

歩幅推定によるリハビリテーション促進ロボットの検討

岡崎 純己^{†1} 保科 篤志^{†1} 池田 悠平^{†1} 菅谷 みどり^{†1}

概要:高齢者に対するリハビリテーションを支援する研究では、高齢者にロボットスーツやベルト等の器具によって行動を支援する方法が提案されている。しかし、個人で気軽に利用することを前提とした方法はまだ十分に提供されていない。本研究では、高齢者が個人でリハビリテーションを行えるように「リハビリテーションロボット」を提案した。本方式では、リハビリテーションロボットが、人の歩幅に合わせて適的な動作を行うために歩幅推定を統計的手法により行い、その推定にもとづく移動および移動補助をするものとし仕組みを設計、実装した。評価では、実験により歩幅推定がどの程度正確に行えるかを評価し、その有効性を検証した。

Rehabilitation Robot based on the Measurement of Stride

JUNKI OKAZAKI^{†1} ATSUSHI HOSHINA^{†1}
YUHEI IKEDA^{†1} MIDORI SUGAYA^{†1}

Abstract: In a study to support the rehabilitation for the elderly, research to support the action by the device, such as a robot suit and belt have been proposed to the elderly. However, not suitable for use in the assistant are required individual caregiver during use. In this study, I propose a "rehabilitation robots" so the elderly can be performed rehabilitation in individual. Promotion of rehabilitation using the questionnaire was whether the investigation has been carried out. Our proposed method in the "rehabilitation robot" was obtained the result that it is effective.

1. はじめに

近年、少子高齢化の影響によって高齢者が増加しており、2025年には高齢者人口が全人口の約30%に達するなど超高齢化社会の進行している[1]。高齢者の増加に伴い、65歳以上の高齢者の増加に伴う介護負担の増加が顕著となっている[2]。介護の一つに、理学療法士による身体機能回復訓練(歩行訓練等)がある。これは、身体機能の衰えた人達に対して運動能力の回復を目的としており、リハビリテーションと呼ばれる。リハビリは身体機能回復のために重要な介護であるが、理学療法士が不在の際や自宅等で行うためには、看護師、および家族が歩行方法等などの実施に関して理学療法士からの引継ぎと実施が必要であり、介護側に負担が大きい。一方、実施者にとっても、面倒、習慣がない、終わりが見えないなど、意欲の維持が困難であるという問題がある[3]。

リハビリテーションの負担軽減を目的とした、支援の仕組みは様々提供されている。例えば、使用者の下肢に装着したロボットスーツと歩行器の組み合わせによって、使用者の歩行の補助のリハビリテーションを行う方法[4]や、トレッドミルと体幹を支えるベルトやアームによって、歩行障害を有する患者の歩行練習のリハビリテーションを支援する方法[5]などが提案されている。しかし、これらの提案では、リハビリを行うためには看護師や介護士の介助が

前提となっており、場所・人材・器具等の面で個人での運用に適していない。また、運用中に実施者自身が身体的能力向上の改善を確認する手立てがないため、リハビリテーション継続に関与する患者の継続意欲に少なからず影響を及ぼすことが考えられる。

本研究では、介助を前提せず、患者が歩行訓練を気軽に繰り返し行うことを実現するためのリハビリテーション促進ロボットを提案する。本ロボットは、実施者の移動先への誘導と、意欲向上の仕組みを提供する。移動先への誘導では、歩行誘導の手法を提案する。具体的には、リハビリテーション実施者の脛に取り付けたセンサ値をもとに歩幅推定を行い、本推定値に基づいた誘導を実現する。推定値に基づく制御を行うことでロボットとリハビリ実施者の距離を精度よく適切に保ち、使用感を向上させることで、誘導者がいなくても、適切に歩行訓練を行えるものとする。

本論文では、これらの手法の提案、および実験と結果について報告する。本論文の構成は、2節にて提案システムの課題および設計概要、3節にてその中心となる歩幅推定手法、4節にて設計と実装、5節にて実験、6節にて結論と今後の課題について述べる。

2. 提案システム

2.1 課題

リハビリテーションの促進において、まず考えなくてはならないことは、最終的には実施者が一人で歩行できるよ

^{†1} 芝浦工業大学
Shibaura Institute of Technology University

うにすることである。一般的に、リハビリ時には、杖や歩行器といった道具を介した「独歩」という自力で歩く訓練がある[6]。図1に独歩用の機具を示した。独歩用の機具は一人で訓練できることから気軽に利用できる一方、器具に掛ける荷重から使用の際に上肢に被る疲労などの負担や、不安定な姿勢によって転倒が引き起こされるという問題が発生する事が報告されている[7]。一方、近年 HAL のロボットスーツが提案されている[8]。このスーツは、本来の歩行体勢を支援するものなので、余計な荷重による負担が少ない一方、スーツの利用にあたり支援者が必要であることや、高価であることから、気軽に利用することが困難である問題がある。



