

低価格測距センサアレイを用いた 簡易導入型歩行能力推定システムの研究

福井 類^{*1}, 居福 裕貴^{*1}, 渡邊 匡彦^{*1},
下坂 正倫^{*1}, 佐藤 知正^{*1}

An easy-to-install system for estimating walking ability with a low-cost distance sensor array

Rui FUKUI^{*1}, Hiroataka IFUKU^{*1}, Masahiko WATANABE^{*1},
Masamichi SIMOSAKA^{*1} and Tomomasa SATO^{*1}

^{*1} Department of Mechano-Informatics, the University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656, Japan

Walking is one of the fundamental daily activities of humans. Hence, the walking ability is considered to be valuable predictor of mortality rate and ADL (activities of daily living). In this paper, we propose a walking ability estimating system that can be installed easily into home. The main component of this system is a low-cost distance sensor array, which allows to measure walking speed and step length. To evaluate the proposed system, we have conducted experiments on the young and the elderly. The estimated indices of walking ability have been compared with references measured by high resolution pressure sensor. The experimental results with the elderly show that the system has enough performance; Mean-absolute-relative-error are 6.5% (walking speed) and 3.8% (step length), even some subjects are certified for support need in long-term care insurance. Those superior results demonstrate that the proposed system can be a promising tool for daily assessment of walking ability.

Key Words : Eldercare, Pervasive Health, Smart Environments, Gait Analysis, Sensor array

1. 緒 論

高齢者が転倒や衰弱を予防するには社会との関わりの中で活発な活動を維持していく必要がある。そういった活動の基礎能力として、人間の最も基本的な移動様式である歩行の能力は非常に重要である。実際、高齢者の歩行能力は生存率や ADL(日常生活活動度)の低下の予測因子となることが歩行能力の横断的な加齢変化の研究により明らかになっている⁽¹⁾。そのため歩行能力を継続的にかつ高頻度で評価し、疾患の兆候や運動機能の低下を発見し、それを適切な医療的介入につなげることが必要である。現在歩行能力の測定として最も一般的な方法は医療従事者等によるストップウォッチを用いた 5m 歩行テストである。しかし、この方法では人的コストが高いため継続的に高い頻度で測定を行うのは難しい。また、医学分野における詳細な歩行解析の研究では非常に高価な床圧力センサシステムを用いることが多いが⁽²⁾⁽³⁾、その高価さゆえ高齢者の歩行能力測定の日常的な方法として普及するとは

考えられない。この問題を解決するために、高齢者の歩行能力の測定を自動化することで継続的な評価を容易にする手法がこれまで複数提案されてきた。そのひとつとして、ウェアラブルなデバイスを用いる手法がある。多くは加速度センサやジャイロスコプを装着するもの⁽⁴⁾⁽⁵⁾であり、これらの手法によって特別な設備のある場所でも一定の精度で歩行能力を評価することができるものの、個人に対して事前のキャリブレーションが必要であることやデバイスの装着が対象者にとって煩わしいという問題点がある。

そのため、家庭にセンサを取り付けることで歩行の様子を常時モニタリングし、居住者の歩行能力を評価する研究が行われている。そのひとつとして、カメラを用いた手法が提案されている⁽⁶⁾⁽⁷⁾。特に、RGB カメラや深度センサなどが搭載された Microsoft 社製デバイス kinect を用いた研究⁽⁷⁾では、歩行速度と歩幅を高い精度で推定している。しかし、カメラを用いた手法ではオクルージョンの問題があり、それを改善するために複数のカメラを用いれば金銭的コストの高さを無視できなくなる。また、プライバシーの侵害という点も家庭への導入を難しくさせている。金銭的コストと

^{*1} 東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1) {fukui, ifuku, masahiko, simosaka, tsato}@ics.t.u-tokyo.ac.jp

プライバシーの問題を同時に解決するセンサとして焦電センサがある。焦電センサは人間から発せられる赤外線を検出することができ、また安価なため自動ドアや防犯用などに広く活用されている。Haglerら⁽⁸⁾は焦電センサを家庭の天井に一列に取り付けるという手法で、居住者の歩行速度を長期間にわたって推定している。しかし、焦電センサは人体の大きな動きを認識することしかできないため歩行速度はある程度の精度で推定可能だが、歩幅など足の動きに関わる詳細な指標を推定することができない。また焦電センサシステムもカメラシステムも、天井または天井付近にデバイスを取り付けするための工事に必要な初期費用が家庭へのシステム導入の障壁になることが予想される。

