43675A)
 (43) 公開日 平成20年2月28日 (2008.2.28)
 審査請求日 平成20年4月10日 (2008.4.10)

(73) 特許権者 509093026
 公立大学法人高知工科大学
 高知県香美市土佐山田町宮ノ口185番地
 (74) 代理人 100082072
 弁理士 清原 義博
 (72) 発明者 井上 喜雄
 高知県香美市土佐山田町宮ノ口185 学
 校法人高知工科大学内
 (72) 発明者 芝田 京子
 高知県香美市土佐山田町宮ノ口185 学
 校法人高知工科大学内

審査官 長谷川 一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動作支援機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体の一部の動作を支援する動作支援機器であって、

身体の健常な部位に装着されると共に該健常な部位の関節運動により回転或いは直線動作される回生機器を有し、該回生機器により電気エネルギーを発生するエネルギー回生機構と

、
 該エネルギー回生機構の回生機器で生じる電気エネルギーによって駆動されるアクチュエータを有し、且つ身体の障害を有する部位に装着されると共に前記アクチュエータの駆動により当該障害を有する部位の関節運動を支援する運動支援機構を具備してなり、

前記エネルギー回生機構の回生機器が、第1モータによって電気エネルギーを発生させるものであり、かつ、前記運動支援機構のアクチュエータが、第2モータによって駆動されるものであり、

前記第1モータの入出力端子と前記第2モータの入出力端子とを、一方の出力端子からの出力が他方の入力端子に入力されるように接続した閉回路を形成することによって、前記エネルギー回生機構の回生機器により生じるトルクに、前記運動支援機構のアクチュエータのトルクを比例させて、前記障害を有する部位の関節運動を支援することを特徴とする動作支援機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

本発明は、動作支援機器に関し、より詳しくは、回生エネルギーを利用して身体の障害部分の運動を支援すると共に個々の患者が着用可能な動作支援機器に関するものである。

【背景技術】

【0002】

昨今における高齢化社会の進行と共に、下肢或いは上肢に障害を有する患者が増加しつつある。これら障害を有する患者にとって、障害を克服できるか否かは、効果的なリハビリテーションを充分に行えるか否かに大きく依存すると言っても過言ではない。

このことから、上記リハビリテーションを支援するインテリジェントな技術開発が重要性を増している。

【0003】

10

このようなインテリジェントなリハビリテーション支援技術として、例えば、下記特許文献1には、上肢の肘部と手首部に装着する装具に、それらを吊下するための複数の系条をそれぞれ連結し、各装具に連結した複数の系条の各他端を、上方に位置する支持部材上の互いに離間した位置にある転向子を介して、それらの各系条の導出長さを制御して巻取る巻取り駆動装置に保持させた構成を有する上肢動作補助機構が開示されている。

【0004】

しかしながら、これに代表されるような上肢動作補助機構は、外部からの動力を使用しているため、患者にとって機械が暴走する等の不安感を拭いきることができるとは言えず、もしものために理学療法士等の指導者が常時立ち会う必要がある。

また、患者が個人的に使用する際には、通常、リハビリテーション室等の部屋に設置し、理学療法士の立ち会いのもと、患者が交代で使用しなくてはならない。

20

【0005】

以上のようなことから、患者の各々について、長時間のリハビリテーションを行うことは難しく、結果として、患者の回復に時間を要することとなり、最悪の場合、患者がリハビリテーションを途中で中断し、寝たきりになってしまうことも否定はできない。

尚、特許文献1に開示される技術は、車椅子やベッドサイドに対して上記機構を配設することを可能としているが、近時における車椅子の不足等を考慮すると、必ずしも万人がリハビリテーションを常時行えるとは言い難い。

【0006】

ところで、初期のリハビリテーションを終了して社会復帰する患者の生活支援として、小型軽量のバッテリーを駆動源として、個々の患者が身につけて使用できる、所謂ウェアラブルな機器が提案されており、例えば、エネルギー消費の少ないセミアクティブな短下肢装具等が開発されている。

30

しかしながら、このような機器では、状況に応じてアクティブに力を加えようとしても小型軽量のバッテリーでは、エネルギーの点において無理があった。

【0007】

尚、上記では上肢・下肢に係る支援技術を例としたが、その他障害を有する部位における支援技術の提案も当然為されていることは言うまでもない。

【0008】

【特許文献1】特公平07-114789号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は上記実情を鑑みてなされたものであって、外部動力を必要とせず、また、場所及び時間の制約を受けることなく、更に、安全確保のための指導者をつけることなく個々の患者が着用できる動作支援機器を提供せんとするものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

