直立4足歩行型パワーアシストロボット TTI-Knuckle1 の開発

大 嶋 宏 典*・成 清 辰 生*

川 西 通 裕*・鈴 木 光 久**

Development of Upstanding Four-legged Wearable Power Assist Robot TTI-Knuckle1

Hironori OSHIMA*, Tatsuo NARIKIYO*,
Michihiro KAWANISHI* and Mitsuhsu SUZUKI**

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, motion intention estimation

1. はじめに

さまざまな分野でパワーアシストロボットの開発が行なわれている。遠山らの開発した農業用パワーアシストスーツ¹⁾や八木らの開発したパワーアシストシステム²⁾は、農作業における作業者の負担軽減に特化して開発されており、農作業による実証実験までに至っている。また、石井らの開発した介護用パワーアシストスーツ³⁾は福祉分野での使用を想定して製作されており、介護者の負担を減らすことを目的としている。

下肢機能の支援に関する研究に着目すると、医療の分野では、Colombo らは、トレッドミルを用いた歩行トレーニングが、脊椎損傷によって下肢が麻痺した障害者の自立歩行の再獲得に効果があるという研究結果⁴⁾に基づいて、駆動式歩行補助装具を用いたトレッドミル Lokomat⁵⁾を開発し、脊椎損傷者の自立歩行再獲得に向けた効率的なリハビリテーションによる支援を行なっている。山海らによって開発された HAL^{6)~9)}は、医療現場でのリハビリテーションに実用化されており、

すでに欧州において医療機器認証を取得している。トヨタ自動車の歩行支援ロボット¹⁰⁾は、片麻痺の患者を対象として、歩行時の遊脚振り出しの支援と膝折れ防止を目的に研究されている。また健康者を対象としたシステムとして、本田技研工業の体重支持型歩行アシスト¹¹⁾は、労働作業者の負担軽減を目的に研究されており、健康者の歩行支援および、労働者の長時間の中腰作業の負荷を軽減することが可能である。Kazerooni らにより開発された HULC (Human Universal Load Carrier)^{12), 13)}は健康者の運動機能の拡大を目的にしており、重量物の運搬を支援することができる。動力を用いないアシストシステムとしては、佐野らの開発した歩行支援機¹⁴⁾があり、受動歩行の技術を基に開発されている。

一方、対麻痺と呼ばれる左右両方の下肢が麻痺し、随意運動ができない患者に対してのパワーアシストシステムの開発も行なわれている。清水らの WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor)¹⁵⁾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た歩行器を用いての歩行支援を行なっている。国外でも、ekso Bionics の EKSO¹⁶⁾や Argo Medical Technologies の ReWalk¹⁷⁾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。WPAL はパワースーツを4輪からなる骨組み構造の歩行支援器に取り付ける機構となっており、車輪にはエンコーダや圧力センサが装備されている。これらのセンサ情報から装着者の歩行意図を推定し、支援を行なう。一方、EKSO や ReWalk の杖にはセンサが装備されておらず、装着者の意図推定をリアルタイムで

* 豊田工業大学大学院工学研究科 名古屋市天白区久方 2-12-1

** (株)今仙技術研究所 各務原市テクノプラザ 3-1-8

* Graduate School of Engineering, Toyota Technological Institute, 2-12-1 Hisakata, Tenpaku-ku, Nagoya

** Imasen Engineering Corporation, 3-1-8 Techno Plaza Kakamigahara

(Received April 21, 2015)

(Revised October 12, 2015)

Fig. 1 Knuckle walk (Illustrated by S. Fujisawa²¹⁾)

推定する機能はもっていないが、装着者が起立・着席や歩行速度に関するいくつかの支援モードを選択できるような工夫がなされている。

このように、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。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、脚式移動の利点を活かすことができる。また、杖を用いることによって、安定性の向上だけでなく歩行時にかかる下肢への負荷を低減させることができるという研究結果が報告されている^{18), 19)}。これは近年の健康志向による中高年の間でのノルディック歩行の隆盛にも繋がっている。しかし、同研究によると杖を使用することにより上肢への負荷が増大し、杖を用いない場合に比べ、歩行時の運動強度、エネルギー消費量が増加すると述べている。Brunelle らは²⁰⁾、歩行時に杖は最大で体重の約26%の荷重を受け、それを支えるために上腕三頭筋などの上肢の筋の活動量が増大すると報告している。これらを踏まえると、歩行時の転倒を抑止するためには、杖のような歩行用補助具が有効であるが、杖の使用によって装着者の上肢などへかかる負荷が増加するため、この負荷を免荷できるシステムを構築することが重要となる。

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 (Fig. 1) 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、本研究では

(1) 下肢麻痺患者の歩行支援

(2) 難環境下での重作業支援

を最終目標とし、その目標達成の第1ステップとして、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直立4足歩行型パワーアシストシステムを提案する。さらに、装着者に対する免荷およびパワー支援効果を検証するため、プロトタイプ機の設計・製作を行ない、プロトタイプ機を用いた歩行支援の結果を筋電図によって評価する。

2. TTI-Knuckle 1

本研究では、直立4足歩行型の装着型パワーアシストシ

(a) Fitting view

(b) Frame

Fig. 2 TTI-Knuckle1

(a) Side view of stirrup

(b) Force sensors on stirrup

Fig. 3 Stirrup of TTI-Knuckle1

テムの有効性を検証することを目的として、そのプロトタイプ機 (TTI-Knuckle 1) を設計・製作した。

2.1 TTI-Knuckle 1 外観

TTI-Knuckle1 の外観を Fig. 2 に示す。Fig. 2(b) において、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自由度をもち、左右対称の構造となっている。また、後脚部靴底にはあぶみ (Fig. 3) と呼ばれる板を設置することにより、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をした。このあぶみには3個の力覚センサが装着され、装着者の負荷を直接計測できる構造となっている。加えて、前脚部によっても、重量を免荷することができる機構となっている点に特徴がある。これにより、次節に示す制御部を含め総重量は約29kg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。パワー支援を行なう両足首、両膝および股関節には6個のハーモニックドライブ DC サーボモータ (仕様: 最大トルク 28 NM, 2000 パルス/回転のインクリメンタルエンコーダ付) を配置し、パワー支援とエンコーダによる関節角度検出を行なう。1軸角度センサ (仕様: アナログ出力, $\pm 45^\circ$) は胴体部の傾きを計測し、5個の超小型タイプインクリメンタルエンコーダ (仕様: インクリメンタル, 1000 パルス/回転) は胴体部の回転角度と装着者の肩関節に対応する左右の前脚のピッチおよびロール角を検出する。装着者の足裏 (あぶみ) には3個ずつの1軸力覚センサ (仕様: アナログ出力, 最大荷重 2 kN) を

Fig. 4 Control system of TTI-Knuckle1

配置し、装着者の歩行状況を検出する。前脚先端には 1 個ずつの 3 軸力覚センサ（仕様：アナログ出力，最大荷重 xy 方向 $\pm 2.5\text{ kN}$ ， z 方向 5 kN ）を配置し、装着者の歩行意図推定を行なっている。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少なくて済むと考えられる。

