被歩行補助者の位置変位検出に基づく 杖型歩行支援ロボットの運動制御法の開発*

森多 隼也^{*1}, 積際 徹^{*2}, 横川 隆一^{*2}

Development of Motion Control Algorithm of Walking Support Robot Based on User-Robot Positional Displacement

Toshiya MORITA^{*1}, Toru TSUMUGIWA and Ryuichi YOKOGAWA

^{*1} Doshisha Univ., Dept. of Biomedical Engineering
Tatara-miyakodani1-3, Kyotanabe-city, Kyoto, 610-0321 Japan

The purpose of this study is to develop motion control algorithm of a walking support robot to prevent user's fall by measuring relative distance between the user and the robot. The proposed algorithm is composed of following three steps: (i) User's walking stability which is computed based on the center of gravity is evaluated by two discriminant functions which estimate the user's walking posture. The discriminant functions are obtained by performing discriminant analysis on the distance data between representative points of the user's body and the robot. (ii) The robot warns the user by lightning LED lights to make the user recognize the unstable walking state according to the detection of his/her unstable walking posture based on the result of the walking stability evaluation. (iii) The robot prevents the user's fall and assists the user's motion to stabilize the user's walking posture. To confirm the effectiveness of the proposed algorithm, fall prevention experiments are conducted with the experimental system which simulates a human walking motion by using a humanoid doll and an arm robot. The results of experiments show that the proposed algorithm is effective for the fall prevention of the user.

Key Words : Moving Robot, Motion Control, Human-Robot-Interaction, Walking Support, Impedance Control

1. 結 言

高齢者の自立した生活においては、生活で最も基本的な動作である歩行機能が重要であり、高齢者の自立歩行を支援するため様々な歩行支援機器^{(1)~(14)}が開発されている。しかし、自立歩行時における高齢者の転倒は大腿部骨折による寝たきり等の重篤な傷害だけでなく、再度の転倒への恐怖感から活動性が低下する転倒後症候群を引き起こす場合がある⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾。このように、高齢者の転倒は身体機能や QOL の低下につながるため、その防止は非常に重要である。従来研究における歩行支援機器として、操作者（被歩行補助者）から加えられる操作力により動作する電動歩行器^{(1)~(5)}、障害物をセンサにより検知し回避動作を行う歩行器^{(6)~(8)}等がある。これらの歩行器は移動のためにサーボモータを利用しており操作者の移動のアシストや障害物回避等は可能であるものの、センサによる操作者の位置計測は行われておらず、操作者の転倒に対する対策が不十分である。また、操作者の転倒防止を目的とした歩行支援機器として、操作者をベルトやロープ・支持バー等に接続することでその転倒を防ぐ拘束型の歩行器^{(9)~(11)}があるが、操作者を囲む・吊り下げる形状のため、歩行動作に制限がかかることや装置が大型化する傾向がある。また、パッシブ型の歩行器として、操作者の操作力により進行方向を調節するもの⁽¹²⁾⁽¹³⁾や、センサにより操作者の位置・姿勢を計測しサーボブレーキにより転倒防止を行うもの⁽¹⁴⁾があるが、モータ出力を使用しておらず歩行器自身が自律移動できないため転倒防止能力には限界がある。また、これらの研究において、操作者の転倒防止を目的としたロボットの運動制御法についてはあまり詳細に述べられていない。

* 原稿受付 2013 年 3 月 31 日

^{*1} 同志社大学大学院 生命医科学研究科

^{*2} 正員, 同志社大学 生命医科学部 医工学科 (〒610-0321 京都府京田辺市多々羅都谷 1-3)

E-mail: ttsumugi@mail.doshisha.ac.jp

よって、高齢者の自立歩行時における安全のため、操作者の位置情報を常に把握しつつ、非拘束型であり能動的な転倒防止動作が可能な歩行支援機器の開発ならびにその制御法の確立が求められている。