請求項1記載の動作支援機器は、身体の一部の動作を支援する動作支援機器であって、身体の健常な部位に装着されると共に該健常な部位の関節運動により回転或いは直線動

50

作される回生機器を有し、該回生機器により電気エネルギーを発生するエネルギー回生機構と、該エネルギー回生機構の回生機器で生じる電気エネルギーによって駆動されるアクチュエータを有し、且つ身体の障害を有する部位に装着されると共に前記アクチュエータの駆動により当該障害を有する部位の関節運動を支援する運動支援機構を具備してなり、前記エネルギー回生機構の回生機器が、第１モータによって電気エネルギーを発生させるものであり、かつ、前記運動支援機構のアクチュエータが、第２モータによって駆動されるものであり、前記第１モータの入出力端子と前記第２モータの入出力端子とを、一方の出力端子からの出力が他方の入力端子に入力されるように接続した閉回路を形成することによって、前記エネルギー回生機構の回生機器により生じるトルクに、前記運動支援機構のアクチュエータのトルクを比例させて、前記障害を有する部位の関節運動を支援することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【００１３】

請求項１に係る発明によれば、身体の一部の動作を支援する動作支援機器であって、身体の健常な部位に装着されると共に該健常な部位の関節運動により回転或いは直線動作される回生機器を有し、該回生機器により電気エネルギーを発生するエネルギー回生機構と、該エネルギー回生機構の回生機器で生じる電気エネルギーによって駆動されるアクチュエータを有し、且つ身体の障害を有する部位に装着されると共に前記アクチュエータの駆動により当該障害を有する部位の関節運動を支援する運動支援機構を具備してなり、前記エネルギー回生機構の回生機器により生じるトルクに、前記運動支援機構のアクチュエータのトルク

20

を比例させて、前記障害を有する部位の関節運動を支援することにより、外部動力を必要とせず、障害を有する部位の支援が可能となる。

また、患者の判断にて健常な部位の関節運動を加減することにより、障害部位の支援加減を適切に行うことができる。

特に、前記第１モータの入出力端子と前記第２モータの入出力端子とを、一方の出力端子からの出力が他方の入力端子に入力されるように接続した閉回路を形成することによって、障害を有する部位に加わる力の大きさを健常な部位で直接感じることができ

るため、支援の加減をするのに非常に有効である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

30

以下、本発明に係る動作支援機器の好適な実施形態について、図面を参照しつつ説明する。

図１は、本発明に係る動作支援機器の使用形態の一例を示す図である。

【００１７】

本発明に係る動作支援機器は、身体の一部の動作を支援するものであって、身体の健常な部位に装着されると共に該健常な部位の関節運動により回転或いは直線動作を行うエネルギー回生機構（１）と、エネルギー回生機構（１）の回転或いは直線動作で生じる電気エネルギーによって駆動し、且つ身体の障害を有する部位に装着されると共に前記駆動により当該身体の障害を有する部位の関節運動を支援する運動支援機構（２）とを備えている。

【００１８】

40

エネルギー回生機構（１）は、所謂発電機として使用するための機構であり、機械的エネルギーを電気エネルギーに変換できるもの（以下、回生機器と称する）、例えば、モータ（発電機）、圧電素子、その他の圧電材料等を備えることにより構成されている。

このエネルギー回生機構（１）における発電構成としては、身体の健常な部位における関節運動をそのまま回転運動として発電を行う手段（図１（ａ）参照）、或いは関節の動きを直線運動に変換して発電を行う手段（図１（ｂ）参照）を挙げることができる。

【００１９】

回転運動による発電、即ち、エネルギー回生は、図１（ａ）に示されるように、身体の一部（例えば、大腿部）と連動する第一リンク部（１１）と、該身体の一部に対して、関節を介して回動運動を行う身体の第二部分（例えば、下腿部）と連動する第二リンク

50

部（１２）と、第一リンク部（１１）と第二リンク部（１２）との間に、且つリンク部（１１，１２）に回転可能に接続される回生機器（Ａ）とから構成することで達成される。

【００２０】

即ち、上記の構成により、身体的第一部分と身体第二部分が関節動作を行うことで、回生機器が回転運動を行い、この回転に伴って電気エネルギーが生じる、つまり、発電する。

この発電された電気エネルギーは、回生エネルギーとして運動支援機構へと供給される。

【００２１】

直線運動によるエネルギー回生機構は、図１（ｂ）に示される如く、身体の一部（例えば、大腿部）と連動する第一リンク部（１１）と、該身体的第一部分に対して、関節を介して回動運動を行う身体第二部分（例えば、下腿部）と連動する第二リンク部（１２）と、第一リンク部（１１）と第二リンク部（１２）とを回転可能に接続する回転ピン（１３）と、一端が第一リンク部（１１）に、且つ多端が第二リンク部（１２）に回動可能に取付けられると共に伸縮運動を可能とする回生機器（Ｂ）とから構成する。

