

## 加速度計を用いた歩行分析による疲労推定特徴量の検討

東 英和<sup>†1</sup> 重岡 正<sup>†1</sup> 糸川 剛<sup>†1</sup>  
北須賀 輝明<sup>†1</sup> 有次 正義<sup>†1</sup>

本研究では日常生活での疲労推定のために、歩行動作を加速度計で計測し、どのような特徴量が疲労度合いの推定に有用かを明らかにすることを目的とする。疲労が歩行動作に及ぼす影響に関して既存研究から得られた知見を元に、両足首の上下方向の加速度データから得られる九つの特徴量について検討する。実験では5名の健康成人を対象に、運動前、1時間の運動後、2時間の運動後で歩行時加速度データを収集し、疲労が各特徴量に及ぼす影響を確認する。結果として、歩行周期時間や踵接地時ピーク加速度、1歩行周期の平均加速度など五つの特徴量で運動による疲労の影響を確認した。

### A Consideration of Features for Fatigue Estimation by Gait Analysis Using Accelerometer

HIDEKAZU HIGASHI,<sup>†1</sup> TADASHI SHIGEOKA,<sup>†1</sup>  
TSUYOSHI ITOKAWA,<sup>†1</sup> TERUAKI KITASUKA<sup>†1</sup>  
and MASAYOSHI ARITSUGI<sup>†1</sup>

For estimation of fatigue within daily life, we refer acceleration of gaits and try to extract features that represent fatigue from acceleration. Based on the perceptions of existing research, we examine nine features of vertical acceleration of both ankles on gaits. We conduct an experiment with five participants. In the experiment, three sequences of vertical acceleration for each participant are measured prior to twice one-hour ergometer exercises, between the exercises, and posterior to the exercises. As a result, we confirm that five features such as gait cycle, peak acceleration of heel contact, and the average acceleration represent fatigue.

<sup>†1</sup> 熊本大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Science and Technology, Kumamoto University

#### 1. はじめに

近年、疲労を自覚できないまま日常生活を過ごし、深刻な影響や事故が起きてから過度の疲労状態にあったと気付いたり診断される人が増えている。定期健診やカウンセリングで自己の体調を知ることができるが、時間と手間がかかり、頻繁に検査を受けることは難しい。そのため、ユーザの手間や負担が少ない方法で日常生活を送りながら疲労の度合いを推定できれば、それをユーザ本人や家族、雇用主等に通知することで、重大な体の不調や事故を未然に防ぐことができ、有用だと考えられる。

本研究では日常生活での疲労推定のために、歩行動作を加速度計で計測し、どのような特徴量が疲労度合いの推定に有用かを明らかにすることを目的とする。歩行は日常生活を送る上で一般的に行う動作であるため、ユーザからの働きかけを必要としない。また、倉恒ら<sup>1)</sup>は運動前後での立ち座り運動のパフォーマンスから疲労の影響を検討し、一定時間当たりの随意運動では代償反応によって疲労による変化があまり見られないことを示唆している。そこで彼らはアクティグラフを用いた行動量の計測を行い、慢性疲労症候群患者では健康者に比較して、睡眠時間の延長と覚醒時における平均活動量の減少が見られることを報告している。そのため、日に何度も、かつ無意識的に行われる歩行動作は、疲労状態を表す指標となり得ると考えられる。

歩行の様子を捉える方法は、ビデオセンサを用いるものとフロアセンサを用いるもの、そして身体にセンサを装着するものの三つに大別される<sup>2)</sup>。本研究ではその携帯性により歩行データの取得をどこでも行えるなどの利点から、加速度センサを用いるセンサ装着型とする。

本論文は以降、以下のように構成される。2章では、歩行に関する一般的な知識、及び既存の研究から得られる疲労が歩行動作に及ぼす影響に関する知見を述べる。3章では、2章で述べた知見を元に、歩行時の加速度波形から疲労を表す特徴量を解析する手法を述べる。4章で疲労時歩行データの収集実験と、その結果について考察する。5章で本研究をまとめる。

#### 2. 疲労が歩行動作に及ぼす影響

歩行とは利き足と軸足が交互に動いて体の重心を前へと移動させる周期的な動作である。一般に歩行周期とは、踵接地から同足の踵接地までの時間間隔と定義され、立脚期と遊脚期の二つに分けられる<sup>3)</sup>。図1に右足を利き足とする人の一般的な歩行周期を示す。

疲労が人の身体動作に及ぼす影響として、倉恒ら<sup>1)</sup>は(a)動作が緩慢になる、(b)行動量が低下することなどを挙げている。吉野ら<sup>4)</sup>は、大腿二頭筋と前脛骨筋に筋電計を、腰部に