そこで、本研究では上述した要件を満たす杖型歩行支援ロボット⁽¹⁷⁾の開発を行い、歩行支援を受ける操作者の位置変位検出に基づいた転倒防止のための運動制御を提案する。本ロボットは図1のように操作者が操作部に腕を置き、移動したい方向に力を加えることで人の動きに追従することができる。しかし、被歩行補助者である高齢者は、筋力・バランス能力の低下による姿勢の崩れや、すり足歩行によるつまづきを起こすことでロボットへ寄り掛かり、ロボットに対し過剰な力を加えることがある。それにより、操作者の移動に対しロボットが先行し、操作者とロボット間の相対距離が増加することで転倒が起こる危険性がある。一般的に杖歩行時には、転倒モーメントの観点から、操作者の重心が操作者の両脚と杖の3点で構成される三角形（支持基底面）の中心近傍に存在する程、操作者の歩行状態は安定だといえる。しかし、相対距離が増加することで操作者が前傾し、その重心が前方向へ移動することにより転倒モーメントが大きくなり立位の保持が困難な不安定な姿勢となる。そこで、本ロボットに2台のレーザレンジセンサを搭載することで操作者の腰部・脚部とロボット間の相対距離の計測を行い、この相対距離情報を用いて姿勢の推定を行う。そして、この推定した姿勢に基づき、LED 警告装置による警告、ロボットの運動制御による動作補助を行うことで操作者の転倒を防止する。まず、操作者が不安定な姿勢と推定された場合には、注意力・認識力の低下に起因する転倒⁽¹⁸⁾⁽¹⁹⁾防止のため、LED を点灯させることで操作者に自身の状態を認識させ、体勢を立て直させる。そして、不安定な姿勢が続く、もしくはさらに姿勢が不安定になった場合には、操作者自身で体勢を立て直すことが困難になることから、ロボットが操作者側に移動し、動作補助を行うことによって転倒防止を実現する。

本研究では、まず、被歩行補助者の歩行時の姿勢に関して、ロボットと操作者の腰部・脚部間の距離に基づいて定義を行い、各姿勢時における距離データをレーザレンジセンサにより取得する。これにより得られた各姿勢の距離データに対し判別分析を行うことで姿勢の判別を行う合成関数を作成する。そして、その合成関数に基づいたロボットの運動制御が正常に機能するかどうか検証するため、人形を操作者と見立て転倒防止実験を行う。最後に、アームロボットと人形を用いて擬似的に人の歩行動作を再現する実験システムを構築し、操作者の立位姿勢の安定判断を行う不安定関数⁽²⁰⁾を用いた判別結果との比較を行うことで、提案する運動制御の有効性を検証する。

2. 杖型歩行支援ロボット

2・1 杖型歩行支援ロボットの構成

杖型ロボットのモデル図を図1に示す。本ロボットは走行部、昇降部、操作部の3つの主要な部分から成り立っており、寸法は幅570mm、長さ495mm、高さ884~1283mm（可変長）、質量は33kgである。ロボットは全方向への移動を可能とするためにオムニホイール（土佐電子製 TD-120[HS98]）を3個用いた移動機構を搭載しており、DC ブラシレスモータ（オリエンタルモーター社製 BLH5100K-15）によって動作する。また、操作力を制御入力に用いるために、操作部にはひずみゲージを用いた力センサを設置しており、 X 軸方向と Y 軸方向の力を検出することができる。この力センサが検出する力の大きさによって、ロボットは操作者が加えた操作力に応じた速度で走行することができる。ここで、モータの制御と力センサの値の取得のサンプリングタイムは0.01秒である。また、走行部に設置したレーザレンジセンサ（北陽電機社製 URG-04LX）、昇降部に設置したレーザレンジセンサ（北陽電機社製 URG-04LX-UG01）は、計測距離5600mm、計測角度240度、角度分解能0.36度、サンプリングタイム0.1秒の性能を有している。

2・2 制御方法

本ロボットはインピーダンス制御を基本として動作する。インピーダンス制御とはロボットに加えられた並進力およびモーメント力により、仮想的に設定された機械インピーダンス特性に従ってロボットを動作させる制御方法である。インピーダンス制御はインピーダンスパラメータを変化させることによりロボットの動作特性を変化させることができ、これにより本ロボットは操作者に合わせた動作を行うことが可能となる。本研究では、本ロボットの運動に対し図2や式(1)に示すような慣性と粘性による機械インピーダンスモデルを設定する。

$$\begin{bmatrix} M_x & 0 & 0 \\ 0 & M_y & 0 \\ 0 & 0 & I_\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{x}_R \\ \ddot{y}_R \\ \ddot{\theta}_R \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_x & 0 & 0 \\ 0 & D_y & 0 \\ 0 & 0 & D_\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_R \\ \dot{y}_R \\ \dot{\theta}_R \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ M_\theta \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで、 M_x 、 M_y はロボット座標系 Σ_R における X_R 軸方向、 Y_R 軸方向の並進運動に対する慣性係数[kg]、 I_θ はロボット座標系 Σ_R の原点周りの回転運動に対する慣性係数[kgm²/s]、 D_x 、 D_y はロボット座標系 Σ_R における X_R 軸方向、 Y_R 軸方向の並進運動に対する粘性係数[Ns/m]、 D_θ はロボット座標系 Σ_R の Z_R 軸周りの回転運動に対する粘性係数[Nm/(rad/s)]であり、これらはすべてスカラー量である。そして、それぞれの成分において歩行支援ロボットに加えられた力から4次のルンゲクッタを用いて式(1)を数値積分することで指令速度を算出し、モータへの指令角速度を求め、ロボットを動作させる。

