

(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2017-164142

(P2017-164142A)

(43) 公開日 平成29年9月21日(2017.9.21)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 H 1/02 (2006.01) A 6 1 H 1/02 G 4 C 0 4 6

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2016-50730 (P2016-50730)
 (22) 出願日 平成28年3月15日 (2016.3.15)

(71) 出願人 304028346
 国立大学法人 香川大学
 香川県高松市幸町1番1号
 (74) 代理人 110001704
 特許業務法人山内特許事務所
 (72) 発明者 郭 書祥
 香川県高松市林町2217番地20 国立
 大学法人香川大学工学部内
 Fターム(参考) 4C046 AA09 AA44 AA45 BB04 BB08
 DD02 DD06 DD16 DD18 DD32
 EE06

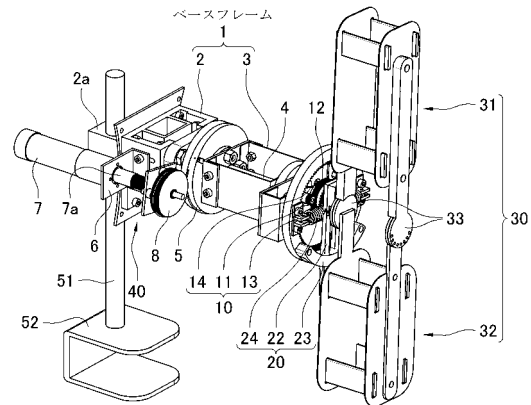
(54) 【発明の名称】 リハビリ装置

(57) 【要約】

【課題】安全性に優れ、患者が任意に加えられる外力を調整することができるリハビリ装置を提供する。

【解決手段】上肢または下肢の運動機能回復に用いるリハビリ装置Aであって、モータ7と、上肢または下肢に固定されて折り曲げ運動する固定具30と、固定具30に連結された回転運動を折り曲げ運動に変換する運動変換機構10と、運動変換機構10と固定具30との間に設けた固定具30に加わる外力の曲げ力調整機構20とからなる。リハビリ装置Aの曲げ力調整機構20ではリハビリに要する力を連続的に加減でき、しかも患者が自分で調節できるので、患者が自分の体力や体調に合った訓練を行うことができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

上肢または下肢の運動機能回復に用いるリハビリ装置であって、
回転駆動源と、
上肢または下肢に固定されて折り曲げ運動する固定具と、
前記固定具に連結された回転運動を折り曲げ運動に変換する運動変換機構と、
該運動変換機構と前記固定具との間に設けた固定具に加わる外力の曲げ力調整機構とからなる
ことを特徴とするリハビリ装置。

【請求項 2】

前記回転駆動源と前記運動変換機構との間に、回転トルクを制限するトルク制限機構を設けた
ことを特徴とする請求項 1 記載のリハビリ装置。

【請求項 3】

前記曲げ力調整機構が、レバーと、該レバーに形成された長孔に挿入された支点ピンと、
前記レバーを基準位置に付勢するスプリングとからなる
ことを特徴とする請求項 1 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、リハビリ装置に関する。さらに詳しくは、上肢や下肢の運動機能を回復させるためのリハビリ装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

上肢の運動機能を回復させるためのリハビリ装置として、特許文献 1 および特許文献 2 の従来技術がある。

特許文献 1 のリハビリ装置は、ロボットアームに平行リンクとアームを介してグリップを取付け、グリップに与える外力をモータで発生させ、かつモータとグリップとの間に設けた機能性流体クラッチでモータから与える外力を調整するように構成されている。

【0003】

この従来技術では機能性流体クラッチはモータの出力トルクを変化させるが、その調整値を誤った場合は人体に危害を加えかねない欠点がある。

【0004】

特許文献 2 のリハビリ装置は、グリップにブレーキを組み込んで、モータや油圧などの外力を使わないようにしたりリハビリ装置である。この従来技術によれば、モータ等の外力で人体に危害が加わることはない。