図1 左より T字杖,四点杖,固定型歩行器,車輪付き歩行器

2.2 提案

我々はロボットの自律移動による体勢負担の軽減と、気軽な個人利用のための機具として、移動ロボットによるリハビリテーション促進ロボットを提案するものとした。本提案では、程度歩行ができる実施者を想定し、歩行誘導をロボットが自律的に行うことで、使用者が無駄な負担なく歩行を行えるメリットがある。また、ロボットがリハビリ実施者の歩行に沿って誘導的に自律移動することによって使用者が看護師などの介助者なしで歩行の練習を自立的に行うことができると考えた。

2.3 設計概要

ロボットの自律移動による体勢負担の軽減と、歩行の支援の実現する方法として、ロボットが自律移動する特性を利用して、杖が自動的に先にゆく、というイメージを想定した。ロボットが自律的に歩行方向に誘導を行うことにより、自分で杖をつく場合の体勢負担を軽減できると考えた。我々は比較的軽度の実施者が利用することを想定し、図2に誘導を考慮したロボットと人との行動における関係の概要を示す。はじめに、ロボットが初期位置に位置した後、リハビリ実施者が歩行を開始する。すると、ロボットは、実施者から得られた歩幅情報に応じて、適切な位置に移動する。リハビリの間、これを繰り返す。歩幅はセンサ値を用いて推定する。また、その際に得られる使用者の歩数、移動距離、時間をディスプレイに反映することでリハビリ結果を視覚的に確認できるようにする。

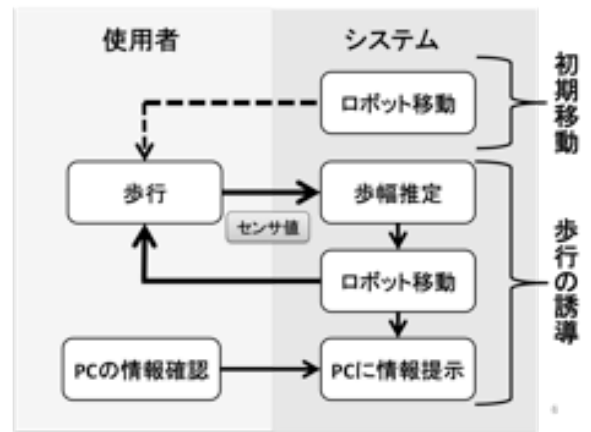


図2 ハビリテーションロボットのシステム構成図

3. 歩幅推定手法

3.1 検討課題

移動先に誘導するためには、適切な移動先をロボットが計算できる必要がある。この際の移動距離の設定するために、本研究では対象者の歩幅を推定する。ロボットなどの歩行の模擬や歩行補助を目的とした歩幅の推定方法は数多く研究されている[9,10,11,12,13]。歩幅の推定の方法としては、外部のセンサを用いる方法、やロボット側にセンサを装着する方法、人にセンサを装着する方法[11,12,13]などがある。外部センサの利用については、センサが設置されている場所に固定されてしまうことから、人かロボットに設置することが望ましいと考えた。この際に、[11][12]を参考に歩幅推定方法として、加速度センサを使用者に装着し、使用する事にした。加速度センサの値を動的に取得し、その値をもとにロボットの位置を決める方法を検討した。

3.2 加速度センサを利用した歩幅推定

歩幅推定では、センサなどを用いずに人の身長から計算により求める方法や、一定距離を歩数で除算し、歩幅の平均を求める方法などが提案されている [10][11]。しかし、こうした方法は、歩幅は計算により固定されることから、歩行する度に变化する歩幅に対応することができないという問題がある。そこで、本研究では使用者の歩行毎の値を用いる方法を検討した。また、装着位置を人とロボットのいずれにするか、という点についても検討を行った。センサを装着する箇所をロボットとした場合、簡易なセンサではロボットから実施者の位置により誤検出が多くなることが予測され、全体のコスト構成も考慮した本研究の趣旨と外れることから、直接的に使用者に簡易センサを装着するものとした。リハビリは、サポーターなどを装着して行うことも一般的に行われており、簡易センサの装着は大きな負担ではないと考えた。

最後に、センサを用いた歩幅推定について述べる。既存研究では、加速度センサを用いて使用者の歩行時の股の角

度から実施者の歩幅を推定する方法が提案されている[9].
しかし、股の角度による角度取得では角度による振幅が狭く誤差が大きい問題がある. そこで本研究では、膝下に加速度センサを装着し、歩行時の角度を取得することで歩幅の推定をする手法を提案するものとした.