また、さまざまな被験者に対応できるように、各リンク長を変更できるように設計した。目安として、装着者の身長が 145 cm ～ 180 cm 程度であれば装着することができる。

2.2 制御システム

制御システムの全体の構成を Fig. 4 に示す。制御 PC には Quanser 社製 QUARC をインストールし、D/A 入出力ボードには、USB で通信が行なえる Quanser 社製 Q8-USB を採用した。これにより、Windows がインストールされた PC1 台でリアルタイムシステムを構築できる。また、D/A 入出力ボードとの通信は、USB のみで行なえるため、PCI バスをもたないノート PC やタブレット PC を用いることができる。OS は Windows 8.1 Pro であり、モーターを制御するために ROS (Robot Operating System) は使用しておらず、Windows 上の MATLAB の Real-time Workshop から Quarc を介してリアルタイム制御を行なう。本システムで使った制御 PC は Microsoft 社製 Surface Pro3 を用いており、重量 800 g と軽量ながら、優れた演算能力とバッテリー駆動時間を有している。

D/A 入出力に用いている Q8-USB には、カウンター入力、A/D 入力、D/A 出力ポートがそれぞれ 8 個ずつ搭載されており、本システムでは、これを 2 基搭載することで、最大各 16 ポートずつ使用することができる。上肢ピッチ角を計測する 1 軸角度センサと両足裏に 6 個配置されている 1 軸角度力覚センサおよび両前脚先端に 2 個ある 3 軸力覚センサからの計 13 チャンネルのアナログ信号はアンプを経由して、この A/D 入力ポートに送られる。また、6 個のサーボモータのエンコーダ出力と、左右前脚それぞれのピッチ角とロール角および前脚部のヨー角を計測する 5 個のエンコーダ出力の計 11 チャンネルのパルス信号はカウンター入力ポートへ送られる。6 個のサーボモータはアクチュエータ駆動用の DC サーボドライバを介して駆動される。これらの入出力信号は

Fig. 5 Control box

Fig. 6 Parameters of TTI-Knuckle1

制御周期 1 msec で Windows 上の MATLAB の Real-time Workshop から Quarc を介してリアルタイム処理される。

これらを含む計測・制御機器の構成要素、電源およびサーボドライバなどすべての制御機器は Fig. 5 の楕円に囲まれた制御器格納ボックスに収納されている。また、制御器格納ボックスを作成する際に、制御器格納ボックスの重心位置や、排熱などを考慮して設計を行なった。その結果、制御器格納ボックスは縦 500 mm 、横 300 mm および高さ 170 mm の大きさとなり、重心位置はバッテリー (2.0 kg) の位置と機器を支えるベース部の重量 (2.7 kg) を調整し、制御器格納ボックスの下方に配置し、装着者の負荷の軽減に配慮した。

2.3 パラメータ定義

TTI-Knuckle 1 の $x-z$ 平面における一脚モデルを Fig. 6(a) に示す。Fig. 6(a) に示すように、鉛直方向を z 軸方向、水平方向を x 軸方向とする。また、エンコーダはインクリメンタル型であるので、直立状態における角度を初期状態とし 0 rad と定義する。また、回転方向は各軸から見て反時計回りを正方向とする。Fig. 6(a) は後脚部の側面からの概略図であり、Fig. 6(b) はリンク長の定義を示している。Table 1 に角度情報に関するパラメータ変数を示す。また、各パラメータの値を Table 2 に示す。ただし、表中のパラメータは、身長 175 cm の装着者用に調整したときの値となっている。

Table 1 Names of parameters

names of parameters	parameters
angle of right (left) ankle	$q_{11}(q_{12})$
angle of right (left) knee	$q_{21}(q_{22})$
angle of right (left) hip joint	$q_{31}(q_{32})$
pitch angle of torso	q_4
pitch angle of right (left) fore-leg	$q_{c11}(q_{c12})$
roll angle of right (left) fore-leg	$q_{c21}(q_{c22})$
yaw angle of fore-leg	q_{c3}

Table 2 Specification of TTI-Knuckle1

parameters	values
total weight	29 [kg]
weight of control box	9.2 [kg]
weight of hind-legs	14 [kg]
weight of fore-legs	5.9 [kg]
length from joint 1 to 2 (l_1)	41 [cm]
length from joint 2 to 3 (l_2)	39 [cm]
length from joint 3 to top of fore-leg (l_3)	60 [cm]
length from joint 1 to tip of toe (l_t)	15 [cm]
length from fore-leg joint to fore-leg corner (l_{c2})	27 [cm]
length from fore-leg joint to tip of fore-leg (l_{c1})	1.5×10^2 [cm]
length from joint 1 to CoM of link 1 (l_{cs1})	36 [cm]
length from joint 2 to CoM of link 2 (l_{cs2})	37 [cm]
length from joint 3 to CoM of link 3 (l_{cs3})	25 [cm]
length from joint 1 to CoM of foot (l_{cf1})	4.0 [cm]
length from joint 2 to CoM of link 1 (l_{cf2})	36 [cm]
length from joint 3 to CoM of link 2 (l_{cf3})	37 [cm]
weight of link 1 (m_1)	1.8 [kg]
weight of link 2 (m_2)	1.9 [kg]
weight of link 3 (m_3)	8.0 [kg]
weight of foot (m_{f1})	0.76 [kg]
CoM: center of mass	

3. 歩行支援のための目標軌道生成

歩行支援を行なう際に、健常者の歩行パターンに基づいた脚の動きを再現することは、より人間の運動特性に適した歩行動作を実現できるという点で重要である。最適な歩行軌道を作成することで、健常者にとっては違和感のない支援を行なうことができ、対麻痺者にとっては、理想的な歩行軌道でのリハビリテーションや自立歩行を行なうことができる。

そこで本章では、健常者の歩行パターンに基づいた脚の動きを実現するよう、各関節の角度軌道を生成する方法について述べる。

3.1 歩行パターンの取得

モーションキャプチャシステムを用いて、健常者の歩行動作パターンを取得する。実際には、**Fig. 7**に示すように、被験者の各関節に反射マーカを取り付け、トレッドミル上の歩行を計測し、歩行データを取得する。被験者は身長 174 cm、体重 70 kg および 23 歳の成人男性である。

TTI-Knuckle 1 は、Pitch 軸に関して人の下肢と同じ駆動関節数をもっている。そのため、最も簡単な目標軌道の生成方法では、得られた歩行データから代表的な歩行 1 周期分の

Fig. 7 Experiment view with motion capture system

パターンを取得し、定常歩行中にその軌道パターンを繰り返し利用することである。また、歩行動作開始時と終了時のパターンも取得することで、歩行開始時および停止時の支援にも対応可能となる。設計する目標軌道は、