【0005】

しかしながら、この従来技術ではリハビリのために加える外力を大きく変動させることは困難であり、外力に抵抗させる形の訓練を行うことはできない。

【0006】

多様な訓練メニューの実現のためには、モータ等の外力を利用できる方が好ましく、このようなタイプのリハビリ装置で、安全性に優れ、かつ外力を患者が任意に調整できれば、家庭でも訓練でき、実用性が高くなる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0007】**

【特許文献 1】特開 2006 - 247280 号公報

【特許文献 2】特開 2012 - 35022 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

10

20

30

40

50

【0008】

本発明は上記事情に鑑み、安全性に優れ、患者が任意に加えられる外力を調整す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】

【0009】

第1発明のリハビリ装置は、上肢または下肢の運動機能回復に用いるリハビリ装置であって、回転駆動源と、上肢または下肢に固定されて折り曲げ運動する固定具と、前記固定具に連結された回転運動を折り曲げ運動に変換する運動変換機構と、該運動変換機構と前記固定具との間に設けた固定具に加わる外力の曲げ力調整機構とからなることを特徴とする。

10

第2発明のリハビリ装置は、第1発明において、前記回転駆動源と前記運動変換機構との間に、回転トルクを制限するトルク制限機構を設けたことを特徴とする。

第3発明のリハビリ装置は、第1発明において、前記曲げ力調整機構が、レバーと、該レバーに形成された長孔に挿入された支点ピンと、前記レバーを基準位置に付勢するスプリングとからなることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

第1発明によれば、リハビリ装置の曲げ力調整機構でリハビリに要する力を連続的に加減でき、しかも患者が自分で調節できるので、患者が自分の体力や体調に合った訓練を行うことができる。

20

第2発明によれば、トルク制限機構を用いることで、過大な力が加わったときは、動作を止めるので、患者の力に危害を加えることはない。

第3発明によれば、支点ピンの長孔内での位置は連続的に変更できるので、患者に加わる外力も連続的に増減できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の一実施形態に係るリハビリ装置Aの斜視図である。

【図2】図1のリハビリ装置Aの正面図である。

【図3】図1のリハビリ装置Aの上面図である。

【図4】図1のリハビリ装置Aの右側面図である。

30

【図5】運動変換機構10の説明図である。

【図6】曲げ力調整機構20の説明図である。

【図7】曲げ力調整機構20の原理説明図である。

【図8】トルク制限機構40の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

つぎに、本発明の実施形態を図面に基づき説明する。

(基本構成)

図1～図3に基づき、リハビリ装置Aの基本構成を説明する。

本実施形態のリハビリ装置Aは家庭でも利用できることを想定しているため可搬型の構成をとっている。そのため、支柱と机の天板等に固定するための公知の固定具を備えるものが好ましい。なお、支柱と固定具は図示以外の任意の構造のものが用いられ、さらに、病院等で使用する場合には任意の固定装置を用いてよい。

40

【0013】

リハビリ装置Aは、ベースフレーム1を有しており、このベースフレーム1に各種機器が取り付けられる構造となっている。ベースフレーム1は箱型の基端フレーム2と箱形の先端フレーム3とからなる。基端フレーム2は後端部に固定部材2aを有しており、支柱51に挿入して、適宜の高さで固定できるようになっている。支柱51の下端には公知の固定具52が取り付けられていて、机やテーブルの天板に適宜固定できるようになっている。

【0014】

50

ベースフレーム 1 の内部には駆動軸 4 が 1 本通され、適宜の軸受を用いてベースフレーム 1 に取付けられている。この駆動軸 4 の中間部（基端フレーム 2 と先端フレーム 3 との間）には従動プーリー 5 が取付けられ、駆動軸 4 の先端部には駆動軸 4 の回転を揺動運動に変換する運動変換機構 10 が取付けられている。また、運動変換機構 10 には、曲げ力調整機構 20 を介して上肢または下肢を固定する固定具 30 が連結されている。これら、運動変換機構 10、曲げ力調整機構 20 および固定具 30 の詳細は後述する。

