

# 歩行支援機能を有する前腕支持型四輪歩行器の 衝突防止機能の開発

森 雄斗<sup>1,a)</sup> 横山 想一郎<sup>2</sup> 山下 倫央<sup>2</sup> 川村 秀憲<sup>2</sup> 森 正人<sup>3</sup>

**概要:** 高齢化に伴い、介護人材不足が大きな課題となり、介護課題を解決するシステムが多く研究されている。本研究では、単独で歩行器を利用できる人を対象とした自律走行可能な前腕支持型歩行器を開発する。歩行支援機能の一部として深度画像を用いた衝突防止機能について開発し、現状の問題点を実験から明らかにした。実験で使用した警告エリアを使用することで、壁面及び設置物に対する深度画像を用いた衝突防止を実現した。

## Development of Collision Avoidance Function for Forearm-supported Four-wheeled Walker with Walking Support Function

### 1. はじめに

医療や介護の技術進歩などによって、日本人の平均寿命は年々増加している。令和元年における男性の平均寿命は81.41年、女性の平均寿命は87.45年である[1]。今日では平均寿命を延ばすだけでなく、健康寿命を伸ばすことに関心が高まっている。健康寿命は、WHO（世界保健機関）により、寿命から介護を必要とする状態の期間を差し引いた年数として定義されている。令和元年における日本人の平均寿命と健康寿命の差は、男性が8.73年であり、女性が12.06年である[1]。この期間は日常生活を送る上で介護を必要とする。

介護を必要とする度合いは人それぞれであり、手すりなどの支えがあれば歩行が可能である軽度な状態から車椅子でのみ移動可能である重度な状態も存在する。日本では、これらの介護の度合いを区別する要介護認定という仕組みがある[2]。区分は7つあり、軽度な区分から要支援1、要支援2、要介護1、要介護2、要介護3、要介護4、要介護5

である。また、要介護認定者数は年々増加傾向にある[3]。これらの要介護認定者数と介護の重度化を抑えるためには、それぞれの区分に応じた介護用具や介護方法の検討が必要である。

平成28年に厚生労働省が行った「国民生活基礎調査」によると、要介護になった原因として、運動器の障害（ロコモティブシンドローム）が24.6%で最も高い割合となった[4]。この症状を予防するために介護施設では適度な運動や身体を動かすレクリエーションを行っている。運動器の障害を予防するためには、被介護者の歩行能力に合わせた適切な福祉用具の利用が重要である。例えば、介護者の監督などにより転倒防止の措置が講じられた上で歩行器を利用して移動することが可能な被介護者に対し、介護者の負担軽減を目的として車椅子を利用させると、下肢の筋力低下を招き介護の重度化が進行することが知られている。一方で、歩行器の利用に際して、介護者の監督による転倒防止を必要としない軽度の介護認定者も多く存在する。しかし、こうした軽度の介護認定者が歩行器を利用する場合にも、利用者の元に歩行器を運搬する必要があり、こうした作業により介護者が忙殺され、より重度な被介護者への介護活動が阻害される事態が生じている。近年では、IoTやロボット技術を用いることで、介護者を必要としない歩行介助が注目されている。

本研究では、ロボット工学の新しい応用として、介護施設向けの自律走行可能な前腕支持型歩行器を提案する。本

<sup>1</sup> 北海道大学 大学院情報科学院  
Graduate School of Information Science and Technology,  
Hokkaido University, Sapporo, Hokkaido, 060-0814, Japan

<sup>2</sup> 北海道大学 大学院情報科学研究院  
Faculty of Information Science and Technology, Hokkaido  
University, Sapporo, Hokkaido, 060-0814, Japan

<sup>3</sup> 株式会社サンクレエ SUNCREER Co., Ltd., Sapporo,  
Hokkaido, 060-0012, Japan

a) y.mori@ist.hokudai.ac.jp

提案の独創性・新規性は、自律走行と歩行支援の2つの機能を低コストなデバイスで実現したことである。自律走行機能により、軽度の介護認定者が歩行器を利用する際に介護者の手助けが不要となり、介護者が重度の要介護認定者をより手厚く介護することが可能となる。そこで本研究では、ステレオカメラ、慣性計測ユニット (IMU)、ブラシレスモータを搭載した歩行器を開発する。搭載する機能である自律走行と歩行負荷軽減については検証済みであるため [5]、検証が行えていない衝突防止機能の実用性と課題について論じる。

## 2. 関連研究

歩行をサポートする機能を持つロボット歩行器の研究は多く存在する。従来の歩行器制御は一般的に2つのパターンがある。モータを制御し、歩行を支援する能動的制御とブレーキによる制御を行う受動的制御である [6]。能動的制御では、カメラ画像を用いたライン追従による方向制御機能付きの歩行器 [7] [8] や、深度カメラ画像を用いて利用者の下肢の状態を推定し追従する歩行器 [9] [10] などが存在する。受動的制御では、環境情報を超音波センサで取得しブレーキ制御を行う歩行器 [11][12] などが研究されている。歩行者の車輪を制御することによる支援のほかにも、胸部支持パッドを搭載した歩行器の研究 [13][14] もされている。