- 歩幅の調整が可能であること。
- 歩行速度の調整が可能であること。
- 健常者の歩行パターンに近いこと。
- 歩き始めや停止時にも対応可能であること。

などの条件を満たすよう、逆運動学を用いて設計した。

3.2 目標軌道設計

TTI-Knuckle 1 は、各後脚につき 3 自由度、合計 6 自由度の駆動関節を有している。しかし、自由度が増すほど、特異姿勢と呼ばれる計算不可能な姿勢が増えてしまい、実際に 6 自由度のシステムとして計算を行なった結果、直立姿勢、および、支持脚の膝関節を伸ばした状態で特異姿勢となってしまう、膝を曲げた状態での歩行軌道しか作成することができなかった。

下肢に関して TTI-Knuckle 1 と同じ自由度をもつ装着型パワーアシストシステムとしては、WPAL¹⁵⁾がある。WPAL は逆運動学を用いず、目標関節角度を多項式によって直接求めることで、特異姿勢を回避している。具体的には、Primewalk という装着型の歩行軌道取集装置とモーションキャプチャを用いて、健常者や下肢麻痺患者の歩行データを収集し、基本歩行パターンをシステムに実装する。下肢麻痺患者の歩行支援では、これらの歩行パターンを患者の歩行に応じて、微調整する手法が取られている。このように、逆運動学を用いずに直接計測データから関節角度を多項式近似で求める方法は、装着者の歩行を忠実に再現することができる点で優れているが、歩幅や遊脚の上げ幅や歩容形態の変更などに対応するには、試行錯誤を含む装着者に対する多くのデータ収集が必要となる。

そこで本研究では、逆運動学を用いて軌道を設計するために、ロボットの足首関節を人の足首関節と同等の動きをするよう、 0° を原点としたばね-ダンパとなるように制御を行ない、歩行軌道作成時には、足首関節を仮想的に 0° とすること

Fig. 8 Parameters used for inverse kinematics

で、自由度を減らし、特異姿勢を回避した。

ここでは、4自由度のシステムとして、運動学を考えていく。入力目標としては、Fig. 8に示すように、上体の姿勢角 φ_{com} 、上体の重心位置の x 座標 x_{com} 、遊脚足先の座標 (x_f, z_f) の4つを指定した。これは、上体の姿勢角を一定に保ち、歩幅や遊脚の上げ高さを調整できるようにすることを目的として選定した。加えて、地面から見た支持脚足先の角度 φ_0 を設定し、入力目標に追加した。これは、支持脚つま先周りに仮想的な回転軸を追加したことと同義である。これにより、支持脚のつま先と踵が絶えず地面に着いたようなベタ足歩行ではなく、より自然な歩行となるように図った。また、TTI-Knuckle 1は、Pitch軸のみの支援であるため、歩行軌道を考える際には、 $x-z$ 平面のみ考慮するものとする。入力変数 $(\varphi_{com}, x_{com}, x_f, z_f, \varphi_0)$ を与えると、簡単な逆運動学計算により各脚関節角度を求めることができる。ここでは、入力変数 $(\varphi_{com}, x_{com}, x_f, z_f, \varphi_0)$ の目標軌道を設計する。

まず、上体の姿勢角 φ_{com} について考える。一般に、健康者の歩行中の上体姿勢角の変動はかなり小さく、歩行中でも直立状態を維持していることから、上体の姿勢角 φ_{com} は直立状態を保つよう、 90° の定数とした。

(1) x_f の軌道計画

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、各相ごとに遊脚軌道の計算を行なう必要があり、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、加速度の最終値がつぎの相の初期値と一致する必要がある。本研究では連続な歩行軌道を作成するため、遊脚を前進させるための x_f の軌道は5次多項式を用いることによって生成した。軌道生成に5次の多項式を用いた理由としては、5次多項式は5つの係数と1つの定数を設定することで、任意の軌道を生成することができ、また、これらの係数および定数は軌道の位置、速度、加速度の初期値および最終値を用いて表現することができる。これにより、位置、速度、加速度の初期値と最終値を指定した軌道が生成でき、連続した歩行軌道を設計することができる。また、時間に関する多項式を用いることで、連続な歩行軌道を得られるだけでなく、1歩分の歩行に要する時間幅を調整することで、歩行速度を容易に調

整可能であるという利点が挙げられる。以下に軌道設計用に作成した5次多項式を記述する。

$$\begin{cases} x_f(t) = n_5(t-t_s)^5 + n_4(t-t_s)^4 + n_3(t-t_s)^3 \\ \quad + n_2(t-t_s)^2 + n_1(t-t_s) + n_0 \\ n_5 = \frac{12(X_e - X_s) - 6t_w(\dot{X}_e + \dot{X}_s) + t_w^2(\ddot{X}_e - \ddot{X}_s)}{2t_w^5} \\ n_4 = \frac{30(X_s - X_e) - 2t_w(8\dot{X}_s + 7\dot{X}_e) + t_w^2(3\ddot{X}_s - \ddot{X}_e)}{2t_w^4} \\ n_3 = \frac{20(X_e - X_s) - 4t_w(3\dot{X}_e + 2\dot{X}_s) + t_w^2(\ddot{X}_e - 3\ddot{X}_s)}{2t_w^3} \\ n_2 = 0.5\ddot{X}_s \\ n_1 = \dot{X}_s \\ n_0 = X_s \end{cases} \quad (1)$$

ここで、 t, t_s, t_w は時間、初期時間、1歩分の歩行に要する時間幅を表わしており、 $X_s, \dot{X}_s, \ddot{X}_s, X_e, \dot{X}_e, \ddot{X}_e$ は x_f の位置、速度、加速度の初期値および最終値を表わしている。また、 $n_i (i=0, \dots, 5)$ は5次多項式の係数である。

x_f の位置、速度、加速度の初期値および最終値の合計6つの条件が必要であるが、両脚支持相を得るために、最終値の速度、加速度は0としている。また、両脚支持相からの歩き始めは、速度、加速度ともに0であるため、初期値の速度、加速度も0としている。よって、 x_f の位置の初期値および最終値、そして、時間幅のみを指定すれば、 x_f に関する連続な軌道が得られる。

(2) x_{com} の軌道計画

上体の重心位置 x_{com} の軌道は、 x_f と同様、5次多項式を用いて生成する。 x_{com} も x_f と同様に、位置、速度、加速度の初期値および最終値の合計6つの条件が必要であり、速度、加速度の初期値および最終値は0としている。

x_{com} の位置の最終値は、 x_f の最終値に依存しているため、 x_{com} の位置の最終値は $0.5x_f$ となるように設定した。また、位置の初期値は、歩き出しは0とし、2歩目以降は $0.5x_f$ とした。

