

研究実施概況報告書 本文様式

報告日 2010年(平成22年) 8月3日

報告者 東京理科大学 工学部 教授

小林 宏

1. 研究概要

(和文)

(1)課題名(日本語)

汎用性の高い新機構アクティブ歩行器の開発

(2)研究者氏名

小林 宏 東京理科大学 工学部 教授

(3)研究概要(日本文)

歩行困難者、車椅子利用者の廃用症候群発症を防ぐために、安全かつ簡単に装着ができ、起立支援と歩行支援を行うことのできる装置が必要である。本研究では、車椅子に乗った状態で簡単に装着・サイズ調整ができ、起立から歩行まで一台で安全に行うことができ、姿勢維持のために上半身を使う必要のない大人用アクティブ歩行器を開発した。そして、実際に歩行困難者に利用して頂き、その有効性を明らかにした。現在は、臨床と改良を繰り返している。

(4)キーワード

アクティブ歩行器、起立補助、歩行補助、McKibben 型人工筋肉

(英文)

(1) Research title

Development of a New Active Walker to be used by Any Kinds of Gait-difficulty Patient

(2) Name of researcher with title of position

Hiroshi Kobayashi, Professor, Tokyo University of Science

(3)Summary

In this project, an active walker for adults, which safely can assist standing up and walking motions is developed. It consists of lead screw mechanism for standing up and long leg brace for walking which has three degrees of freedom for each leg. In order to relieve the burden of nursing care and realize the rehabilitation in acute phase, wearing and adjusting the active walker to patients are undertaken when patients are sitting on the seat. By applying the active walker to patients, we confirm that it works fine. Clinical test and

improvement of the mechanism are continuously investigating.

(4)Key Words

Active Walker, Stand-up assistance, Walking assistance, McKibben artificial muscle

2．本研究の意義・特色

本開発装置は、座った状態で体に取り付け、自動的に立ち上がり、人工筋肉により歩行を実現するもので、転倒の心配が無く、手が自由に使え、上半身をコントロールできない方でも、安心して歩行が実現できる。基本的に車椅子なので、どんなかたでも、どこでも利用できる。誰でも立って歩くことが可能になるため、健康維持、歩行訓練、歩行機能回復に利用でき、社会的意義は極めて大きいと考えている。

3．実施した研究の具体的内容、結果（本文）

アクティブ歩行器の構成

大人用アクティブ歩行器の概要

本装置の概要をFig.1にまとめる。本装置では既存の車椅子をベースに、起立支援機構と歩行支援機構を搭載している。車椅子を利用したのは、安定した4点支持により歩行時の転倒を防止できるため、および装置の前後幅を車椅子と同等の寸法に収めることで、日常生活空間での利用が可能になるためである。

起立支援機構では、基部板に固定したDCブラシレスモータを動力として用い、モータの回転運動をネジ送り機構によって垂直方向の上昇・下降運動に変換し、座位から立位を実現する。

歩行支援機構は、長下肢装具の形態をとっている。自然で安定した歩行を実現するため、股及び膝の前後回転軸(ピッチ軸)に加え、重心移動に用いる股関節の左右回転軸(ロール軸)を設け、片足3自由度を有している。本装置では、大腿部及び脛脛部にパイプアジャスタを導入し、簡単にサイズ調整が行えるようにしてある。

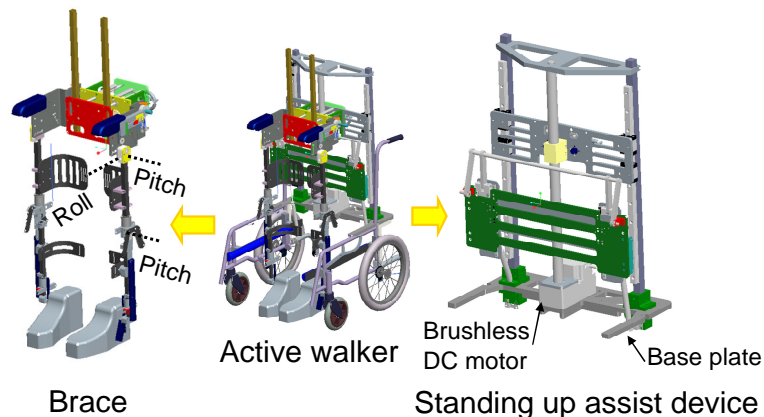


Fig.1 Overall view of active walker for adults

McKibben型人工筋肉

本装置では、歩行支援機構のアクチュエータとしてMcKibben型人工筋肉を使用している。McKibben型人工筋肉の構造と動作メカニズムをFig.2に示す。チューブ内に圧縮空気を注入するとチューブは半径方向に膨張する。そして、このとき生じる円周方向の張力が、繊維コードにより軸方向の強力な収縮力に変換される。