JAIST Active Robotic Walker (JARoW) は歩行器利用者の下肢の動きをセンシングし、歩行パターンに応じた方向と速度を調整することができる [15][16][17]。下肢のセンシングには、歩行器下部に設置された2つの赤外線センサを用いる。そこから得られたセンサデータから利用者の歩行速度や方向に応じた歩行器の動きを調整する制御アルゴリズムを開発した。この歩行器の最大の特徴は、利用者の操作を必要としない点にある。歩行器利用者の多くが高齢者であるため機械の操作に不慣れであるため、利用者に自動追従する形で方向転換や前進の補助を行っている。

障害物回避や目的地までのナビゲーションを行える歩行器の一つに AGoRA Walker [18] がある。この歩行器は、人物検出と経路選択のシステムを備え、ナビゲーションの機能を実現する。歩行器と利用者のインターフェースが適切かどうかを検証するため、21のタスクを実行した際のデータが収集されている。障害物回避のタスクでは、ナビゲーションシステム制御を行うことで実験参加者全員が衝突のない走行が可能であることが示されている。

利用者が歩行器に手を添え、体重の一部を支える機構を持つ一般的な歩行器の形状はしていないが、歩行器と同様に歩行時の支えとして機能する歩行補助具が存在する。空気圧を用いた人工筋の歩行補助具 [19] や、骨盤の動きを考慮した新たな歩行支援具 [20] などがある。

これらは歩行器の機能は歩行器自体の形状に大きく作用されるため、一般的に市販されている歩行器を拡張するも

のではない。よって、センサの準備と特定の歩行器フレームの設計をする必要がある。そこで一般的な形状の前腕支持歩行器に小型デバイスを積載す形式で実装を行い、自律走行と歩行支援機能を実装を行った。

## 3. 提案する歩行器について

### 3.1 想定する利用者

本研究では、屋内の平坦な床での歩行に何らかの支援が必要であるものの、歩行器の利用に際して転倒防止などの介助を必要としない、軽度の要介護認定者を想定とした歩行器を開発する。ここで、軽度の要介護認定者とは、第1章で示した要介護認定の要支援1から要介護2までを指す。そのため、歩行器で歩行を単独で行えない人は安全性の観点から本研究の想定とする利用者から外す。理由は、必要な機能を有した歩行器の形状が大きくなり、一般的な介護施設での動作が困難になるからである。安全性を確保するためには、歩行器利用時の後方への転倒を検知するための重量センサなどの積載するセンサ類が増え、背中や脇の下などから全身を支える機構が必要となる。そのため、軽度の要介護認定者に特化した機能を小型デバイスを用いて実装する。重度の要介護認定者を想定とした歩行器は使用時の事故など多くの危険性を伴う。軽度の要介護認定者の歩行を介護者の支援なく行うことができれば、介護者による重度の要介護認定者への支援量の拡充が可能となる。軽度の介護認定者の重症化を遅らせるためには、車椅子のような利用者に筋力がほとんど求められない福祉用具ではなく、利用にあたり適正な負荷が与えられる歩行器を利用することが望ましい。近年、介護認定者が増加しており [3]、一方で介護者の人材不足が課題となっている。このため、歩行器の利用にあたり、歩行補助具の準備などの介護者が行わなければならない作業を軽減することが求められる。

### 3.2 利用シナリオ

本研究で開発する歩行器は、軽度の介護認定者が介護施設内を移動する際に利用することを想定する。利用者がいる場所へと歩行器を届けることをタスクの一つとして捉え、介護者の手助けなしに歩行器を利用者まで届けることを目標の一つとする。歩行器の利用時には、モータの歩行支援による歩行負荷の軽減と目的地への経路表示を行う。また、一つの歩行器を複数人で使用することを考慮した機能設計と運用方法を検討する。自室にいる歩行器利用想定者が洗面台を使う必要が生じた場合における歩行器の利用シナリオ例を図1に示す。また、提示したシナリオの流れを詳細に示す。

- (1) 利用者が介護施設内の自分のベッドに設置されたボタン等で歩行器を呼び出す
- (2) 歩行器が待機場所から呼び出した利用者の自室まで自律走行により移動する

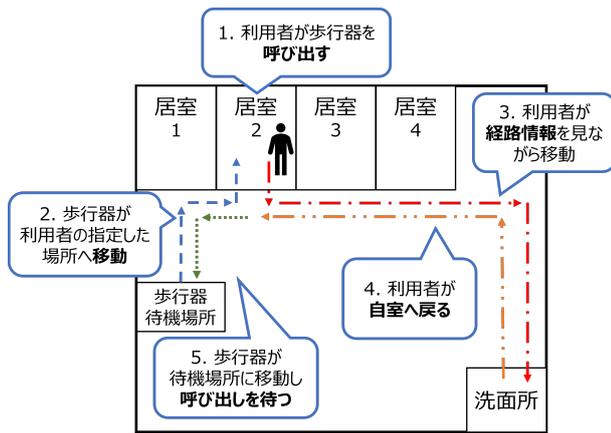


図 1 開発する歩行器の利用シナリオの一例

Fig. 1 An example of the usage scenario of the walker

- (3) 利用者が歩行器に乗り込み、目的地として洗面台を指定する
- (4) 利用者は歩行器の歩行支援機能を使い目的地 (洗面台) まで移動する
- (5) 洗面台で用件を済ませた後、利用者は往路と同様に歩行器を利用して自室へ移動する
- (6) 歩行器は利用者の自室に到着後、待機場所へと移動し、次の呼び出しまで待機する

