

## 直立4足歩行型パワーアシストロボットの開発

## Development of Upstanding 4 Legged Power Assist Robot

大嶋宏典(豊田工大) ○成清辰生(豊田工大) 川西通裕(豊田工大)

鈴木光久(今仙技研)

Hironori OSHIMA, Totota Technological Institute  
 Tatsuo NARIKIYO, Totota Technological Institute  
 Michihiro KAWANISHI, Totota Technological Institute  
 Mitsuhsu SUZUKI, Imasen Engineering Corporation

**Abstract:** Power assist robotic systems and wearable exoskeletons have been studied in various fields such as welfare and medical service. In most of the available studies, researchers have been developed the wearable power assist robots of biped walking type. Some of these are utilized in the welfare and medical services. However, such systems have poor stability during walking. Therefore, paraplegic persons cannot use these systems without extra supportive devices.

In this study, we consider the four-legged walking that is characterized by knuckle walking of anthropoidea. This walking can perform stable walking and running with maintaining the upstanding posture. To implement the upstanding walking in walking support system for paraplegic persons, we develop an upstanding four-legged wearable power assist robot specialized for walking support. Finally effectiveness for walking support has been demonstrated by experiments involved with healthy subjects.

**Key Words:** Upstanding four-legged wearable power assist robot, Knuckle walk

## 1. はじめに

装着型パワーアシストロボットは、装着者の動作における力の補助や麻痺者に対するリハビリテーション等に広く応用ができるという点から、福祉や医療などの分野で導入・研究が行われている。特に、装着型パワーアシストロボットを用いた歩行支援は、健常者の動作負荷の軽減だけでなく、障害によって下肢が麻痺した患者に対し、失われた歩行機能の補完を行う事も可能であり、クオリティ・オブ・ライフ(QOL)の向上に寄与することができる。

従来、広く2足歩行型の装着型パワーアシストロボットが研究開発されてきたが(1),(2)、歩行時の安定性が低いことが欠点であった。そこで本研究では、歩行支援に特化した直立4足歩行型の装着型パワーアシストロボットを開発し、その支援効果を検証するため、健常者を用いた動作支援実験を試みる。

## 2. 2足歩行型から直立4足歩行型へ

下肢麻痺患者の歩行支援のための装着型パワーアシストシステムが開発されている。WPAL(Wearable Power-Assist Locomotor)(2)は車椅子に着座した状態でも装着できるように設計され、歩行器を用いての歩行支援を行っている。また、ekso BionicsのEKSO(3)やArgo Medical TechnologiesのReWalk(4)などがあり、杖を併用することで平地での対麻痺者の歩行支援を実現している。筆者らも、両下肢を支援する2足歩行型の装着型パワーアシストシステムとして、TTI-Exo1を設計・開発し、歩行支援に関する研究(5)を行ってきた。しかし、2足歩行では歩行時に必ず1脚支持となる状態が存在するため安定領域が狭く、転倒し易い歩容である。そのため、装着者の転倒を抑制することは、装着型パワーアシストシステムを安全に使用するために必要不可欠な要素であり、転倒を抑制する方法として、(2)~(4)のような歩行用補助具の使用が行われている。歩行用補助具には車輪タイプの歩行器と、杖がある。車輪タイプの歩行器は広く平らな環境で使用する場合には安定性が高く有用で

あるが、舗装されていない屋外での使用には不向きである。また、杖は車輪タイプの歩行器に比べ安定性は低い、段差がある場所でも使用でき、脚式移動の利点を生かすことができる。しかし、杖を使用することにより上肢への負荷が増大し、腕力の弱い女性や高齢者には利用が難しいシステムとなっている。

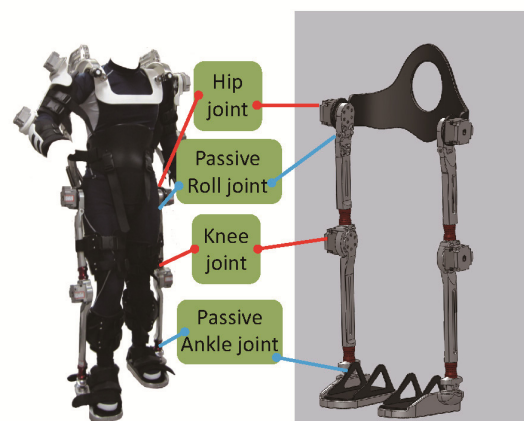


Fig. 1 TTI-Exo1(5)

