科研費

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 21 日現在

機関番号: 33401 研究種目: 若手研究(B) 研究期間: 2016~2017

課題番号: 16K16469

研究課題名(和文)「楽な歩行」訓練が可能となる新型歩行器の開発およびその臨床評価

研究課題名(英文) Development of a new type walker which can assist easy walking training and its clinical tests

研究代表者

原口 真 (Haraguchi, Makoto)

福井工業大学・工学部・准教授

研究者番号:80467547

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 2,500,000円

研究成果の概要(和文):団塊の世代が高齢者となることで,4人に1人が高齢者という時代になった.社会保障費の増加のみならず,介護負担の増加も懸念される.これらの背景を受けて,高齢者や脳卒中患者向けのリハビリ介助ロボットを研究開発する.本研究においては,病院にて歩行リハビリのために用いられる歩行器を研究対象とする.従来型の歩行器は持ち手が固定されているため,脊柱の自然な回旋を妨げ,また体幹が前のめりになりがちで下肢に充分体重を載せることができず,二足歩行訓練に繋がらないという問題点がある.そこで,持ち手を移動可能な新規構造を有した歩行器を開発した.さらに,歩行器使用時の脊柱の変化をビデオカメラによる撮影で確かめた.

研究成果の概要(英文): It is severe problem that population ratio of elderly people are increasing in Japan. The walker is useful for walk assistance and rehabilitation, however, conventional walkers can't move its handle so that movement of trainee's spine is restricted and trainee's trunk becomes falling forward. Therefore, we have been developing a walker which has novel mechanism. The handle of this new walker is movable so that training with the walker can facilitate trainee's natural spinal rotation. In this paper, we introduce the new walker can detect trainee's leg status by laser rangefinder and perform automatic control the handle position. And we investigate the walker can facilitate spine rotation with video camera.

研究分野: 介護ロボット, 福祉工学

キーワード: リハビリロボット 歩行器 福祉機器

1. 研究開始当初の背景

団塊の世代が高齢者となることで、平成 25 年には 4 人に 1 人が高齢者という時代になった

社会保障費の増加のみならず,介護負担の増加も懸念される.厚生労働省が平成22年に行った調査によれば,介護者の割合は,同居の家族(配偶者や子供等)の介護が64%となっており,老老介護も多く発生していると考えられる.また2025年には団塊の世代が後期高齢者(75歳以上)になることで,さらに介護負担が増えることが危惧されている(2025年問題).

2. 研究の目的

この問題を受けて、介護現場にロボットを 導入することで要介護者の自立支援や介護 従事者の負担軽減を実現しようという気運 が高まっている.これらの背景を受けて、高 齢者や脳卒中患者向けのリハビリ介助ロボ ットを研究開発する.

本研究においては、病院にて歩行リハビリのために用いられる歩行器を研究対象とする. 従来型の歩行器は持ち手が固定されているため、脊柱の自然な回旋を妨げ、また体幹が前のめりになりがちで下肢に充分体重を載せることができず、二足歩行訓練に繋がらないという問題点がある. そこで、持ち手を移動可能な新規構造を有した歩行器を開発する.

3. 研究の方法

図 1 に今回開発した歩行器の概要図を示す。この歩行器は図 2 に示すように、下肢に体重をかけながら脊柱を回旋し、交互に手足を振り出すことで前進する歩行訓練ができることを目的としている。図 2 は杖を利用した例であるが、このように交互に支点の手足を変更しながら体重移動を進めることがこの歩行器でも実現可能である。

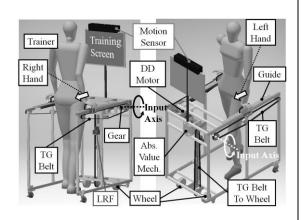


図1 開発装置の設計コンセプト

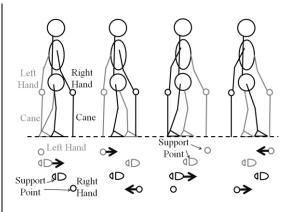


図2 2本の杖を用いた歩行訓練

新型歩行器の詳細な設計仕様を以下に箇 条書きで記す.

