

行動推定を用いた歩行補助のための追従制御システム

Tracking control system for walking assist using intention estimation

○松尾一博 越智友亮 田崎良佑 (豊橋技術科学大学)
 寺嶋一彦 (豊橋技術科学大学) 榊原利夫 山本孝之 (福祉村病院)
 Kazuhiro MATSUO, Yusuke OCHI, Toyohashi University of Technology
 Ryosuke TASAKI, Kazuhiro TERASHIMA, Toyohashi University of Technology
 Toshio SAKAKIBARA and Takayuki YAMAMOTO Fukushima Hospital

Abstract: Human abilities decay slowly due to the decline of physical function with aging, and gait disorders can be generated, which narrows people's activities and increases mental and physical decline. Under these circumstances, the recoveries of walking capability have been widely studied. We developed Novel Intelligent Lift-Type Walking-Assist Mobile Robot (NILT-WAMOR). There are a tracking control system for walking assist and a body weight supporting system for standing posture in NILT-WAMOR. Furthermore an omni-directional moving method of lift-type walking assist system is newly developed. This paper mainly proposes a method to identify the current body center of the user for estimating user's intention of walking direction. The tracking control system for walking assist is applied to not only healthy people but also patients of gait rehabilitation in order to demonstrate the effectiveness of the proposed method.

Key Words: Gait training, Localization, Tracking control system

1. 諸言

近年、高齢者の増加に伴い、要介護者および寝たきり人口が今後も増加している⁽¹⁾⁽²⁾。寝たきりとなる原因として、脳血管障害、認知症、転倒・骨折等が挙げられる⁽³⁾。転倒・骨折の患者は、脳が正常であっても寝たきりとなる場合がある。その原因として、けがや病気等による入院やその後の介護における、廃用症候群の発症が挙げられる。廃用症候群は、長期間の臥床をきっかけに筋力が低下し、不活動となり、心肺機能や他の臓器の機能が低下する等の悪循環が発生する病気のことであり、適切な介護を行わなければ寝たきりとなる。大腿四頭筋や腓腹筋等の筋力は、絶対安静の状態では1週間で10~15%、3~5週間で50%と、著しく減少する⁽⁴⁾。このため、早期リハビリテーションが重要であると考えられる。従来の歩行訓練は、歩行器や平行棒を用いた訓練が一般的である。しかし、現状として、患者が自身の体重を両腕で支持しなければならないため、腕の筋力がない片まひ患者や高齢の患者には負担が大きいのが問題となっている。患部の状態や痛み、関節拘縮、筋力低下、恐怖心等が原因となり訓練が遅れが生じている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。拘縮や筋力低下を解消するために、離床前からストレッチや関節を動かさずに筋肉を鍛える等尺性運動等を行う⁽⁷⁾。現在、早期リハビリテーションは医療施設やリハビリ施設で広く行われている。しかし、早期回復への課題は未だ多く、高齢者の転倒による骨折の大多数である大腿骨頸部骨折に対しての研究が多く行われている⁽⁸⁾⁻⁽¹⁰⁾。

そこで、本研究では、快適かつ安心・安全な早期歩行訓練を可能とすることを旨とした歩行訓練器 (NILT-WAMOR) を開発した。本稿では、開発した歩行訓練器の機能について述べ、新しく製作した全方向移動駆動ユニットおよび追従制御システムについて報告する。また、歩行訓練を行う患者を対象とした、追従制御システムの有効性の確認実験の結果および考察について報告する。

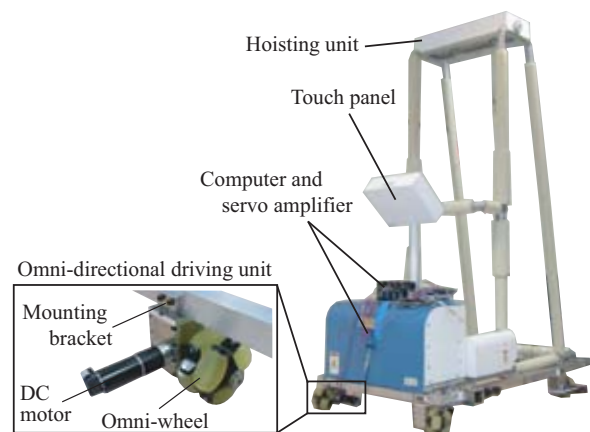


Fig. 1 Picture of Walker

Table 1 Specification of Walker

Basic specification	
Dimensions(WHD)	866×2200×1470 [mm]
Weight	60 [kg]
Max. velocity	1.7 [m/s]
Weight support specification	
Max. withstand load	80 [kg]
Max. velocity	0.22 [m/s]