3.3 予備実験

膝下に装着した加速度センサの値の有効性を検証するために、予備実験実施した(6名, 20代前後)実験協力者には、高齢者疑似体験教材を用いてもらった. 本教材は体に制約を化すことで実際の高齢者に近い状態を体験できるものである[15]. 角度の測定にあたり、加速度センサを被験者の利き足の脛に装着するものとした. 腿ではなく脛に装着する理由は、老人は身体機能の低下に伴い、足を高く上げずに「すり足」歩行をするようになり、測定できる角度が小さくなりデータの判別がつかないことを先行する実験で確認したことによる.

測定では、起立し静止している際の角度を基準角度(0°)とし、実施者が加速度センサを装着した足を踏み出した場合、測定した角度を正とし、膝が最大限に曲がった状態の角度を最大角とする(図3左). 反対に使用者が加速度センサを装着した足が軸足の場合、測定した角度を負とし、膝が最大限に曲がった時の角度を最小角とする(図3右).

以上の条件下で歩幅を 30cm, 40cm, 50cm, 60cm に固定し、移動した際の角度と歩幅を調査する.

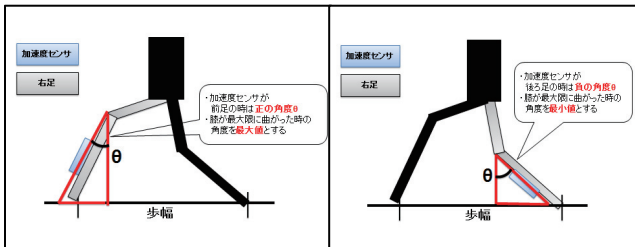


図3 加速度センサを装着した足を踏み出した時の状態

3.4 結果

歩幅 50cm における結果の一部を図4に示した.

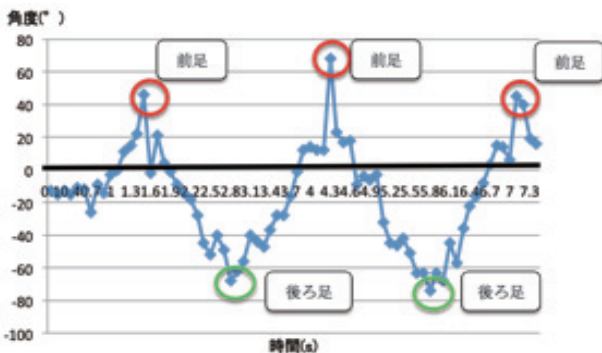


図4 歩幅 50cm における角度の変位

図の黒線は被験者の基準角度を示す. 図より、センサを装着した足の状態を把握することができる. これを最大値(前足), 最小値(後ろ足)毎に、歩幅ごとの角度を6人分平均した. 歩幅毎の平均値を比較したところ、前足の最大角度では、歩幅ごとの差がほぼ見られなかったのに対して、後ろ足の最小角度は、歩幅による差がみられた. このことから、後ろ足の角度を参照して設計するものとした. この結果の理由は、日本人の歩行方法は基本的に前足を主軸としており、前足に伴って前進を移動させるような移動方法であるため、一定の膝角度に達した際に残りの距離を全身による重心移動で補おうとするため前足の角度の変化に法則性が見られないと考えられる. また、最小値においては歩幅が増加することによる角度の変化は、重心が前に掛かる際に後ろ足が伸ばされる為だと考えられる[12].

3.5 後ろ足データの分析

後ろ足の最小角度の値をもとに、クラスタ分析(最短距離法)を行い、歩幅毎に角度の特徴の類似性が高い上位2グループを図に示した(図5).

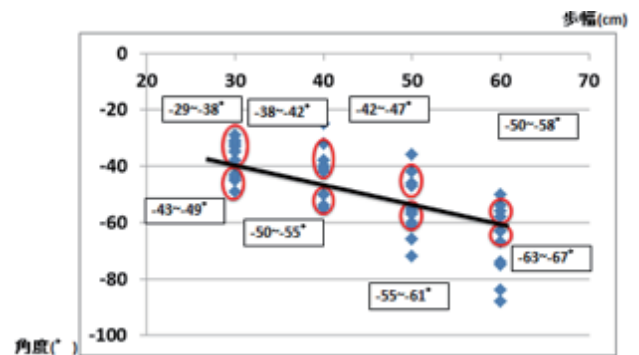


図5 歩幅の最小値のクラスタ分析

図5より、歩幅(横軸)の増加毎に、角度が減少しており、また、途中で分割した際に上段のグループと下段のグループに分割することができることが分かった. また、本グループは全ての歩幅において、角度の範囲が異なるという結果になった. その結果を表1に示す.

表1 最小値の上位2グループの最大値と最小値

歩幅 (cm)	30	40	50	60
角度 ($^\circ$)	-29~-38	-38~-42	-42~-47	-50~-58
	-43~-49	-50~-55	-55~-61	-63~-67

表1の結果から、上段下段のグループ共に歩幅ごとに取りうる角度の値において、角度間に角度の空白が発生している. 50cm と 60cm の歩幅における上段: 3° , 下段: 2° である. この点については、補正を行う必要があるが、これ以外については、ほぼ歩幅ごとの角度は 10cm おきに連続値となっている.

