

## 携帯電話を用いた高齢者の 不安定な移動状態の推定

正木 星<sup>†</sup> 渋沢 進<sup>††</sup> 小林 守<sup>†</sup>  
米倉 達広<sup>††</sup>

徘徊性のある認知症高齢者は、無断外出して事故を起こすことや、行方がわからなくなることがある。本研究では、認知症者の徘徊行動に着目し、携帯電話に搭載されている加速度センサの機能を用いた高齢者の移動状態の推定を行う。高齢者の移動は基本的に歩行であることから、本稿では携帯電話を用いて歩行状態についての推定を行い、また怪我などによる不安定な歩行状態についての推定を行い、評価を行った。その結果、高齢者の歩行の推定では、合成加速度やスペクトルを用いて推定を行ったところ、停止の判定率が100%であり歩行の判定率が91%であった。次に不安定な歩行状態の推定では、転倒を基準とし、転倒前と転倒後のスペクトルを比較することで推定を行ったところ、判定率は95%であった。このため、歩行と不安定な歩行状態の推定は携帯電話に搭載した加速度センサを用いてほぼ推定することができる。

### Presumption of Elderly's Unstable Movement by Mobile Phone

Sei MASAKI<sup>†</sup>, Susumu SHIBUSAWA<sup>††</sup>, Mamoru KOBAYASHI<sup>†</sup>  
and Tatsuhiro YONEKURA<sup>††</sup>

Elderlies with wandered dementia who go out without permission sometimes meet accidents or get lost. This paper presents the presumption of elderly's movement using the function of acceleration sensor installed in mobile phone. This paper also introduces elderly's unstable movement which is caused by injury or accident, and presents the presumption of elderly's unstable movement and its evaluation. From experiments, elderly's movement was presumed about 91% using acceleration values and their spectra. By comparing acceleration spectra before and after falldown, elderly's unstable movement was presumed about 95%.

### 1. はじめに

近年、人の移動状態を推定する研究が数多く行われており、ウェアラブルセンサを用いた手法の一つとして加速度センサを利用する研究がある。加速度センサを用いた研究には、単一または複数の加速度センサを用いた研究[1],[2],[3]や、加速度センサに加え他の複数のセンサを用いた研究[4],[5]がある。これらの研究では、人の細かい動作の推定を行ったり、同時に位置や環境などの推定も行うような研究が行われてきている。

また、携帯電話端末の高機能化が進み、GPS 機能や加速度センサ機能などが搭載されており、ナビゲーションシステムなどさまざまなサービスが提供されている。それとともに携帯電話を利用した移動状態を推定する研究も数多く行われてきている。加速度センサを用いた研究では、携帯電話の性能や保持位置などに依存しない高精度な認識が行われている[6],[7],[8]。

他方で、日本の社会では高齢化が進み、老人認知症（以降認知症）を起こす人が増加し、認知症患者の介護がますます重要となっている。認知症の中でも徘徊と呼ばれる症状をもつ高齢者は、無断外出をしてしまい、外出先で転倒し骨折をしてしまうことや、行方がわからなくなってしまうことがある。

高齢者は若者と異なり、筋力が低下し歩くのが遅くなり、全体的にすり足になることから、器具や杖を利用する場合がある。そのため、若者と同じような移動状態の推定方法では高齢者の移動状態を推定することが難しく、高齢者に適した移動状態の判定の基準が必要であると考えられる[13]。また、高齢者は高齢者特有の歩き方によっては転倒して怪我を起こしやすい。高齢者の転倒事故は年間10~20%[14]にも及び、怪我をして歩行が不安定になることや、動けなくなってしまうことがある。そのため、転倒後の状態に応じて怪我の様子など家族へ知らせる必要がある。

そこで本研究では、汎用性の観点から携帯電話端末とアプリケーションを利用し、携帯電話搭載の加速度センサを用いて高齢者の移動状態の推定を行い、評価を行う。本研究において移動状態は、転倒の検知、普通の歩行状態と不安定な歩行状態の推定を行っている。普通の歩行状態の推測では、合成加速度値から歩行と停止の判定を行い、歩行しているとき高齢者の歩き方を推定している。

高齢者の歩き方の推定では、あらかじめ予備実験において、高齢者の歩行を加速度センサから計測し、高速フーリエ変換(FFT)したものを基準データとして利用している。この基準データを利用者から加速度値を計測しFFTしたデータと比較することで推定

<sup>†</sup>茨城大学大学院理工学研究科

Graduate School of Science and Engineering, Ibaraki University

<sup>††</sup>茨城大学工学部

Faculty of Engineering, Ibaraki University

を行っている。

また、不安定な歩行状態の推定では、合成加速度値から転倒を判定し、転倒した時間を基準として転倒前後の状態を比較することで判別している。具体的には、転倒前と転倒後の加速度値をFFTし、スペクトルを比較することで不安定な歩行状態の推定を行い、不自由な足の程度を転倒前と転倒後のスペクトルの最大値の割合から異常なし、軽症、重症の3状態を推定している。