【0015】

一方、基端フレーム 2 の側面にはブラケット 6 が取付けられていて、このブラケット 6 に回転駆動源であるモータ 7 が取付けられている。

モータ 7 の出力軸 7 a には駆動プーリー 8 が結合されている。この駆動プーリー 8 と前記従動プーリー 5 とは、ベルトが巻き掛けられるか、または直接接触させることにより、回転トルクの伝達が行われる。モータ 7 はサーボモータが好ましい。サーボモータであれば正転・逆転動作の繰返しを任意に制御できる。また、回転速度とトルクも可変に制御できる。

【0016】

上記モータ 7 の出力軸 7 a と駆動プーリー 8 との間には、トルク制限機構 40 が設けられている。このトルク制限機構 40 の詳細は後述する。

【0017】

（運動変換機構 10）

図 1 および図 5 に示すように、駆動軸 4 の先端にはピニオン 11 が連結されており、このピニオン 11 は外歯形の伝達歯車 12 に噛み合っている。伝達歯車 12 には遊星歯車 13 が同軸に取付けられていて、遊星歯車 13 は太陽歯車 14 の内側を公転するようになっている。太陽歯車 14 は先端フレーム 3 に固定されている。駆動軸 4 を一定回転数（積算値）に達する度に回転方向を反転させるべく、モータ 7 を正逆回転させると、遊星歯車 13 は太陽歯車 14 内で、たとえば 90° 角位の範囲内で往復動する。この遊星歯車 13 の往復動は後述する曲げ力変換機構 20 によって、固定具 30 の折り曲げ力に変換される。

【0018】

図 1 および図 5 に示すように、前記遊星歯車 13 の外側面には支点ピン 21 が取付けられている。一方、レバー 22 が太陽歯車 14 の前面に配置されている。レバー 22 には長孔 22 a が形成されていて、前記支点ピン 21 が挿入されている。

また、レバー 22 の基端部は一对のバネ 24、24 で太陽歯車 14 のほぼ中心位置に保持されている。

【0019】

遊星歯車 13 が太陽歯車 14 の内側に沿って往復動すると、レバー 22 の中間部が左右方向に押し引きされるので、レバー 22 が揺動運動を起す。レバー 22 の揺動角度は概ね 30 度から 160 度位の範囲であるが、特に制限されるものではない。この角度以上にレバー 22 が揺動しないように、図 1 に示す湾曲形のストッパー 23 が太陽歯車 14 の表面に取付けられている。

前記レバー 22 は、後述する固定具 30 の下固定部 32 に固定される。このため、レバー 22 が揺動すると下固定部 32 を折り曲げ運動させることができる。

【0020】

（曲げ力調整機構 20）

図 5 に示すように、前記レバー 22 の基端部は、一对のバネ 24、24 の一端が取付けられ、そのバネ 24、24 の他端は太陽歯車 13 のリング部分に適宜の金具で固定されている。つまり、レバー 22 は左右一对のバネ 24、24 で吊られた状態で多少の動きが可能な状態で保持されている。したがって、レバー 22 の揺動が許容される。

【0021】

また、図 6 に示すように、支点ピン 21 はレバー 22 の長孔 22 a に挿入されているので、支点ピン 21 に対するレバー 22 の下端からの距離を長く（符号 L a）したり（図 6（A）参照）短くする（符号 L b）ように（同図（B）参照）調整することが可能である

10

20

30

40

50

。なお、図6(A)に示すバネ24が横向きであり、支点ピン21からレバー22下端までの距離が長い(La)状態が基準位置である。

図7に示すように、レバー22の基端部はバネ24、24で支持された状態で、レバー22の先端部に外力Fが加わる。この外力Fは、リハビリ装置Aのレバー22によって、固定具30内の患者の上肢に加える力、あるいは患者が力を入れ返す反力と考えればよい。