このように、角度によって2グループが形成された理由とした使用者の膝下の長さが関係しているのではないかと考えた。例えば、足の長い人は、膝下の長い人は、 θ_{long} 角度が足の短い人の θ_{short} に比べて小さい、といえる(図6)。

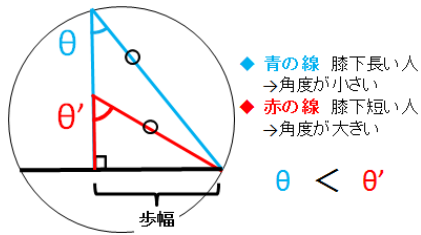


図6 膝下の長さの違いによる角度の違い

実際に、膝下の長さが実際にグループに分けられた要因となっているかどうかをグループごとに膝下の長さ歩幅との関係性を調査した結果、上段の平均は45.2cm、下段の平均は44.3cmという結果になった。このことから、最小値(後ろ足)の角度の範囲を用いる事によって、使用者の膝下の長さの個人差を把握することができることが分かった。本推定方法をもとに、システムの設計と実装を行うものとした。

4. 設計と実装

4.1 システム動作図

歩幅推定の方法をもとに、リハビリテーションロボットを開発する。決定したリハビリテーションロボットのシステムの動作図を以下の図7に示す。

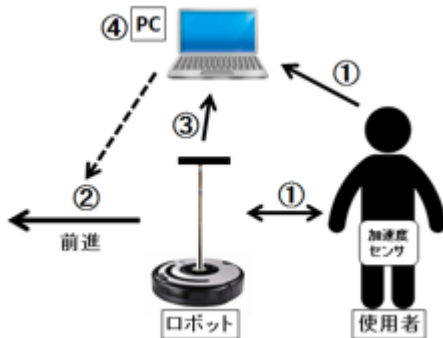


図7 ロボットの形状とシステムの動作図

本仕組みは、使用者が歩行動作をした際にロボットが補助的に動作するものとした、以下に動作を示す。

1. 人に装着した加速度センサから角度($^{\circ}$)と、計算により導き出された歩数(歩)情報をロボットとPCに送信
2. 1の値をもとに、PC上のプログラムが、使用者の歩数や歩幅推定し、ロボットに使用者の歩幅分の移動を距離情報として移動命令を送る。
3. ロボットが2に従って動作した際の使用者の距離情報(cm)、時間(秒)をPCに送信
4. 1,2の情報をもとにPC画面に使用者のリハビリに関わる情報(移動距離、歩数、時間)を、視覚的に提示する。
5. 以上の1~4の動作を繰り返す。

以上のシステムをもとに本システムの実装を行う。またロボットの形状においては、実施者に歩行以外の面での負担を極力減らす事で筋力がない方が負担なく使用できるように考慮するため、器具を使用した際にかかる荷重を使用者が被る負担とする事で調査し、結果負担が最も少なかった器具を使用する上で最適な形状としてロボットに組み込むことにする。

本研究で先行した実施したアンケートと実験にて、T字杖、四点杖、固定型歩行器、車輪付き歩行器の比較を行った。高齢者の体勢は前傾姿勢であることから、杖では四点杖、歩行器では基本姿勢においては固定型歩行器、移動姿勢においては車輪付き、が荷重の軽減で優れている結果となった。ロボットにより車輪付きのようなスムーズな移動を可能にし、車輪付きでは行いにくい使用者が停止している際のストッパーもある程度実現することで、使用者の力加減の間違いによって引き起こされる転倒の防止を測ることができると考えられる。四点杖に関しては、ロボットに杖を固定することによって擬似的に四点杖の状況を作り出すことで対応する。T字杖が好まれる結果となったので以下の図5のような形状となった。



図8 リハビリテーションロボット形状

4.2 歩幅推定処理

実験より得られた歩幅毎の角度情報を用い、以下のアルゴリズムに従って歩幅推定の判定を行う。図9に歩幅推定のフローチャートを示す。

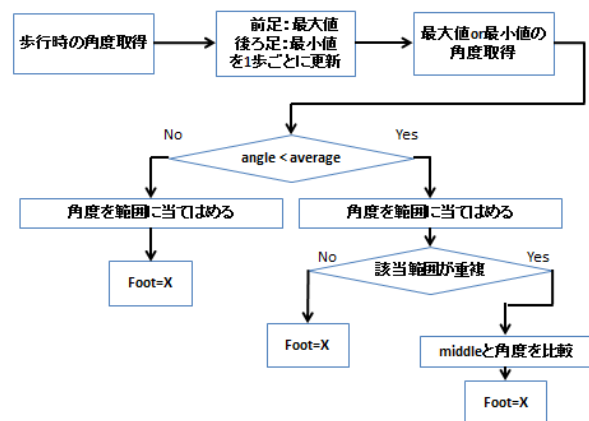


図9 歩幅推定フロー

実施者が一歩歩くごとに加速度センサの値を更新する。使用者の直立姿勢時の角度を $average(0^{\circ})$ とし、得られた $angle(角度)$ の値を比較することで角度の正負を判定する。