(3) φ_0 の軌道計画

地面から見た支持脚足先の角度 φ_0 の軌道は、 x_{com} の軌道に基づいて生成する。支持脚の膝関節および足首関節の角度を 0° と仮定すると、 x_{com} と φ_0 の関係は以下のように表わせる。

$$\begin{aligned} \theta &= \arctan \frac{l_1 + l_2}{l_t} \\ x_{com} &= \sqrt{l_t^2 + (l_1 + l_2)^2} \cos(\theta + \varphi_0) \\ \cos(\theta + \varphi_0) &= \frac{x_{com}}{\sqrt{l_t^2 + (l_1 + l_2)^2}} \\ \sin(\theta + \varphi_0) &= \sqrt{1 - \cos^2(\theta + \varphi_0)} \\ \theta + \varphi_0 &= \text{atan2}(\sin(\theta + \varphi_0), \cos(\theta + \varphi_0)) \\ \varphi_0 &= \text{atan2}(\sin(\theta + \varphi_0), \cos(\theta + \varphi_0)) - \theta \end{aligned}$$

よって、 φ_0 は x_{com} を用いて算出することができる。

(4) z_f の軌道計画

地面から見た遊脚足先の高さ z_f は、連続な歩行軌道となるよう、軌道の位置、速度、加速度の初期値および最終値を

Fig. 9 Desired walking motion

設定することができる5次以上の多項式を用いた。\$z_f\$の軌道は、より人の歩行に近い軌道となるよう、6次多項式と5次多項式を組み合わせ生成している。以下の(2)式に6次多項式を示す。

$$\begin{cases} z_f(t) = n_6(t-t_s)^6 + n_5(t-t_s)^5 + n_4(t-t_s)^4 \\ \quad + n_3(t-t_s)^3 + n_2(t-t_s)^2 + n_1(t-t_s) + n_0 \\ n_6 = \frac{t_w^2(\ddot{Z}_s + \ddot{Z}_e) + t_w(10\dot{Z}_s - 10\dot{Z}_e) + 32Z_s + 32Z_e - 64Z_h}{t_w^6} \\ n_5 = \frac{0.5t_w^2(7\ddot{Z}_s + 5\ddot{Z}_e) + t_w(33\dot{Z}_s - 27\dot{Z}_e) + 102Z_s + 90Z_e - 192Z_h}{t_w^5} \\ n_4 = \frac{0.5t_w^2(9\ddot{Z}_s + 4\ddot{Z}_e) + t_w(38\dot{Z}_s - 23\dot{Z}_e) + 111Z_s + 81Z_e - 192Z_h}{t_w^4} \\ n_3 = \frac{0.5t_w^2(5\ddot{Z}_s + \ddot{Z}_e) + t_w(16\dot{Z}_s - 6\dot{Z}_e) + 42Z_s + 22Z_e - 64Z_h}{t_w^3} \\ n_2 = 0.5\ddot{Z}_s \\ n_1 = \dot{Z}_s \\ n_0 = Z_s \end{cases} \quad (2)$$

ここで、\$t, t_s, t_w\$は時間、初期時間、時間幅を表わしており、\$Z_s, \dot{Z}_s, \ddot{Z}_s, Z_e, \dot{Z}_e, \ddot{Z}_e\$は\$z_f\$の位置、速度、加速度の初期値および最終値を表わす。\$Z_h\$は\$t = t_s + \frac{t_w}{2}\$における\$z_f\$の目標値であり、遊脚の上げ幅の最大値となる。また、\$n_i (i = 0, \dots, 6)\$は6次多項式の係数である。

遊脚が地面から離れ、再び着地するまでを\$\tilde{t}[s]\$とする。3人の被験者の遊脚時の軌道を取得し、遊脚の上げ幅が最大となるタイミングの平均を求めたところ、\$0.25\tilde{t}[s]\$付近で頂点となった。そこで、入力された時間幅の25%のタイミングで頂点が来るように、まず、6次多項式で\$Z_h\$を頂点とする上に凸な軌道を生成し、頂点から、遊脚着地までの軌道は、5次多項式で生成することとした。6次多項式は、\$z_f\$の位置、速度、加速度の初期値および最終値はすべて0とし、遊脚の上げ幅の最大値\$Z_h\$のみを入力する。また、時間幅は\$0.5\tilde{t}[s]\$としている。5次多項式は、\$z_f\$の位置、速度、加速度の初期値を6次多項式が頂点となったときの値とし、最終値の位置、速度、加速度はすべて0とする。また、初期時間は\$0.25\tilde{t}[s]\$としている。

以上の手順で、被験者の計測データから上体の姿勢角\$\varphi_{com}\$ (常に\$90^\circ\$に固定)、上体の重心位置の\$x\$座標\$x_{com}\$および遊脚足先の\$x, z\$座標\$(x_f, z_f)\$を与え、足部回転角\$\varphi_0\$を計算

Fig. 10 Hip joint motion of subject

し、これらの情報を入力として各関節角度を計算する。この手法では、ヤコビ行列を用いることなく容易に逆運動学計算が可能となり、対応する関節角を求めることができる。さらに、上体の重心位置の\$x\$座標\$x_{com}\$および遊脚足先の\$x, z\$座標\$(x_f, z_f)\$は初期と終端でそのすべての速度と加速度を0として軌道を設計することで、両脚支持相を自動的に生起させている。

Fig. 9に作成した目標歩行軌道を示す。ここで、右脚を黒色、左脚を灰色で色分けしている。Fig. 9を見ると、上体姿勢角を一定に保ちながら歩行している。片足支持相には、膝関節に要するトルクが最小となるように、膝関節を完全に伸展させている。また、\$0.6\text{ sec}\$および\$1.4\text{ sec}\$のときを見ると、遊脚着地時に踵から接地するヒールストライクを実現し、両脚支持相を生起させている。

Fig. 10に、被験者から得られた歩行時の右股関節の軌道データ、Fig. 11に、本研究で作成した歩行軌道の、右股関節のデータを示す。Fig. 12に、被験者から得られた歩行時の右膝関節の軌道データ、Fig. 13に、本研究で作成した歩行軌道の右膝関節のデータを示す。これらのデータから、大きな自由度を有する被験者の歩行軌道と剛体リンク機構モデルを用いて作成した歩行軌道を比較すると、いくつかの顕著な差異が見られる。たとえば、同じ歩幅を設定したにもかかわらず、作成した歩行軌道のほうが、人の歩行軌道よりも、股関

Fig. 11 Hip joint motion generated by inverse kinematics

Fig. 12 Knee joint motion of subject

Fig. 13 Knee joint motion generated by inverse kinematics

節を大きく動かしている。これは、人は体を捻りながら歩くことで、より少ない股関節の回転でも十分な歩幅を確保しているためと考えられる。また、Fig. 11 の丸で示した部分は、両脚支持相での軌道を表わしている。両脚支持相は、上体の重心位置の x 座標 x_{com} および遊脚足先の x, z 座標 (x_f, z_f) のすべての速度と加速度が 0 となったとき生起しているため、関節軌道がわずかに平坦な軌道となっている。