Fig. 2 Behind view of walker

2. 歩行訓練器

2-1 歩行訓練器の概要

歩行訓練器の外観を Fig.1 に、基本仕様を Table 1 に示す。NILTWAMOR とは、Novel Intelligent Lift-Type Walking-Assist Mobile Robot の略称である。本歩行訓練器には、体重免荷システムと追従制御システムが備わっている。体重免荷システムは、モータ、ワイヤ、重さを計測するロードセルなどから成る。ワイヤで体を吊上げて患者の脚にかかる負担を減らすことにより、自分の体重を脚で支えることが困難な患者でも立位姿勢を維持することが可能となる。また、免荷機構が左右独立のため、免荷量を左右個別に設定可能であり、片まひや骨折などの患側のみに免荷を必要とする場合に有効である。追従制御システムは、モータ、測域センサと呼ばれるレーザセンサなどから成る。歩行器に患者と向かい合うように設置された測域センサを用いて、脚の動きを計測し、歩行速度・方向を推定し、歩行器を駆動させる。これにより、患者が進みたい方向へ歩行器が追従して、歩行を補助することが可能となる。

また、本歩行器は、体の不自由な人が使用することを目的としているため、使用しやすい配慮が施されている。Fig.2 に示すように歩行器後方のフレームは着脱可能で、車いすが歩行器内部まで進入でき、患者は座ったまま免荷用のハーネスを装着することが可能である。また、訓練者の体格に合わせて、手すりの高さや吊上げ用のワイヤの幅が調節可能である。また、歩行器が予期しない動きをした場合のために緊急停止スイッチを設置している。

3. 全方向移動式歩行訓練器への拡張

従来の歩行訓練では、平行棒やトレッドミルと呼ばれるベルト上を直進歩行する訓練が行われている。しかし、直進のみでは単調で退屈であり、訓練者の訓練意欲が減少して訓練効果が低下することが考えられる。斜め歩きや横歩きの歩行訓練は、股関節がより活発に動き、中殿筋の筋力を鍛えることが可能である。そこで、本研究室では、Fig.1 の左側に示す全方向移動駆動ユニットを製作した。車輪には、オムニホイールと呼ばれる特殊なタイヤを使用している。全方向移動駆動ユニットを前後方向と左右方向に駆動するように設置することにより全方向移動を実現する。

4. 追従制御システム

従来の歩行訓練は、平行棒や歩行器を使用している。これらの訓練機器の場合、訓練者は体重を支持するために常に手すりに掴まって訓練を行っている。そのため、ボタンやジョイスティックなどの手を用いた操作は困難であると考える。本章では、訓練者の歩行挙動から移動方向を推定する方法および速度制御則について述べる。

4-1 体中心位置の推定アルゴリズム

提案するアルゴリズムの概略図を Fig.3 に示す。測域センサ (URG-04LX: 北洋電機製) は、歩行器前方の床から 0.3[m] の高さに設置される。この測域センサを用いて脚の挙動を計測して、体中心位置を推定する。体中心位置の推定アルゴリズムを、以下に示す。

1. 計測群の抽出：測域センサを用いて計測したデータから、各脚部分の 2 つの計測群を抽出する。測域センサの構造上、計測群の 1 つ目が左脚、2 つ目が右脚である。
2. 脚中心位置の推定：計測群の平均点を算出する。次に、この平均点を通る計測群の両端を結ぶ直線と