### 3.3 目的達成のために必要な機能

3.2 節に示されるシナリオを実現するため、歩行器には下記の機能が求められる。

- 利用者の体重を支持した状態での移動
- 目的地への自律走行
- 歩行器利用者の歩行負荷の軽減
- 歩行器利用時の衝突防止

歩行負荷の軽減は、歩行器の車輪に取り付けたモータを進行方向に回転させることで実現する。歩行器の自律走行を実現するため、歩行器の自己位置推定や目的地への経路選択、歩行者や設置物の衝突防止が必要とされる。歩行器前部にステレオカメラ「ZED 2」を設置し、撮影された画像をもとに自己位置推定と歩行者や設置物の検出を行う。歩行器を利用する介護施設内の地図情報はあらかじめ入力することとし、自己位置の推定結果と地図情報をもとに目的地への経路を決定する。また、歩行者や設置物が検出された場合は、これを回避するよう経路を変更する。利用者が歩行器に搭乗した状態での歩行支援に際して、前方に設置物や歩行者が存在する場合は、衝突を防ぐためブレーキを掛ける機能を搭載する。ステレオカメラの撮影画像を用いて、前方近くに歩行者や設置物が検出された場合にモータを進行方向と逆に回転させることで衝突防止の機能を実現する。本研究では、上記で示した機能の実現に当たり、基礎的な自律走行機能と歩行負荷の軽減機能と衝突防止機能を開発する。衝突防止については、歩行器の速度変化と



(a) 自律走行時

(b) 歩行支援時

図 2 前腕支持型四輪歩行器の外観

Fig. 2 Appearance of the forearm-supported four-wheeled walker

設置物までの距離により衝突防止の判定を行う。

衝突防止機能は、第 4 章で検出方法及び停止をどのように実現するかを述べ、第 5 章で理想とする衝突防止を定義し、その停止が行えているかどうかを想定シナリオを用いた実験を行う。

### 3.4 フレーム

本研究では、市販の前腕支持型四輪歩行器から後輪を取り外し、ブラシレス DC モータを接続したタイヤを取り付けて使用する。前腕支持型四輪歩行器とは、図 2 に示される車輪付き歩行器の一種で、前腕受けに肘を 90° 曲げた状態で前腕を乗せ、体重を支持しながら使用する。前腕支持型四輪歩行器の長所として、キャストの回転によって方向転換ができ、他の歩行器よりも歩行時の安定性に優れている点が挙げられる [21]。

### 3.5 センサーとアクチュエータ

実験で使用する歩行器に取り付けたセンサ類の一覧を表 1 に示す。図 3 に、前腕支持型四輪歩行器に取り付けられた各機器の入力と出力を示す。ZED2 は、Stereolabs 社が発売しているステレオカメラの一種である。深度画像が取得できるほか、IMU や気圧計などのセンサを搭載している。本研究では、深度画像を用いた障害物回避やポジショントラッキング技術を用いた SLAM 技術による自律走行機能の実装に ZED2 の提供する機能を用いる。NVIDIA Jetson Nano は、NVIDIA 社が発売している組み込みシングルボードコンピュータである。本研究では、ZED2 が取得するデータの取得及び処理、SSH 接続による Arduino UNO への信号送信に用いる。Arduino UNO R3 は、AVR マイコンや入出力ポートを備える基板である。本研究では、ブラシレス DC モータドライバと接続し、左右の車輪の回転方向と速度を制御する。速度はブラシレス DC モータへの電圧によって変化し、Arduino UNO による PWM 出力におけるデューティ比で制御するために用いる。PWM 信

表 1 歩行器に搭載するセンサ類  
Table 1 Devices to be mounted on walkers

デバイス名	個数
ZED 2	1
NVIDIA Jetson Nano (ROS 用)	1
Arduino Uno Rev3 (モータ制御用)	1
ブラシレス DC モータ	2
ブラシレス DC モータドライバ (TB6605FTG)	2
マイコン動作用バッテリー	1
モータ出力用バッテリー	1

号の周波数は約 490Hz で動作させた。Arduino UNO に対し、デューティ比を 0% に設定すると 0V の電圧が出力され、100% に設定すると 5V の電圧が出力される。バッテリーは、BLDC モータ用の 12V1A と Jetson Nano 用の 5V3A (Anker PowerCore Essential 20000) を使用した。

### 3.6 ROS の制御

本システムの自律走行機能は、ロボット用のソフトウェアプラットフォーム ROS (Robot Operation System) [22] を用いて実装する。本実装では、ステレオカメラのセンサ情報や、モータ制御のためのトルクの値などの通信を担う。また、ROS は分散コンピューティングシステムとして設計されているため、複数の歩行器の並列制御への拡張も容易である。自律走行に必要な目的地の設定や、目的地への移動経路などを出力するために Navigation Stack という ROS のパッケージを使用した。Navigation Stack は、いくつかのセンサ情報をもとに、目標地点に到達するためにロボットが行うべき速度の指令を出力する機能を持つ。命令を送る側のインターフェースとして、ROS のための 3 次元可視化ツールである rviz を使用した。マップ作成には、ステレオカメラによるグラフベース SLAM の RTAB-Map[23][24] を使用した。RTAB-Map は、ステレオカメラなどの外観に基づく loop closure (ループ閉じ込み) [25] の検出器の増加に基づくアプローチである。図 4 が実験を行った部屋の撮影した画像であり、図 5 が実験場所の外周を 3 周ほど計測し、RTAB-Map でマッピングしたデータを rviz で表示したものである。また、図 5 に表示されている赤の矢印が図 4 を撮影したカメラの位置と方向を示している。