膝関節の軌道に関しても、両脚支持相を設定したことにより、平坦な軌道が得られている部分と、Fig. 13 の丸で示した部分の膝関節角度が 0° となっている点が大きく異なっている。以上述べたように、歩幅や遊脚高度を与えるだけで逆運動学を用いて歩行軌道を生成することができた。一部、被験者の軌道と異なる部分も見られ、それが支援効果に影響を与える可能性も否定できないが、今回はこの事実を認識した上で支援効果を評価する。また、今回作成したシステムでは、歩

幅は 0.27 m から 0.64 m まで任意に変更可能であり、装着者の体格に合わせて歩幅の調整を行なうことができる。

4. 直立 4 足歩行の歩容と相の切り替え

本研究では、3 章で作成した歩行軌道に基づいた脚の動きを、PD 制御を用いて、TTI-Knuckle 1 に軌道追従させることによって、装着者の歩行支援を行なう。それに伴い、装着者の「歩行を開始したい」、「このくらいの速度、歩幅で歩行したい」、「歩行を停止したい」といった動作意思を、実験装置の有する計測系から得られるデータを基に推定し、適切に歩行支援に反映させることで、装着者に違和感を与えない効果的な支援を行なうことができる。

また、TTI-Knuckle 1 は、直立 4 足歩行モデルの装着型パワーアシストシステムであるので、通常の 2 足歩行とは脚の本数が異なり、必然的に歩容も変わってくる。そこで、本章では、直立 4 足歩行の歩容の決定と、相の切り替えについて述べる。

4.1 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. 14 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。TTI-Knuckle 1 では、装着者の下肢に対応する後脚はアクチュエータによる支援を受け、装着者の上肢に対応する前脚は、装着者自身によって操作する。そのため、たとえば Fig. 14(b), (f) のときに、左後脚を前進させる支援を行ない、Fig. 14(d) のときに、右後脚を前進させる支援を行なうことで、クロール歩容に基づいた歩行支援を行なうことができる。

歩行時の後脚の動かし方は、Fig. 15(a)~(f) に示すような、6 通りのパターンが考えられる。たとえば、(a) は直立状態から左脚を前進させ歩行を開始する状態を表わしている。(a) の終了時の状態から、つぎに移移可能な後脚の動かし方としては、右脚をさらに前に出す (b) か、右脚を左脚と揃え歩行を停止する (f) の 2 通りの Phase が考えられる。本研究では、クロール歩容に基づいた脚移動を行なっているため、(a) の状態から、(b) の状態に移移するか、それとも (f) の状態に移移するかを判断するために、前脚の状態を用いている。この

Fig. 14 Crawl gait pattern

Fig. 15 Gait pattern of hind leg

ように、歩容を設定することで、現在の装置の状態に応じて、つぎに遷移する Phase を限定することができ、装着者の操作する前脚の情報によってつぎの Phase を確定させることができる。

4.2 相の切り替え条件

クロール歩容のサイクルを、右前脚、左後脚、左前脚、右後脚を順々に前へ出すものとする。つまり、右前脚を前進させれば、つぎの Phase では左後脚が、左前脚を前進させれば、つぎの Phase では右後脚が前進する。また、本研究において後脚を前進させる距離は、前脚の前進距離によって決定している。Fig. 15 に示す後脚を動かすパターンにおいて、たとえば、(a) の状態から (b) の状態に遷移させたい場合、左前脚を右前脚よりも前進させることで、つぎの Phase は (b) に確定する。また、(f) の状態に遷移させたい場合には、左前脚を右前脚の位置まで前進させ、左右の前脚を揃えることで、(f) に確定する。このようにして、つぎの Phase を決定している。

本研究では、Fig. 15(a), (b), (d), (e) に遷移するための前脚の条件として、前脚遊脚が前脚支持脚よりも 10 cm 以上、 x 軸方向に前進させた状態であることとした。逆に、Fig. 15(c), (f) に遷移するための前脚の条件として、前脚遊脚と前脚支持脚との x 軸方向の距離が 10 cm 以内の状態であることとした。また、クロール歩容は絶えず 3 脚以上が地面と接している歩容であるので、遊脚相の前脚が完全に接地した後に、後脚への支援を行なうものとする。

5. 制御手法

Fig. 16 に本研究で使っ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^{22)~24)}、および重力補償を施した。トルク支援は次式で与える。

$$\begin{aligned} \tau_{cmdij} = & -K_{pij}(q_{ijref} - q_{ijres}) - K_{dij}(\dot{q}_{ijref} - \dot{q}_{ijres}) \\ & + \tau_{fr} + \tau_{cg} \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、 K_p は比例ゲイン、 K_d は微分ゲインを表わし、添

Fig. 16 Block diagram of control system

え字 i ($i = 1$: 足首関節, $i = 2$: 膝関節, $i = 3$: 股関節) は各関節、添え字 j ($j = 1$: 右脚, $j = 2$: 左脚) は左右の脚、 ref は目標値を、 res は応答値を表わす。また、外乱補償 τ_{fr} と重力補償 τ_{cg} は Ugurlu らの結果²⁵⁾を用いた。

各関節ごとの比例ゲインと微分ゲインは、被験者にさまざまな PD ゲインでの歩行支援を実施し、被験者が最も歩きやすいと感じたパラメータを採用した。Fig. 16 の破線枠で囲った 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、4 章で述べた、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。

6. 歩行支援実験

本章では、TTI-Knuckle 1 による支援の有効性を検証するため、TTI-Knuckle 1 を装着した状態と、装着していない状態で動作を行ない、表面筋電図によるアシスト効果を評価する。

6.1 表面筋電図

ここでは、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なう。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わすものである。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。最大筋力の測定方法は、徒手筋力検査法²⁶⁾を参照した。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なった。

- (1) 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。
 - (2) 測定波形の絶対値を取ることで、全波整流を行なう。
 - (3) 5 Hz のローパスフィルタを用いて、平滑化を行なう。
- 上記の処理を MVC 時の sEMG、および対象動作を行なったときの sEMG でそれぞれ行ない、パーセント単位で筋活動量を求めた。

6.2 実験方法

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。ディスプレイサブル電極は、下肢には歩行動作に

Fig. 18 Top:Normal walking, Middle:Walking with crutch, Bottom:Walking with TTI-Knuckle1

Fig. 17 Places attaching EMG electrodes ²⁶⁾

Table 3 Examined muscles

No.	names	function
1	Biceps femoris	control of hip and knee joint
2	Rectus femoris	control of hip and knee joint
3	Tibialis anterior	control of ankle joint
4	Gastrocnemius	control of ankle joint
5	Biceps brachii	control of elbow joint
6	Triceps brachii	control of elbow joint

において優位に働く、大腿二頭筋、大腿直筋、前脛骨筋、腓腹筋の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. 17に、ディスプレイ電極の張り付け箇所を、Table 3には測定に用いた筋肉の名称とその機能を示す。Table 3の番号は、Fig. 17の番号に対応している。