本論文では、2.で関連研究と加速度センサ機能について述べる。3.では高齢者の移動状態の推定手法を述べ、4.では高齢者のそれぞれの歩き方と不安定な歩行状態についての実験について述べている。5.ではその結果と考察を述べ、6.でむすびを述べている。

## 2. 関連研究

加速度センサを用いた人の移動状態を推定する研究は数多く行われており、様々な方法が提案されている。加速度センサを複数装着する研究では、加速度センサの装着数、装着箇所とサンプリング周波数の識別性能への影響に関する評価実験[1]や、日常行動別での不特定行動者識別と特定行動者識別の差異、およびMLLR法とMAL推定方式による行動者適応技術を利用した不特定行動者の識別を行う研究[2]、身体の複数個所に加速度センサを装着し、「座る」「立つ」「歩く」「階段を上る」「階段を下りる」「握手」「黒板への書き込み」「キーボードのタイピング」などの動作推定を行う研究[3]などがある。

さらに、加速度センサに加え他のセンサを利用している研究があり、加速度センサと地磁気センサ、ジャイロを組み合わせたウェアラブルセンサによって、歩行や階段左右折などの移動状態を行っている研究[4]や、加速度センサ、生体センサ、光学センサ、温度センサなどを組み合わせ、位置と環境、人の状態、人の行動の4つのコンテキストを推定する研究[5]などがある。

携帯電話と加速度センサを利用した研究では、携帯端末の動きに基づいて、端末所持者の移動状況をその所持位置や所持姿勢に依存せず推定する方式を作成している研究[6]、[7]や、加速度センサに加え、携帯電話に携わっているGPS、マイクなども利用し、より精度の高い移動状態の推定を行う研究[8]などがある。

しかし、これらの研究では実際に高齢者を対象としていない。高齢者は、一般に若者より歩く速度が遅く、また、歩行にも様々な器具を使うことが多いため、計測される加速度値が大きく異なる。このため、若者の移動状態の推定方法を高齢者の移動状態にそのまま適用することはできない。高齢者を対象とした加速度センサを利用した研究では、歩行と転倒の検出を行う研究[9]や、歩行の安定性を評価する研究[10]などがあるが、高齢者の不安定な歩行状態を推定する研究はまだ行われていない。

本研究では高齢者疑似体験セットを利用している。高齢者疑似体験セットを利用した研究では、高齢者疑似体験セットを装着した状態での3次元画像解析による被験者の動作が、高齢者の動作の特徴である歩行速度の減少や上半身の前傾姿勢などが再現されたことを述べている研究[11]や、高齢者疑似体験セットを用いて、若者が高齢者の生活の不自由さを体験することで、高齢者に対する理解や介護に対する学習効果があることを求めた研究[12]などがある。

## 3. 高齢者の移動状態の推定手法

高齢者は若者と違い筋力が低下し歩くのが遅くなり、全体的にすり足になることから、基本的に歩く状態だけとなる。図1に若者と高齢者の歩いている状態の加速度値をFFTした結果を示す。これ以降、加速度データをFFTしたものを加速度のスペクトルと呼ぶ。本研究においてFFTはデータ数512(経過時間25.6s)、時間間隔0.05sで行っている。

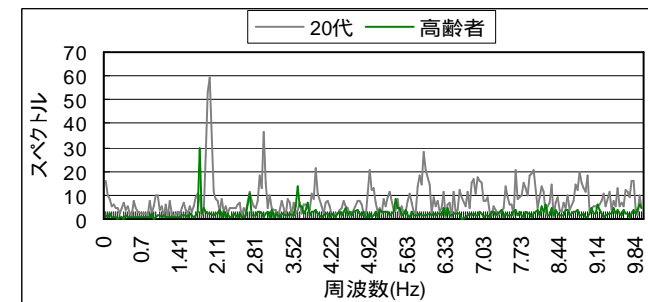


図1 若者と高齢者が歩いた状態のスペクトル

図1から、若者と高齢者の歩き方には加速度データに大きな差が出ていることがわかる。そのため、高齢者の移動状態の推定は若者と同様の方法で移動状態の推定を行うことは難しく、高齢者に適した移動状態の判定の基準が必要であると考えられる。

また、本研究では高齢者からの協力によるデータの取得の他に、高齢者疑似体験セットを使ったデータを利用している。高齢者疑似体験セットを用いた研究において小林ら[9]は、高齢者疑似体験セットを装着した若者が歩行したとき、高齢者の歩行の特徴である歩幅や歩行速度の減少などが発生し、高齢者の歩行を疑似体験できていると報告している。