Fig.1 Overview of stick robot

Fig.2 Virtual impedance model of motion of robot

3. 操作者の転倒防止のための運動制御

3・1 姿勢定義

高齢者の歩行には、筋力・バランス能力の低下による歩幅や歩行速度の低下や、腰部の屈曲によりかかとが上からずり足歩行になる特徴がある。よって、被歩行補助者である高齢者は、筋力・バランス能力の低下による姿勢の崩れや、すり足歩行によるつまづきを起こすことでロボットへ寄り掛かってしまう、あるいは、もたれかかるという事象が生じ、ロボットに対し過剰な力を加えることがある。そして、それにより操作者の移動に対しロボットが先行し、操作者とロボット間の相対距離が増加することで転倒が起こる危険性がある。転倒モーメントの観点から、ロボット使用時には操作者の重心が操作者の両脚とロボットの3点で構成される三角形（支持基底面）の中心近傍に存在する程、操作者の歩行状態は安定だといえる。しかし、相対距離が増加することで操作者が前傾し、その重心が前方向（+ Y_R 軸方向）へ移動することより転倒モーメントが大きくなり、立位の保持が困難な不安定な姿勢となる（詳細は4・2節、図9参照）。そこで、高齢者のロボット使用時の姿勢として図3のような3種類の歩行姿勢を定義する。各姿勢におけるロボットと操作者腰部・脚部の相対距離の関係は $L_{W1} < L_{W2} < L_{W3}$ 、 $L_{L1} < L_{L2} < L_{L3}$ で表され、姿勢Aは正常歩行姿勢（歩行時の通常姿勢）、姿勢Bは操作者の移動に対しロボットが先行することで操作者が前傾している姿勢（ロボットに対してやや寄り掛かっている姿勢）、姿勢Cはつまづき等により操作者とロボットとの相対距離が大きく離れることで重心が前方へ移動し、立位の保持が困難な姿勢とする（ロボットに対してもたれかかっている姿勢）。歩行姿勢の判別において姿勢Aは正常、姿勢B、Cは異常姿勢とし、その中でも姿勢Bは転倒に繋がりがやすい姿勢、姿勢Cは転倒直前の姿勢との定義を行い、この姿勢定義に基づき操作者の転倒防止を実現するロボットの運動制御を行う。

3・2 姿勢計測

操作者の姿勢判別のため、操作者の腰部・脚部を計測するのに適した高さにそれぞれレーザレンジセンサを設置し、ロボットと操作者の腰部・脚部間の相対距離データを取得する。レーザレンジセンサの走査範囲を図4(a)に、腰部検出の際の基準位置を図4(b)、脚部検出の際の基準位置を図4(c)に示す。レーザレンジセンサの走査範

囲は腰部・脚部周辺の 120° とした (図 4(a)). なお, 図中にある扇状部の塗りつぶし部分はレーザレンジセンサの走査範囲を示すが, 図 4(b), 図 4(c)に示す腰部, 脚部の後方領域 (センサの位置から見て腰部, 脚部の後ろ側) に関しては, レーザ光線が遮蔽されるため, 測域はできないことに注意する.

そして, 腰部位置検出に関しては (図 4(b)), 操作者の腰部の前傾により検出される腰の位置が変化するため, その影響を受けやすい Y_R 軸方向ではなく X_R 軸方向に対して最も近い位置 (x_w, y_w) を抽出点とする. また, 脚部位置検出に関しては (図 4(c)), 左右それぞれの脚部について Y_R 軸方向に対して最も近い位置 (x_l, y_l) , (x_o, y_o) を脚部位置とし, その左右の脚部位置の中心位置 (x_L, y_L) を抽出点とする. 姿勢の判別には腰部・脚部それぞれの抽出点における Y_R 軸方向の距離情報 y_w, y_L を利用する.

Fig.3 Walking posture of user with stick robot

Fig.4 Overview of scan area of laser range sensors

3・3 姿勢判別のための実験

姿勢 A, B, C を判別する基準となる腰部・脚部距離の標本データを取得する実験を行う. そして, 得られた標本データを基に判別分析を行うことで各姿勢を判別する判別関数を求める.

3・3・1 姿勢距離計測実験方法

3.1 節で定義した 3 種の各姿勢での腰部・脚部距離の標本データを取得する実験を行う. なお, 実験で用いるデータは, 3・2 節において説明した各抽出点 (腰部 (x_w, y_w) , 脚部 (x_l, y_l)) の実測値である. 姿勢 A を再現するため, 被験者は杖型ロボットに腕を置き, 体を前傾させず背筋をある程度伸ばした状態で歩行を行い, また, 姿勢 B を再現するため被験者は杖型ロボットに腕を置き, 歩行に困難を感じない程度に前傾姿勢を取りながらの歩行を行う. さらに, 姿勢 C を再現するため杖型ロボットに腕を置いた状態で直立姿勢を取り, 足の位置を固定した状態で杖型ロボットに力かけることにより前進方向に移動させる. そして, 立位姿勢の把持が困難になると感じた位置で緊急停止スイッチを押すことで杖型ロボットの動作を停止しその位置で 5 秒間姿勢を保つ. 上記 3 種の実験を行い, レーザレンジセンサにより各姿勢における腰部・脚部距離データの取得を行う. 今回の実験において, 被験者は男子大学生 4 名 (24.5 ± 0.5 (平均 $\pm$ 標準偏差) 歳, 身長 172.8 ± 2.8 cm, 体重 78.5