ここでの正負判定は、装置を装着した足が前と後ろどちらにあるかの区別をするためのものである。判定後、歩幅ごとの角度の範囲と angle の該当箇所を判定する。合致する箇所が存在する場合は、使用者の歩幅として foot に代入する。歩幅の範囲ごとに平均値 middle を設定することで、歩幅毎の角度の範囲に起きる重複による判定ミスを防ぐものとした。また、適切な歩幅を推定するために、middle と angle の差分で最も 0 に近い値をその時の歩幅値として用いるものとした。

4.3 システムフローチャート

歩幅推定アルゴリズムを組込んで、全体システムのフローチャートを作成する。以下の図 10 に本システムのフローチャートを示す。

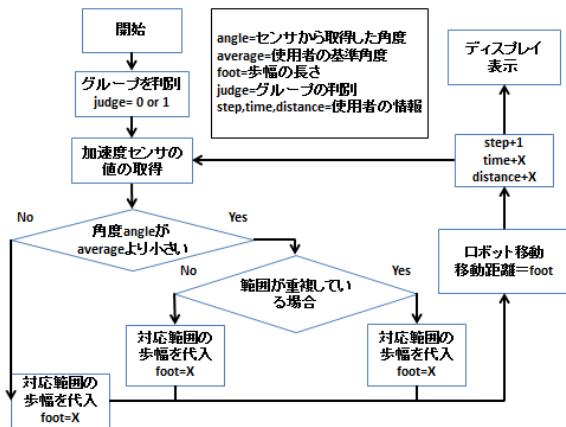


図 10 全体のシステムのフローチャート

歩幅推定では、まず事前に予備実験で行った方法と同じように使用者の歩幅ごとの角度の範囲を取得する。取得した最小値の角度の値を歩幅毎に上グループと下グループの範囲に照らし合わせ、複数回取得する中で該当範囲が多いグループを適正グループとして決定し、変数 judge に上グループ=1, 下グループ=0 として代入する。

歩幅推定方法により、歩幅を導出した後、導き出された歩幅 foot はロボットの動作距離として代入する。ディスプレイに反映する使用者の情報は、加速度センサ、iRobot Create より取得する情報を、使用者の 1 歩ごとに行う。以上をシステムが動作している間、常に繰り返すものとした。

4.4 複数手法の実装

3 節にて述べた歩幅推定手法は、限られた実験データをもとに推定を行う手法であることから、この実験データに含まれない足の長さを持つ実施者によってはパターンに該当せず歩幅推定の精度に誤差が生じる可能性がある。そこで事前に取得する使用者の歩幅ごとの角度をそのまま歩幅推定の判定に使用する方法を、個人に合わせた参照方法と

して対応するものとした。2つの参照方法どちらの場合を使用すればより良い歩幅推定の精度、使用感を得られるか比較する。以下に、二つの方法の差異をまとめた。

(1) グループ参照

グループ参照では、予備実験データをもとに上段、下段 2つのグループを、事前に実施者より予備実験で行った方法と同じく歩幅毎の角度の情報を取得する。取得した角度情報と 2つのグループを比較し、該当する範囲が多いグループを使用者の適正グループとして選択する。以降は、歩行の際に得られた角度を歩幅ごとの範囲に照らし合わせることで歩幅の推定を行う。

(2) 個人参照

個人参照では、事前に実施者から予備実験で行った様に 30cm~60cm での角度情報を取得し、使用者に対応した歩幅毎の角度の範囲を設定する。この際に設定した範囲において歩幅毎の角度の値の重複が起こる事が想定されるので、歩幅毎に角度の平均値を設定し、平均値により近い歩幅を使用者の歩幅として処理することで歩幅の推定を行う。

5. 実験

5.1 実験内容 精度調査

ロボットの動作について、歩幅推定の精度を調査する。歩幅推定の精度は、結果的に適切なロボットの移動を促し、実施者の器具使用時の負担を減らすことに貢献できると考えられる。本実験では、実際の歩幅結果をもとに、検証を行う (図 11) する。

実験方法として、使用者に高齢者疑似体験教材を装着してもらい固定長の歩幅でそれぞれ 10 歩歩行してもらった際の精度を調査する。この際に参照方法ごとに被験者の 20 代前後の若者 6 名の被験者を対象に実験を行なった。



