

高齢者の歩行支援を目的としたインテリジェント制御型歩行車 (i-Walker) の方向制御実験

Walking direction control of the i-Walker: the intelligently controllable walker aimed to assist gaits of the elderly people

○ 菊池武士 (山形大) 谷田惣介 (佛教大) 水戸部和久 (山形大)

小林慧吾 (山形大) 田中利昌 (山形大) 増田恭伸 (山形大)

Takehito KIKUCHI, Yamagata University Sosuke TANIDA, BUKKYO University
Kazuhiisa MITOBE, Keigo KOBAYASHI, Toshimasa TANAKA, Yasunobu MASUDA, Yamagata University

Key Words: Gait training system, passive device, walking aid, magnetorheological fluid brake

1. 緒言

超高齢社会を迎え、我が国における脳卒中患者の数は増加の一途にある。厚生労働省の平成19年度「日本における人口動態」によれば、主要死因別死亡率の年次推移で脳卒中は昭和40年代を境に減少傾向であり、死亡率の第1位から第3位へと下降している。これに反して、障害を残したまま生活されている方の数は増加していることとなる。

厚生労働省の平成18年身体障害児・者実態調査結果によれば、障害の種類別にみた身体障害者数の推移では身体障害者数は年々増加しており、平成18年で400万人弱である。その内訳を見ると、肢体不自由がその約50%を占め、増加傾向にある(図1)。また、同調査において肢体不自由のうち約1/3が下肢の機能障害であり、同じく増加傾向である。

下肢の機能障害は直接的に歩行障害の原因となる。歩行(移動)に障害を有する患者に対しては、患者本人のみならず家族への負担も大きい。また、歩行機能はADLに密接にかかわるために早期の歩行リハビリテーションおよび歩行補助は重要な課題の一つである。

現在使用されている最も簡便かつ使用頻度の多い歩行補助具は平行棒である(図2左)。平行棒は訓練者の両サイドに固定された手すりであり、安心感の高い歩行訓練が可能である。ただし、平行棒の設置には広いスペースが必要であり、直進歩行の訓練しかできない。そのため、歩行機能の回復レベルに合わせて、平行棒訓練から歩行器(図2右)訓練へと移行することが一般的である。歩行器は移動可能な手すりと考えることができ、車輪の付いていないもの、車輪の付いたもの、腰かけて使用できるもの等様々である。本研究では、図2右に示したようなキャスターと車輪の付いたタイプを使用する。このような車輪付歩行器(以下、歩行車)は速度や方向性の自由度が高く、有用な歩行補助具である。しかしその一方でバランス不良の利用者や認知機能の低下した高齢者の場合、歩行車での安全な歩行に介助を要することもあり、単独での使用が転倒などにつながることもある1)。

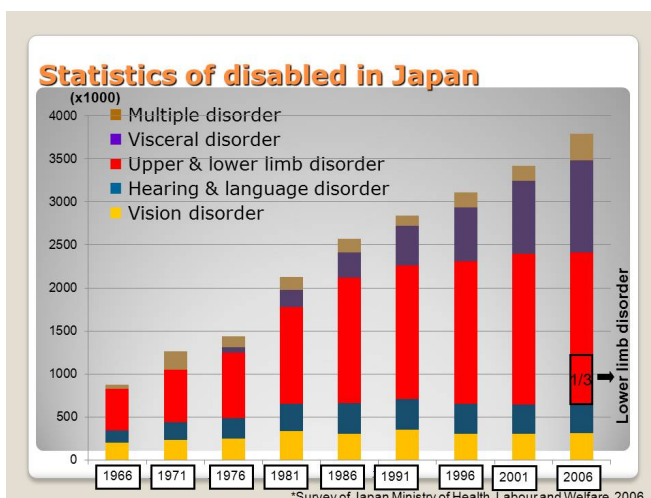


Fig.1 Transition of the number of the disabled

障害者、高齢者の歩行補助において体重免荷が最も重要な機能である。適切な体重免荷により、下肢の筋力低下や運動機能低下を補助し、安定した歩行訓練を実現することができる。また、転倒による重篤な二次障害を防止することもできる。



Fig. 2 Parallel bars (left) and caster walker (right)