実際に、高齢者と高齢者体験セットを利用した若者の歩行の加速度データを取得からスペクトルを求めたとき、体験セットを付けない若者に比べてスペクトルの値が全

体的に小さい。また、スペクトルの最大値やそのときの周波数の値が同等であることから、高齢者疑似体験セットを用いた若者のデータを高齢者のデータとして利用することが可能であると考えられる。図2は若者と高齢者、高齢者疑似体験セットを利用した若者のスペクトルを比較したものである。

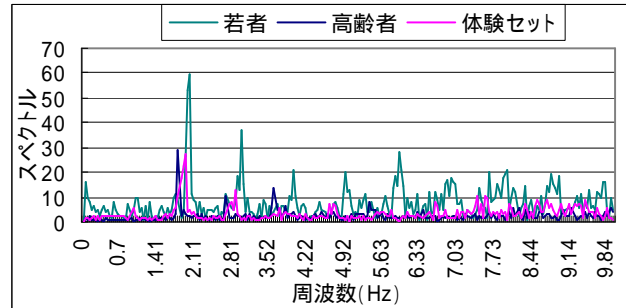


図2 若者・高齢者・高齢者疑似体験セットを利用した若者のスペクトル

### 3.1 推定する行動の種類

高齢者は、筋力の低下から外出をしている際、基本的に歩行と停止の行動を取っている。しかし高齢者の歩行状態は、様々な道具を利用して歩いているため、その道具を利用して歩いている状態ごとに推定を行う必要がある。図3は、高齢者の歩行と停止の合成加速度を示す。図において単位Gは重力加速度を表す。また、高齢者の3種類の歩き方を以下に示す。図4は3種類の歩き方のスペクトルを示す。

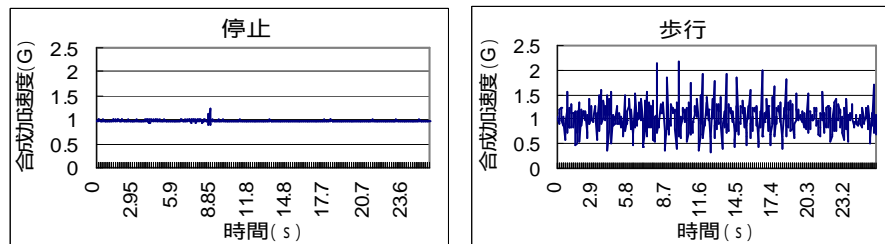


図3 歩行と停止の合成加速度

#### 高齢者の歩き方の種類

- 何も利用せずに歩いている状態
- 杖をついて歩いている状態
- 歩行器（カート）を押しながら歩いている状態

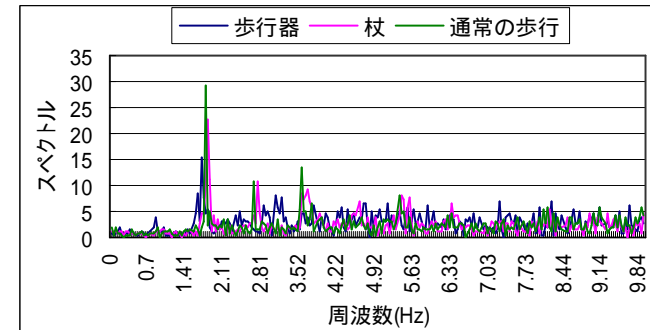


図4 高齢者の3種の歩き方のスペクトル

図3から、合成加速度の値が歩行と停止で大きな差が出ていることがわかる。これから歩行と停止は合成加速度の値を比較することで判定することができる。また、図4から高齢者の歩き方によってスペクトルの最大値に差が出ていることがわかる。そのため、スペクトルの最大値とそのときの周波数を用いることで高齢者の歩き方の種類を推定することができる。

また高齢者は、転倒によって怪我をしてしまうことがあり、歩行が不安定になりがちである。そこで本研究では、不安定な歩行状態についての推定も行う。ここで不安定な歩行とは、怪我などによって普段の歩き方と異なる歩行状態のことである。本研究では転倒した後、足が不自由となった状態で歩行していることを不安定な歩行状態とし、高齢者疑似体験セットを用いて加速度値を求める。図5に転倒したときの合成加速度を示す。また、図6に高齢者における普通の歩行と不自由な足ごとの不安定な歩行のスペクトルを示し、図7に高齢者における普通の歩行と2種類の不安定な歩行のスペクトルを示している。