### 3.7 推進力補助機能

提案する歩行器は、ユーザの前進・後退を検知し、モータを駆動して推進力を与えることでユーザの歩行負荷を軽減する。ユーザの動きを検出するために、BLDC モータに取り付けたホール素子を使用する。ホール素子により、BLDC モータは 60° ごとに信号を取得し、歩行器の前後の動きを検出する。推進力補助機能の全体的な流れは以下の通りである。

(1) ホール素子によりホイールの回転速度  $s$  を取得する

(2)  $s = 0$  の場合、BLDC モータのトルクを 0 にする  
(3)  $s > 0$  の場合、回転方向をホール素子の信号の並びから検出する

(4) 検出した回転方向に対して予め設定した固定トルク量を加え、(1) に戻る

これらの処理を左右のホイールに対して行う。そのため、このアシストでは前進・後退だけではなく、右ホイールを前進させ、左ホイールを後退することによる右旋回や、右ホイールを後退させ左ホイールを前進させることによる右旋回が可能である。

実装した推進力補助機能は、歩行の際に活発に活動する下肢筋 5 箇所の筋電計測において 3-4 箇所の筋活動量の減少が確認され、歩行器利用時の歩行負荷を減らせることが示されている [5]。

### 3.8 自律走行機能

自律走行に用いる Navigation stack は、目標地点に到達するための 3 軸の速度と 3 軸の角速度を出力する。そのため、モータに接続するマイコンには、特定の目標速度と目標角速度が入力されたとき、これを実現するためのモータへの出力値を算出する機構が必要である。モータ側の速度制御には、PID 制御 [26] を使用した。PID 制御の式は、以下の通りである。

$$u(n) = K_p e(n) + K_i \sum_{k=0}^n e(k) + K_d (e(n) - e(n-1)) \quad (1)$$

ここで  $K_p$  は比例ゲイン、 $K_i$  は積分ゲイン、 $K_d$  は微分ゲインである。 $e(n)$  は、時間  $n$  における誤差 (本研究においては目標速度と現在速度の差) であるパラメータは、安定制御時の振動であるハンチングが少なくなるように手動で調整した。

自律走行機能については、直進ルート及び正方形に周回するルートに対して目標地点まで到達可能であった [5]。一方で、目標ルートと実際のルートの誤差距離であるクロストラックエラー (XTE) が 0.3 以上を超え、左右に揺れながら走行するふらつき問題が確認され、介護施設内の広い通路のみで有効に作用するものであった。

## 4. 衝突防止機能の実装

衝突防止機能をステレオカメラの深度画像を用いて実装する。本実装の衝突防止の対象は壁面と前方かつ足元の設置物に限定する。理由は介護施設内においてこの 2 つが一般的に衝突及び接触する頻度が高いと考えられるからである。これらの物体との衝突防止を実現するためには、歩行器と最も接近している設置物への距離をセンサ情報から取得する必要がある。従来研究でこれらの距離を求める際には超音波センサといった接近センサを使用する機会が多い。しかし、この接近センサでは対応するシナリオに応じ