- (1) スライド機構上で持ち手を移動させ、持ち手の動力でもって歩行器を前進させる. 支持手の移動の際、交互式歩行器(形を変形をおさる。を表行器)の様に歩行器を持ち上げる必要が無い. 左持ち手の直進運動としている必要が無いでは TG ベルトとさらに一対のギアの動にしている。一方、右持ち手の運動にして伝えることで、左持ち手とは逆方向の動きを入力軸に伝える。これによって、左持ち手は後ろ(前)に連動して動く.
- (2) 入力軸に取りつけたモータを制御することで、持ち手の方向誘導を行う. モータには減速機無しモータ(本稿では DD モータと略す)を用いる. リハビリ機器であるため、訓練の最終段階ではモータアシスト率をゼロにする.
- (3) 歩行器前方にレーザ測域センサ(本稿では LRF と略す)を設置し、脚部の動きを推定する.この脚部の情報を、モータの制御に反映する.歩行器前方には訓練モニタが設置されており、各種指示(持ち手の動きなど)や訓練ソフトを表示する.訓練モニタの上にはモーションセンサを取りつけ、脊柱が伸展しているかどうかを判定し、モニタを介して訓練者にフィードバックする(例えば「頭を高く背中を長くして」などの指示をディスプレイに表示する).
- (4) 右持ち手を前に動かした場合と左持ち手を前に動かした場合とでは回転方向が変わるため、このままでは歩行器は前進と後退を繰り返してしまう. そこで、図3に示す機構でこの問題の解決を図った. 図3の機構は一対のギアと一対のベルトープーリ系で構成されており、ギアとプーリにはそれぞれ逆方向のワンウェイクラッチ(本稿では0WCと略す)が挿入されている. ベルトは入力軸回

転と同方向の回転のみを、歯車は逆方向の回転のみを伝えるので、入力軸を左右どちらの方向に回転させても、一定方向の回転を出てきる。この機構を本研究では、正負の回転入力に対して正の出力をするという意味合いで「絶対値機構」と呼ぶことにする。絶対値機構の出力軸に TG ベルトを介して車軸に繋げることで、持ち手の直進運動が歩行器の前進運動に繋がる。なお絶対値機構は、出力軸側から回したとき、入力軸は回転しないという性質を持つ。よって、持ち手を固定すれば、通常の歩行器としても利用できる。

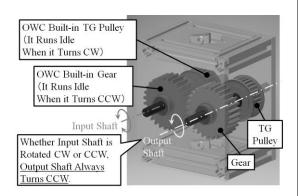


図3 絶対値機構

4. 研究成果

実際製作した歩行器を図4 に示す. サイズ は幅650mm × 奥行900mm × 高さ850mm, 重量 は約23.5kg (バッテリーとPC を除いた本体の重さは18.5kg) となった.

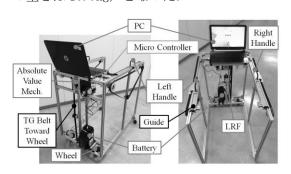


図4 開発した新型歩行器

試作機であるので、構造体には分解組み立てが容易なアルミフレームを利用している. 持ち手を滑らせるスライド機構には igus 社製のガイドレールを用いた. 持ち手の動きを絶対値機構へと伝達するためのベルトープーリ駆動系の配置は図 5 の上部に示す通り、テンショナを一つ配置した一般的な配置になっている. ベルトは三ツ星ベルト社製のTGベルト(S5M, CR ゴム製)を用いた. 左持ち本の場合は入力プーリがそのまま絶対値機構への入力軸へと繋がっているが、右持ち手の場合は入力プーリの先に 2 個 1 対で同径の標準歯車(モジュール 2.0, POM 製)が配

置されており(図 5 の下部参照),逆転の動きを絶対値機構の入力軸に伝えるようにしている.

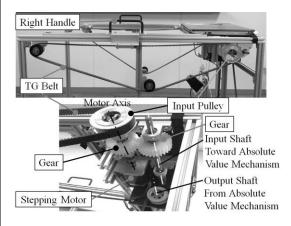


図5 ベルトープーリ系の配置

持ち手の往復運動を絶対値機構が受け取り、前進方向のみの回転を出力する.絶対値機構にはモジュール 2.0 の POM 製歯車、S5M の TG ベルト、INA 社製の OWC を用いた.絶対値機構の出力は長尺ベルトを介して車軸へと伝える.車軸に取りつける車輪はリハビを伝える。車軸に取りつける車輪はリハビは直進安定性が重要と思われるため、旋回機能のない直径 100mm のゴム車輪を用いた.後輪には歩行器に体重がかかった際にブレーキがかかる様に、タキゲン社製のセルフブレーキ付きキャスタを取りつけた.持ち運びのために後輪キャスタは旋回可能であるが、リハビリ時は旋回機能をロックしなくてはならない.

実際に持ち手を動かした所,持ち手の移動 方向に関わらず車輪は一定方向に回転し,歩 行器を前に進めることができた.図6に歩行 器を動かしている時の風景を示す.手と足が 同時に出る同側の歩行形態(図6右側),通 常の歩行時の様に手と足が交互に出る対側 の歩行形態(図6左側)などで稼動させるこ とができる.