そこで、本研究では、これらの補助具を用いた歩行支援に対して、類人猿が巨大な体躯を支えるために上肢を使って歩くナックル歩行を手がかりに、新たな歩行支援システムを提案する。ナックル歩行は、上肢部を前脚、下肢部を後脚とする直立4足歩行であり、上下肢の負荷を低減する最も安定な歩行形態であると考えられる。そこで、あたかも装着者自身がナックル歩行をするごとく、直立して4足歩行を実現できるパワーアシストシステムを提案する。

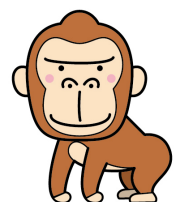


Fig. 2 Knuckle walk

本研究で設計・製作した直立四足歩行型パワーアシストロボットプロトタイプ機 (TTI-Knuckle1 と称す) の外観およびシステム全体について述べる. Fig.3 に TTI-Knuckle1 の正面図および骨格図, Fig.4 に背面図を示す.

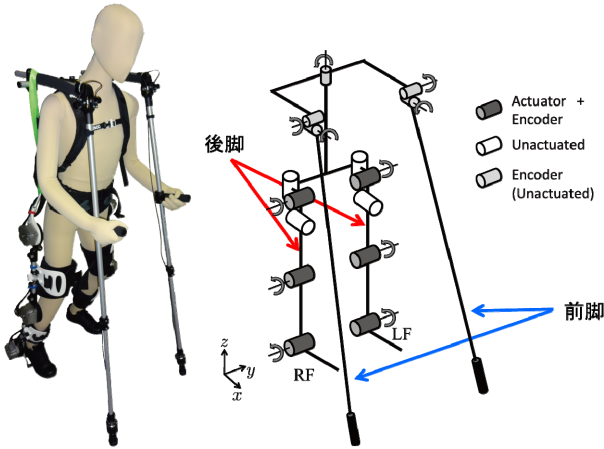


Fig.3 TTI-Knuckle1



Fig.4 Control box of TTI-Knuckle1

TTI-Knuckle1 は Fig.3 に示すように肩部, 腹部, 大腿部, 下腿部, 足部の 5 か所で装着者に固定される. また, 濃いグレーで示す関節はエンコーダ・アクチュエータが搭載された関節, 薄いグレーで示す関節はエンコーダが搭載された自由関節であり, 白で示す関節はエンコーダなしの自由関節である. 後脚部で 10 自由度, 前脚部で 5 自由度, システム全体で合計 15 自由度を持ち, 左右対称の構造となっている. 後脚部靴底にはあぶみと呼ばれる板を設置することにより, 装置足底と地面を直接接地させ, 装置の自重を支えられる構造となるよう設計した. 加えて, 前脚部によっても, 装置の重量を免荷することができる. これにより, 本実験装置の総重量は約 29[kg]であるが, 重量が直接装着者の負荷にならない構造となっている. また, 前脚は装着者によって操作されるため, 前脚が装着者の負荷とならないよう, できるだけ軽量に設計した. 前脚の重量は片脚で 0.7[kg]であり, 加えて, 前脚の重量は鉛直方向に関しては装置によって免荷されるため, 歩行時の前脚振り出しに要求される力は小さい.

Fig.4 に示す制御器格納ボックスを作成する際に, 各機器の配置をできるだけ省スペースで行い, 制御器格納ボックスの重心位置や, 排熱等を考慮するため, CAD を用いて設計を行った. 制御器格納ボックスの重心位置は, 最も重量の大きいバッテリー(2.0[kg])を下側に配置したことと, 機器を支えるベース部の重量(2.7[kg])によって, 装着者の背

中より, かつ, 下側に配置している. また, 制御器格納ボックスのカバーは樹脂材料で製作しており, 非常に軽量に仕上げている. これらのシステム仕様を Table 1 に示す.

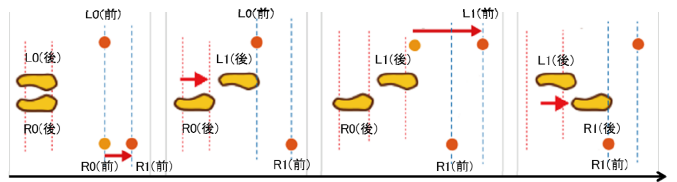
Table 1 Specifications of TTI-Knuckle1

Property	Value
使用可能身長	1.5~1.8[m]
下肢のみの重量	14[kg]
前脚部(上部)重量	6[kg]
制御ボックス重量	9[kg]
<b>総重量</b>	<b>29[kg]</b>
駆動関節数	6(Pitch軸)
アクチュエータ	DC サーボアクチュエータ (DC24V 定格6.5A Max16A)
足裏反力センサ	1軸ロードセル 3 sensors / Leg
前脚部反力センサ	3軸ロードセル

3. 歩行支援制御実験

3-1 直立 4 足歩行の歩容

本研究では, 最も安定して歩行することを重要視し, クロール歩容を採用した. Fig.5 に直立 4 足歩行における, クロール歩容の脚の動かし方を示す.