±9.5kg), 姿勢 A, B での歩行距離は 2m とした. そして, 各姿勢 3 回の試行を行い, 1 試行につき約 5 秒間 50 個のデータを抽出することで各姿勢 600 個のデータの取得を行った.

3・3・2 姿勢距離計測実験結果

実験より得られた被験者 4 人の各姿勢時の腰部・脚部距離データの分布図と標準偏差を図 5 に示す. 結果よりいずれの姿勢の腰部・脚部距離の分布について, 大きな特徴があり線形的に分離できることが分かる. この各姿勢における腰部・脚部距離データを標本データとして判別分析を行い, 姿勢の判別を行う関数を作成する.

Fig.5 Distribution map of distance of waist and legs

3・3・3 判別分析⁽²¹⁾

実験により得られた姿勢判別に用いる標本距離データに対し, 2 群のフィッシャーの判別分析⁽²¹⁾を行うことで A, B, C 各姿勢の距離データを線形的に分離し, 姿勢の判別をする合成関数を求める. レーザレンジレンサにより計測される腰部距離を y_W , 脚部距離を y_L として, 任意の判別係数 a_1 , a_2 , 任意の定数 h を用いて作られる合成関数を Z とすると,

$$Z = a_1 y_W + a_2 y_L + h \quad (2)$$

と定まる. ここで, フィッシャーにより, 2 つの母集団の群間分散と群内分散の分散比 F が最大になるよう a_1 , a_2 を定める方法が提唱されている. この方法を用いることで係数 a_1 , a_2 の算出を行う. まず, 姿勢 A から得られた距離データを第 1 群, 姿勢 B から得られた距離データを第 2 群とし, 実験より得られた第 1 群の距離データの標本の個数を n_1 , 第 2 群の距離データの標本の個数を n_2 とすると, 最大にすべき分散比 F は,

$$F = \frac{n_1 n_2}{n_1 + n_2} \cdot \frac{(a_1 d_1 + a_2 d_2)^2}{\sum \sum c_{ij} a_i a_j} \quad (3)$$

で推定される. ただし, d_i ($i=1,2$) は 2 群の腰部・脚部の距離データの平均の差をとったものである. また, c_{ij} は両群をプールした群内分散共分散行列 $\mathbf{C}$ の要素であり, 2 つの母集団の分散共分散行列は同一であると仮定して各群の積和行列を自由度 $n_1 + n_2 - 2$ で割ることで得られる.

そして, F を a_i ($i=1,2$) について偏微分して 0 とし,

$$b = \frac{\partial (a_1 d_1 + a_2 d_2)^2}{\partial a_i} \cdot \frac{\sum \sum c_{ij} a_i a_j}{(a_1 d_1 + a_2 d_2)^2}, \quad \mathbf{d} = \begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{a} = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

とおけば, F の偏微分を連立することで,

$$bd = Ca \quad (5)$$

となる．そして，最適な判別係数 $\mathbf{a}$ は，判別の精度に関係ないため $b = 1$ と置くことで⁽²¹⁾，

$$\mathbf{a} = \mathbf{C}^{-1}\mathbf{d} \quad (6)$$

と求まる．式(6)を用いて判別係数 a_1 ， a_2 を求め，得られた判別係数を基に，判別関数が腰部距離・脚部距離それぞれのデータの平均を通るように h の値を定めると，姿勢 A-B の判別を行う合成関数は，

$$Z_1 = -0.0349y_w - 0.0524y_L + 26.8364 \quad (7)$$

と求まる．上記の判別分析を同様に姿勢 B-C の 2 群の距離データに関して行うことで，姿勢 B-C の判別を行う合成関数は，

$$Z_2 = -0.0173y_w - 0.0861y_L + 58.233 \quad (8)$$

と求めることができる．この姿勢 A-B の判別を行う関数 Z_1 ，姿勢 B-C の判別を行う関数 Z_2 を判別関数とし，正負の値の組み合わせにより操作者の姿勢の判別を行うことができる．合成関数の正負の値と推定される操作者の姿勢の組み合わせを表 1 に示す．