【0022】

レバー22の全長Lに対し、支点となる支点ピン21から反力点Fまでの距離L1がレバー22の長さ方向に沿って変動すればこの原理で力Fを大きくすることも小さくすることも調節できる。このように、曲げ力を調節できるのが、本発明の特徴である。なお、図7における長さLiは図6に示すLa、Lbに対応する。

10

【0023】

(固定具30)

固定具30は上固定部31と下固定部32とからなり中心のジョイント部33を境にして折れ曲るようになっている。上固定部31と下固定部32には上肢の上腕と前腕を挿入しベルト等で固定できる公知の機構に構成されている。また、下肢の上脚部と下脚部を固定することもできる。

曲げ力調整機20のレバー22は下固定部32に取付けられ、レバー22の揺動動作がそのまま下固定部32の揺動動作に変換されるように構成されている。

【0024】

20

(トルク制限機構40)

トルク制限機構を図8に基づき説明する。

モータ7の出力軸7aの先端には円板41が固定され、円板41と出力軸7aの段差との間には圧縮バネ42が嵌められている。この圧縮バネ42は円板41を常時前方へ付勢している。

【0025】

円板41の前面にはボールホルダー43が軸まわりに複数個取付けられている。一方、駆動プーリー8の背面(円板41に対面する面)には軸まわりに同数の凹所8hが形成されている。ボールホルダー43の凹所43hと駆動プーリー8の凹所8hとの間にはボール44が挿入されている。

30

【0026】

通常の状態ではボール44がボールホルダー43の凹所43hと駆動プーリー8の凹所8hに嵌ったままで、モータ7のトルクが駆動プーリー8に伝えられる。しかし、固定具20に過大な力が加わる時は、ボール44が駆動プーリー8の凹所8hから出て(このとき圧縮バネ42を撓めて)しまうので(図8(c)参照)、トルク伝達をしなくなる。

このトルク制限機構40の働きで、過大なトルクは回避されるので人体に危害を与えることはなくなる。

【0027】

(使用方法)

つぎに、リハビリ装置Aの使用方法を図1および図6に基づき説明する。

40

まず、固定具30に患者の上肢を挿入し、上腕を上固定部31に固定し、前腕を下固定部32に固定し、肘をジョイント部33に合わせる。

この状態で、モータ7を起動し、レバー22を揺動させる。レバー22が揺動すると下固定部32が揺動運動するので、患者がこれに抵抗するように上腕と前腕に力を入れると上肢の筋力トレーニングを行える。

【0028】

そして、患者が自身の上腕を動かして、固定具30を介してレバー22に力を加え、レバー22をその長手方向に動かす。すると、図6の(A)、(B)に示すように、バネ24を撓めてレバー22内の支点ピン21の位置を変えることができる。図6(A)は通常の基準位置であり、同図(B)はレバー22を押し込んだ状態である。

50

【 0 0 2 9 】

図 6 (A) の状態では、レバー 2 2 に加わる外力 F の作用点から支点ピン 2 1 までの距離 L_a が長いので、患者は小さな力で揺動に抵抗できる。

図 6 (B) の状態では、レバー 2 2 に加わる外力 F の作用点から支点ピン 2 1 までの距離 L_b が短いので、患者は大きな力を出して対抗することになる。

もちろん、支点ピン 2 1 の長孔内での位置は連続的に変更できるので、患者に加わる外力も連続的に増減できる。

【 0 0 3 0 】

このように、本発明のリハビリ装置 A の曲げ力調整機構 2 0 ではリハビリに要する力を連続的に加減できるので、しかも患者が自分で調節できるので、患者が自分の体力や体調に合った訓練を行うことができる。