図 11 実験風景

正しい歩幅の検出を「正判定」、間違った歩幅の検出を「誤判定」、歩幅が検出されなかったものを不適合とし、検知率 70%以上を適切に歩幅推定ができる値として設定し、それらを計測する。計測する精度を適合率、再現率とし、適合率=正判定/(正判定+誤判定)、再現率=正判定/(試行回数)を算出する。

計測する固定長の歩幅は、30cm と 40cm とした。高齢者疑似体験教材装着時における歩幅 50cm, 60cm はその歩幅の大きさ故か、歩行に対しての安定性、使用者の疲労が著しく損なわれ、転倒の危険性が高まるため今回は 30cm, 40cm の歩幅のみの計測とした。20 代前後の若者 6 名の被験者を対象に実験を行なった。以下の表 1 に示す。

5.2 結果

適合率,再現率のそれぞれの結果を表2から表6に示した...

表2 歩幅ごとの適合率 (グループ参照)

歩幅	試行数	正判定	誤判定	不適合	適合率
30cm	60	39	11	10	77%
40cm	60	19	29	12	39%

表3 歩幅ごとの適合率 (個人参照)

歩幅	試行数	正判定	誤判定	不適合	適合率
30cm	60	31	16	13	71%
40cm	60	33	15	12	71%

表4 歩幅ごとの再現率 (グループ参照)

歩幅	試行数	正判定	誤判定	不適合	再現率
30cm	60	39	11	10	65%
40cm	60	19	29	12	32%

表5 歩幅ごとの再現率 (個人参照)

歩幅	試行数	正判定	誤判定	不適合	再現率
30cm	60	31	16	13	52%
40cm	60	33	15	12	55%

(1) 適合率

グループ参照の歩幅 30cm では, 77%と概ね歩幅の推定がなされている. この結果は, 計測の際に検出される誤判定が正判定に比べ少なく, 正しく被験者の歩幅を推定できていることを表した結果になっている. 一方歩幅 40cm においては, 平均の結果が 39%と極端に低い. これは, 前傾姿勢という, 前方に重心が偏ったバランスの取りにくい姿勢では, すり足になってしまう, 歩行速度の調整が難しいといった, 歩行のたびに歩行方法に違いが出てしまう事が結果に現れたと考えられる.

個人参照においては歩幅 30cm,40cm どちらにおいても適合率 71%と適切に歩幅を推定できている. これは, グループ参照よりも歩幅ごとの取りうる角度の範囲が広いことが影響していると考えられる. グループ参照の様に全体に合わせて平均したデータでないことから, 範囲が狭まることのないためである.

(2) 再現率

グループ参照の歩幅 30cm,40cm においては, 共に 70%を下回る結果となった. これは, 不適合の範囲が多いことが影響している. 原因として歩幅 30cm 以下, 60cm 以上の角度の取得を行った際に対応する範囲がないためである.

個人参照においても同じように歩幅 30cm,40cm 共に 70%を下回る結果となっている. 要因として, 2つ挙げられる. 1つに, 歩幅 30cm と 40cm の間に角度が不对応の範囲が生まれるためである. 仮に歩幅 30cm の範囲を -20° ~ -30° , 歩幅 40cm を -40° ~ -50° とした時, 間に 10° の角度不对応の範囲が生まれる. この際に取得した角度がこの角度不对応の範囲に該当した場合不適合になってしまう. 改善

として, 歩幅 30cm と 40cm の間で空白の範囲が生まれた場合, 30cm の最小値と 40cm の最大値に, 空白範囲の中間値を代入することで空白の範囲を無くすという案がある. これにより, 不適合の範囲は極端に減らすことが出来ると考えられる. 2つ目に, 角度の範囲において部分集合が発生してしまっている事が挙げられる. 表6に示す.

表6 被験者 A の 歩幅ごとの角度範囲

歩幅(cm)	角度($^{\circ}$)
30	-31° ~ -38°
40	-16° ~ -43°

部分集合歩幅 30cm < 歩幅 40cm となっている. この影響により, 歩幅 40cm の検知率に比べ歩幅 30cm の検知率, 再現率が極端に低くなっている. こうした偏った検知率を改善するために, 歩幅 40cm の角度範囲の中間値を計算し, それを歩幅の分割値とする. これをもとに, 分割値より歩幅 40cm の最大値から分割値を歩幅 30cm, 分割値~最小値を歩幅 40cm といったように範囲の分割を行う事で検知率の改善が見込めると考えられる.

以上適合率, 再現率におけるグループ参照と個人参照の検知率の比較を行ったところ, 適合率においてはほぼ問題がないと言えるが, 再現率に関しては改善の余地があることが分かった.

5.3 考察, 改善案

加速度センサによる角度取得での歩幅推定の精度調査において, 適合率と再現率という点で精度の比較を行い, 適合率に関しては概ね満足のいく結果となったが, 再現率に関しては不適合の割合が高くなったことが影響し, 良い結果とはならなかった.