以上を整理すると実用化を考えた時に、前に挙げた手法にはプライバシー・金銭的コスト・設置コスト・推定可能指標など諸々の問題がある。そこで本研究ではこれらの問題を解決し、歩行能力を日常的にかつ高精度に測定できる実用的な方法として測距センサアレイ状に並べたデバイスを家庭に設置する手法を提案する。そして、歩行能力指標の推定に特化した測距センサアレイデバイスを開発し、その性能を高年齢者適用実験によって検証する。

本論文の構成は次の通りである。第2章では測距センサアレイによる歩行能力推定システムの利点について議論する。第3章では開発したデバイスの仕様について述べる。第4章ではデバイスの出力データから歩行能力を推定するアルゴリズムについて説明し、第5章では本システムの歩行能力推定性能を評価する実験について示す。第6章は結論である。

2. 測距センサアレイによる歩行能力推定

本章では本研究で提案する測距センサアレイデバイスの概要とその利点、そして提案システムの推定対象とする歩行能力指標について述べる。

2.1 測距センサアレイデバイスの概要 歩行を計測するには足の運動の精緻な計測が不可欠である。そこで、測距センサを歩行計測のためのセンサとして選定し、このセンサを一列に並べた“測距センサアレイデバイス”を使用することとした。

測距センサアレイデバイスを住宅の廊下に設置したイメージが図1である。測距センサアレイデバイスの脇に沿って人間が歩行した時に、足までの距離を各センサの出力を高頻度でサンプリングすることによって歩行に関する時系列的なデータが得られ、そのデータを解析することで歩行能力に関する指標を推定できる。廊下に設置する利点として、居住者が真っ直ぐ歩きやすいため規格化された歩行データが得やすく、デバイ

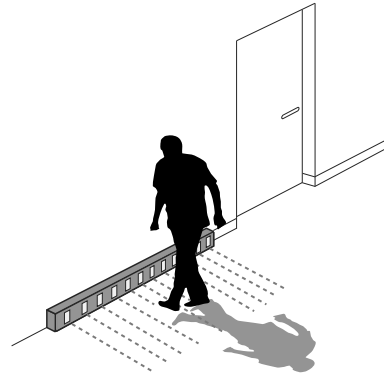


Fig. 1 Conceptual sketch of system installation in home

スが日常生活の妨げになりにくい点が挙げられる。

測距センサアレイデバイスを用いた歩行能力評価システムを家庭に導入する実現性をプライバシーの保護・設置コスト・金銭的コストの観点で整理する。まず、本デバイスから家庭内での生活の様子を知ることにはできないことから、ユーザーがプライバシーの面でシステム導入へ拒否感や抵抗感を示すことは考えにくい。次に設置コストに関しては、本デバイスは床面に置くだけであるため設置が非常に簡便である。最後に金銭的コストについては、測距センサはそれ自体が非常に安価なセンサであるが、アレイ状に並べたときのデバイスの全長を極力短くし、かつ各センサをできるだけ疎に配置することで、デバイス全体の製造コストをさらに抑えることが可能になる。ただし、歩行能力評価のために必要な精度での指標推定が実現するよう、センサ配置密度を考慮しなければならない。

2.2 推定対象となる歩行能力指標 本節では本研究で対象とする歩行能力指標について説明する。歩行能力の基本変数は歩行速度と歩幅とされており⁽⁹⁾、この2つの変数を同時に推定することで歩行の空間的パラメータと時間的パラメータを独立に得ることができる。実際、歩行速度や歩幅と寿命や転倒リスクとの関連性が報告されており⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾、これらは医学的に重要な歩行能力の指標とされている。以上より本研究では歩行速度と歩幅を推定のターゲットとし、これらの指標を高精度に推定することを歩行能力の推定とする。