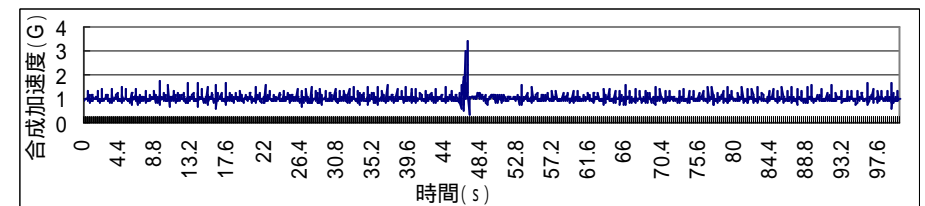


図5 転倒とその前後の合成加速度

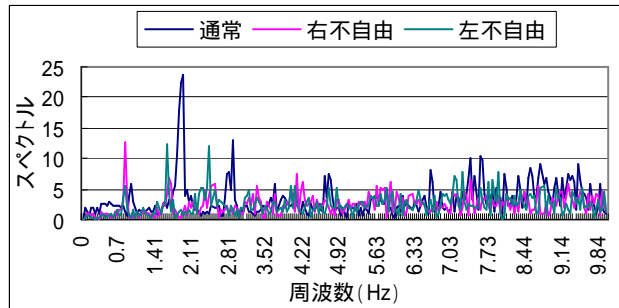


図6 普通の歩行と不自由な足ごとの不安定な歩行のスペクトル

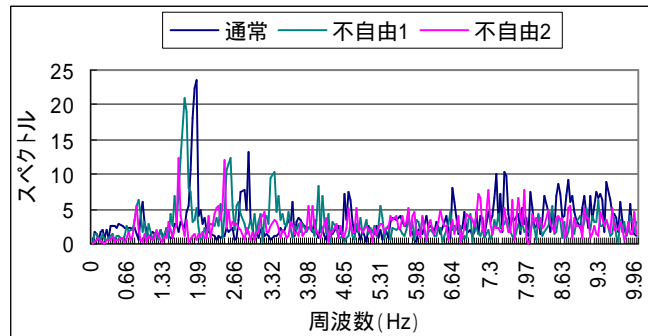


図7 高齢者における普通の歩行と2種類の不安定な歩行のスペクトル

図5から、転倒をしたとき瞬間的に合成加速度の値が大きくなっていることがわかり、合成加速度値から転倒したということが推定できる。図6から普通の歩行と不安定な歩行には、スペクトルの最大値とそのときの周波数に大きく差がでていることがわかる。しかし、図7では不自由な足の状態により、不安定な歩行が普通の歩行とほぼ変わらないことがある。これは、不自由1は普通の歩行に影響を与えない軽い状態であったが、不自由2は足を引きずって歩行する程度の不自由な状態である。このため、スペクトルの最大値を比較することで不自由となった足の程度を推定することができる。

### 3.2 移動状態の推定方法

#### 3.2.1 外出しているときの行動の推定

図3のように歩行と停止状態の推定は合成加速度から求めることができる。しかしFFTを行うために必要なデータ数512個を求めると、図8のように歩行と停止が複合

している場合が多い。このような複合行動の合成加速度でFFTを行うと、歩行が含まれている割合に従って、算出されるスペクトルが異なってくる。図9は歩行状態のスペクトルと複合行動の合成加速度における歩行が変化させたスペクトルを比較したものである。

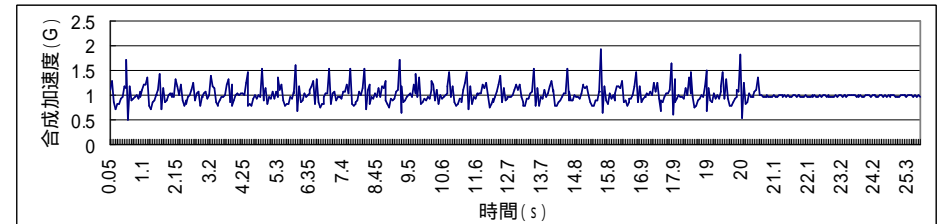


図8 歩行と停止の複合行動の合成加速度

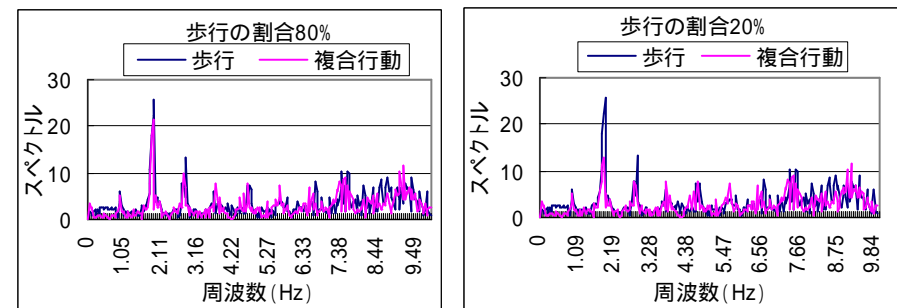


図9 歩行の割合を変化させたスペクトル

図9から、歩行の割合が多いときの合成加速度のスペクトルは、歩行状態のスペクトルの最大値やそのときの周波数が、普通の歩行状態のスペクトルとほぼ同じであるため、歩行状態であると仮定できる。また歩行の割合が少ないとき、歩行の割合が多いときのスペクトルの周波数はほぼ同じであるが、スペクトルの最大値の差が大きくなるため、停止状態と仮定することができる。図10は、複合行動における歩行状態の割合を変化させ、歩行のみのスペクトルの最大値に対する各スペクトルの最大値の割合を示す。