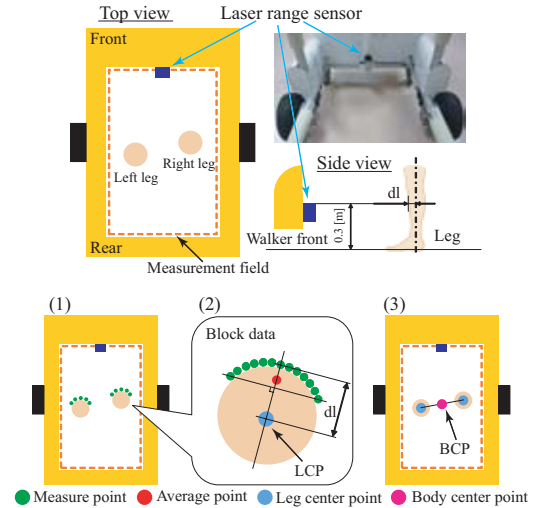


Fig. 3 Illustration of estimation method

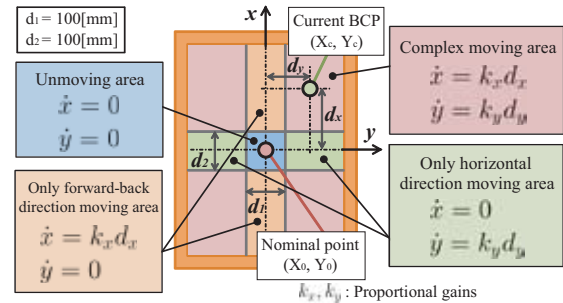


Fig. 4 Illustration of Velocity control law

の法線を引く。そして、この法線に対して最近傍の計測点から一定距離 dl の法線上の点を脚中心位置 (LCP) とする。この一定距離 dl は計測する高さの脚の半径とする。この推定を各計測群で行う。

3. 体中心位置の推定：推定した両脚の脚中心位置の中心点を体中心位置 (BCP) とする。

この体中心位置の変化から訓練者の歩行方向および速度を算出して、歩行器の移動速度および方向を決定する。

4-2 速度制御則

前述の推定アルゴリズムで推定した体中心位置の移動の変化から、歩行器の移動速度を決定する速度制御則を構築した。速度制御則の概略図を Fig.4 に、移動速度の決定の流れを以下に示す。

1. 基準点の設定：静止時の体中心位置を基準点と設定する。この基準点から移動速度を決定するエリアを設定する。そして、歩行中の体中心位置が各エリアに存在する時に任意の移動速度を決定する。
2. 不動帯の設定：歩行による体の微小な移動に対して歩行器が移動することを防ぐために、基準点の周囲に不動帯を設定する。この場合の移動速度は、 $\dot{x} = 0, \dot{y} = 0$ とする。ここで、不動帯の幅 $d_1, d_2 = 100[\text{mm}]$ である
3. 前後・左右方向および複合移動エリアの設定：不動帯の前方および後方に前後方向移動エリアを設定する。この場合の移動速度は、 $\dot{x} = k_x d_x, \dot{y} = 0$ とする。また、不動帯の左側および右側を左右方

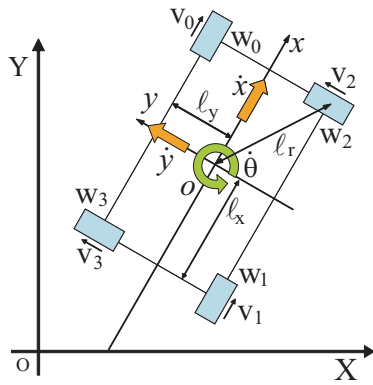


Fig. 5 Schematic model of 4 wheel driving

向移動エリアと設定する．この場合の移動速度は， $\dot{x} = 0, \dot{y} = k_y d_y$ とする．それ以外のエリアを複合移動エリアと設定し，この場合の移動速度は， $\dot{x} = k_x d_x, \dot{y} = k_y d_y$ とする．ここで， d_x, d_y は，基準点と現在の体中心位置の x および y 軸方向の距離である．また， k_x, k_y は，比例ゲインである．

この速度制御則により，全方向への移動が可能となる．しかし，現状では旋回を行わない速度制御則のため，今後，旋回の速度制御則の構築を行う．

5. 全方向移動のための運動学モデル

速度制御則で決定した移動速度 $\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta}$ を，4つのモータ $V_0 \sim V_3$ へ出力するために，運動学モデルを構築した．運動学モデルの概略図を Fig.5 に示す．ここで，状態ベクトル $\dot{x} = [\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta}]^T$ ，入力ベクトル $u = [V_0, V_1, V_2, V_3]^T$ ，変換行列 B ，逆変換行列 B^{-1} とすると，順運動学モデルの式は， $\dot{x} = Bu$ となり，

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \\ -\frac{l_y}{4l_r} & \frac{l_y}{4l_r} & \frac{l_x}{4l_r} & -\frac{l_x}{4l_r} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_0 \\ V_1 \\ V_2 \\ V_3 \end{bmatrix} \quad (1)$$