Table 1 Posture discrimination by composite function Z_1 , Z_2

$Z_1 > 0$	TRUE	FALSE	FALSE	TRUE
$Z_2 > 0$	TRUE	TRUE	FALSE	FALSE
Posture	A	B	C	C

3・4 転倒防止システム

本ロボットは杖としての機能上，(i)杖を用いた自立歩行が可能である，あるいは，(ii)それに準ずるような歩行介助がある場合に自立歩行が可能となる，ある一定以上の歩行機能がある高齢者を想定している．しかし，高齢者の歩行には加齢による様々な身体機能の低下により常に転倒の危険性がある．そこで，判別した操作者の姿勢に応じてロボットの運動制御を行う．操作者の転倒防止のための制御アルゴリズムを図 6 に示す．図のように，操作者の転倒防止システムは LED 警告装置による警告，ロボットの運動制御による動作補助に分けられる．なお，姿勢判別における操作者の基準姿勢については，ロボットを用いた介助歩行時の正常歩行姿勢を事前に計測し，加齢に伴う腰部の屈曲などを考慮して個別に定める必要がある．

まず，LED 警告装置について図 7 に示す．警告装置は，認知機能が低下している高齢者に対し十分な警告効果を得るため，高輝度 LED を 8 個搭載している．ロボットにそれぞれ青色光・赤色光を発光する警告装置を 2 台搭載し，LED の光が操作者の視界に確実に入るように，注意喚起や警告が必要となる，図 3 の姿勢 B，姿勢 C において，操作者の視線が向かう先となるロボット操作部の下部に設置した．ここで，青色 LED は光度 8400mcd，赤色 LED は光度 7000mcd の性能を持ち，視覚認知機能の低下している高齢者に対するインジケータとして十分な性能を有している．

次に，ロボットの運動制御による動作補助について述べる．歩行時における安定には操作者の重心位置が重要であり，操作者が不安定となった際には，その重心位置を操作者の両脚とロボットの 3 点で構成される支持基底面の中心近傍へと近づけることで操作者の歩行を安定させる．まず，高齢者の転倒の原因として，筋力・バランス能力の低下だけでなく，注意力・認識力の低下もその一因となっていることから，操作者の姿勢が不安定（姿勢 B）となった際に LED を点灯することで警告を行い，操作者に自身の状態を認知させることで体勢を立て直させる．それにより，注意力・認識力に起因する転倒を未然に防ぐことができる．そして，LED による警告を

行った後も操作者が自ら姿勢を立て直すことができず、不安定な姿勢が続く、もしくはロボットと操作者の相対距離が更に大きくなり、姿勢 C と判断した場合にはロボットによる動作補助を行う。ロボットと操作者間の相対距離が大きく、操作者の姿勢が不安定である場合、重心位置が前方向にあるため上肢の力により身体を支えなくてはならず、操作者はロボットに寄り掛かる姿勢を取ることになる。この場合、ロボットに操作力が加えられ続けることで操作者とロボットの相対距離が更に増加し、操作者が転倒しやすくなるため、ロボットの運動を停止させる必要がある。そして、ロボットを停止させた後、操作者が自ら体勢を立て直すことができない場合、ロボットを操作者側へ移動させることで操作者の体勢を立て直す動作補助を行う。上記の LED による警告システムとロボットの運動制御により操作者の転倒防止を実現する。

Fig.6 Flowchart of proposed algorithm

Fig.7 Overview of LED indicator

4. 実験方法

4・1 人形転倒防止実験

提案した制御アルゴリズムにより転倒防止が行えるかどうかの検証を行う。実験の概要を図8に示す。本実験では、アルミフレームで製作した擬似的な骨格が挿入された等身大の人形を操作者として用いる。姿勢B、Cのそれぞれの姿勢について、ロボットが判別した際の動作を検証するため、人形の姿勢をAからB、BからCに遷移させることで実験を行う。実験方法として、人形の腕をロボットの操作部に固定し、直立させた状態を初期姿勢とし、その状態から杖型ロボットに前方向（ $+Y_R$ 軸方向）に対して一定の速度指令値を与える。これによりロボットのみを前方に移動させ、人形とロボットの相対距離を徐々に増加させることで転倒防止システムを動作させる。ここで、LED点灯後、ロボットが一時停止するまでの時間を2秒、ロボットが一時停止後に移動を始めるまでの時間を2秒と設定する。また、2台のレーザレンジセンサの設置位置は人形の腰部・脚部の高さに合わせた位置に最適化を行う。そして、それぞれの姿勢を遷移させる動作時においてロボットと人形の位置を3次元位置計測装置 VENUS 3D により計測する。