① 右前脚を前に出す ② 左後脚を前に出す ③ 左前脚を前に出す ④ 右後脚を前に出す

Fig.5 Crawl gait pattern

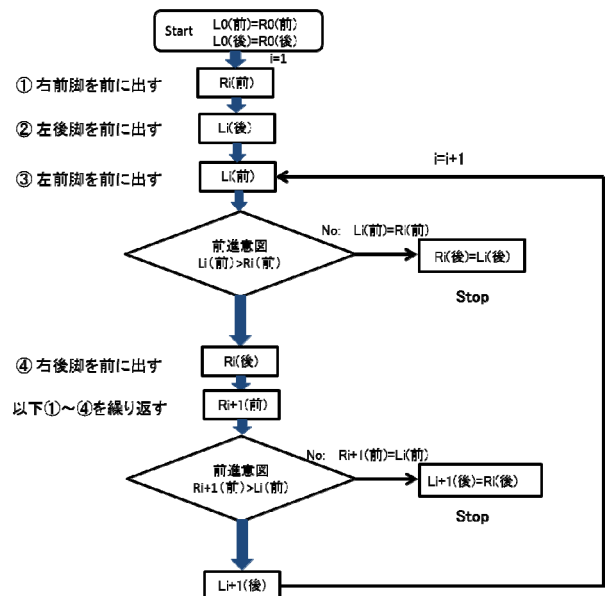


Fig.6 Flowchart of one cycle crawl gait

静止状態は前脚および後脚がそろっている (L0 (前) =R0 (前), L0 (後) =R0 (後)) 状態とし, 左後脚から歩き始めるクロール歩行とする.

- ① 右前脚を前に出す (R0 (前) →R1 (前)).
  - ② 左後脚を前に出す (L0 (後) →L1 (前)).
  - ③ 左前脚を前に出す (L0 (前) →L1 (前)).
  - ④ 右後脚を前に出す (R0 (後) →R1 (後)).
- ①~④を繰り返すことでクロール歩行を継続する. 止まりたい場合は, 前脚をそろえることで, 意図を示す. 例えば, 3において, 左前脚を前に出す場合, L0 (前) を L1 (前) =R1 (前) となるとようにする. それにより, 4で右後脚を前に出す際 (R0 (後) →R1 (後)), R1 (後) =L1 (後) となるようにする. 静止状態は常に, Li(前)=Ri(前), Li(後)=Ri(後)とする. これをフローチャートで表すと Fig.6 に示すようになる.

3-2 制御システム

Fig.7 に本研究で使用した制御手法の全体構成を示す. フィードバックループに外乱補償および重力補償を施した. トルク支援は PD 制御を用いた. 各関節の比例ゲインと微分ゲインは, 被験者に様々な PD ゲインでの歩行支援を実施し, 被験者が最も歩き易いと感じたパラメータを採用した. この図で, 添え字 ref は目標値を, res は応答値を表す.

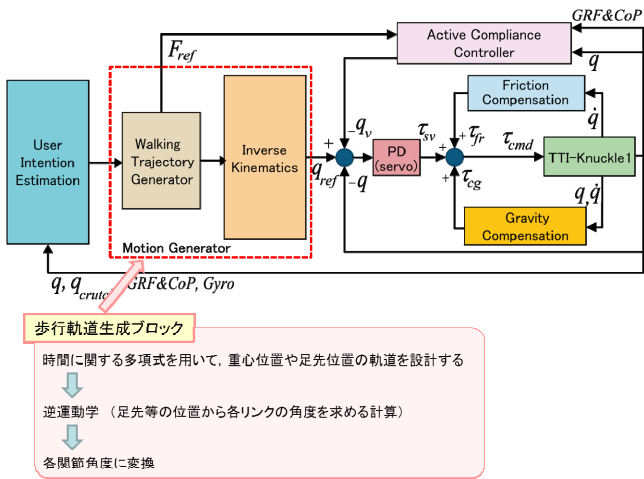


Fig.7 Control system

赤破線枠で囲った Motion Generator ブロックは, 目標歩行軌道を生成するブロックであり, User Intention Estimation ブロックは, 計測系から得られる情報によって相を切り替えるブロックである. 右脚支持相と左脚支持相では遊脚と支持脚が切り替わるため, 相ごとに遊脚軌道の計算を行う必要があり, 連続な歩行軌道を生成するためには, 各相の軌道の位置, 速度, 加速度の最終値が次の相の初期値と一致するように生成した.