そこでより精度を高める方法として, 超音波センサを加速度センサと組み合わせる事を提案する. 一般的に超音波センサというものは, センサから発せられた超音波の往復を検知することで障害物までの距離を求めるものとなっている. これを, 本研究で使用した加速度の歩数検出と組み合わせることでより良い結果が出せると考えた. 具体的な案として, 歩数取得においては加速度センサによる角度取得での波をもとに判別を行っている. そこで, 波の開始点を始点, 再び始点と同時の角度となった点を終点とした時の一つの波において, 始点から終点までに超音波センサによって使用者とロボットとの距離情報を取得し, 始点-終点といった形で使用者の1歩における移動距離を求めることができると考えた. これを角度による歩幅推定と比較することによって, 加速度センサが不適合の判定を行った際でも超音波センサからの距離情報によって歩幅推定を補うことが出来ると考えられる.

5.4 精度の検証 距離精度

センサの検出精度に対して、実際のリハビリロボットを実施者が利用した場合では、検出精度に対応したロボットの制動も含めた移動距離誤差が重要である。そこで、本研究では、センサの検出値をもとにロボットを移動させた場合の距離の誤差の調査を行うものとした。超音波の実装も含め、歩幅推定をロボットに実装した際の距離精度の比較を行った。本研究で想定する移動方法と距離の誤差について述べる。人の足の踵とロボットの中心の杖との距離を d とする。この時、歩行前の人の位置を H_1 、ロボットの位置を R_1 とした時に、継続的に歩行をした場合の移動位置について、人の位置を $H_2, H_3 \dots H_n$ 、ロボットの位置を $R_2, R_3 \dots R_n$ と定義する。人が H_1 から H_2 に移動した場合、ロボットはその移動距離に応じ、提案した歩幅推定アルゴリズムにより歩幅を推定し、それに基づき適切な移動距離を算出する。

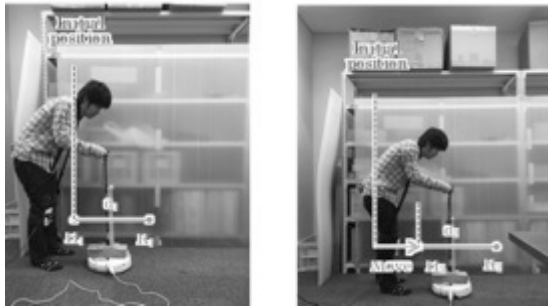


図 12 人とロボットの距離が一定を保っている場合
 $|d_2 - d_1| = 0$ (左：初期位置 右：移動後)

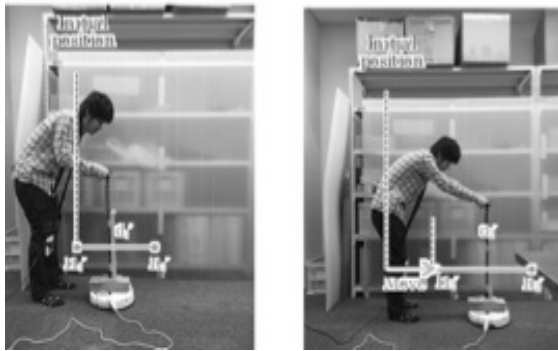


図 13 人とロボットの距離が一定を保っていない場合
 $|d_2' - d_1'| \neq 0$ (左：初期位置 右：移動後)

この時、歩行前の人とロボットの位置の差は $R_1 - H_1 = d_1$ となる。1 歩歩行後の位置の差は $R_2 - H_1 = d_2$ となる。この時、適切に歩行が行われたという事は、歩行前と歩行後の人とロボットとの距離が一定であることを意味するので、 $|d_2 - d_1| = 0$ となる。逆に人とロボットの位置が一定でない場合には $|d_2 - d_1| \neq 0$ となる。図 12, 13 にそれぞれ人とロボットの距離が一定を保っている場合と一定を保っていない

い場合の様子を示す (図 12, 図 13)。

実験では、20 代前後の若者 10 名の被験者を対象に実験を行なった。高齢者疑似体験教材を着けて実施した。実験の手順は以下の通りとした、

1. ロボットの初期位置を始点とする
 2. 使用者に決められた歩幅を歩いてもらう
 (30cm, 40cm, 50cm, 60cm)
 3. ロボットが歩幅推定分移動する
 4. ロボットの動作終了位置を終点とする
 5. 終点-始点の距離をロボットの動作距離とする
- 以上の手順を超音波センサ、グループ参照、個人参照の 3 つで行う。