Fig.8 Overview of experiment of fall prevention

4・2 不安定関数比較実験

4・2・1 不安定関数

操作者の起立姿勢の安定判断を行う関数として、操作者がロボットに加える操作力や操作者の脚部とロボットの相対位置により構成される三角形の重心位置から以下のような関数が導出できる。これは歩行支援ロボットを用いた人間の歩行状態を観察した結果より、幾何学的な条件から得られた関数である⁽²⁰⁾。関数を構成する距離について図9に示す。

$$G_{Ev}C(l, l_I) = \alpha \left(\frac{l}{l_I} - C_I \right) \quad (9)$$

$$G_{Ev}D(PP_S) = \beta \left(\frac{1}{PP_S} - D_I \right) \quad (10)$$

$$G_{Ev}(l, l_I, PP_S) = \alpha \left(\frac{l}{l_I} - C_I \right) + \beta \left(\frac{1}{PP_S} - D_I \right) \quad (11)$$

ここで、 $G_{Ev}C$ は左脚とロボットの相対距離に基づく関数であり、 l は左脚とロボットの相対距離、 l_I は初期の左脚とロボットの相対距離、 C_I は l/l_I の初期値を表す。そして、 $G_{Ev}D$ は操作者の操作力による重心移動に基づく関数であり、 PP_S は操作者の両脚とロボットの3点を結んだ三角形に対し、操作者の重心位置からの距

離が最も小さい垂線の垂線距離, D_l は $1/PP_S$ の初期値を表す. また, G_{Ev} は $G_{Ev}D$, $G_{Ev}C$ の両者を加えた関数である. これらの不安定関数のいずれかが 10 以上となると操作者が不安定と判断することとする.

Fig.9 Stability triangle composed of the robot and user's legs

4・2・2 実験方法

実験の概要を図 10 に示す. 実験方法として, アームロボット PA10 の手先位置に人形を固定し, 杖型ロボットの操作部に人形の腕を設置した状態から, 以下の 2 種類の動作を行わせる. なお, この実験システムでは, アームロボット手先の運動にインピーダンス制御が施されているので, 人形の腰部・脚部と杖型ロボットに取り付けたロープに力を加えて引っ張ることで, 擬似的な歩行動作を模擬することができる.

- (1) 右脚踏み出し動作: 人形の右脚・腰部, および杖型ロボット操作部に紐を取り付け, 人形の左脚の位置を固定した状態で同時に $+Y_R$ 軸方向へ引っ張ることで操作者の歩行動作を再現する. 踏み出し距離は高齢者の杖歩行時の平均歩幅から 0.4m とする⁽²²⁾.
- (2) 杖型ロボット先行動作: 杖型ロボット操作部に紐を取り付け, 人形の両脚を床に固定した状態で $+Y_R$ 軸方向へ紐を引っ張ることで操作者と杖型ロボットの相対距離が徐々に増加する状態を再現する. 杖型ロボットの移動距離は高齢者の平均歩幅を上回る 0.5m とする.

これらの動作時の人形の腰部・脚部の距離をレーザレンジセンサにより計測し, それにより求めた合成関数 Z_1 , Z_2 , および不安定判別関数 $G_{Ev}C$, $G_{Ev}D$, G_{Ev} の値を検証する. 本実験では式(9), (10), (11)において $\alpha = 7$, $\beta = 0.3$ とする.

Fig.10 Overview of comparative experiments between instability function and proposed function

5. 実験結果・考察

5・1 人形転倒防止実験

実験結果を図 11, 12 に示す. 図 11(a)は姿勢 A から姿勢 B への遷移時の VENUS 3D により計測した人形の肩の Z , Y 方向の変位およびロボットと人形間の距離, LED 警告装置の点灯状態, 図 11(b)は合成関数の値を表し,

図 12(a)は姿勢 B から姿勢 C への遷移時の VENUS 3D により計測した人形の肩の Z 、 Y 方向の変位およびロボットと人形間の距離、LED 警告装置の点灯状態、図 12(b)は合成関数の値を表す。図 11 より、ロボットと人形の距離が大きくなり合成関数 Z_1 が負の値になることで LED が点灯し (2 秒)、点灯後も合成関数 Z_1 が負の値 (2 秒～4.5 秒) であるためロボットが一時停止 (4.5 秒～7 秒) した後、人形の側 (Z 軸方向) へ移動 (7 秒～9 秒) し再び停止 (9 秒～) している。よって、ロボットの運動制御により、ロボットが停止すると同時に人形の前方向 (Y 軸方向) の変位も停止しており、人形がそれ以上前方向へ倒れこむことを防止している。そして、ロボットが人形側へ移動すると同時に肩部の Y 軸方向の変位も小さくなっていることから初期位置、つまり正常姿勢に近づいていることが分かる。