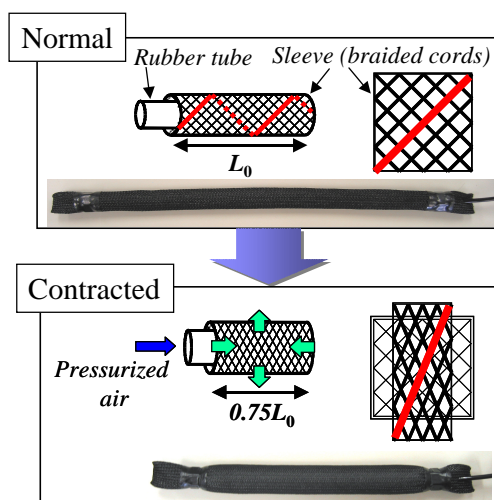


Fig.2 Mechanism of McKibben artificial muscle

システム構成

システム構成をFig.3に示す。起立支援機構の制御システム（Walking assist system）はDCサーボモータとモータドライバ、操作用コントローラ、12Vバッテリー2個から構成され、コントローラによりモータの回転を制御する。歩行支援機構の制御システム(Standing up assist system)は、空気圧を調節する電空レギュレータ、ノートPC、コンプレッサ、操作コントローラから構成されている。PCまたは操作コ

ントローラにより電空レギュレータを操作し，歩行動作を行う．

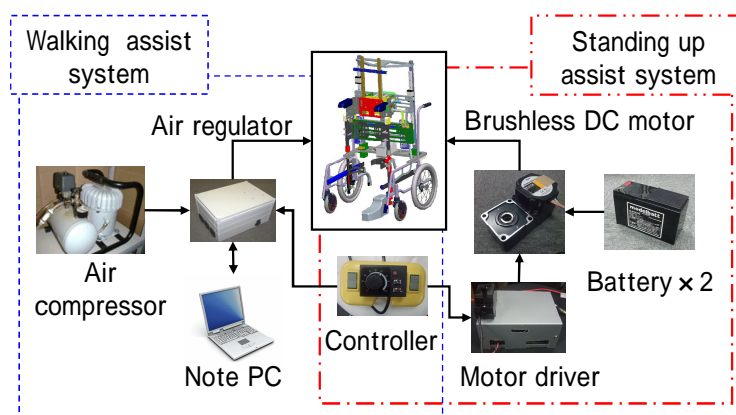


Fig.3 System configuration

起立支援機構

起立支援機構の構成をFig.4に示す．車椅子フレームに溶接された基部板上に，リニアガイドを取り付けた支柱を左右1本ずつ垂直に固定し，中央に配置したDCブラシレスモータに台形ネジ棒を接続して支柱に平行に固定している．腰部装具にはリニアガイドの受けブロックと台形ネジの雌ネジブロックが配置されており，これにより支柱及び台形ネジ棒と接続されている．腰部装具をネジ送り機構により上昇させることで，装具に固定された装着者を垂直に起立させる．起立と同時に，折り畳み座面はリンク機構によって水平方向から垂直方向に傾きながら腰部背面に移動し，歩行時に足の動きを妨げない位置に収納される．