【００２２】

これにより、身体的第一部分と身体第二部分が関節動作（例えば、大腿部と下腿部の場合は膝の動作）を行うことで、回生機構が伸縮運動を行い、発電を行う。

【００２３】

尚、エネルギー回生機構（１）において、回転運動による発電を行う際には増速機器を、また、直線運動による発電を行う際には拡大機構（例えば、てこ等）を組み合わせることが好ましい。

これにより、効率の良いエネルギー回生を行うことが可能となる。

また、エネルギー回生機構（１）として圧電素子を用いる場合、該圧電素子は変位の許容量が小さいので、身体関節動作による運動量を縮小する機構（例えば、減速機やてこ等）を組み合わせる、或いは、曲げ変形を利用した圧電素子を用いることが好ましい。

【００２４】

次に、運動支援機構（２）について説明する。

運動支援機構（２）は、身体障害を有する部位の関節運動を支援するための機構で、エネルギー回生機構（１）と電氣的に接続されている。

この運動支援機構（２）は、上記したエネルギー回生機構（１）より生じる電気エネルギー（回生エネルギー）によって駆動する所謂アクチュエータを備えることにより構成される。

アクチュエータとしては、エネルギー回生機構（１）と同様、モータ、圧電素子、その他の圧電材料等を挙げることができ、加えて電気エネルギーによる発熱を利用する形状記憶合金等も好適に使用することができる。

【００２５】

運動支援機構（２）による運動支援の構成としては、回転運動による構成（図１（ｃ）参照）及び直線運動による構成（図１（ｄ）参照）を挙げることができる。

【００２６】

回転運動による運動支援の構成は、図１（ｃ）に示される如く、身体の一部（例えば、大腿部）に一体装着される第一支援リンク部（２１）と、該身体第一部分に対して、関節を介して回動運動を行う身体第二部分（例えば、下腿部）に一体装着される第二支援リンク部（２２）と、第一支援リンク部（２１）と第二支援リンク部（２２）との間に、且つ支援リンク部（２１，２２）を回転可能に支持するアクチュエータ（Ｃ）とからなる。

【００２７】

ここで、アクチュエータ（Ｃ）が、上述の如く、回生エネルギーによって駆動し、第一支援リンク部（２１）及び第二支援リンク部（２２）を任意の方向へと回動させることにより、身体障害を有する部位の関節運動を支援する。即ち、大腿部と下腿部との関節運動（膝の動作）を例に挙げると、患者が立ち上がろうとするときには、大腿部を持ち上げるように力を付勢し、逆に患者が座ろうとするときには、患者の体重を支えるように制動力

10

20

30

40

50

を付勢して支援を行う。

【 0 0 2 8 】

また、直線運動による運動支援は、図 1 (d) に示される如く、身体の一部 (例えば、大腿部) に一体装着される第一支援リンク部 (2 1) と、該身体の一部に対して、関節を介して回転運動を行う身体の一部 (例えば、下腿部) に一体装着される第二支援リンク部 (2 2) と、第一支援リンク部 (2 1) と第二支援リンク部 (2 2) とを回転可能に接続する回転ピン (2 3) と、一端が第一支援リンク部 (2 1) に、且つ多端が第二支援リンク部 (2 2) に回転可能に取付けられ、支援リンク部 (2 1 , 2 2) を支持すると共に伸縮運動を行うアクチュエータ (D) とから構成する。

【 0 0 2 9 】

これにより、上記した回転運動による支援構成と同様に、回生エネルギーによってアクチュエータ (D) が直線運動を行い身体の一部に障害を有する部位の関節運動を支援する。

以上により、本発明に係る動作支援機器の基本となる部分が構成され、外部動力を必要とせず、障害を有する部位の支援が可能となる。

【 0 0 3 0 】

以下、本発明に係る動作支援機器の基本系についての説明を行う。

図 2 は、本発明に係る動作支援機器の基本原理を示す回路図である。

尚、以下においては、エネルギー回生機構 (1) 及び運動支援機構 (2) にモータを用いた場合を例に挙げて説明を行う。(エネルギー回生機構 (1) 対応するモータを、モータ 1、運動支援機構 (2) 対応するモータを、モータ 2 と称する)