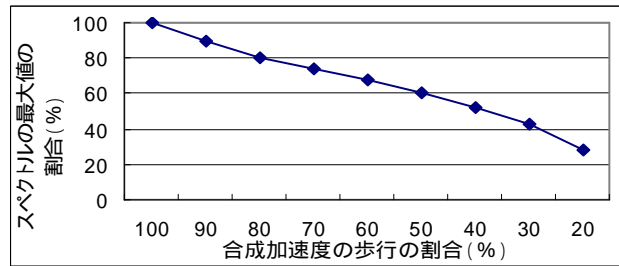


図 10 複合行動における歩行の割合とスペクトルの最大値の割合

図 10 から、複合行動における合成加速度の歩行の割合が高いほど歩行のみのスペクトルの最大値の割合が高く、複合行動における合成加速度の歩行の割合が低いほど、歩行のみのスペクトルの最大値の割合が低くなる。

一方、一人の歩行のみの場合、異なるサンプリング時刻ごとのスペクトルを求めたとき、サンプリング時刻ごとのスペクトルの最大値に差が生じる。このとき、それぞれのサンプリング時刻ごとのスペクトルの最大値の割合を求めると、スペクトルの最大値に最も差が生じる場合のスペクトルの割合は約 80%であった。これは、歩行で取得されるデータが常に同じ加速度を取得することができないため、合成加速度から求めるスペクトルに差が生じてしまうからである。図 11 は異なるサンプリング時刻における歩行のみのスペクトルである。

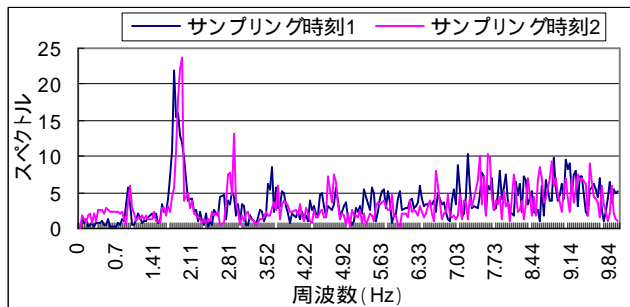


図 11 異なるサンプリング時刻での歩行のスペクトル

このことから、スペクトルの最大値の一致率が 80%以上のとき歩行と判定することができるため、複合行動における場合でも同様に、スペクトルの最大値の一致率が 80%以上のとき歩行と判定できると考える。そして図 10 から、スペクトルの最大値の一

率が 80%以上である合成加速度の歩行の割合を求めると、その割合が約 80%である。このため、複合行動の合成加速度における歩行と判定する基準の割合を 80%とし、それ以上のとき歩行と判定し、それ以下を停止と判定する。

### 3.2.2 高齢者の歩き方の推定

図 4 より、スペクトルの最大値とそのときの周波数で高齢者の歩き方に差が出ていることから、高齢者の歩き方の推定は、加速度センサから算出されるスペクトルを用いて推定を行う。具体的には、あらかじめ複数の高齢者に対して加速度センサから 3 通りの歩いている状態を計測する。計測したデータからスペクトルを求め、基準データとする。ここで基準データとは、移動状態の判定を行うときに、基準となるデータのことである。そして、高齢者の行動とそれぞれの基準データのスペクトルの最大値とそのときの周波数で比較を行い、最も差が少ない状態  $Q$  を求める。このときの状態  $Q$  を、そのときの高齢者の歩き方とする。式(1)に歩き方の判定式を示す。本研究において  $C_1=0.8, C_2=1.25, C_3=0.2$  の値を用いる。また、基準スペクトルと計測スペクトルの関係を図 12 に示す。

$$\left. \begin{aligned} Q_1 : C_1 \leq \frac{P}{P_0} \leq C_2 \\ Q_2 : |f - f_0| \leq C_3 \\ Q = Q_1 \wedge Q_2 \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

$P$ : 計測データにおける最大スペクトル,  $P_0$ : 基準データにおける最大スペクトル  
 $f$ :  $P$  のときの周波数,  $f_0$ :  $P_0$  のときの周波数

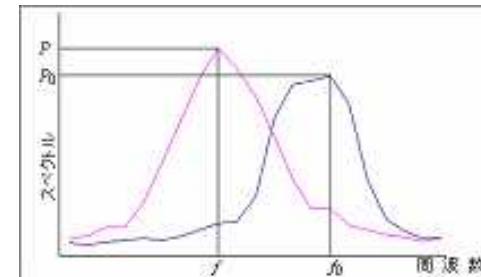


図 12 基準スペクトルと計測スペクトルの関係

### 3.2.3 転倒の検知と不安定な歩行の推定

図 5 より、加速度のデータにおいて転倒したときの数値が大きくなっており、また図 6 より、転倒前後の最大スペクトルとそのときの周波数に大きな差が出ている。このため転倒の検知と不安定な歩行は、基準データと計測した加速度のデータ、及びス