次に、図 12 より、 Z_1 が負の値の状態なので最初から LED が点灯しており、その状態でロボットと人形の相対距離が大きくなり合成関数 Z_2 が負の値となることでロボットが一時停止 (2 秒～4 秒) した後、人形の側 (Z 軸方向) へ移動 (4 秒～9 秒) し、 Z_1 が正の値になると同時に再び停止している。よって、ロボットの運動制御により、姿勢 B 時と同様人形の倒れこみの防止ができており、また、今回は初期姿勢が姿勢 B だったため人形の初期位置より人形側に移動し初期姿勢より肩部の位置が高くなっていることから、初期姿勢より正常姿勢に近いことが確認できる。以上より、人形の姿勢が不安定と判断された際には LED を点灯することで警告が行われていることや、ロボットの運動制御により人形の転倒防止ができていたことが検証できた。よって、歩行中にロボットと操作者の相対距離が大きくなった際にも操作者の転倒防止が可能だと考えられる。

Fig.11 Experimental result of fall prevention (posture B)

Fig.12 Experimental result of fall prevention (Posture C)

5・2 不安定関数比較実験結果

3 試行における不安定関数と提案手法による判別関数の平均値と時間の関係を、一歩踏み出し動作について図 13(a)に、杖型ロボット先行動作について図 13(b)に示す。また、実験での人形と杖型ロボットの様子を一歩踏み出し動作終了時について図 14(a)に、杖型ロボット先行動作終了時について図 14(b)に示す。一歩踏み出し動作において、図 13(a)より不安定関数は 10 を越えておらず、また、判別関数は 0 以上であるため両関数において安定・正常と判断している。図 14(a)においても人形の姿勢が安定していることから正しい判断が行われていることが

分かる．次に，杖型ロボット先行動作時において，図 13(b)より最終的に不安定関数はしきい値となる 10 を越えており，また，判別関数 Z_1 は 0 以下であり姿勢 B と判別していることから両関数において不安定だと判断している．図 14(b)においても人形の姿勢が不安定なことが明白なため正しい判断が行われていることが確認できる．ここで，両関数が不安定と判断した時刻の平均値と標準偏差を表 2 に示す．表 2 より，姿勢が不安定と判別を行うまでの時間については，提案手法による判別が不安定関数より約 6.7%早くなっている．この結果に対して各関数について検証することで考察を行う．

図 13(b)より，不安定関数 $G_{EV}C$ は増加している一方， $G_{EV}D$ は減少している． $G_{EV}C$ は左足と杖型ロボットの相対距離により増加する関数であり，実験では杖型ロボットのみが前進する一方両脚の位置は固定され，左足と杖型ロボットの相対距離が増加することが原因であると考えられる．そして， $G_{EV}D$ は杖型ロボットと操作者の両脚の 3 点で構成される三角形の重心，杖型ロボットに加えられる操作力の大きさに依存する関数であり，この動作において大きな操作力は加えられておらず，更に杖型ロボットが前進することで三角形の面積が増加することが原因だと考えられる．また，提案手法による合成関数 Z_1 ， Z_2 は操作者の脚部・腰部の距離に依存する関数であり，どちらも減少しているが，図 13(a)と比較し減少の傾きが大きいことが読み取れる．これは，右足と左足の中心位置を脚部の距離としていることや，一歩踏み出し動作とは異なり操作者自身は移動せず，腰部距離も増加することから起こると考えられる．よって，杖型ロボット先行動作において，不安定関数は左足の距離のみでの判別が行われることに対し，提案手法による判別では，両脚部，腰部距離を利用した判別が行われることから，不安定関数より僅かに早く操作者が不安定だと判別されたと考えられる．以上のことから，人の歩行動作を擬似的に再現する人形を用いた実験において，本手法による判別が有効であるとの結論を得ることができた．

しかしながら，実際の人間が被験者となる実験においては，歩行機能の程度の違いや，歩行状態の違いによって，様々な状況や連続的な状態変化が生じることから，これらに対応できるようなパラメータの調整方法や，姿勢判別の閾値設定方法の確立については，今後の課題としたい．

Fig.13 Relation between instability function and composite function

Fig.14 Overview of stick robot and doll in experiment

Table 2 Average of discrimination time of instability function and composite function

	Instability function	Composite function
Time [s]	7.64	6.76
Standard deviation	0.38	0.16

6. 結言

本研究では、レーザレンジセンサによる操作者－ロボット間の距離計測に基づく杖型歩行支援ロボットの運動制御法を提案し、被歩行補助者の転倒防止を実現するロボットシステムを構築した。具体的には、歩行支援時における操作者の姿勢定義を行い、各姿勢時の距離データに基づいて姿勢判別を行う関数の作成を行った。その判別した姿勢に応じて LED 警告装置およびロボットの動作補助による転倒防止を実現するロボットの運動制御法を開発した。そして、アームロボットと人形を用いて擬似的に人の歩行動作を再現する実験システムを構築し、定量的な評価を行うことで提案制御法の有効性を示した。