【 0 0 3 1 】

本発明に係る動作支援機器は、図 2 に示される如く、身体における健全な部位の関節運動により、回路内のモータ 1 (出力側) が回転し、これにより発生する誘導電圧により前記回路内に電流を流し、当該回路内に接続されるモータ 2 (入力側) にトルクを発生させて障害を有する部位に対して仕事 (支援) を行うように構成されている。

【 0 0 3 2 】

ここで、モータ 1 を回転速度 $d\theta_1 / dt$ で回転させたとすると、誘導電圧 e_1 は次式 (1) となる。

$$e_1 = A_1 \dot{\theta}_1 \cdots (1)$$

【 0 0 3 3 】

また、モータ 2 の回転速度 $d\theta_2 / dt$ 、逆起電力を e_2 とすると、回路の微分方程式は、次式 (2) で表される。

$$L \dot{i} + Ri = e_1 - e_2 \cdots (2)$$

尚、L はリアクタンス、R は抵抗である。

逆起電力 e_2 は、次式 (3) で表される。

$$e_2 = A_2 \dot{\theta}_2 \cdots (3)$$

更に、モータ 1 に加えるトルク T_1 は次式 (4) で、モータ 2 に加わるトルク T_2 は次式 (5) で表記することができる。

$$T_1 = A_1 i \cdots (4)$$

$$T_2 = A_2 i \cdots (5)$$

尚、 A_1 及び A_2 はアクチュエータ係数である。

【 0 0 3 4 】

次に、上式 (2) において表記した回路の微分方程式において、加振周波数が電気系の応答よりも充分遅いと考えれば、 $L \cdot di / dt$ の項は無視できるので、電気系の式は次式 (6) で表すことができる。

10

20

30

40

$$Ri = A_1\dot{\theta}_1 + A_2\dot{\theta}_2 \quad \cdots \quad (6)$$

これより、構造系の運動方程式は、次式(7)と決定される。

$$J_2\ddot{\theta}_2 + C\dot{\theta}_2 = A_2i \quad \cdots \quad (7)$$

尚、 J_2 はモータ2の慣性モーメント、 C は減衰係数である。

【0035】

ここで、この構造系においての運動は人的による所謂ゆっくりとした現象であるので、慣性項である $J_2 \cdot d^2\theta_2 / dt^2$ を無視すると、上式(7)は次式(8)で表される。

$$C\dot{\theta}_2 = A_2i \quad \cdots \quad (8)$$

これを変形し、上式(6)に代入して整理すると、次式(9)となる。

$$(R + A_2^2/C) i = A_1\dot{\theta}_1 \quad \cdots \quad (9)$$

【0036】

従って、上式(9)を上式(8)に代入すると速度の関係式(10)を得る事ができる。

$$\dot{\theta}_2 = (A_2/C) \left(\frac{CA_1}{CR + A_2^2} \right) \dot{\theta}_1 = \frac{A_1A_2}{CR + A_2^2} \dot{\theta}_1 \quad \cdots \quad (10)$$

また、上式(9)を上式(4)及び(5)に代入すると、次式(11)及び(12)となり、トルクの関係式が得られる。

$$T_1 = A_1i = \frac{CA_1^2}{CR + A_2^2} \dot{\theta}_1 \quad \cdots \quad (11)$$

$$T_2 = A_2i = \frac{CA_1A_2}{CR + A_2^2} \dot{\theta}_1 = \frac{A_2}{A_1} T_1 \quad \cdots \quad (12)$$

【0037】

以上のことから、上式(12)より、トルクは入力側と出力側とで比例関係にあるため、出力側におけるトルクを入力側より患者が感じとることが可能となる。即ち、モータ2(運動支援機構)により障害を有する部位の関節運動を支援する際、障害を有する部位で生じる反力の大きさに対応する力をモータ1(エネルギー回生機構)を動かすときの反力として感じ取ることができ、あたかも障害を有する部位を直接動かしているような感覚を得ることができる。

従って、患者は自らの判断により健常な部位の関節運動を加減することにより、障害部位の支援加減を適切に行うことが可能となる。

また、上式(10)に表される速度の関係式より、出力の抵抗 C が大きくなれば、入力の速度に比して出力の速度は小さくなるので、無理に出力側を動かすことにはならず、患者は実感を持ってリハビリを行うことが可能となる。