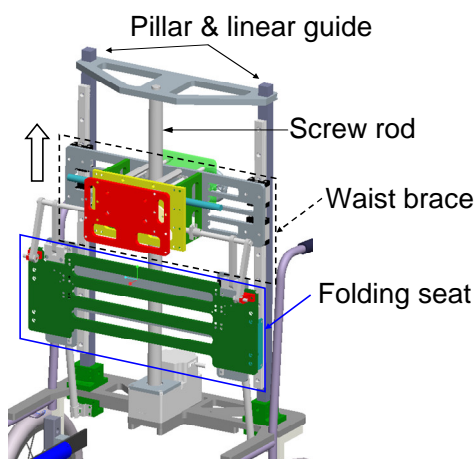


Fig.4 Configuration of standing up assist device

歩行支援機構

歩行支援機構をFig.5に示す．大腿部と脛脛部にはサイズ調整機構としてパイプア

ジャスタを用いており、座面部に着座した状態で下肢装具の装着およびサイズ調整を行うことができる。フレームからの動きを確実に装着者に伝達するために、装具の固定は大腿部、脛脛部及び靴部で行う。Fig.5 (a) のように、大腿部と脛脛部にはパッドを配置し、ベルトを用いて下肢を固定する。さらに下肢装具の先端には靴が取り付けられており、足部を固定する。アクチュエータは 32mm で、稼働量に応じて長さの異なる McKibben 型人工筋肉を、Fig.5 (b) に示すように配置している(A1 ~ A4)。

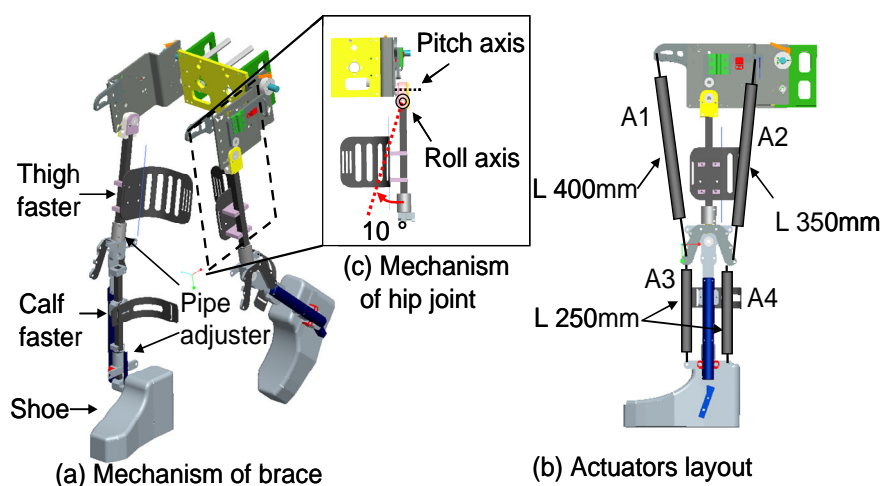


Fig.5 Configuration of walking assist device

支援手順

Fig.8に、装着者が装置を取り付け、起立を行い歩行するまでの一連の様子を示す。装着時には座面部を水平にしておき、装着者は介助者の補助により着座する。下肢装具の長さ調整とベルトによる固定を行い、腰部、肩部のベルトで体を装具に固定する。固定を確認した後、コントローラで起立動作を行う。装着者が直立したら、PCまたはコントローラでMcKibben型人工筋肉を操作して下肢を左右交互に動かし、歩行訓練を行う。

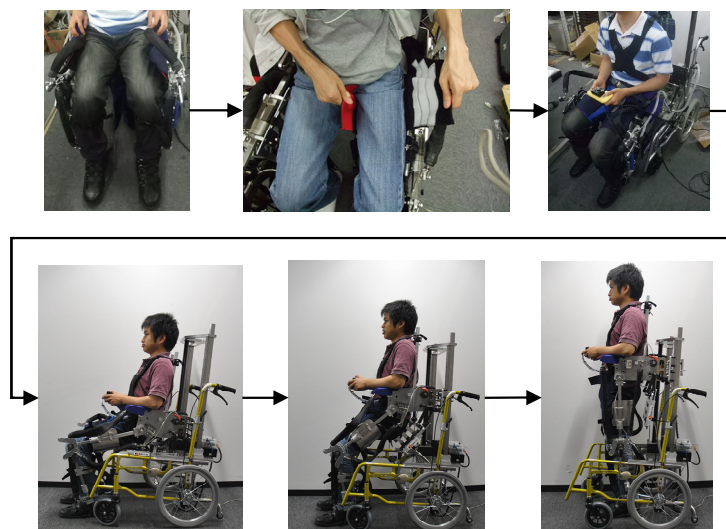


Fig.8 Scenes of standing and walking action

肢体不自由者による動作試験

アクティブ歩行器の有用性および課題点を検証するため、肢体不自由者の方に装置を使用して頂いた。この際、被験者の意見から課題を抽出した。

股関節位置の不一致

Fig.9 に示すように、装着者と下肢装具の間で、股関節位置の前後方向へのずれが発生することが確認された。ずれがあるまま歩行動作を行うと、下肢装具と装着者の股関節の回転中心が異なるため、正常な歩行ができず、違和感があるという感想が聞かれた。