3. 測距センサアレイデバイスの開発

本章では開発した測距センサアレイデバイスの詳細について述べる。

3.1 測距センサ仕様 デバイスの主構成要素である距離センサとして SHARP 製測距センサモジュール GP2Y0A21YK0F を選定した。このセンサモジュールは赤外線 LED と PSD センサが一体となったものである。約 1ms 周期で LED が赤外線を発光し、対象物

体から反射した赤外線を受光位置を PSD センサにより検知し、三角測量により対象物体との距離を測定するという原理である。測定可能距離は 100~800mm である。なお、一般的な家屋の廊下の幅が 800~850mm であるため、居住者が廊下の中央付近を歩くことを想定すれば、両足が廊下の端に設置された測距センサの検出範囲外に出ることは考えられない。

3.2 デバイス仕様 開発した測距センサアレイデバイスを図 2 に示す。センサを 50mm 間隔で並べて配置している。センサを可能な限り疎に配置することで装置コストを抑えることができるが、人の足首の幅がおおよそ 60~90mm であるため、確実に足を検知できるようにこの仕様とした。センサは 4 つずつ計測回路モジュールに取り付けられ、この回路モジュールを 6 個連結し、筐体の中に収めている。各モジュールは全く同一仕様の電子回路基板で構成されているが、一部のジャンパをショートさせるだけで各々実装位置が異なる 6 個のモジュールへと設定可能となっている。この回路基板の共通化により低コスト化を図っている。総センサ数は 24 個でありデバイスの全長は 1200mm となっている。これは住宅の廊下に設置するのに十分短く、また一方で成人男性で 500~800mm と言われている歩幅⁽¹⁾を推定するために 2 歩以上の着地を計測するのに十分な長さであると言える。測距センサの出力は筐体の中にある制御回路のマイクロコントローラによって読み取られるようになっており、24 個の測距センサの出力電圧を 60Hz で取得可能である。取得データは制御回路に取り付けられた無線モジュール Xbee により PC に送信される。PC は受信したデータを分析することで歩行速度と歩幅を推定する。

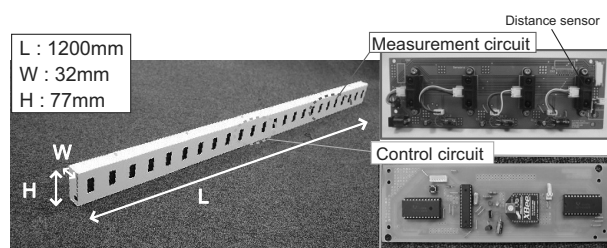


Fig. 2 Distance sensor array device

4. 歩行能力推定アルゴリズム

システムの導入をより簡便にするには、歩行能力推定アルゴリズムはキャリブレーション不要な手法であることが望ましい。本章では測距センサアレイデバイスが出力するデータからキャリブレーション無しで歩幅と歩行速度を推定するアルゴリズムについて述べる。

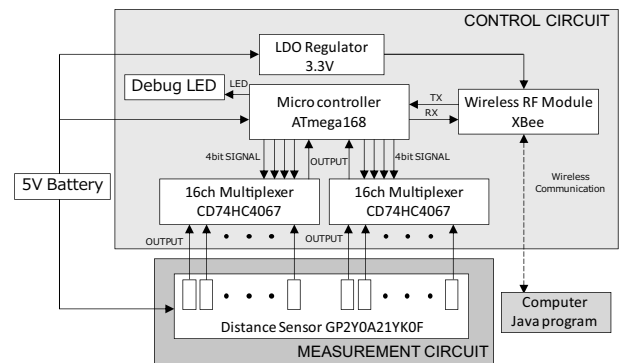


Fig. 3 System block diagram

4.1 歩幅推定アルゴリズム 本研究では足が着地した位置を推定し、その位置の差をとることで歩幅を推定するというアプローチをとる。測距センサアレイに沿って人間が歩行すると、着地位置付近にある測距センサの検出領域は長時間足によって遮られることになる。その時間はそれらのセンサの出力距離が短くなる。ここで測距センサの測定限界である 800mm から出力がいくらか短いかをその時刻におけるそのセンサの“反応量”として定義する。反応量を全時刻に関して足し合わせた総反応量をヒストグラムとして表示したのが図 4 である。着地位置ほど反応量が大きくなる時間が多くなるため、結果として着地位置をヒストグラムのピークとして得ることができる。実際、図 4 は測距センサアレイデバイスの区間で 2 歩の着地をしたデータであり、2ヶ所のピークが現れている事がわかる。この現象を利用し、まずヒストグラムのピークを検出し、ピーク周辺 5 つのセンサの総反応量を重みとしたセンサ位置の局所重心を求める。センサ ID を k 、センサ位置を x_k 、総反応量を m_k としピーク位置を $k = n$ とした時に、局所重心 x_c は