Fig. 18に、実験時のようすを示す。Fig. 18において、右脚着地時から再び右脚が着地するまでの1周期分を示し、上

段はTTI-Knuckle 1未装着の状態での歩行、中段は杖を用いた状態での歩行、下段はTTI-Knuckle 1を装着した状態での歩行のようすを示している。

TTI-Knuckle 1は直立4足歩行型のシステムであるので、前脚を活用するために、歩行時には前傾姿勢を取る必要がある。そのため、被験者の姿勢も前傾となり、未装着の状態の歩行と比較すると、腰を曲げた状態となっている。そこで、装着者の肩部と腹部に固定用のベルトを設け、装置と装着者の上肢とを固定できるようにした。これにより、前傾した姿勢では、肩と腹部のベルトによって装置が装着者の上体部を支えることができるため、装着者の負荷を低減することができる。

6.3 実験結果

ここで示すデータは身長174cm、体重70kgの成人男子23歳の被験者に、松葉杖、パワーアシストロボット非装着および装着実験を十分な休息を入れて各10回繰り返し、実験データの平均をとったものである。本研究の主目的は直立4足歩行型のパワーアシストの効果を確認することである。このため、3種類の歩行形態（松葉杖、パワーアシストロボット非装着および装着）により比較を行なった。被験者の身体的特徴および体力などにより個人差があることは当然であるが、本研究の目的に照らして、一人の被験者に対する実験でも十分提案するシステムの評価は可能であると判断した。

6.3.1 TTI-Knuckle 1 装着の有無による比較

Fig. 19に歩行動作におけるTTI-Knuckle 1装着時、および、非装着時の%MVCデータを右脚着地時から再び右脚踵が着地するまでの1周期分を示す。各脚のつま先および、踵のz軸方向の高さの計測には、モーションキャプチャシステムを使用し、筋電図データと同期させている。また、本実験で

Fig. 19 %MVC of normal walking and walking with TTI-Knuckle1

は、右脚にディスプレイ電極を張り付けているため、右脚の状態を基準としている。左脚の踵および、つま先が浮いた状態を Stance Phase、右脚の踵および、つま先が浮いた状態を Swing Phase、それ以外を Double Phase としている。m1 から m4 は Table 3 の筋肉に対応している。Fig. 19 の m1 (大腿二頭筋) の値を比較すると、非装着時では Double Phase1 および Stance Phase に値が大きく出ている。これは、右脚が支持脚となった際に、Double Phase1 では股関節の伸展状態を維持するために筋力を発揮し、Stance Phase では上体を前進させるために股関節をさらに伸展させ、1 周期中で最も筋力を発揮していることを意味している。また、Double Phase2 から Swing Phase への遷移時に小さなピークが見られるが、これは、膝関節の屈曲に筋力を発揮しているためと考えられる。一方、非装着時で Stance Phase のピーク値が 9.5% であるのに対して、装着時では、Stance Phase に大きなピークは見られない。これは、非装着時では 1 脚のみで体重を支持しているのに対し、装着時では前脚を含めた 3 脚で支持しているため、後脚への負荷が減少し、股関節の伸展に必要な力をアクチュエータによって支援することで、装着者への負荷を軽減することができた結果であると考えられる。

Fig. 19 の m2 (大腿直筋) の値を比較すると、非装着時では Swing Phase に値が大きく出ている。これは、遊脚時に右脚を前方に振るために、股関節を屈曲させ、かつ、膝関節を伸展させるために筋力を発揮しているためと考えられる。非装着時の Swing Phase のピーク値が 3.2% であるのに対して、装着時では 1.5% とこちらも、支援による効果が見られる。し

かし、Swing Phase 以外においては、僅かではあるが装着時のほうが非装着時よりも力を発揮していることが確認できる。この差は定常的に発生しており、TTI-Knuckle 1 を装着することによる影響と考えられる。

Fig. 19 の m3 (前脛骨筋) の値を比較すると、非装着時では Swing Phase に 2 つのピークが確認できる。最初のピークは遊脚接地前に足首関節を屈曲させることで、つま先が地面と接触するのを防ぐためであり、2 つ目のピークは遊脚着地に備えて足首関節を屈曲状態で固定するために筋力を発揮しているためと考えられる。非装着時の Swing Phase のピーク値が 22.5% であるのに対して、装着時では 12.4% となり、Swing Phase において筋活動を抑制することができた。また、装着時の Double Phase1 に見られるピークに関しては、m4 のデータと合わせて考察する。

Fig. 19 の m4 (腓腹筋) の値を比較すると、非装着時では Double Phase1 から Stance Phase において、値が大きく出ていることがわかる。これは、支持脚時に足首関節が屈曲しすぎないように、伸展方向に力を発揮しているためであると考えられる。このとき、非装着時のピーク値が 18.5% であるのに対して、装着時では 23.7% と、装着時のほうが被験者がより大きな力を発揮している。これは、足首支援トルクが適正に発揮できなかったことと靴底に設置したあぶみの形状に問題があった可能性がある。人の足は、歩行時の踏み込みと蹴り出しを行なう際、足先を屈曲させている。この曲げ動作は、自然な歩行を行なうためには、重要であると考え、あぶみの形状を設計する際には、この動作を阻害しないよう、あぶみを靴底全面に設置するのではなく、母指球と小指球のあたりまで設置するように設計した。しかし、今回の実験結果を見ると、装着時の m4 の %MVC が非装着時に比べ Stance Phase で特に大きくなっていることから、TTI-Knuckle 1 の重量による負荷が、装着者の足先に加わってしまい、結果を悪化させたと考えられる。そのため、あぶみの形状に関しては再検討を行なう必要がある。

装着時に m3 の Double Phase1 で見られたピークに関して考察する。非装着時の歩行を観察すると、遊脚が接地する瞬間には、胴体の重心位置はおおよそ遊脚の直上に位置している。しかし、TTI-Knuckle 1 の歩行軌道は、遊脚が接地する瞬間には、胴体の重心位置は遊脚から見て後方に位置しており、少し遅れて重心位置が直上に移動するような軌道となっている。そのため、装着時と非装着時では、前傾姿勢の違いのほか、重心位置の違いも現れる。また、m3 と m4 の筋は拮抗筋であり、片方の筋が収縮する際には、相反神経支配によりもう片方の筋は弛緩する。m3 において装着時の Double Phase1 で見られたピークは、同時期の非装着時の m4 の筋活動量と同程度であることから、装着時と非装着時では、Double Phase1 および Double Phase2 における重心位置が異なり、姿勢維持の際に使用される筋肉が異なってくるため、m3 のピークが Double Phase1 に現れたと考えられる。