近年、ロボット技術を応用した歩行訓練装置や歩行支援装置の研究が盛んにおこなわれている。しかし、従来の歩行器型の歩行支援装置はモータ等のアクチュエータを使用したものが多く(2-4)、システムの肥大化と安全対策へのコストが問題となる。そこでHirataら5)はサーボブレーキのみを力発生器として使用したパッシブ型の運動制御を提案し、安全性の高い歩行支援器の実現している。

本研究でも、Hirataらと同様のパッシブ型運動制御を応用する。Hirataら5)は手押し車型歩行器にサーボブレーキを搭載し、転倒防止、速度制限、衝突回避、重力補償機能等を実現しているが、手押し車型歩行器を基礎としているため歩行車のように歩行リハには使用が困難である。そこ

で本研究では、市販の歩行車を基礎とし、MR 流体ブレーキ (6) を搭載した安全性の高いインテリジェント歩行車 (Intelligently controllable walker, 以下、i-Walker,) を開発した。i-Walker は前方に市販の Web カメラを搭載し、カメラ画像に基づくインテリジェントな運動制御が可能である。本稿では、i-Walker による高齢者・障害者の安全な歩行リハのための方向制御に関して行った実験について報告する。

2. 制御型歩行車(i-Walker)

2-1 目的

本開発目的は運動制御が可能な歩行車を使用することによって歩行リハビリテーションシステムを開発することである。従来のリハの現場では、平行棒から歩行器へと回復度合いに応じて使用器具を変えていたが、使用者の能力に応じて適切かつインテリジェントに支援方法を変化させるインテリジェント制御型歩行車(i-Walker)を開発することにより、たとえば従来は平行棒訓練を行っていた使用者でも使用可能な歩行器の実現を目指す。

制御の目的は下記の 2 点である。

- (1) 使用者を取り残すことで起こる転倒の防止
- (2) 歩行方向のアシスト

歩行車で起こる転倒は、ほとんどが歩行車が使用者を取り残して運動してしまうことによって起こる。目的 (1) を実現するため、i-Walker では左右のブレーキの速度制御によって歩行者の運動速度を自動で調節可能とし、転倒防止の危険性を低減する。

歩行車のもう一つの問題として、運動機能や感覚機能に左右アンバランスがある使用者が望みの方向に歩くことが難しいことがあげられる。目的 (2) を実現するため、左右のブレーキを適切に調整することにより、パッシブに運動方向を制御する。

2-2 全体システム

i-Walker の外観を図 3 に、システムの要約を図 4 に、寸法等を表 1 に示す。i-Walker は市販の 6 輪歩行車 (松永製作所製、ホップステップ MS40, 13.3kg) を基礎としている。6 輪のうち、中央 2 輪を改造し、MR 流体ブレーキによってブレーキトルクを可変とした。MR 流体ブレーキは LORD 社製、RD-2085-02 を使用した。MR 流体ブレーキと車輪はベルト伝達としたが、減速比は 1 である。このとき、基底トルク 0.25[Nm]、最大出力 5.0[Nm]となる。このブレーキにはエンコーダが内蔵されており (512ppr)、これを 4 逓倍して制御用 PC それを転倒判断に利用する。車輪回転角度はエンコーダによって計測される。歩行車前方には市販の Web カメラを搭載し、前下方の画像情報を取得する。

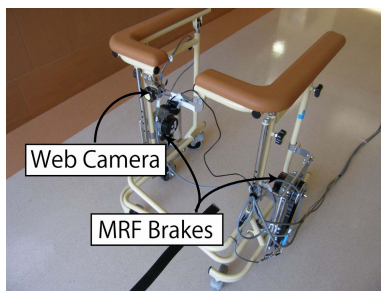


Fig. 3 i-Walker

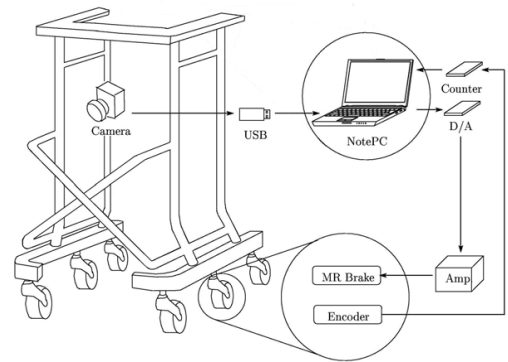


Fig. 4 Control system of i-Walker

Table 1 Specification of I-Walker

Height (adjustable)	860~1200mm
Width (adjustable)	550~650mm
Length	720mm
Mass	24.2Kg
Diameter of wheels	100mm
Maximum torque of brakes	5Nm each