$$x_c = \frac{\sum_{k=n-2}^{n+2} m_k x_k}{\sum_{k=n-2}^{n+2} m_k} \quad (1)$$

と定義される。この局所重心を推定着地位置とし、隣合う推定着地位置の差を歩幅の推定値とする。

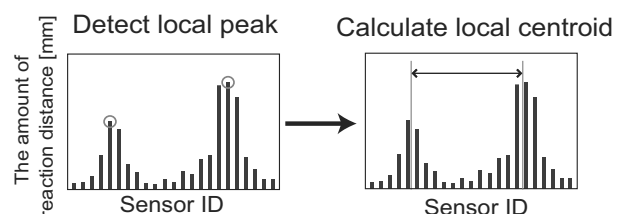


Fig. 4 Step length estimation algorithm

4.2 歩行速度推定アルゴリズム 次に、歩行速度推定アルゴリズムについて述べる。そもそも歩行運

動というものは、人間のどの部位をとっても等速運動ではない。大きく前後に振れる腕や脚だけでなく、一見安定しているように見える頭や腰なども歩行中は一定速度で進んでいるわけではない。10m 歩行テストはそのようなことを考慮して、長い距離で歩行を計測することで速度の揺れの影響を少なくし、測定の誤差を小さくしている。本研究の測距センサアレイデバイスは家庭への導入を考慮して全長 1.2m としているため、長距離の計測によって精度高く歩行速度を推定することはできない。高精度の推定のためにはデータの中から歩行の 1 周期の部分を正確に切り取り、そこから歩行速度を推定しなければならない。そのために以下のような手法を考案した。

まず、測距センサの最大検出距離が 800mm であることから、出力距離が 800mm 以下になることをセンサによる足の検知と定義する。この定義に基づき、各時刻各センサにおいて足を検知したかどうかについて横軸に時間、縦軸にセンサ ID をとった二値画像を生成することができる。生成された二値画像の各ピクセルは時刻と位置、そして足を検知したかどうかの情報を持つこととなる。測距センサアレイに沿って人間が歩行したときに得られたデータから生成した二値画像と同時に計測したモーションキャプチャによる左右両足の運動のグラフ(横軸:時間, 縦軸:移動距離)を比較したのが図 5 である。モーションキャプチャデータからは右足が着地している間に左足が進み、左足が着地して止まっている間に右足が進みはじめる様子が見て取れる。一方で二値画像からもモーションキャプチャデータに酷似した左右の足の運動の軌跡が得られているのが分かる。本研究では歩行の運動の軌跡を表現するこの二値画像を利用し、片足の着地からもう片足の着地までの歩行の 1 周期をデータから切り取ることで歩行速度を推定する。歩行速度推定の詳しい処理手順を図 6 に示す。まず、1) 生データから得られた二値画像に時間軸のみの 1 軸方向に関して収縮・膨張処理を施すことでデータの細かな途切れなどをなくす。次に、2) Hough 変換⁽¹²⁾を用いて、二値画像の中で着地を表現する部分を直線として検出させる。このとき、不要

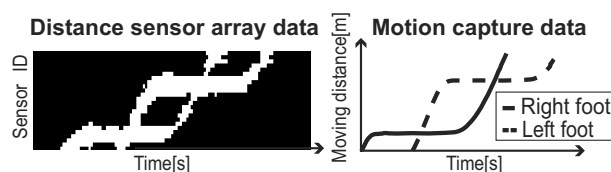


Fig. 5 A binary image created from distance sensor array data and motion capture data