Fig. 20 %MVC of walking with crutch and TTI-Knuckle1

6.3.2 TTI-Knuckle 1 を装着した場合と杖を用いた場合の比較

TTI-Knuckle 1 は歩行用補助杖を装着型パワーアシストシステムに統合することで、杖使用時にかかる被験者の上肢への負荷を低減することを目的としている。そこで、歩行時に杖を用いた場合と、TTI-Knuckle 1 を装着した場合での比較実験を行なった。Fig. 19 に歩行動作における TTI-Knuckle 1 装着時、および、非装着時に杖を使用したときの%MVC データを右脚踵着地時から再び右脚踵が着地するまでの1周期分を示す。m1 から m6 は Table 3 の筋肉に対応している。Fig. 20 の m1(大腿二頭筋) の値を見ると、杖を用いることにより、不使用時に比べ Stance Phase の筋活動を優位に減少させていることがわかる。杖を使用しないで歩く場合、Stance Phase では、上体の姿勢角を維持するために筋力を発揮しているが、杖を用いることで、この上体の姿勢角を上肢によって維持することができるため、筋活動が大幅に減少すると考えられる。また、Double Phase で筋活動が見られるのは、杖を振り出すために、杖にかけていた体重を下肢へと移動させる際に、股関節を進展させているためであると考えられる。また、TTI-Knuckle 1 を装着した場合、杖を使用した場合と比較しても、筋活動を優位に低減させることができ、m1 に関して支援効果が高いことが示された。

Fig. 20 の m2(大腿直筋) の値を見ると、杖を使用しない場

合に Swing Phase で見られたピークが、杖を用いることによって観測されなくなった。これは、遊脚振り出しの際、直立姿勢では遊脚を持ち上げながら振り出すために股関節の屈曲に筋力を発揮するが、杖を用いた前傾姿勢では、遊脚の振り出しは軽く脚を上げるだけで、脚の自重によって振り出されるため、筋活動が減少したと考えられる。また、杖を用いた場合と、装置を装着した場合を比較すると、有意な差は見られない。TTI-Knuckle 1 装着時に僅かに見られた定常的に発生している筋電は、杖を用いたときにも同様に発生している。このことから、この筋電位は、前傾姿勢による影響と考えられる。

Fig. 20 の m3(前脛骨筋) の値を比較すると、TTI-Knuckle 1 装着時と杖使用時にはほぼ同じような波形となっている。杖を用いることによって、杖を使用しないときに Swing Phase に見られたピークは観測できなくなっている。これは、前傾姿勢により遊脚の着地動作が踵接地ではなく、べた足接地に変化したため、踵接地に備えて足首関節を屈曲させる動作が必要なくなったためと考えられる。

また、TTI-Knuckle 1 装着時に見られた、Double Phase1 での m3 のピークは、杖使用時には見られなかった。このことから、装置着用時の m3 のピークは前脚を用いることによる影響ではないと考えられる。

Fig. 20 の m4(腓腹筋) の値を見ると、杖を用いることによって、不使用時に比べ Stance Phase の筋活動を優位に減少させていることがわかる。これは、姿勢の維持を杖によって行なうことで、支持脚時に足首に要求させるトルクを大幅に減少できた結果である。

Fig. 20 の m5(上腕二頭筋) の値を比較すると、杖および、TTI-Knuckle 1 を装着した場合、Double Phase1 で杖(前脚)の振り出し動作を行なう。そのため、Double Phase1 で最も筋活動が見られる。本研究で使用した杖は、重量が 950 g の一般的な松葉杖である。杖使用時の Double Phase1 のピーク値が 4.9% であるのに対して、装着時では 2.3% であり、杖に比べ、装置の前脚は軽く振り出すことができている。

Fig. 20 の m6(上腕三頭筋) の値を比較すると、杖および、TTI-Knuckle 1 を装着した場合、杖(前脚)の振り出し動作を行なう Double Phase1 以外で、常に筋活動が見られる。杖使用時に比べ、TTI-Knuckle 1 装着時の筋活動は全体的に低く、ピーク値では、杖使用時が 28.7% であるのに対して、TTI-Knuckle 1 装着時では、18.1% であった。このことから、本研究の目的である、上肢への負荷を低減できることを確認した。

Fig. 21 は TTI-Knuckle 1 装着時、および、非装着時の杖の有無による歩行動作 6 周期分における%MVC ピーク値の平均値を示している。歩行動作において、TTI-Knuckle 1 の装着時の値と非装着時の値とを比較すると、m1(大腿二頭筋) は 54.7% の減少、m2(大腿直筋) は 14.5% の減少、m3(前脛骨筋) は 40.8% の減少、m4(腓腹筋) は 11.3% の増加、となり、大腿二頭筋、大腿直筋、および、前脛骨筋に関しては、動作

Fig. 21 Mean value of peak %MVC

支援効果を確認することができる。腓腹筋に関しては装着により筋活動が増大しており、TTI-Knuckle 1 が動作の負荷になっていることがわかる。

TTI-Knuckle 1 の装着時の値と杖を使用したときの値とを比較すると、m1(大腿二頭筋)は45.0%の減少、m2(大腿直筋)は58.2%の増加、m3(前脛骨筋)は2.4%の減少、m4(腓腹筋)は48.1%の増加、m5(上腕二頭筋)は41.8%の減少、m6(上腕三頭筋)は33.9%の減少となった。特に着目すべき点として、上腕二頭筋と上腕三頭筋の筋活動の減少であり、杖使用時にかかる上肢への負荷を低減するようなシステムを構築することができた。

7. ま と め

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、将来の下肢麻痺患者の歩行支援および難環境下での重作業支援の実現の可能性を検証することを目的として、プロトタイプ機的设计・製作を行ない、プロトタイプ機を用いた歩行支援の結果の評価を行なった。以下に本論文のまとめを示す。

(1) ナックル歩行を基にした直立4足歩行型の装着型パワーアシストシステム的设计・製作

本研究において、装着者が受ける負荷を低減するため、歩行用補助杖を装着型パワーアシストシステムに統合した直立4足歩行型の装着型パワーアシストシステムを新たに考案し、その試作モデルとなる「TTI-Knuckle1」を設計・製作した。また、制御・計測機器を装置に組み込むことで、スタンドアロンで使用できるシステムを作り上げた。

(2) 健常者の歩行軌道を基にした、目標歩行軌道の作成

モーションキャプチャシステムで得られた健常者の歩行動作を基に、歩幅や歩行速度、遊脚の上げ幅などを調整可能な目標歩行軌道を運動学、および、時間に関する多項式を用いて作成した。また、TTI-Knuckle 1 の特徴を活かした、直立4足歩行の歩容として、最も安定して歩行することが可能なクロール歩容を採用し、装着者の操作する前脚の状態に応じて、後脚の支援を切り替えるシステムを構築した。

(3) TTI-Knuckle 1 による動作支援

TTI-Knuckle 1 による歩行動作支援の効果を表面筋電図の値により検証した。歩行動作において、装置を装着した際に、被験者の特定の筋活動が、非装着時に対して減少した。特に、大腿二頭筋において優位性が現れ、%MVCのピークが54.7%減少し、支援の効果を確認することができた。また、TTI-Knuckle 1 と杖を用いたときの比較実験では、上腕二頭筋および上腕三頭筋にかかる負荷を低減することができ、本研究で提案したシステムの有効性を示すことができた。