図6 新型歩行器運転の様子

持ち手を動かすのに数 kgf の力は必要である為,滑り部分を減らし,転がり抵抗もできるだけ小さくする構造に改良していく.モ

ータで駆動系を動かすことで,これらの抵抗の問題は解消されるが,モータアシストゼロでも歩行器を動かすことができるようにしたいため,機械的な駆動系をできるだけ小さな人力で動かせるように工夫していく.最終的に製品化する際,純機械式でも歩行器を動かすことができるようにする需要もあると考えられるため,モータ制御による抵抗減少の解決手段は取らない事とする.

下肢の状態を把握するための LRF には、北 陽電機社製の 2 次元測域センサ(型番: URG-04LX-UG01, USB 給電で使用可能) を利 用した. 図 5 下部で示したように、右持ち手 の駆動系にはステッピングモータが組み込 まれており、このモータを使用して歩行器を 自動運転させることができる. ステッピング モータの型番は ST-57BYG076-3004D (Mercury Motor 社製,静止トルク約 1Nm)で、減速機 はついていないが、歩行器単体を動かすのに は十分なトルクを確保できた. ステッピング モータの制御には Arduino マイコン, およ び L6470 ステッピングモータドライバ (Strawberry Linux 社製, Arduino とは SPI 通信)を用いた. ステッピングモータの電源 としては電動自転車用のリチウムイオンバ ッテリー (YAMAHA 社製, 電圧 25V) を利用し

以上で説明した LRF とモータを連動させた計測制御システムを構成すると,図7のようになる.HP 社製ノートPC (OS は Windows 8.1) に脚計測用の LRF とモータ制御用のArduinoマイコンが USB ケーブルで接続され、シリアル通信で情報をやりとりする.

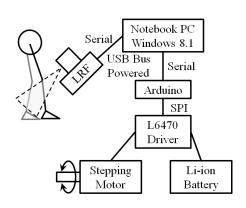


図7 開発機器の計測制御システム

福井工業大学スポーツ健康科学部スポーツ健康科学科の辻本典央講師の協力により、歩行器使用時の健常者の動作解析を、ビデオカメラによって行った。図8に被験者を上部から見たときの両肩の旋回具合、図9に両骨盤突起の旋回具合を示す。従来歩行器使用時(old)は肩が固定されており、骨盤のみが動いている事実が分かる。このことから、従来歩行器を使用している際の脊柱は、脚の接地部分と肩の両方を固定とした状態となり、

通常歩行時(Walking)に比べ,不自然な回旋状態になっていることがわかる(脚の振り出しの妨げになっている).一方,新型歩行器使用時(new)は肩・骨盤共にねじれており,通常歩行と同様,脚の接地部分のみが固定されており,自然な脊柱回旋になっている.

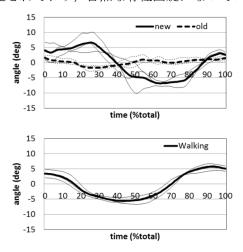


図8 肩の絶対角度

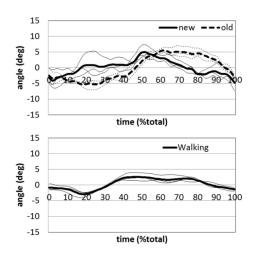


図9 骨盤の絶対角度

さらに北海道士別市立病院の澤口裕二医師の協力により、6名の高齢者に新型歩行器を実際に使用してもらった.持ち手の摩擦が少々大きい(そのため上肢機能が弱った方は使用できない)、などの問題はあったが、解決の余地は充分あり、発案者の医師より平行棒や従来歩行器に代わる、リハビリ性の高い歩行器であるとの評価を頂いた.この臨床評価で得た知見を元に、現在二次試作機を設計予定である.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 3 件)

(1)原口真,「介護予防とリハビリ支援のため

- の新型福祉機器の研究開発」, 地域ケアリング, 査読無し, 2017年.
- (2) 原口真,「高い歩行リハビリ機能を有する新型歩行器の研究開発」, BIO Clinica, 査読無し, 2017年.
- (3) 原口真,「リハビリと介護予防のための福祉ロボット装置の研究開発」,地域ケアリング,査読無し,2017年.

〔学会発表〕(計 1 件)

原口真,「持ち手を移動させながら歩行訓練が可能な新型歩行器の研究開発」,第35回 日本ロボット学会 学術講演会,2017.9.14,川越.

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

○出願状況(計 0 件)

名称: 発明者: 権利者: 種類: 番号:

出願年月日: 国内外の別:

○取得状況(計 0 件)

名称: 発明者: 権類: 種類: 番号:

取得年月日: 国内外の別:

〔その他〕 ホームページ等

- 6. 研究組織
- (1)研究代表者

原口 真 (HARGUCHI, Makoto) 福井工業大学・工学部機械工学科・准教授 研究者番号:80467547

(2)研究分担者 () 研究者番号:

(3)連携研究者

)) 71.41 (研究者番号:

(4)研究協力者

()