となる．したがって，逆運動学モデルの式は， $u = B^{-1}\dot{x}$ となり，

$$\begin{bmatrix} V_0 \\ V_1 \\ V_2 \\ V_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -\frac{l_y^2}{l_x} \\ 1 & 0 & \frac{l_y^2}{l_x} \\ 0 & 1 & \frac{l_x}{l_y} \\ 0 & 1 & -\frac{l_x}{l_y} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (2)$$

となる．この逆運動学モデルを用いることによって，任意の移動速度から各車輪への回転速度を計算することが可能となる．

6. 追従制御システムの全体の流れ

ここで，構築した追従制御システムの流れのブロック線図を Fig.6 に示す．まず，訓練者の歩行挙動を測域センサで計測する．その計測したデータから体中心位置を推定する．次に，速度制御測を用いて歩行中の体中心位置の移動に対応して，歩行器の移動速度を決定する．そして逆運動学モデルを用いて決定した移動速度となるように，4つのモータへ回転速度を出力する．これにより，訓練者に歩行器が自動的に追従するシステムが完成する．

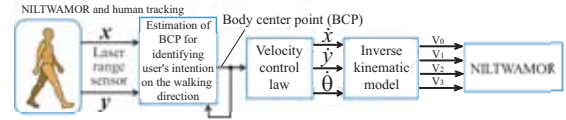


Fig. 6 Overall flow for tracking control system



Fig. 7 Experimental setup for leg position measurement

Table 2 Symptomatic state of subjects

Subject	Age	Symptom
subject 1	80's	Parkinson disease
subject 2	70's	Parkinson disease
subject 3	80's	Left hemiplegic
subject 4	60's	Double upper limb paralysis
subject 5	40's	Ataxia
subject 6	70's	Incomplete cervical lesion
subject 7	70's	Corticobasal degeneration
subject 8	80's	Older age

7. 歩行訓練中の歩行挙動の測定実験

7-1 実験内容および条件

前章で提案した推定アルゴリズムの有効性を確認するために，歩行訓練を行う患者を対象とした実験を行う．実験環境を Fig.7 に，実験の被験者の年代と疾患を Table 2 に示す．実験内容は，歩行訓練中の様子をビデオカメラで録画し，同時に測域センサで歩行挙動の測定を行う．実験条件は，実際の自然な歩行を計測するため，日常の歩行訓練と同じ平行棒内で歩行し，歩き始めの脚や歩幅は特に指定しないとする．また，実験中，転倒防止のため，理学療法士が被験者に付き添いながら細心の注意を払って実験を行う．

7-2 実験結果および考察

本章では，被験者 1 および 3 の実験結果および考察を述べる．各被験者の実験の様子を Fig.8, Fig.10 に，推定結果を Fig.9, Fig.11 に示す．上のグラフは LCP と BCP の移動軌跡，下のグラフは LCP と BCP の移動速度を表す．

被験者 1 は，年齢は 80 代で，パーキンソン病患者である．実験の様子より，歩幅は小さいが平行棒に掴まることなく歩行した．Fig.9 より，推定は正常に行われており，左右の振れが少ないことがわかる．この結果より，平行棒に掴まらずに歩行訓練が可能な患者に対しては，提案した推定アルゴリズムは有効であると確認できる．

被験者 3 は，年齢が 80 代で，左半身まひ患者である．実験の様子より，左脚への負荷を減らすために右側に重心を移動させ，右手のみで平行棒に掴まり一歩ずつゆっくり歩行しているのが確認できた．Fig.11 より，歩行は直線的で左右の振れは少ないことがわかる．この結果より，片