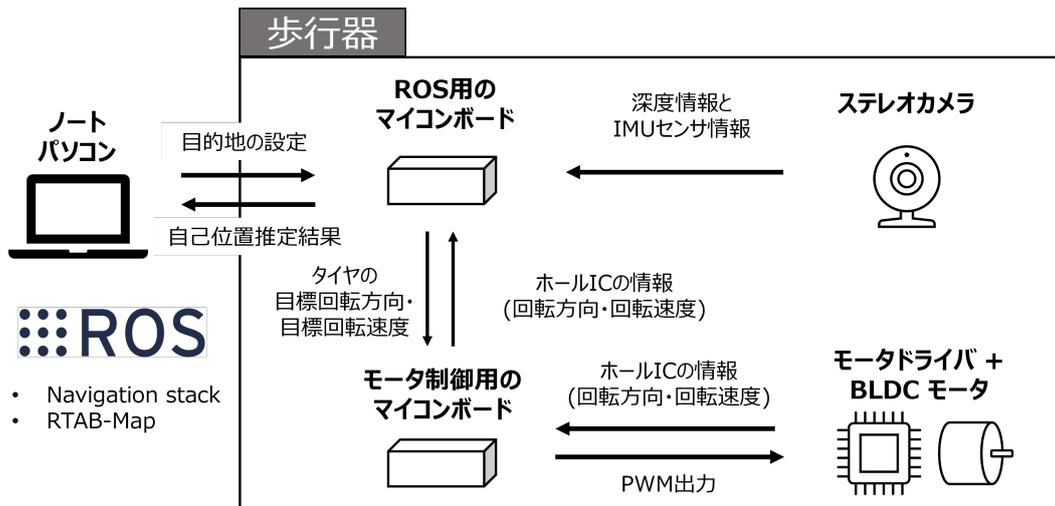


図 3 機器の入出力

Fig. 3 Input and output of devices



図 4 実験場所の撮影画像

Fig. 4 Images taken at the experimental site

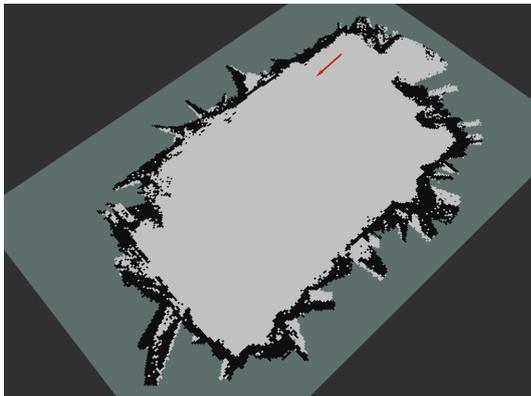


図 5 実験場所のマッピング画像

Fig. 5 Map of the experimental site

てセンサの数が多くなり、小型化が困難になる。そこで歩行器前方に設置されたステレオカメラの深度画像から2つのシナリオに対する衝突防止機能を実現する。

図 6 にステレオカメラから出力される深度画像の一例を示す。座標  $(i, j)$  における深度距離を  $d_{ij}$  としたとき、全体の警告エリア内における最短距離を  $\min(d_{ij})$ 、正面の警告エリア内における最短距離を  $\min(d'_{ij})$  とする。この時2つのシナリオに共通して  $d_{ij}$  を測定し、この距離が一定以

下になることで歩行器に対して逆方向の力であるブレーキをかけることで衝突する前に利用者に停止を促すことができる。また、 $\min(d_{ij})$  と  $\min(d'_{ij})$  を用いることで2つのシナリオを判断することも可能である。ステレオカメラから深度画像に映る床面までの最短距離は 2.0-2.5m であることから、 $d_{ij} < 2.0$  の場合、壁面または足元に設置物が存在することが検出できる。また、 $\min(d_{ij}) \approx \min(d'_{ij})$  の場合、全体の警告エリア内と正面の警告エリア内の最短距離が同じ地点を示すため、足元の設置物ではなく、正面に壁面があることが検出できる。

次に警告エリアの距離について示す。最短距離があるしきい値以下になった場合は警告エリア内に物体が存在することを意味し、その距離を警告エリアの距離と定義する。この警告エリアの距離は歩行器の速度によって変化させる必要がある。理由として、壁に対してゆっくり近づいた場合と速く近づいた場合では衝突の際に利用者が受ける被害が異なるからである。また、壁や設置物にゆっくり近づいた場合は、接触する意図ではなく、近くまで移動する意図である場合が多いからである。このように警告エリアを歩行器の速度で変化させる仕組みは AGoRA Walker[18] にも採用されている。停止トルク量と歩行器速度における制動距離の関係を予備実験から求め、歩行器の速度と警告エリアまでの最短距離の関係を表 2 のように定義した。

## 5. 衝突防止機能の評価

### 5.1 目的

車いすが必要のない被介護者に対して歩行器ではなく車いすによる移動補助が行われる要因として、利用中の安全性がある。利用者の下肢の筋力で移動する歩行器は車椅子とは違い、壁への衝突や設置物への接触が多く確認される。本研究では、歩行器利用時の衝突防止機能をステレオ

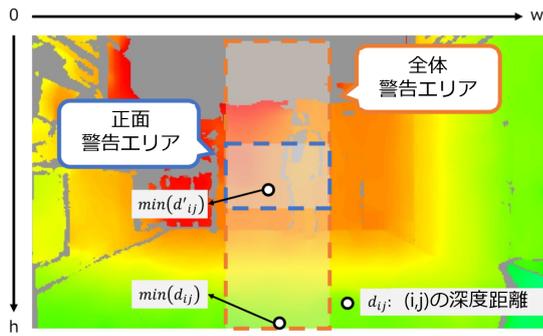


図 6 ステレオカメラから出力される深度画像と使用する変数  
Fig. 6 Depth image and variables to be used

表 2 歩行器の速度と警告エリア距離までの関係

Table 2 Relationship between the speed and the distance to the warning area

歩行器の速度 (m/s)	警告エリアまでの最短距離 (m)
≤ 0.3	0.6
≤ 0.4	0.7
≤ 0.5	0.8
≤ 0.6	0.9
≤ 0.7	1.0
≤ 0.8	1.2
> 0.8	1.4

カメラとモータで実装を行い、いくつかのシナリオにおける衝突防止を実現する。

歩行器利用時において回避したい行動は以下の通り様々である。

- (1) 移動体（人，利用中の歩行補助具）との衝突
- (2) 小規模（5cm 以下）の段差の乗り越え
- (3) 階段等の段差への衝突
- (4) 設置物（ベッド，椅子など）への接触
- (5) 介護施設内の壁への正面衝突
- (6) 介護施設内の壁を擦る