3-3 実験結果

本実験では, 皮膚の表面に電極を貼付し記録した表面筋電図 (sEMG) を用いて動作支援の評価を行った. sEMG の評価には随意最大筋力 (Maximal Voluntary Contraction, MVC) を発揮した際の sEMG の出力を 100% とする指標 %MVC の値を用いる. これは, 運動時の sEMG 出力を随意最大筋力の sEMG で除し, 100 を乗じることでパーセント単位で筋活動を表すものである. 随意最大筋力時の値が 100% であるので, %MVC が高い値を示す場合, 筋活動が活発であることを意味する. 本研究では, 被験者が最大筋力を発揮した状態で 10 秒間 sEMG データを取得し, その最大値を MVC として評価に用いた. 測定された表面筋電図の処理を以下の手順で行った.

(a)20-450~[Hz]のバンドパスフィルタを用いて, 測定波形からノイズを除去する.

- (b)測定波形の絶対値を取ることで, 全波整流を行う.
  - (c)5~[Hz]のローパスフィルタを用いて, 平滑化を行う.
- 上記の処理を MVC 時の sEMG, および対象動作を行った時の sEMG でそれぞれ行い, パーセント単位で筋活動量を求めた. sEMG を測定することにより本実験装置の支援効果の有効性を検証する. 電極は, 大腿二頭筋(m1), 大腿直筋(m2), 前脛骨筋(m3), 腓腹筋(m4)の4か所に張り付け, 上肢には杖を使用する際に優位に働く, 上腕二頭筋, 上腕三頭筋の2か所に張り付けた. また, グラウンド電極は筋活動の影響が少ない踝に張り付けた.

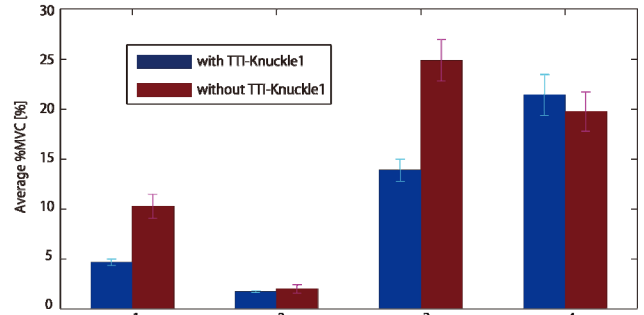


Fig.8 Mean value of peak %MVC

sEMG による評価を Fig.8 に示す. Fig.8 は 1 周期の歩行動作における %MVC のピーク値を比較した結果を示している. 大腿二頭筋(m1)では, 支援により約 55%減少, 大腿直筋(m2)では, 約 15%減少, 前脛骨筋(m3)では, 約 41%減少という結果になり, 支援の効果を確認することができた. しかし, 足首関節の伸展を行う, 腓腹筋(m4)に関しては, 装置の着用により, 被験者がより大きな力を発揮していることがわかる. このため, 足首関節の支援に関しては, 今後に課題が残る.

4. おわりに

本研究では, 直立 4 足歩行型の装着型パワーアシストシステムを提案し, その有効性を検証することを目的として, プロトタイプ機的设计・製作を行い, プロトタイプ機を用いた歩行支援の結果の評価を行った.

本研究は, 文部科学省科学研究費補助金 (課題番号: 25630080) および私立大学戦略的研究基盤形成支援事業の助成を受けて実施された. 記して謝意を表す.

参考文献

- (1) K.Suzuki et al, Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, Advanced Robotics, vol. 21, no. 12, pp. 1441-1469, 2007.
- (2) Y.Shimizu et al, A Preliminary Report about a new Robot WPAL for Paraplegic Gait Reconstruction, The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine, vol. 46, no. 8, pp. 527-533, 2009.
- (3) ekso Bionics, <http://intl.eksobionics.com/>, accessed January 20, 2015.
- (4) Argo Medical Technologies Inc., <http://rewalk.com/>, accessed January 20, 2015.
- (5) B.Ugurlu, H.Oshima, T.Narikiyo, Lower Body Exoskeleton-Supported Compliant Bipedal Walking for Paralegics: How to Reduce Upper Body Effort?, Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA), Honh Kong, China, May 31-June 7, pp.1354-1360, 2014.