背面部から股関節部までの距離 D が固定されており、個人差に対応できないことが原因と考えられる。

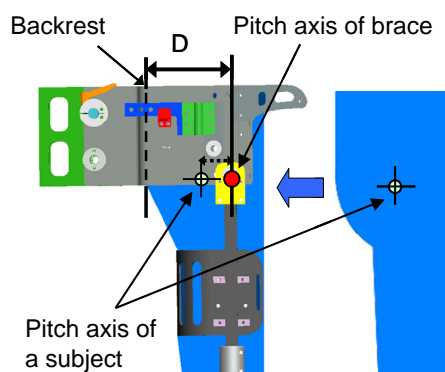


Fig.9 Gap of waist pitch axis

下肢装具の外転

Fig.10 に示すように、下肢装具が股関節部を中心に外側方向へ広がってしまい、歩

行時に車椅子フレームと干渉してしまうことがわかった．下肢装具は腰部装具に接続されて吊り下げられ，下肢の側面に取り付けられる構造である．そのため、股間部を自力で閉じることができない下肢不自由者の場合，下肢装具が股関節部を中心に外側方向へたわんで広がると考えられる．

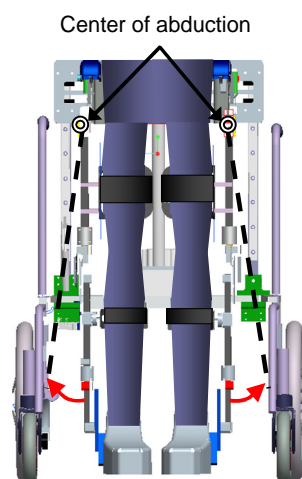


Fig.10 Abduction of brace

大腿部の固定方法

座位状態から起立動作を行う際，下肢の装具固定部にベルトが食い込み，痛みを感じるという意見があった．特に大腿部の固定ベルトで痛みを感じるという意見が多かった．起立動作時，下半身が下肢装具とともに吊り下げられる段階で，Fig.11 に示す大腿部ベルトの上縁が股間部に食い込むことが確認された．この原因は，装着者と装具の腰付近の固定を，腰ベルトと左右大腿部のベルト 3 点に分けて行っているためと考えられる．

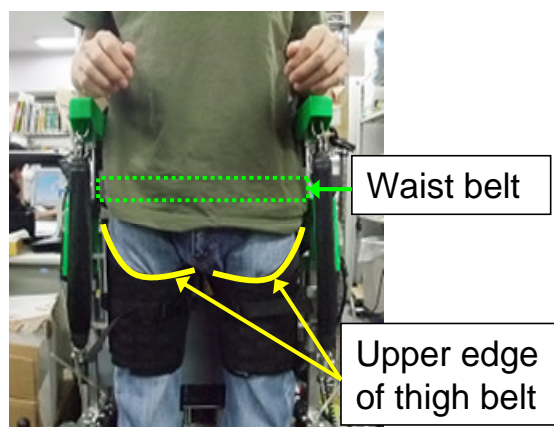


Fig.11 Belts for fixing waist and thighs

課題への対策

背面部の調整機構

股関節の不一致に対応できるように腰装具の背面部を前後方向に移動できるように改良した。Fig.12 に示すようにネジ送り機構により背面部を動かして、歩行時に装着者本人と下肢装具側の股関節位置が一致するように調整する事を可能にした。