これらにすべて対処するためにはその行動を回避するのに適したセンサ類などのデバイスを使用する必要があり，歩行器の小型化が困難になる。そこで (4)，(5)，(6) に該当する行動の回避を行うことを目的とする。3つの行動を大きく分けると「壁面に対する衝突回避」と「前方かつ足元の設置物に対する接触回避」である。これら2つの行動を再現する環境を用意し，衝突防止機能の有効性を示す。

ここで示す目標とする衝突防止とは壁や設置物に対して0.5-1.2m 手前で停止することを意味する。この範囲の中で停止することができれば，その後の回避行動をするための旋回動作を行うことができる。

## 5.2 実験環境

初めに「壁面に対する衝突回避」についての実験について示す。5.0m 先の壁面に対して垂直に前進し，ステレオ

カメラの深度情報を元に停止する。被験者は，足関節付近に既往歴のない20代1名である。被験者には通常の歩行速度で歩行してもらいその際にブレーキの感覚が伝わった場合に前進行動を止めてもらう。被験者によって制動距離などが変化することや，被験者に固有した停止の場合が考えられるので年齢や性別といった様々な属性を持つ被験者が必要である。本実験では，属性による差異ではなく，基礎的な衝突防止が可能であるかを被験者一名に対して確認するために実験を行う。自律走行も同様の実験を行う。自律走行の実装については，3.7節に示した方法を使用する。自律走行の場合は，0.32m/s の速度で前進させる。

次に「前方かつ足元の設置物に対する接触回避」についての実験を示す。2.5m 先にある設置物に対して垂直に前進する。この時，前方の壁面は5.0m 先にあるように配置した。設置物については，介護施設内にあるベッドの高さと同様の高さを持つ設置物であるゴミ箱を使用した。ゴミ箱の形状は高さ58cm，横幅42cm，奥行き25cmのものをを使用した。「壁面に対する衝突回避」と同様の理由で，被験者実験と自律走行による実験を行った。

## 5.3 実験結果

図7 - 図10にそれぞれのシナリオに対して測定した結果を示す。図7は，壁面に対して被験者が操作した歩行器が停止したシナリオの測定結果である。図8は，足元の設置物に対して被験者が操作した歩行器が停止したシナリオの測定結果である。図9は，壁面に対して自律走行で操作した歩行器が停止したシナリオの測定結果である。図10は，足元の設置物に対して自律走行で操作した歩行器が停止したシナリオの測定結果である。測定数値は歩行器の速度と4節で示した全体の最短距離と4節で示した前方の最短距離である。赤の縦線は最短距離が表2が示した警告エリアまでの最短距離を下回り，モータによるブレーキが作動した時間を示している。

図7より，赤の縦線の部分から歩行器の速度が低下し，0.73m で停止した。図8より，赤の縦線の部分から歩行器の速度が低下し，最短距離が0.4m 付近を下回った6秒付近から1.0m ほど増加した。この実験については動画により実際の距離を測定した結果，0.31m 付近であった。速度については他の実験同様に緩やかに減少し，規定の距離の範囲内で停止した。図9より，赤の縦線の部分から歩行器の速度が低下し，0.77m で停止した。自律走行の検証では，経過時間11秒あたりで停止した後に少しだけ歩行器が移動したことが確認できる。図10より，赤の縦線の部分から歩行器の速度が低下し，0.58m で停止した。

## 5.4 考察

実験では通常利用かつ設置物に対する衝突である図8以外のシナリオについて定めた停止範囲内に停止することが

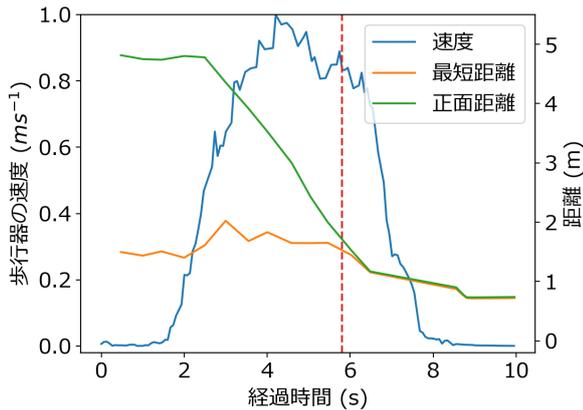


図 7 被験者による壁面に対する衝突実験の測定値の推移

Fig. 7 Measured values of the collision test against the wall by the subject

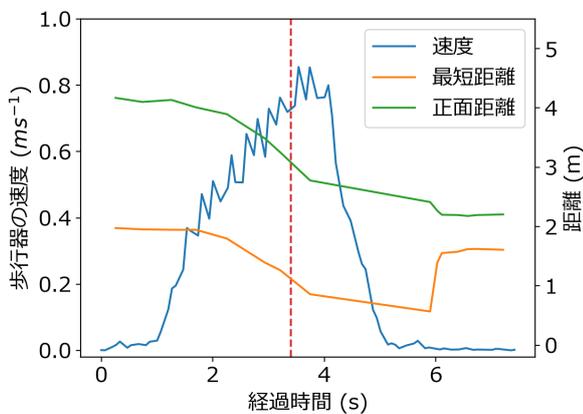


図 8 被験者による設置物に対する衝突実験の測定値の推移

Fig. 8 Measured values of collision test against the object installed by the subject