この結果は、支持脚および上肢の筋活動を大幅に低減させることができ、提案する直立4足歩行型パワーアシストシステムが下肢麻痺患者の歩行支援および難環境下での重作業支援に対しても適用できる可能性を示唆している。しかし、実用化レベルへシステムの完成度を高めるためには多くの課題も残されている。特に、下肢麻痺患者の歩行支援、難環境下での重作業支援のいずれに対しても、装着者の意図推定や運動パターンの設計を含む装着者とシステム間の親和性の向上が大きな課題である。本研究の実験結果においても、腓腹筋に関してはTTI-Knuckle1を用いた場合に装着しない場合と同様の筋活動が見られた。これは、目標軌道によって足首関節が拘束され、その結果、不必要な腓腹筋の筋活動に結び付いた可能性がある。このような場合、各関節の運動パターンを適応的に変化させる運動パターン生成手法の開発が必要となる。

謝辞 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) 遠山茂樹: 農業用パワーアシストスーツの開発, 農業機械学会誌, **72-2**, 109/113 (2010)
- 2) 八木, 原田, 小林: 農作業用持ち上げ動作を支援するための空気圧駆動上肢パワーアシストシステムの開発, 日本機械学会論文集 (C 編), **75-755**, 2036/2043 (2009)
- 3) 石井, 山本, 兵頭: 完全独立型パワーアシストスーツの開発, 日本機械学会論文集 (C 編), **72-715**, 857/864 (2006)
- 4) A. Wernig, S. Moller, A. Nanassy and E. Cagol: Laufband therapy based on "rules of spinal locomotion" is effective in spinal cord injured persons, *European Journal of Neuroscience*, **7-4**, 823/829 (1995)
- 5) S. Jezernik, G. Colombo and M. Morari: Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-dof robotic orthosis, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, **20-3**, 574/580 (2004)
- 6) T. Hayashi, H. Kawamoto and Y. Sankai: Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information, *RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005)*, 3063/3068 (2005)
- 7) H. Kawamoto and Y. Sankai: Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL, *Advanced Robotics*, **19-7**, 717/734 (2005)
- 8) K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa and Y. Sankai: Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, *Advanced Robotics*, **21-12**, 1441/1469 (2007)

- 9) A. Tsukahara, Y. Hasegawa and Y. Sankai: Standing-up motion support for paraplegic patient with robot suit HAL, *2009 IEEE 11th International Conference of Rehabilitation Robotics*, 23/26 (2009)
- 10) トヨタ自動車: 歩行支援ロボット, http://www.toyota.co.jp/jpn/tech/partner_robot/technical_presentation/, accessed January 23 (2015)
- 11) 本田技研工業: 体重支持型歩行アシスト, <http://www.honda.co.jp/robotics/weight/>, accessed January 23 (2015)
- 12) A.B. Zoss, A. Chu and H. Kazerooni: Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **11**-2, 128/138 (2006)
- 13) L. Martin: Human universal load carrier (HULC), <http://www.lockheedmartin.com/us/products/hulc.html>, accessed January 23 (2015)
- 14) 佐野明人: 歩行支援機, WO Patent App. PCT/JP2013/083370, June 19 (2014)
- 15) 清水, 鈴木, 才藤, 村岡, 田辺, 武満, 宇野, 加藤, 尾関: 対麻痺患者の新しい歩行補助ロボット WPAL (Wearable Power-Assist Locomotor) に関する予備的検討, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, **46**-8, 527/533 (2009)
- 16) Ekso Bionics: Ekso, <http://intl.eksobionics.com/>, accessed January 20 (2015)
- 17) Argo Medical Technologies Inc: ReWalk, <http://rewalk.com/>, accessed January 20 (2015)
- 18) J. Willson, M.R. Torry, M.J. Decker, T. Kernozek and J.R. Steadman: Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics, *Medicine Science in Sports Exercise*, **33**-1, 142/147 (2000)
- 19) C.A. Knight and G.E. Caldwell: Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: Are hiking poles beneficial?, *Medicine Science in Sports Exercise*, **32**-12, 2093/2101 (2000)
- 20) E.A. Brunelle and M.K. Miller: The effects of walking poles on ground reaction forces, *Medicine Science in Sports Exercise*, **69**-Suppl., A30/31 (1998)
- 21) 藤沢しのぶ: ふじっこノート: a 面, <http://fujiworks.exblog.jp/>, accessed January 20 (2015)
- 22) T. Murakami, F. Yu and K. Ohnishi: Torque sensorless control in multidegree-of-freedom manipulator, *IEEE/ASME Transactions on Industrial Electronics*, **40**-2, 259/265 (1993)
- 23) K. Ohnishi, M. Shibata and T. Murakami: Motion control for advanced mechatronics, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **1**-1, 56/67 (1996)
- 24) H. Olsson, K.J. Aström, C. Canudas de Wit, M. Gäfvert and P. Lischinsky: Friction models and friction compensation, *European Journal of Control*, **4**-3, 176/195 (1998)
- 25) B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi and T. Narikiyo: Proof of concept for robot-aided upper limb rehabilitation using disturbance observers, *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, **45**-1, 110/118 (2015)
- 26) J. Montgomery, H.J. Hislop: 新・徒手筋力検査法, **7**, 協同医書出版社 (2003)

[著者紹介]

大嶋 宏 典

2015年豊田工業大学大学院工学研究科修士課程修了。同年富士重工業(株)入社, 現在に至る。在学中, 装着型パワーアシストロボットの研究に従事。

成 清 辰 生 (正会員)

1978年名古屋大学応用物理学科卒業。83年名古屋大学大学院情報工学専攻単位取得退学。同年通産省工業技術院九州工業技術試験所入所。90年豊田工業大学助教授, 98年同教授。制御工学, ロボット工学の研究と教育に従事。工学博士。

川 西 通 裕 (正会員)

1996年京都大学大学院工学研究科応用システム科学専攻博士課程を中途退学し同年神戸大学工学部機械工学科助手, 2006年より豊田工業大学工学部先端工学基礎学科准教授となり現在に至る。制御理論と数値最適化およびその応用に関する研究に従事。博士(工学)。システム制御情報学会, 日本機械学会, 日本ロボット学会, IEEEの会員。

鈴 木 光 久

1989年豊田高専電気工学科卒業。2010年名古屋工業大学大学院産業戦略工学専攻修了。90年(株)今仙技術研究所入社。義足・歩行支援の研究, 無動力の歩行支援機 ACSIVE の開発に従事。義足膝継手 Swan「見せる義足」, 受動歩行ロボットなどグッドデザイン賞受賞。2009年厚労省スポーツ義足の開発。第10回中部科学技術センター顕彰・JAMES DYSON AWARD 2011・2013年科学技術分野の文部科学大臣表彰(開発部門)・第5回ものづくり日本大賞を受賞。2014年豊橋技術科学大学リーディング大学院客員准教授併任。2015年今仙技術研究所より(株)今仙電機製作所 IMASEN グローバル開発・研修センター出向。日本体育協会ジュニアスポーツ指導員。