2-3 MR 流体ブレーキ

図 5 に MR 流体ブレーキの入力電流[A]-出力トルク[Nm]特性を示す。モデル化のために縦軸と横軸を反対に示した。目的の出力トルクを得るための入力電流は近似 3 次式 (図中に示す) を使用し、フィードフォワードによって出力した。

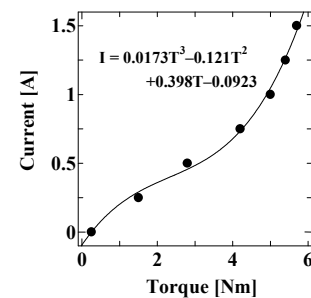


Fig. 5 Characteristics of the MR brake

2-4 センサシステム

i-Walker はセンサとして MR 流体ブレーキに内蔵されたロータリエンコーダ (512 pulses/rev) と前方に取り付けられた Web カメラ (Logicool, QCAM-200V, 対角画角 75deg) を有する。歩行中の歩行車の位置、速度、姿勢はエンコーダによって計測できるが、路面とのすべり等によって誤差が蓄積される。そこで外界センサとして安価な Web カメラを使用する。

図 6 はカメラ取付方法と撮影範囲を示す。カメラ高さ $H=0.735\text{m}$ 、取り付け角度 $\theta_c=0.541\text{rad}$ (31deg)、カメラの水平画角 $\theta_h=1.10\text{rad}$ (63.1deg)、カメラの垂直画角 $\theta_v=0.862\text{rad}$ (49.4deg)である。図の通り、撮影範囲は台形上となり、PC 上に表示されるイメージは非線形の変換を受ける。PC 上のイメージ座標系 $(x'-y')$ 、それぞれ幅を 1 とする) から実環境内の座標系 $(x-y)$ への変換は下記の式によって求めることができる (図 7 参照)。

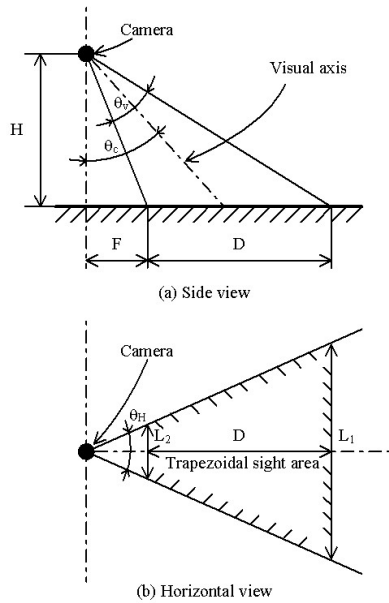


Fig. 6 Image trapezoid of camera view

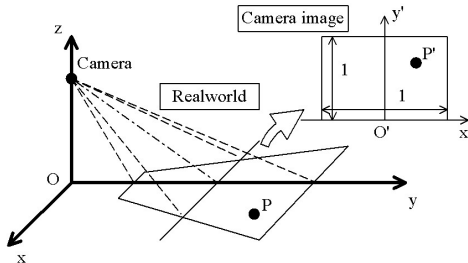


Fig. 7 Relationship between camera image and real world

$$y = H \cdot \tan(\theta_v \cdot y' + \theta_c - 0.5\theta_v) \quad (1)$$

$$x = \sqrt{y^2 + H^2} \cdot \tan(0.5\theta_h \cdot x') \quad (2)$$

2-5 ライン抽出のための画像処理

i-Walkerは前方に搭載したWebカメラにより前方のフロア画像を取得し、環境に応じたブレーキ制御を実現する。本誌では床に引かれた目標軌道（以下、ライン）を画像処理によって抽出し、これに基づく方向制御を提案する。図8が画像処理のプロセスを示す。初めに取得された元画像(a)は2値化され(b)、面積の大きい領域のみ残される(c)。このライン候補領域のうち、長さが50pixel以上、幅が30pixel未満のもののみをライン（もしくはその一部）とみなす。最終的に決定したライン領域に対して重心と傾きを最小二乗法によって求める。