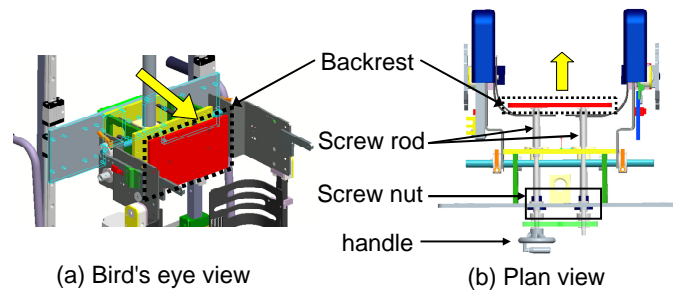


Fig.12 Adjusting function of back part

干渉防止ガイドの取り付け

Fig.13 に示すように下肢装具の外側と車椅子フレーム側面の内側に半円筒上のバーを取り付け、下肢装具と車椅子フレームの干渉を防止した。バーは潤滑性の高いナイロン製であり、互いに接触しても引っかかりず歩行の妨げにならない。

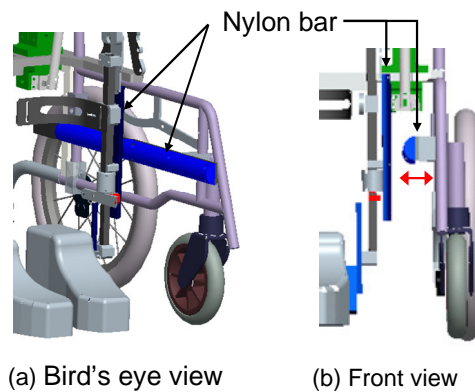


Fig.13 Guide bars for preventing friction

固定ベルト部の変更

特に装着者への負荷が大きかった大腿部の固定ベルトを変更した。これまでは分離していた腰と大腿部のベルトを、腰部～股関節～大腿部を覆う一体のハーネスに変更した。Fig.14 に示すように、履いた状態では丈の短いズボン状で、前面部をマジックテープで展開する構造にし、座面部に座ったまま装着できるようにした。マジックテープの上から更にナイロンベルトで締め付けを行うことで、起立時に装着者がずり下がるのを防止する。

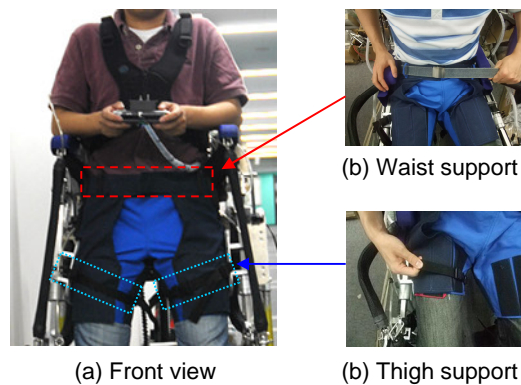


Fig.14 Harness for fixing waist and thigh

4. 本研究を実施したグループに属するおもな研究者の氏名・役職名

小林 宏 東京理科大学 工学部 教授

5. 研究実施時期

2007年(平成19年)4月 から 2008年(平成20)3月 (本助成)
研究開発は
2005年(平成17年)4月 から 現在

6. 本研究に関連して発表した主な論文等

- ・ 小林宏: "アクティブ歩行器", 油空圧技術 Vol.45 No.11 (通巻 563 号) pp.84 ~ 88(2006-10)
- ・ 総説 : 『人間を支援するロボット技術』 日本ゴム協会誌 Vol.80 (第 80 巻 第 9 号) pp.344 ~ 349 (2007.9.15 発行)
- ・ 小林宏, 唐渡健夫, 中山総, 入江和隆: "全身麻痺でも歩けるアクティブ歩行器の臨床実験", 小児の脳神経 Vol.33, No.1, pp101 ~ 106 (2008.2.29)
- ・ 小林宏, 入江和隆: "能動的歩行補助機能を持つ歩行器", PO アカデミージャーナル 第 15 巻 第 2 号, pp.71 ~ 76 (2007 年 9 月発行)

7. 内外における関連研究の状況

トレッドミル上で, 被験者を吊り下げて関節をモータにより駆動して歩行訓練を行う Locomat や Gait Trainer 1, 脚に装着してモータで関節を駆動し, 平行棒や歩行器により上半身を使って体を支える必要がある HAL, WPAL などがあるが, 本開発物のように, 上半身を使わず, 自由に移動して転倒の心配なく歩行訓練が出来る装置は存在しない。

8 . 今後の発展に対する希望

現在，歩行困難者を対象に臨床実験を繰り返している．全く立てなくても転倒の心配なく，動き回って歩行訓練が出来る装置なので，認知して頂き，普及できるように努力したい．ご協力頂ければ幸いです．