また、トルク制限機構 4 0 を用いることで、過大な力が加わったときは、動作を止めるので、患者の力に危害を加えることはない。

【 0 0 3 1 】

上記の使用方法は人の上肢についての説明であったが、人の下肢についても本発明を利用できる。この場合は、固定具 3 0 の上固定部 3 1 に上脚を挿入固定し、下固定部 3 2 に下脚を挿入固定すると、下肢のリハビリ訓練を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

本実施形態は安全性が高いので家庭内での使用に適しているが、使用環境には全く制限を受けず、病院やリハビリ施設での使用も可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 3 】

- 1 ベースフレーム
- 2 基端フレーム
- 3 先端フレーム
- 4 駆動軸
- 5 従動プーリー
- 6 ブラケット
- 7 モータ
- 8 駆動プーリー
- 10 運動変換機構
- 11 ピニオン
- 12 伝達歯車
- 13 遊星歯車
- 14 太陽歯車
- 20 曲げ力調整機構
- 21 支点ピン
- 22 レバー
- 23 ストッパー
- 24 バネ
- 30 固定具
- 31 上固定部
- 32 下固定部
- 33 ジョイント部
- 40 トルク制限機構
- 41 円板
- 42 圧縮バネ
- 43 ボールホルダー
- 44 ボール