謝辞

本研究の一部は日本学術振興会 科学研究費補助金 基盤研究(C) (課題番号：24560311) の援助を受けた。ここに記して謝意を表する。

文献

- (1) Matthew, S., Haoyong, Y., Steven, D., “Robotic Personal Aids for Mobility and Monitoring for the Elderly”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 14, No. 3 (2006), pp. 344-351.
- (2) Chungo, D., Asawa, T., Kitamura, T., Jia, S., Takase, K., “A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous Assistance during Standing, Walking and Seating Operation”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2009), pp. 4487-4492.
- (3) Yinlai, J., Shuoyu, W., Ishida, K., Ando, T., Fujie, G.M., “User Directional Intention Recognition of an Omnidirectional Walking Support Walker”, *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation* (2011), pp. 1291-1296.
- (4) Chun, H.K., Kuu, Y.Y., Yi, C.H., Sunil, K.A., “Active and Passive Control of Walk-Assist Robot for Outdoor Guidance”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 16 (2012), pp. 1-10.
- (5) Andrew, J.R., Richard, S., Rory, A.C., Michael, L.B., “Clinical evaluation of Guido robotic walker”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 45, No. 9 (2008), pp. 1281-1294.
- (6) Hyeon, M.S., Chi, Y.C., Eung, H.L., Hong, K.M., Seung, H., “Development Walking Assistant Robot for the Elderly Based on Shared Control Strategy”, *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 6, No. 9A (2006), pp. 189-195.
- (7) Rentschler, A.J., Cooper, R.A., Blasch, B., Boninger, M.L., “Intelligent walkers for the elderly: performance and safety testing of VA-PAMAID robotic walker”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 40, No. 5 (2003), pp. 423-432.
- (8) Ming, F.C., Wei, H.M., Chien, K.L., Li, C.F., “Design and Implementation of an Active Robotic Walker for Parkinson’s Patients”, *SICE Annual Conference* (2012), pp. 2068-2073.
- (9) Aleksandar, V., Dejan, B.P., “Walkaround: Mobile Balance Support for Therapy of Walking”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 16, No. 3 (2008), pp. 264-269.
- (10) 武田三四郎, 甲斐義弘, 小金澤鋼一, “吊り上げ式インテリジェント歩行支援機の開発 (ブレーキによる患者転倒防止制御)”, 日本機械学会 2008 年度年次大会講演論文集, Vol. 7, No. 08-1 (2008), pp. 217-218.
- (11) 野方誠, 平井航, 板谷亮介, “高齢者歩行訓練ロボットにおける無拘束訓練動作判別”, 電気学会論文誌 C, Vol. 131, No. 9 (2011), pp. 1587-1594.

- (12) Glein, W., Pradip, S., Majd, A., Kevin, G., Alexandre, L., Cunjun, H., “User Intent in a Shared Control Framework for Pedestrian Mobility Aids”, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 3 (2003), pp. 2962-2967.
 - (13) Vladimir, K., Aliasgar, K., Edmund, L., Judith, M., Richard, S., “iWalker: Toward a Rollator-Mounted Wayfinding System for the Elderly”, *IEEE International Conference on RFID* (2008), pp. 303-311.
 - (14) Hirata, Y., Hara, A., Kosuge, K., “Motion Control of Passive Intelligent Walker Using Servo Brakes”, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 23, No. 5 (2007), pp. 981-990.
 - (15) 江藤文夫, “高齢者の転倒の原因”, 日医雑誌, Vol. 122, No. 13 (1999), pp. 1950-1954.
 - (16) 古名丈人, 島田裕之, “高齢者の歩行と転倒 疫学的調査から”, バイオメカニズム学会誌, Vol. 30, No. 3 (2006), pp. 132-137.
 - (17) 宮本昌和, 横川隆一, 柴田浩, “分散型移動支援ロボットの設計と制御”, 日本機械学会関西支部第81期定時総会講演会講演論文, No. 64-1 (2006), paper no. 5-18.
 - (18) 村田伸, 津田彰, “在宅障害高齢者の身体機能・認知機能と転倒発生要因に関する前向き研究”, 理学療法学, Vol. 33, No. 3 (2006), pp. 97-104.
 - (19) 山田実, 村田伸, 太田尾浩, 村田潤, “高齢者における二重課題条件下の歩行能力には注意機能が関与している—地域在住高齢者における検討—”, 理学療法科学, Vol. 23, No. 3 (2008), pp. 435-439.
 - (20) 植村樹, 積際徹, 横川隆一, “歩容推定と操作力による杖型歩行支援ロボットの運動制御”, 第55回自動制御連合講演会, (2012), pp.374-375.
 - (21) 中谷和夫, 多変量解析, 第1版 (1981), pp. 156-161, 新曜社.
 - (22) 永田雅章, “片麻痺患者の杖歩行の分析”, リハビリテーション医学会誌, Vol. 28, No. 1 (1991), pp. 27-37.
-