【0038】

また、抵抗 R を可変とすると、出力側の微調整が可能となるので、例えば、位置や速度のフィードバック等を行うことで、フィードバック信号にて抵抗を変化させて、出力側の制御力を変化させることも可能となる。(図3参照)

尚、等価なアクチュエータ係数 A_1 及び A_2 は、上記回路内に減速機器や増速機器等を介することにより、独立して決定することができ、特性を変化させることが可能である。

【0039】

また、上記した回路内にバッテリー(図示せず)を配することにより、バッテリーの充電電流(バッテリー内に供給される電流)を一旦バッテリーに取り込み、障害を有する部位の働き

10

20

30

40

50

等をフィードバックし、その状況にあった制御力をバッテリーのエネルギーを用いて加えることが可能となる。

この際、入力側とバッテリーの入力経路に図示しない昇圧チョッパを組み込むことにより、入力側の起電力がバッテリーの電圧よりも低い場合であっても充電を行うことが可能となる。

更に、この他、抵抗が小さい回路や、バッテリーを配した回路とPWM等を組み合わせる構成等を採用することも可能である。

【0040】

最後に、本発明に係る動作支援機器を使用する部位について例示する。

本発明に係る動作支援機器は回生エネルギーが充分であれば、特に使用に制限はないが、エネルギー回生機構（入力側）を装着する箇所に対して、運動支援機構（出力側）を装着する箇所を一対一で構成することが好ましい。

例えば、右肘（エネルギー回生機構側）から左肘（運動支援機構側）や、肩、肘及び手首の三箇所（エネルギー回生機構側）から股、膝及び足首の三箇所（運動支援機構側）というように構成することができる。

【0041】

また、上記したバッテリーを備えることにより、電気エネルギーを十分に賄うことが可能となるので、一つのエネルギー回生機構に対して、複数の運動支援機構を構成することもでき、例えば、エネルギー回生機構を肘に設け、指（例えば、人差し指）の三つの関節を三つの運動支援機構にて同時に動かす（支援する）ことも可能である。

この際、上記した三つの関節に対して、適切な量の回生エネルギーを分配するために可変抵抗や高周波切替えを行うことが好ましい。

【産業上の利用可能性】

【0042】

本発明は、身体における障害を有する部位の動作を支援する機器として好適に利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】本発明に係る動作支援機器の使用形態の一例を示す図である。

【図2】本発明に係る動作支援機器の基本原理を示す回路図である。

【図3】本発明に係る動作支援機器の回路の応用例を示す図である。

【符号の説明】

【0044】

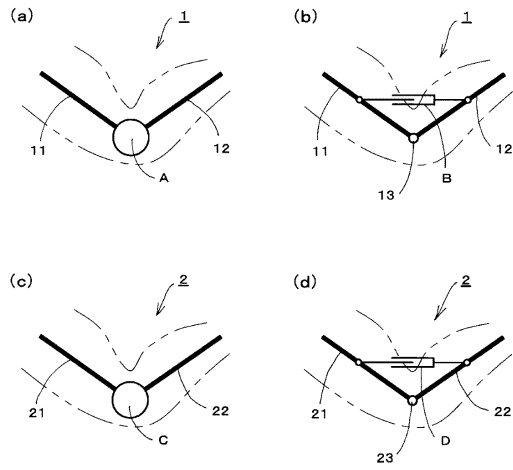
- 1 エネルギー回生機構
- 2 運動支援機構

10

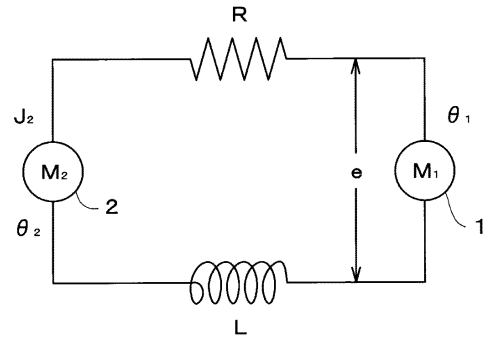
20

30

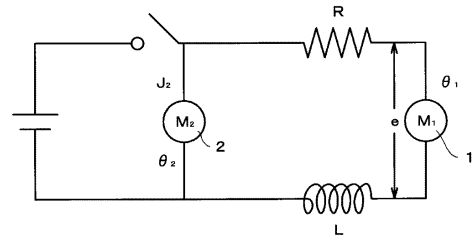
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-081077(JP,A)
特開平05-309109(JP,A)
特開平08-130899(JP,A)
特開平11-192273(JP,A)
特開2000-070426(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61H 1/02