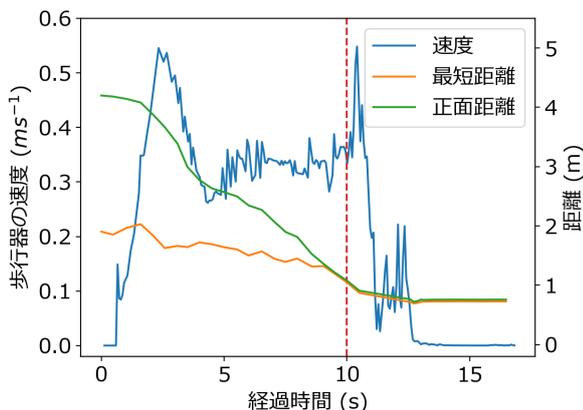


図 9 自律走行による壁面に対する衝突実験の測定値の推移

Fig. 9 Measured values of collision tests against a wall by autonomous driving

可能であった。図 7 の結果より、開始時では 5.0m 付近を示していた前方距離も停止時には 0.73m となっており、シ

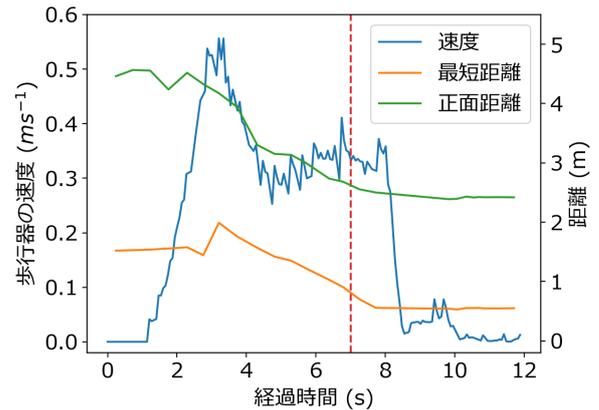


図 10 自律走行による設置物に対する衝突実験の測定値の推移

Fig. 10 Measured values of collision tests against the object installed by autonomous driving

ステムが求めた最短距離が正常であることが確認された。また、経過時間の 6.0 秒後から最短距離と前方距離が同じであるため、壁面に対して停止したことがグラフの形状からも見て取れる。対して、図 8 の結果は最短距離と前方距離が計測終了まで一致しなかったことから設置物に対して停止したことがわかる。このように実験からどの対象物に対する停止であるかどうかを検出することが可能であることが明らかになった。

図 8 の結果において最短距離が 0.4m 以下を下回った付近で急激に増加した理由として、設置物が最短距離を測定している深度画像の画角外に移動したことが考えられる。設置物をステレオカメラの画角に捉えることを考え、ステレオカメラの向きを斜め下に変えることが対策としてあるが、その場合自律走行のマップ作成に影響が及ぶ可能性が高い。目標とする停止範囲内を超えた要因として、歩行者利用者から設置物が目視できないためモータのトルクによるブレーキがかかってもすぐに反応出来なかった可能性がある。次に考えられる対策として、壁面と設置物で警告エリアを別の値を使用することが考えられる。実験から壁面と設置物に対しての区別が可能であったことから警告エリアを対象物に応じて変更する方が最も良いと考えられる。

## 6. 結論

本研究では、歩行支援機能を有する前腕支持型四輪歩行器の開発を行い、衝突防止機能を衝突シナリオに対して実験を行い、性能評価と課題について明らかにした。

衝突防止機能は、介護施設内で最も起こりうる可能性の高い壁面と床の設置物に対する衝突防止シナリオで性能評価を行った。結果として、歩行支援時かつ床の設置物以外のシナリオにおいて停止距離の範囲に止まることができた。また、歩行支援時かつ床の設置物に対する衝突防止に関し

ては、接触せずに停止が行えたが、その後の回避行動が行えないほど接近した。この結果から設置物を目視出来ないため、モータがブレーキをかけた後に歩行器が進む制動距離が増加することが示唆され、利用者及び衝突対象によって警告エリアを変更する必要があることが示唆された。