2-6 転倒防止のための速度制御

i-WalkerはMR流体ブレーキに内蔵されたロータリエンコーダを差分することによって車輪の回転速度を計測する。この速度を制御することによってi-Walkerの運動速度を制御する。制御則としては単純な比例制御を用いた。

$$T = K_1 \cdot (v - v_{lim}) \quad (3)$$

ここで、Tは各ブレーキへのトルク出力、v、 v_{lim} はそれぞれ速度と制限速度、 K_1 は比例ゲインである。

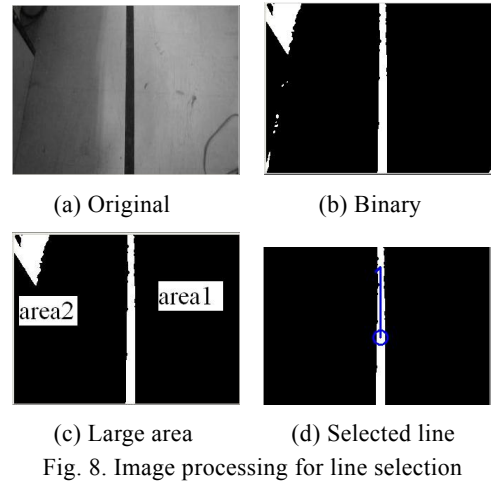


Fig. 8. Image processing for line selection

3. 高齢者を対象とした初期の制御

3-1 方向制御のためのライン追従制御

歩行器の方向を制御する方法として床面のラインへの追従制御を提案する。前節で示した通り、i-Walkerは前方のカメラおよび画像処理によって床面のラインを抽出することができる。また、ラインの重心を計算することも可能である。ここで提案する非常に簡便なライン追従方法は、もしラインの重心が画面中央よりも左（右）にある場合、i-Walkerはラインよりも右（左）にあると判断し、左（右）の車輪のみにブレーキトルクを印加する。これによりi-Walkerは左（右）に傾き、軌道を修正する。実際には、図10の通り許容幅(Allowable area)を設け、これよりも逸脱した場合に下記のブレーキトルクを印加する。

$$T = K_2 \cdot \Delta x \quad (4)$$

ここで、 Δx [pixel]は許容幅からの逸脱量、 K_2 は比例ゲイン[Nm/pixel]である。許容幅としては画像幅の2%（±1%）とした。

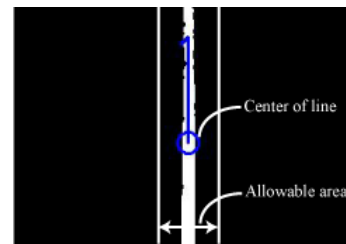


Fig. 9 Image of a simple line-trace control

3-2 被験者

被験者の情報を表2に示す。皆、介護施設の入居者であり、普段は車いすで生活している。週に2～3度、30分程度、4輪の歩行車を使用して歩行訓練を実施している。各被験者にはインフォームドコンセントを実施し、個人情報の管理は徹底した。

3-3 テストコース

図10に実験で使用したテストコースを示す。図中の破線部に黒色のビニールテープでテストコースを作成し、各部分にテーブルやいすで障害物を設置した。各被験者はA地点からB地点まで上記のブレーキ制御を有り、もしくは無し状態で歩行してもらった。

TABLE II
Information of subjects

Subject	Age	Sex	Chronic disease
A	89	M	Stroke, dementia
B	85	M	Disuse muscle atrophy
C	97	F	Bone fracture, high blood pressure
D	95	M	Chronic heart failure
E	83	M	Alzheimer's disease, cataract (invisible)
F	83	F	Parkinson's disease

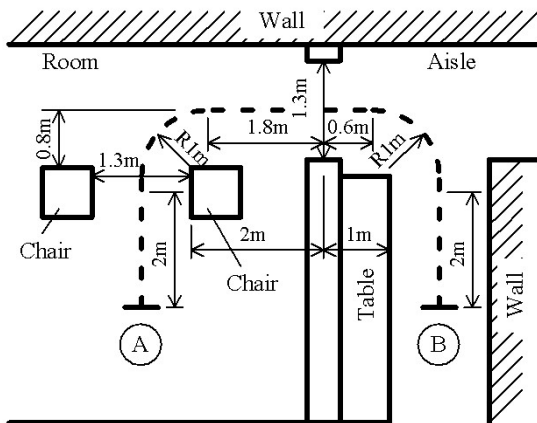


Fig. 10. Test course of the preliminary gait experiment of the i-Walker

3-4 実験結果

すべての被験者において上記のブレーキ制御によって目標軌道からの誤差を低減することができた。一部の被験者では制御なしの場合にいくつかの角等に衝突することが何度かあったが、制御有の場合には障害物を回避することができた。図 11 は被験者 A に対する実験結果である。制御ありの場合のほうが目標軌道からの誤差が小さいことがわかる。