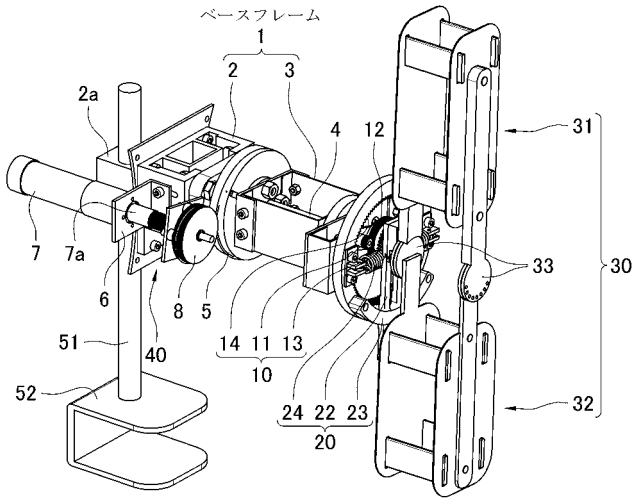
10

20

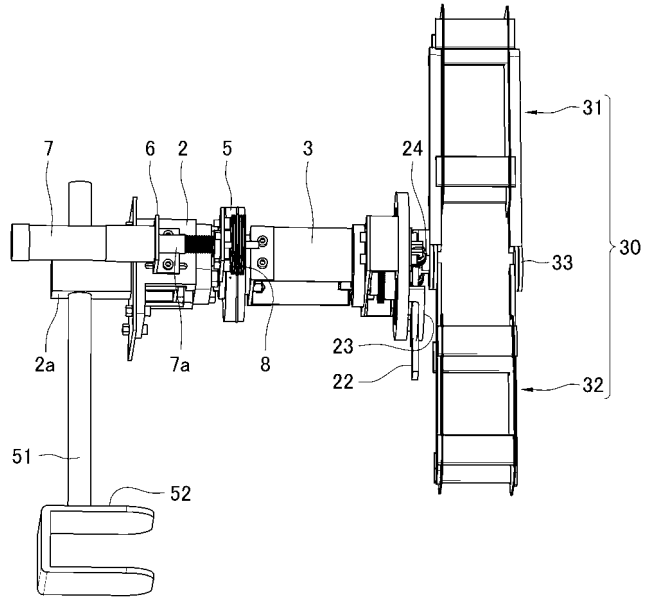
30

40

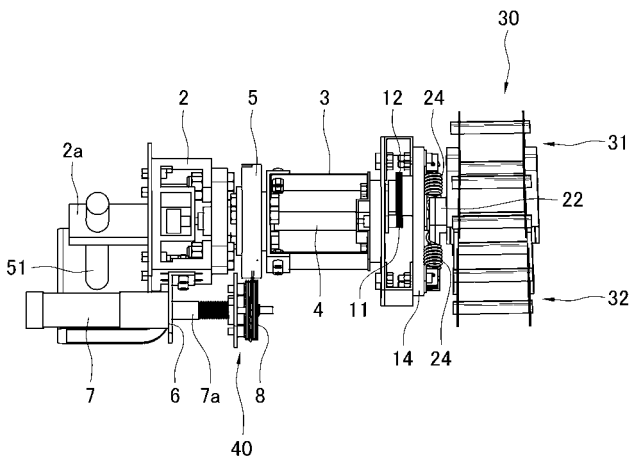
【図1】



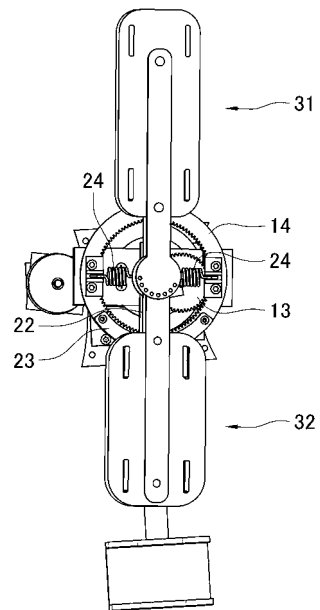
【図2】



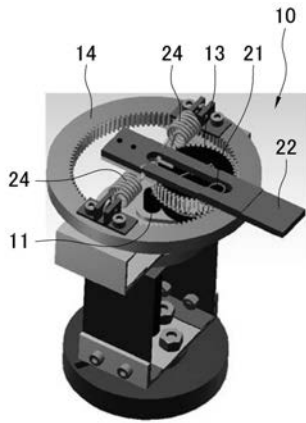
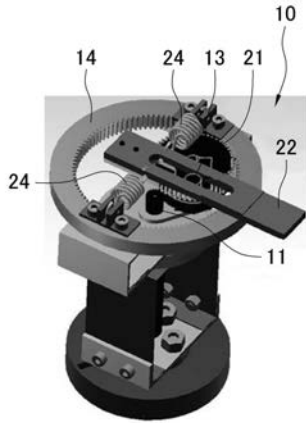
【図3】



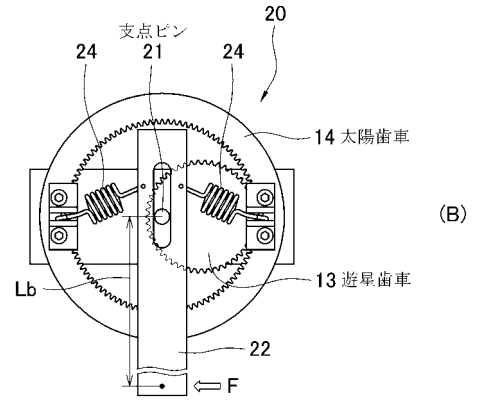
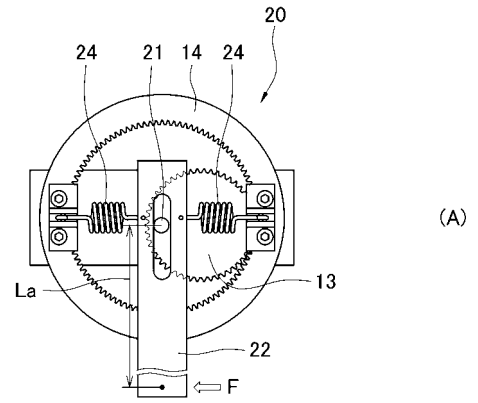
【図4】



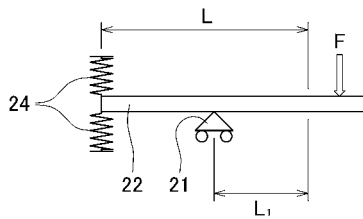
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