な直線を検出させないために Hough 変換における投票を行うパラメータ空間を制限する。図 6 において、2つの着地がそれぞれ複数の直線として検出されている。さらに、3) 検出された直線を Hough 変換におけるパラメータ空間内でクラスタリングすることで直線を各着地ごとに分ける。このとき、測距センサアレイの計測区間内での着地数は不定であるため、クラスタ数も未知となる。そのためクラスタリングには階層型クラスタリングである凝集法を用いる。実際、図 6(d)のように2つの着地が2つのクラスタとして分割されている。このとき、検出された直線の端点のピクセルは足が着地した位置においてセンサが反応し始めた時刻の情報を持つこととなる。1回の着地から複数の直線が得られるため、本手法では直線の端点ピクセル群の時刻データのメディアンを着地時刻の推定値とする。このようにして連続する着地推定時刻を推定し、その差を求めることで1歩に要した時間(Cycle time)を得ることができる。歩幅推定値を Cycle time で割った値を歩行速度推定値とする。

歩幅・歩行速度推定アルゴリズムの限界として、歩行能力が著しく低く、歩幅が足長よりも短いような歩行に適用困難なことがある。しかし、本システムのターゲットは既に歩行能力が低下してしまった者ではなく、将来に歩行能力が低下していくことが見込まれる高齢者であるため、大きな問題ではないと考える。

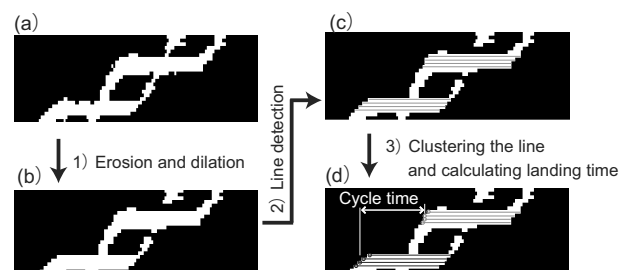


Fig. 6 Walking speed estimation algorithm

5. 歩行能力推定性能評価実験

ここまで述べた提案システムの、歩行能力推定性能を評価する歩行実験を行った。まず若年者を対象とした実験により基本的なデバイスの性能を確認し、続いて提案システムの主なターゲットである高齢者に適用することで、その性能を検証した。

5.1 実験設定 まず、セットアップした実験環境について述べる。高密度床圧力センサ⁽¹³⁾を歩行速度と歩幅を計測する上でのリファレンスとして用いた。これは圧力センサが 7.63mm ピッチで格子状に配置されたモジュールであり、500mm*500mm に 64*64 (4096)

個配置されている。図7が床センサモジュールと取得された足跡データの様子である。人間がこのセンサの上を歩くとその重みで踏まれた位置のセンサが反応し、結果として歩行時の足跡を取得することができる。リファレンスとして用いるためにセンサ反応データからラベリング処理により2歩分の足跡を検出し、その足跡データから歩行速度と歩幅を算出した。具体的には図7の各足跡の踵位置をそれぞれ x_1, x_2 とし、各足跡ラベル内で最も早くセンサが反応した時刻を t_1, t_2 として歩幅 l 、歩行速度 v を以下のように定義した。

$$l = x_2 - x_1, v = \frac{l}{t_2 - t_1} \quad (2)$$

本実験では測距センサアレイデバイスと床センサから同時に歩行を計測するために図8のような歩行路を製作した。4つの床センサモジュールが連結したものが木材のパーツで囲われており、0.5m*2.0mの範囲でリファレンスデータを取得できる。測距センサアレイデバイスは床センサ部の脇に取り付けられている。なお、被験者が安全に歩行できるように歩行路の両端は傾斜の緩やかなスロープになっている。

次に、実験手順について述べる。被験者はまず歩行路のスロープの手前に立つ。そして合図とともに歩行を開始し、スロープを上がり、歩行路の中央を通りながら先のスロープを降りるまで歩ききる。これを繰り返すことで、各試行で測距センサアレイデバイスと床センサで歩行を計測し、それぞれのセンサからの歩行速度と歩幅の推定結果を比較した。