ベクトルを用いて判定を行う。

具体的には、加速度のデータから合成加速度の閾値  $A$  を設定し、それを取得したとき転倒と仮定する。そして、転倒後と転倒前のスペクトルの差を求め、その差が式(2)における状態  $q$  であるとき転倒と検出する。本研究において  $D_1=0.7$ ,  $D_2=0.2$  の値を用いる。

$$\left. \begin{aligned} q_1: \frac{P}{P_0} < D_1 \\ q_2: |f - f_0| > D_2 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$
$$q = q_1 \wedge q_2$$

また図7より、スペクトルの最大値によって不自由な足の程度が推定できることから、スペクトルの最大値とそのときの周波数を基準データと比較することで不安定な歩行の判定とそのときの不自由な足の程度を推定することができる。このとき不自由な足の程度は、式(2)における  $D_1$  が、70%以上のとき異常なし、70~30%のとき軽症、30%とき重症とした。

### 3.3 移動状態の推定の手順

移動状態の推定は、最初に合成加速度における判定を行い、転倒と歩行と停止の判定を行う。転倒の判定の判定基準となる閾値  $A=3.0G$  とする。転倒と判定したとき、スペクトルを求め、式(2)を利用して不安定な歩行と不自由な足の程度を推定する。

合成加速度の判定における歩行と停止の判定は、合成加速度において  $1G$  を基準に値が変化していることから、 $1G$  との差が  $0.1G$  以下の値をとるデータ数を求め、その数が全データ数の20%未満のとき停止とし、20%以上を歩行と判定する。そして歩行と判定したとき、スペクトルを求め、式(1)を利用した高齢者の歩き方の判定を行う。以下に、移動状態の推定の処理手順を示す。

- 1: 計測された3軸加速度( $x, y, z$ )から合成加速度を算出する
- 2: 算出した合成加速度から、歩行、停止、転倒の判定を行う  
歩行と判定したとき:
  - 3(a): 単位時間ごとにFFTを行い、スペクトルを求める
  - 4(a): あらかじめ作成した各移動状態の基準データと、新たに計測したデータのそれぞれのスペクトルの最大値とそのときの周波数から、高齢者の歩き方を求める。  
転倒と判定したとき:
    - 3(b): 単位時間ごとにFFTを行い、スペクトルを求める
    - 4(b): 転倒前と転倒後のスペクトルの最大値とそのときの周波数を比較し、不安定な歩行と不安定な足の程度を求める。

## 4. 移動状態の推定の実験

本実験では、歩行と停止、不安定な歩行についての実験を行い、それぞれの判定率を求めた。

### 4.1 実験環境

本研究では、NTTドコモの開発ツールである“iappli Development Kit for Doja 5.0”を利用してiアプリケーションとして開発を行った。このとき、実装環境はとおりである。

- NTT-DoCoMo 携帯: D904i
- PC: CPU Pentium4 2.0GHz  
メモリ 512MB  
OS Linux3.2

### 4.2 高齢者に対する実験

屋外で活動をしている高齢者の行動から、歩行と停止の移動状態の推定を行った。具体的には、加速度センサを搭載した携帯電話を携帯電話ホルダーに入れ図13のように腰に装着し、1時間の活動を計測し、停止と歩行の判定を行った。被験者は70歳代の女性3名で、屋外で歩行と停止状態を繰り返すクロケットの活動を計測した。実験では、高齢者の実際の行動を計測するとともに、これをシステムの検出回数と比較することによって、移動状態の判定率を求めた。式(3)に高齢者の行動の判定率を求める式を示す。

$$a = \frac{d_{elderly}}{d_{sys}} \times 100 [\%] \quad (3)$$

$a$ : 高齢者の行動の判定率,  $d_{elderly}$ : 高齢者が行動した回数  
 $d_{sys}$ : システムが検出した回数



図13 実際に高齢者が携帯電話を装着している様子

### 4.3 高齢者疑似体験セットを用いた実験

高齢者疑似体験セットを用いて、高齢者の歩き方の推定と不安定な歩行を模擬する実験を行った。これは、転倒を含めた不安定な歩行の実験を高齢者が行うには危険な

ためである。このため、高齢者疑似体験セットを用いて20歳代の若者が高齢者の歩き方の推定と転倒を含めた不安定な歩行の実験を行った。具体的には、被験者が高齢者疑似体験セットを図14のように装着し、倦怠電話を装着して行った。高齢者の歩き方の実験では、被験者は実際に杖やカートを利用して2分間歩行を行った。不安定な歩行では、初めに2分間歩行をし、その後ソファに向かって転倒をし、その後不安定な歩行を模擬した。不安定な歩行の実験ではような手順で行った。