5.5 結果、考察

表 6 超音波センサの精度結果

歩幅 (cm)	平均 (cm)	誤差 (%)	平均誤差 (%)
30	29.4	2	4
40	38.1	5	
50	47.5	5	
60	57.2	5	

表 7 グループ参照の精度結果

歩幅 (cm)	平均 (cm)	誤差 (%)	平均誤差 (%)
30	35.6	19	10
40	43.9	10	
50	50.2	0	
60	53.1	12	

表 8 個人参照の精度結果

歩幅 (cm)	平均 (cm)	誤差 (%)	平均誤差 (%)
30	34.5	15	8
40	41.7	4	
50	47.4	5	
60	54.3	10	
歩幅 (cm)	平均 (cm)	誤差 (%)	平均誤差 (%)
30	34.5	15	8
40	41.7	4	
50	47.4	5	
60	54.3	10	
歩幅 (cm)	平均 (cm)	誤差 (%)	平均誤差 (%)
30	34.5	15	8
40	41.7	4	
50	47.4	5	
60	54.3	10	

結果より、超音波センサ、グループ参照、個人参照による距離精度の検証において、平均誤差での比較を行った場合、超音波センサ > 個人参照 > グループ参照という結果になった。この結果より、超音波センサによる距離検出による歩行後の誤差は誤差 4% と比較的小さい値となった事か

ら、本手法の有効性がある程度検証できたと考えられる。加速度センサの参照方法においても、グループ参照、個人参照も誤差は10%、8%と誤差10%以内に収まっており、ロボットに使用の面で比較的問題ないと言える。誤差の減少においては、歩幅推定手法にて精度を改善することができたといえる。ロボットの制動誤差については、今回、iRobot Create で動作実験を行なったが、動作精度が良いとされる後継機である iRobot Create2 で行うことによってより誤差を小さくできると考えられる。

[14]. 山根一郎. 日本人の歩き方. 人間研究センター. 2007.

[15] 三和製作所, 高齢者疑似体験教材.

6. まとめ

本研究では、リハビリテーションの促進を図るためにリハビリテーションロボットを提案した。実施者の移動先への誘導や歩行補助といったロボットの使用面の向上、負担軽減のために参照方法ごとによる歩幅推定の精度や距離精度の比較を行った結果、有効性を確認することができた。しかし、精度の点においては検知率の点においては値が検出されないといった問題点がある。改善案として提案した超音波センサにおいての有効性は、距離制度やアンケートにおいて検証されたので、今後においてはそれらを組み合わせる際に生じる問題点や再度精度の調査を行うなどの検証が必要であると考えられる。

参考文献

- [1] 西井正樹. リハビリテーションにおける介護負担感研究の動向. 総合福祉科学研究. 2011, 第2号, p. 125-136
- [2] 荻原新八郎, 塚田望み, 理学療法士の看護師との連携における情報交換, 金沢大学つるま保健学会誌 28(1), 127-134, 2004-12-27.
- [3] 馬場 晶子, 久保進也, 伊藤隆, 横串算敏. 意欲低下のために作業療法の介入に難渋した一例. 医療法人溪仁会 札幌西円山病院. 2011, p. 11.
- [4] 香川高弘, 宇野 洋二, 神谷 俊光, 河村 耕造, 歩行補助ロボットにおける歩幅予測制御のためのヒューマンインターフェース. 計測自動制御学会. 2008, Vol. 44, p886-895.
- [5] 賀好宏明, 舌間秀雄, 木村美子, 中元洋子, 古田奈美, 本田香奈恵, 和田太, 蜂須賀研二, 歩行支援ロボットとその臨床効果. 産業医科大学. 2009, 第31号, p207-218.
- [6] リハビリテーション科の特色. 日本赤十字社医療センター.
- [7] 相馬俊雄, 大西秀明, 百瀬公人(他), 大山峰雄, 山本澄子, 黒川幸雄, 杖使用歩行時における杖にかかる最大荷重と肩及びひじ関節負担度, 新潟医福誌. 3号, 2003, p69-76.
- [8] CYBERDYNE, 世界初のサイボーグ型ロボット” HAL®”.
- [9] 加賀守, 財団法人テクノエイド協会. 補助歩行用具の活用 日常生活を安心して過ごすために, 福祉用具シリーズ Vol. 12, 2006.
- [10] 梶航士, 岡田将吾, 新田克己, 歩行者自律測位のための機械学習を用いた動線推定, 人工知能学会全国大会論文集. 2013, 第27号, p1-4.
- [11] 岩本健嗣, 上坂大輔, 横山浩之, 村松茂樹, 手持ちの加速度センサを利用した人物の歩幅推定手法の検討, 情報処理学会. 2008, 第14号, p193-198.
- [12] 古名丈人, 伊東元, 長崎浩, 橋詰謙, 丸山仁司, 衣笠隆, 高齢者の歩行速度、歩幅、歩行率、および歩行パターン, 理学療法. 1994, 第2巻学会特別号, p417.
- [13] 金岩伸悟, 田島潤一, 富澤優, 新谷公明, 芳賀博英, 金田重郎, モーションセンサと画像を用いた個人識別型の位置検出手法. 情報処理学会. 2007, 第69回, p307-308.