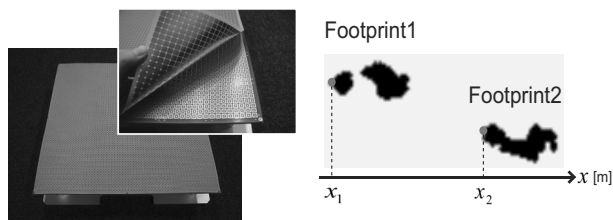


Fig. 7 Snapshot of floor sensor and acquired footprint data

5.2 基本性能評価実験 まず、システムの基本的な歩行能力推定性能を検証するために健常な若年者を対象として実験を行った。被験者は男性8名で年齢は21歳~32歳であった。各被験者の試行数は20である。総試行回数は160であるが、そのうち測距センサアレイデバイスで歩幅が大きすぎることによって2歩以上の着地を検出できなかった2つのデータを除き、158個のデータを分析に用いた。評価指標は、誤差の絶対値の平均である Mean Absolute Error (MAE) と

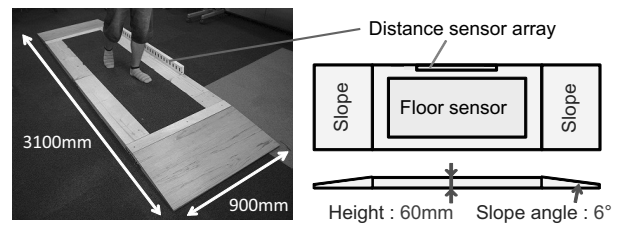


Fig. 8 Walkway for the experiments

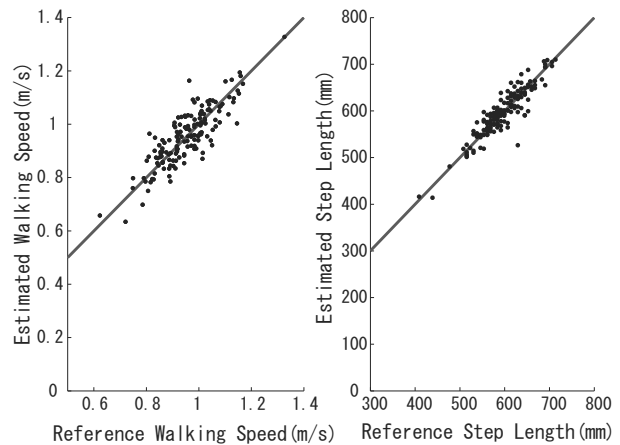


Fig. 9 Comparison of estimated and reference values in the preliminary experiment

Table 1 Error scores in the preliminary experiment

	Walking Speed	Step Length
MAE	0.046 m/s	15.1 mm
MARE	4.8 %	2.6 %
SD of ARE	3.8 %	2.5 %

相対誤差の絶対値である Absolute Relative Error の平均 (MARE) と標準偏差 (SD of ARE) である。

図9は横軸に床センサからのリファレンスデータ、縦軸に測距センサアレイからの推定値を歩行速度と歩幅それぞれに関してプロットしたものである。表1の結果を見ると、歩行速度・歩幅ともに誤差5%以内という高い精度で推定できていることが分かる。特に歩幅推定に関しては、デバイスにおける測距センサ配置間隔が50mmであるにもかかわらず、平均誤差約15mmと優れた推定精度を示している。

5.3 高齢者適用実験 基本性能評価実験の結果を踏まえ、本システムのターゲットである高齢者に対して実験を行った。対象は日本赤十字社総合福祉センター・レクロス広尾の通所介護サービスを利用する高齢者14名(男性6名、女性8名)、年齢は65歳~94歳であった。対象条件は杖無しで自立歩行が可能であることとした。各被験者はそれぞれ10回の試行を行った。被験者14名のうち4名は歩幅が自身の足長より

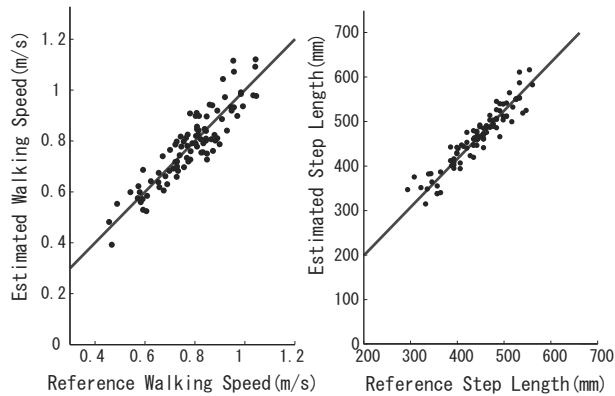


Fig. 10 Comparison of estimates and actual values in the experiment on the elderly