**謝辞** 本研究は、令和2年度ノーステック財団「札幌型ものづくり開発推進事業」の補助金交付を受けた。ここに深甚なる謝意を表す。

## 参考文献

- [1] 厚生労働省：健康寿命の令和元年値について，厚生労働省（オンライン），入手先（<https://www.mhlw.go.jp/content/10904750/000872952.pdf>）（参照 2022-01-01）。
- [2] 厚生労働省：要介護認定，入手先（[https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi\\_kaigo/kaigo\\_koureisha/nintei/index.html](https://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/nintei/index.html)）（参照 2022-01-03）。
- [3] 厚生労働省：介護保険事業状況報告 月報（暫定版），入手先（<https://www.mhlw.go.jp/topics/0103/tp0329-1.html>）（参照 2022-01-03）。
- [4] 厚生労働省：平成 28 年 国民生活基礎調査の概況，入手先（<https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/>）（参照 2022-01-03）。
- [5] Mori, Y., Yokoyama, S., Yamashita, T., Kawamura, H., Kato, N. and Mori, M.: Development of an autonomous forearm-supported walker for nursing facilities, *Artificial Life and Robotics*, Vol. 26, No. 4, pp. 432–441 (2021).
- [6] Ko, C.-H., Young, K.-Y., Huang, Y.-C. and Agrawal, S. K.: Active and passive control of walk-assist robot for outdoor guidance, *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, Vol. 18, No. 3, pp. 1211–1220 (2012).
- [7] Kikuchi, T., Tanaka, T., Tanida, S., Kobayashi, K. and Mitobe, K.: Basic study on gait rehabilitation system with intelligently controllable walker (i-Walker), *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 277–282 (online), DOI: 10.1109/RO-BIO.2010.5723340 (2010).
- [8] Cifuentes, C. A., Rodriguez, C., Frizera-Neto, A., Bastos-Filho, T. F. and Carelli, R.: Multimodal Human–Robot Interaction for Walker-Assisted Gait, *IEEE Systems Journal*, Vol. 10, No. 3, pp. 933–943 (online), DOI: 10.1109/JSYST.2014.2318698 (2016).
- [9] Hu, R. Z.-L., Hartfiel, A., Tung, J., Fakih, A., Hoey, J. and Poupard, P.: 3D Pose tracking of walker users' lower limb with a structured-light camera on a moving platform, *CVPR 2011 WORKSHOPS*, pp. 29–36 (online), DOI: 10.1109/CVPRW.2011.5981732 (2011).
- [10] Page, S., Martins, M. M., Saint Bauzel, L., Santos, C. P. and Pasqui, V.: Fast embedded feet pose estimation based on a depth camera for smart walker, *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4224–4229 (online), DOI: 10.1109/ICRA.2015.7139781 (2015).
- [11] Hirata, Y., Hara, A. and Kosuge, K.: Passive-type intelligent walking support system "RT Walker", *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (IEEE Cat. No.04CH37566)*, Vol. 4, pp. 3871–3876 (online), DOI: 10.1109/IROS.2004.1390018 (2004).
- [12] Hirata, Y., Hara, A. and Kosuge, K.: Motion Control of Passive Intelligent Walker Using Servo Brakes, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 23, No. 5, pp. 981–990 (online), DOI: 10.1109/TRO.2007.906252 (2007).
- [13] Huang, J., Koyachi, N., Ashida, H. and Harada, T.: Walk Measurements Using a Novel Rollator with a Free Rotating Chest Pad and an Analysis of its Effectiveness in Walk Assistance, *2019 IEEE 5th International Conference on Mechatronics System and Robots (ICMSR)*, pp. 13–17 (online), DOI: 10.1109/ICMSR.2019.8835464 (2019).
- [14] Jian Huang, Hiroaki Ashida, R. A. N. K. T. H.: The 17th International Conference on Biomedical Engineering (ICBME2019), p. 70 (2019).
- [15] Lee, G., Ohnuma, T. and Chong, N. Y.: Design and control of JAIST active robotic walker, *Intelligent Service Robotics*, Vol. 3, No. 3, pp. 125–135 (2010).
- [16] Lee, G., Jung, E., Ohnuma, T., Chong, N. Y. and Yi, B. J.: JAIST Robotic Walker control based on a two-layered Kalman filter, *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 3682–3687 (online), DOI: 10.1109/ICRA.2011.5979784 (2011).
- [17] Ohnuma, T., Lee, G. and Chong, N. Y.: Particle filter based feedback control of jaist active robotic walker, *2011 RO-MAN, IEEE*, pp. 264–269 (2011).
- [18] Sierra M, S. D., Garzón, M., Múnera, M., Cifuentes, C. A. et al.: Human–robot–environment interaction interface for smart walker assisted gait: AGoRA walker, *Sensors*, Vol. 19, No. 13, p. 2897 (2019).
- [19] Kawamura, T., Takanaka, K., Nakamura, T. and Osumi, H.: Development of an orthosis for walking assistance using pneumatic artificial muscle: A quantitative assessment of the effect of assistance, *2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, pp. 1–6 (2013).
- [20] Ohnuma, T., Lee, G. and Chong, N. Y.: Development of JARoW-II active robotic walker reflecting pelvic movements while walking, *Intelligent Service Robotics*, Vol. 10, No. 2, pp. 95–107 (2017).
- [21] 松原勝美：移動補助具：杖・松葉杖・歩行器・車椅子，金原出版（2009）。
- [22] Foundation, O. S. R.: ROS.org, available from (<https://wiki.ros.org/>) (accessed 2022-01-03).
- [23] Labbé, M. and Michaud, F.: RTAB-Map as an open-source lidar and visual simultaneous localization and mapping library for large-scale and long-term online operation, *Journal of Field Robotics*, Vol. 36, No. 2, pp. 416–446 (2019).
- [24] IntRoLab: RTAB-Map — Real-Time Appearance-Based Mapping, available from (<http://introlab.github.io/rtabmap/>) (accessed 2022-01-03).
- [25] 友納正裕：移動ロボットの環境認識，システム/制御/情報，Vol. 60, No. 12, pp. 509–514 (2016).
- [26] Yun, L., Kiam, H. A. and Chong, G.: PID control system analysis and design, *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 26, No. 1, pp. 32–41 (online), DOI: 10.1109/MCS.2006.1580152 (2006).