1. 右足を引きずったまま1分間歩行
2. 30秒停止
3. 左足を引きずったまま1分間歩行

このとき、足を引きずったままの状態を軽症、ほぼ動けない状態を重症とし、それぞれの判定率を求めた。式(4)に不安定な歩行状態と不自由な足の程度の判定率を示す。

$$b = \frac{d_{guasi}}{d_{sys}} \times 100 [\%] \quad (4)$$

$b$ : 不安定な状態についての判定率,  $d_{guasi}$ : 被験者が行動した回数  
 $d_{sys}$ : システムが検出した回数



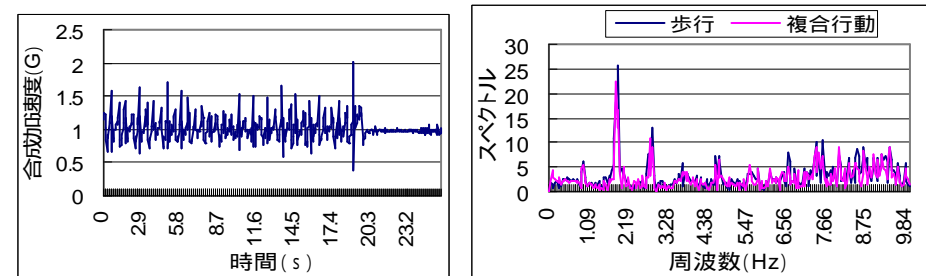
(a) 高齢者疑似体験セットを装着した様子 (b) 携帯電話を装着した様子  
図14 高齢者体験セットと携帯電話を装着した様子

## 5. 結果と考察

### 5.1 高齢者の行動の判定

合成加速度から停止と歩行の判定は、歩行の判定率が92%であり、停止の判定率が100%であったことから、歩行と停止の判定は合成加速度から可能であると考えられる。これは、停止では動いている時間がない、もしくは限りなく短いため、どの高齢者でも同様の停止のデータを取得したからである。

しかし歩行では、停止と歩行が混ざった複合行動の合成加速度の判定に誤りが生ずることがあった。これは、複合行動時の合成加速度の判定では停止と判定したが、式(1)を用いてスペクトルで判定したとき、歩行と判定できることがあった。この原因として、歩行中に停止成分の値を複数個取得したため、複合行動における歩行の割合が80%以上とならず、停止と判定したからと考えられる。この解決方法として、複合行動の時の合成加速度の閾値の設定の変更や、合成加速度における歩行の割合の求め方の変更が考えられる。図18は、誤判定をしたデータの例である。このとき(a)では合成加速度を示し、(b)ではスペクトル周波数のデータを示している。



(a) 合成加速度 (b) スペクトル周波数  
図18 誤判定を起こしたときのデータ

図18において、複合行動の合成加速度における歩行の割合は75%だが、スペクトルを求めたとき、スペクトルの最大値の割合は86.5%であり、そのときの周波数の差は0.07Hzであるため、式(1)より歩行の動作となる。この解決方法として、複合行動の時の合成加速度の閾値の設定の変更や、合成加速度における歩行の割合の求め方の変更が考えられる。

### 5.2 高齢者の歩き方の判定

高齢者の歩き方の推定では、何も使用していない歩行ときの判定率は91%であったが、杖を利用している歩行では68%、カートを利用している歩行では、73%と低い判定率であった。これは杖や、カートを利用しているときであっても、スペクトルの最大値の割合が、何も使用せずに歩行をしているときとほぼ同じ数値を取っていたことが多かったからである。道具を利用した歩行の推定には、複数の加速度センサや他のセンサを用いて、高齢者の身体の傾きなどから推定を行う方法が考えられる。

### 5.3 不安定な歩行状態についての判定

転倒と不安定な歩行では、転倒の判定率は100%であり、不安定な歩行の判定は95%であった。このことから、片足を引きずったまま歩行するという不安定な状態は、ス

ペクトルから推定が可能であると考えられる。しかし、不安定な足の程度の判定では軽症の判定率は約 78%であり、重症の判定率は 100%であった。これは、足を引きずって歩行する軽症の状態では、歩く速さが遅くなるほどスペクトルの最大値が小さくなるため、その結果式(2)を用いると重症であると判定されるからである。今回の結果から、基準データとのスペクトルの最大値の割合から、不安定な足の程度を細かく分別できるのではないかと考えられる。図 15 は歩行の基準データと軽症、重症のときの計測データを比較したものである。