Fig. 8 Overview of experiment for subject 1

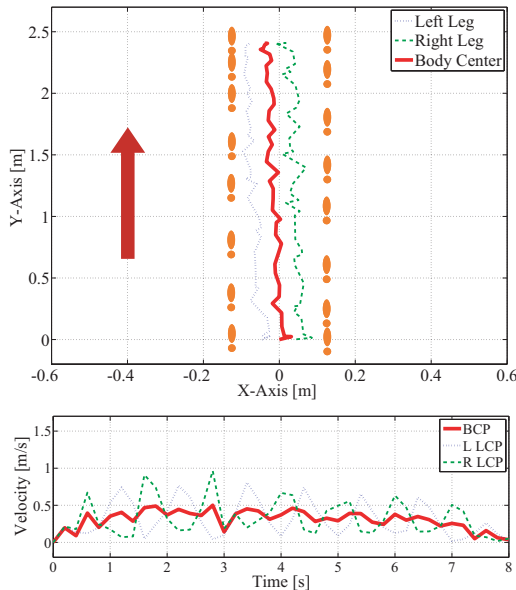


Fig. 9 Estimation results for subject 1



Fig. 10 Overview of experiment for subject 3

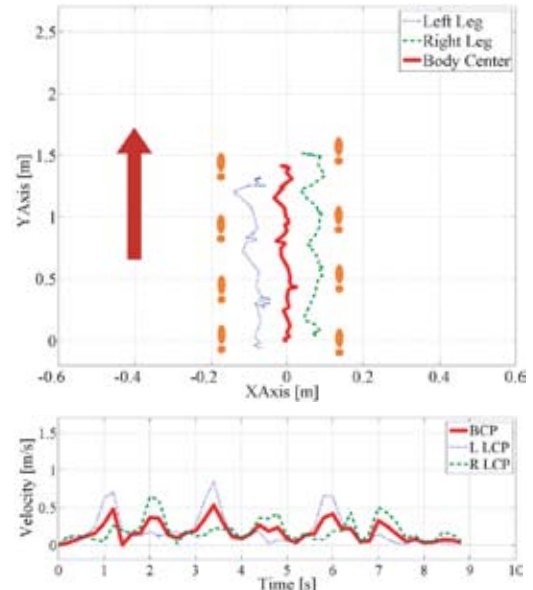


Fig. 11 Estimation results for subject 3

まひ患者に対しても、推定アルゴリズムが有効であると確認できる。しかし、推定したBCPに対して実際の体の重心の位置は右側にあると思われる。そのため、歩行器で歩行した時に重心の影響により、脚が重心側に移動して、直線もしくは任意の方向の移動が困難となることが考えられる。対策として、患側の免荷量を増やして重心を体の中心に移動させる。また、免荷した場合においても重心が移動することが考えられるため、センサを設置して重心位置を計測し、重心位置がずれに応じて移動方向の調整する追従制御アルゴリズムの改良を行う。

8. 結言

本論文では、早期歩行訓練を可能とすることを目指して開発した全方向移動式歩行訓練器の機能について述べた。また、計測実験より、提案した推定アルゴリズムの有効性の確認を行った。しかし、片まひ患者に対しての対策が不完全であるため、追従制御システムの改良を行う。今後は、左右独立体重免荷システムの構築を行い、追従制御システムと統合した歩行補助システムの構築を行う。

参考文献

- (1) 厚生労働省, 平成 19 年度 介護保険事業状況報告, 2009.
- (2) 厚生労働省, 平成 19 年 国民生活基礎調査, 2009.
- (3) 荻野浩, 大腿骨頸部骨折の発生状況, Osteoporosis

Japan 10, pp. 18-20, 2002.

- (4) 米本恭三他, 最新リハビリテーション医学第 2 版, 医歯薬出版株式会社, page 75, 2006.
- (5) 石橋英明, 大腿骨頸部骨折のリハビリテーション, 理学療法学 20(3), pp. 227-233, 2005.
- (6) 前野里恵, 井上早苗, 足立徹也, 転倒による高齢大腿骨頸部骨折者の退院後の日常生活状況と QOL, 理学療法学 31(1), pp. 45-50, 2004.
- (7) 藤井俊宏, 臥床に伴う体力低下に関する研究, リハビリテーション医学, 日本リハビリテーション医学会誌 30(1), pp. 63-70, 1993.
- (8) 黒川陽子, 城戸研二, 富永俊克, 國司善彦, 回復期リハビリテーション病棟における大腿骨頸部骨折の訓練効果, 日本職業・災害医学会会誌 JJOMT 53(1), pp. 45-48, 2005.
- (9) 小林勝, 浜田松彦, 日高正巳, 大腿骨頸部骨折の術後の歩行能力に影響する因子について, リハビリテーション医学, 日本リハビリテーション医学会誌 34(7), pp. 484-489, 1997.
- (10) 奥壽郎, 小山理恵子, 佐久間智子, 内藤郁奈, 大腿骨頸部骨折手術例早期リハビリテーションプロトコルの紹介と作成の経緯, 東京保健科学学会誌 2(4), pp. 287-291, 2000.