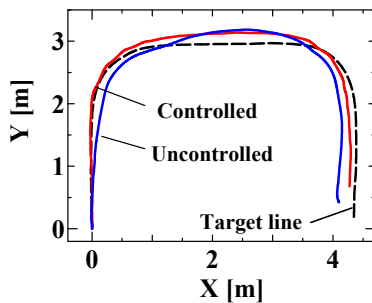


Fig. 11. Experimental result of preliminary tests

3-5 考察と問題点

上記のような非常にシンプルな制御方式によっても高齢者の歩行方向の補助が実現できることが分かった。ただし、ただ一人の被験者 (E) においては、初めのコーナーを曲がった後の直線部分において滑らかに歩行することができず、図 12 に示したようなジグザグ歩行となった。これは、それ以外の被験者が視覚が良好であったのに対し、被験者 E のみほぼ視覚がなく (表 2 参照)、自らが直線ライン上にいることを視覚的に知覚できなかったために i-Walker からの力情報のみで判断を行う必要があったためと考えられる。高齢者においては白内障等によって視力が低い方も多いた

め、今後、さらなる制御方法の改善が必要と考えられる。

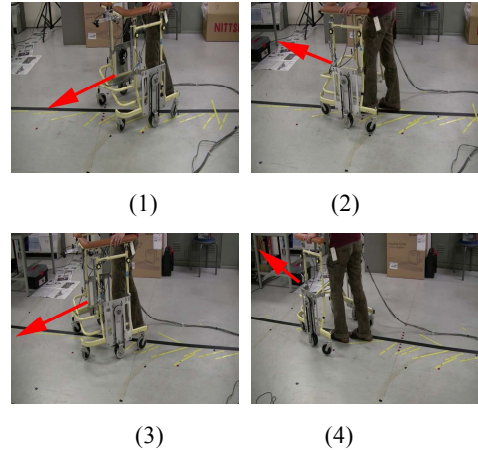


Fig. 12. Zigzag walk of a blind person, demonstrated by a healthy student with an eye mask. Figures (1) through (4) are consecutive scenes.

4. 結言

本稿では、MR 流体ブレーキを搭載したインテリジェント制御型歩行車(Intelligently Controllable Caster Walker, i-Walker)のシステム概要、制御方式、および高齢者によるライン追従制御の実験結果を報告した。今後、制御方式のさらなる改良が必要である。

謝辞

本研究の一部は文部科学省 科学研究費補助金 (若手研究 : 21760198) および平成 22 年度米沢市研究奨励補助金の補助を受けて行われたことを追記し、謝意を表す。また、三友堂病院リハセンターの川上千之医師、新野和美療法士、クリエイティブスタジオ 渋谷保様より医療現場と歩行器に関する様々な意見をいただいた。ここに謝意を表す。

参考文献

- (1) Radu Constantinescu, Cathy Leonard, Cheryl Deeley, Roger Kurlan, Assistive Devices for Gait in Parkinson's Disease, Parkinsonism & Related Disorder, vol. 13, no. 3, pp. 133-138, 2007.
- (2) Shinji Kotani, Hideo Mori, Noriaki Kiyohiro, Development of the Robotic Travel Aid "HITOMI", Robotics and Automation Systems, pp.119-128, 1996.
- (3) Aiman Musa M. Omer, Hideki Kondo, Hun-ok Lim, Atsuo Takanishi, Development of Walking Support System Based on Dynamic Simulation, Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp.137-142, 2009.
- (4) Birgit Graf, Rolf D. Schraft, Behavior-Based Path Modification for Shared Control of Robotic Walking Aids, Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.317-322, 2007.
- (5) Yasuhisa Hirata, Asami Hara, Kazuhiro Kosuge, Motion Control of Passive Intelligent Walker Using Servo Brakes, IEEE Transaction on Robotics, vol.23, No.5, pp.981-990, 2007.
- (6) Lord: <http://www.lord.com/>