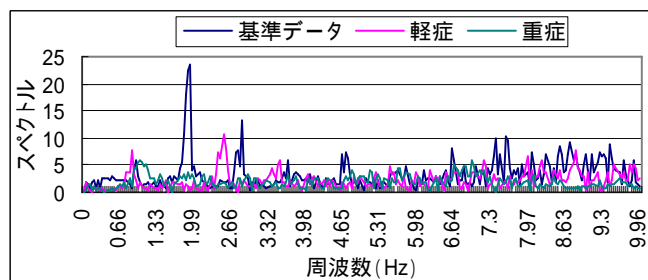


図 15 歩行の基準データと軽症・重症のときの計測データ

## 6. むすび

本研究では、携帯電話の加速度センサを用いて、屋外で行動している高齢者の移動状態の推定を行うとともに、不安定な歩行についての状態の推定を行った。普通の歩行状態の推定では、合成加速度値から歩行と停止の判定を行い、歩行ならば高齢者の歩き方を推定している。高齢者の歩き方には、高齢者のそれぞれの歩き方の基準データを作成し、それと比較することで推定を行っている。転倒の検知では、合成加速度に閾値を設定し、閾値以上の値を取ったとき転倒したと推定している。また不安定な歩行状態の推定では、転倒後のスペクトルを求めて、基準データと比較することでを行い、不自由な足の程度については、基準データとのスペクトルの最大値の割合から推定している。

その結果、停止と歩行の判定では、歩行の判定率が 92%であり、停止の判定率が 100%であった。次に、高齢者の歩き方では、何も使用しない歩行では判定率は 91%であったが、杖を使用する歩行では 68%、カートを使用する歩行では 73%と、判定率が低かった。転倒と不安定な歩行では、転倒の判定が 100%であり、不安定な歩行の判定が 5%であった。そして、不安定な足の程度の判定では軽症の判定率は約 78%であり、重症の判定率は 100%であった。これにより、歩行と不安定な歩行状態の推定は携帯電話に搭載した加速度センサを用いて推定を行うことができる。

今後は、考案した高齢者の移動状態の判定方法の改良を行い、より精度の高い状態の推定を行う。それに伴い、不安定な歩行状態の実験を重ねることで、不自由な足の程度の分類を細かく判定できるようにする。また、複数の加速度センサや他のセンサを用いて、判定率を上げる必要がある。

**謝辞** 今回の実験にご協力いただいた日立市かしま老人の家の方々に深く謝いたします。

## 参考文献

- 1) 田淵勝宏, 納谷太, 大村廉, 野間春生, 小暮潔, 岸野文郎, “加速度センサを用いた日常行動識別におけるデータ収集条件の識別性能への影響評価”, 電子情報通信学会技術報告, Vol.106, No.75, pp.43-48, May 2008.
- 2) 橋田尚幸, 大村廉, 今井倫太, “加速度センサを用いた日常行動識別における個人適応のための検討”, 情報通信学会 70 回全国大会講演論文集, Vol.4, 5ZA-4, March 2008.
- 3) Kern, N. “A model for human interruptibility: experimental evaluation and automatic estimation from wearable sensors,” ISWC'04, pp.158-165, 2004.
- 4) Lee, S.-W. and Yamazaki, K., “Activity and location recognition using wearable sensors,” IEEE Pervasive Computing, pp.10-18, Sep. 2002.
- 5) Likowicz, P., Junker, H. and Troster, M., “WearNET: a distributed multi-sensor system for context aware wearables,” Proc. UbiComp 2002, pp.361-370, 2002.
- 6) Iso, T. and Yamazaki, K., “Gait analyzer based on a cell phone with a single three-axis accelerometer,” The 8th ACM Conference on Human-Computer Interaction with Mobile Devices and Services (MobileHCI2006), pp.141-144, 2006.
- 7) 池谷直紀, 菊池匡晃, 長健太, 服部正典, “3 軸加速度センサを用いた移動状況推定方式”, 情報処理学会研究報告, UBI, Vol.2008, No.66, pp.75-80, June 2008.
- 8) 小林亜令, 岩本健嗣, 西山智, “釈迦: 携帯電話を用いたユーザの移動状態推定方式”, 情報学会論文誌, Vol.50, No.1, pp.193-208, Jan. 2009.
- 9) 品川佳満, 谷川智宏, 太田茂, “加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出”, 川崎医療福祉学会誌, Vol.9, No.2, pp.243-250, 1999.
- 10) 小島基永, “加速度計を用いた高齢者歩行の安定性評価(動作の円滑さという視点から)”, バイオメカニズム学会誌, Vol.30, No.3, pp.138-142, Aug. 2006.
- 11) 小林陽子, 高田谷久美子, 山岸春江, 瀧澤孝子, “<第 2 回学術集会抄録> 高齢者疑似体験装具装着による歩行への影響”, 山梨大学看護学会誌, Vol.1, No.1, pp.66, 2002
- 12) 橋本文子, 松下恭子, 多田敏子, “看護学生を対象とした高齢者疑似体験学習の意義: 高齢者および介護者体験からの学び(実践報告)”, 日本老年看護学会誌, Vol.7, No.1, pp.95-102, July 2002
- 13) ザ・介護 <http://homepage3.nifty.com/3katen/index.html>
- 14) 転倒事故統計 滑り止め対策で転倒事故防止, NPO 法人日本転倒事故防止協会 <http://www.fpoj.org/accident/statistics.php>