Table 2 Error scores in the experiment on the elderly

	Walking Speed	Step Length
MAE	0.051 m/s	17.4 mm
MARE	6.5 %	3.8 %
SD of ARE	4.3 %	3.3 %

短かったため、我々のアルゴリズムの適用外と判断し分析データから除外した。よって、10名の計100個のデータを分析に用いた。図10と表2に結果を示す。

相対誤差に関するスコアであるMAREとSD of AREに関しては基本性能評価実験と比べて若干の悪化が読み取れる。これは高齢者適用実験は若年者を対象とした基本性能評価実験と比べて歩行速度・歩幅ともに総じて低い値が多かったためであると考えられ、実際、推定分解能とも言えるMAEに関しては、基本性能評価実験とほぼ同等の優れたスコアが得られた。

6. 結 論

本研究では、高齢者の歩行能力を日常的に計測するために家庭に容易に導入可能な歩行能力推定システムとして、測距センサアレイデバイスを提案した。本システムが、安価な測距センサによって構成されるシンプルなデバイスを用いることで金銭的コスト・設置コスト・プライバシーの保護・推定可能指標の面などで既存のシステムにはない利点を持つこと述べた。また、測距センサアレイデバイスの反応データから二値画像を生成することで、モーションキャプチャで得られるような足の運動の軌跡を復元し、このようなシンプルなデバイスからでも歩行を直感的に捉えることができるデータを得られることを示した。そして、実際に若年者のみならず、要支援状態にある高齢者を対象とした実験を行い、本デバイスから歩行能力指標として歩行速度と歩幅を高精度に推定できることを実証した。

今後は更なる推定精度の向上を図るとともに、立脚

時間や両足支持時間などの歩行時のバランスに関する指標に関しても推定を目指していく。

謝 辞

本研究における高齢者適用実験にご協力頂いた日本赤十字社総合福祉センター・レクロス広尾の大橋様、秋元様並びに職員の方々、そして実験に参加頂いた施設利用者の皆様のご厚意に心から謝意を表します。また、実験を進めるにあたりご協力頂いたシステム・インストルメンツ株式会社の菅澤様、濱田様、伊藤様に深謝申し上げます。

参 考 文 献

- (1) 杉浦美穂ほか. 地域高齢者の歩行能力-4年間の横断変化-. 体力科学, Vol. 47, No. 4, pp. 443-452, 1998.
- (2) Jennifer S. Brach et al. Gait variability in community-dwelling older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 49, No. 12, pp. 1646-1650, 2001.
- (3) Audrey Bowen et al. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age and Ageing*, Vol. 30, No. 4, pp. 319-323, 2001.
- (4) Aminian, K et al. Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Medicine and science in sports and exercise*, Vol. 27, p. 226, 1995.
- (5) A.M. Sabatini et al. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 3, pp. 486-494, 2005.
- (6) E.E. Stone et al. Extracting footfalls from voxel data. In *Proc of Int'l Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), International Conference of the IEEE*, pp. 1119-1122, 2010.
- (7) Erik Stone and Marjorie Skubic. Evaluation of an inexpensive depth camera for in-home gait assessment. *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, Vol. 3, pp. 349-361, 2011.
- (8) Hagler, S et al. Unobtrusive and ubiquitous in-home monitoring: A methodology for continuous assessment of gait velocity in elders. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 57, No. 4, pp. 813-820, 2005.
- (9) 柳川和優. 高齢者の歩行動作特性. 広島経済大学地域経済研究所, 2008.
- (10) S. Studenski et al. Physical performance measures in the clinical setting. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2003.
- (11) BE Maki et al. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, Vol. 45, No. 3, pp. 313-320, 1997.
- (12) P.V.C. Hough. Method and means for recognizing complex patterns. U.S. Patent, 3069654, 1962.
- (13) H. Morishita et al. High resolution pressure sensor distributed floor for future human-robot symbiosis environments. In *Proc. of IEEE/RSJ Int'l Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1246-1251, 2002.