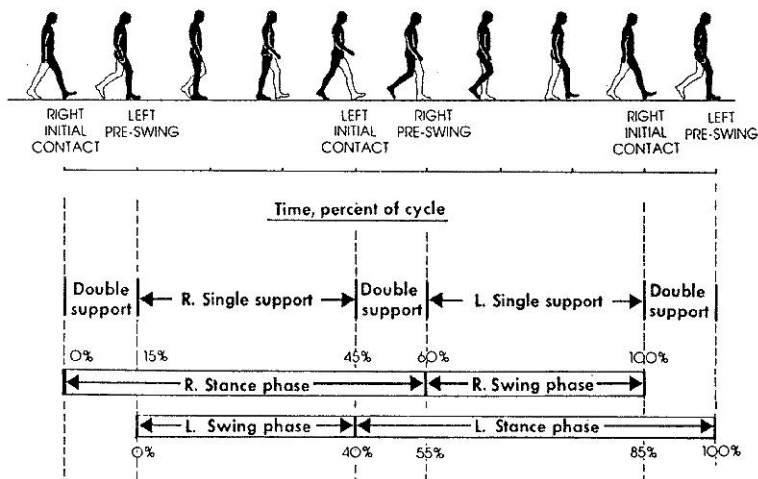


図 1 一般的な歩行周期 (6)

3軸加速度センサを装着して長時間歩行による疲労の影響を調べた。その結果から、比較的強く疲労するタイプの人には (c) 前脛骨筋の筋疲労から歩行リズムの不安定化が生じる、(d) 歩行のピッチを遅めることにより、歩行の動的安定性を強めて転倒防止を図る、(e) 接地時の衝撃を弱めることにより、筋骨格系への負担を軽減させるなどの仮説を提案している。また米川ら<sup>5)</sup>は、圧力センサを埋め込んだ靴での運動前後の歩行時圧力データから、(f) 接地時圧力の最大値の低下、(g) 接地時間の伸長、(h) 踵と爪先の間の圧力の変移の三つの変化を報告している。疲労が歩行動作に及ぼす影響に関して、これらの既存研究から得られた知見を以下の五つにまとめる。

- 知見 A: 歩行動作が緩慢になる (a), (d)
- 知見 B: 歩行時の運動量が落ちる (b)
- 知見 C: 遊脚動作を抑えようとする (e), (f), (g)
- 知見 D: バランス低下により、歩行の統制が取れなくなる (c), (h)
- 知見 E: バランス低下により、左右のバランスが悪くなる (c), (h)

### 3. 加速度波形の解析手法

本章では 2 章で挙げた知見 A から E に基づいて、疲労の影響が強く表れると考えられる特徴量を歩行時の加速度波形から解析する手法を述べる。

まず、一般的な歩行周期と足首上下方向の加速度波形の対応関係を図 2 に示す。そして疲労の影響が強く表れると考えられる特徴量 1 から 9 を以下に示す。特徴量それぞれで平均値と標準偏差を求める。加えて、特徴量 4 から 9 は、左足と右足の差も求める。

- (1) 歩行周期時間 [ms] (平均, 標準偏差)
- (2) 両足の接地間隔比率 (平均, 標準偏差)
- (3) 立脚期 / 遊脚期比率 (平均, 標準偏差)
- (4) 離床時ピーク加速度 [mG] (平均, 標準偏差, 左右差)
- (5) 遊脚中ピーク加速度 [mG] (平均, 標準偏差, 左右差)
- (6) 接地時ピーク加速度 [mG] (平均, 標準偏差, 左右差)
- (7) 1 周期の平均加速度 [mG] (平均, 標準偏差, 左右差)
- (8) 接地後波形収束までの平均加速度 [mG] (平均, 標準偏差, 左右差)
- (9) 接地後波形収束までの収束時間 [ms] (平均, 標準偏差, 左右差)

これらの特徴量 1 から 9 は図 2 の番号と対応しており、歩行周期と加速度波形の対応関係は、歩行時の映像と同期させた加速度データから同定した。

表 1 に知見と特徴量の対応関係を、表 2 に各特徴量が疲労の進行とともにどのように変化するかを予測を示す。以下では各特徴量が、歩行時の加速度波形をどのように解析して得られる量かを対応する知見ごとに述べる。

知見 A: 歩行動作が緩慢になる 歩行動作が緩慢になることにより、歩行周期の伸長と歩行速度の減少が起こると考えられる。加速度波形から踵接地時のピークから次の同足での踵接地のピークまでの時間を歩行周期時間 (特徴量 1) とし、疲労の進行とともに歩行周期時間が増大すると予測した。

また歩行速度が減少すると一般に 1 歩行周期中の立脚期が長く、遊脚期が短くなるとされている<sup>3)</sup>。立脚期は、加速度波形では踵接地からつま先離床までの時間、遊脚期はつま先離床から同足での踵接地までの時間である。踵接地とつま先離床の際に生じる加速度ピークから 1 歩行周期中の立脚期、遊脚期の時間を求め、立脚期 / 遊脚期比率 (特徴量 3) を算出する。疲労の進行とともに立脚期 / 遊脚期比率が上昇すると予測する。

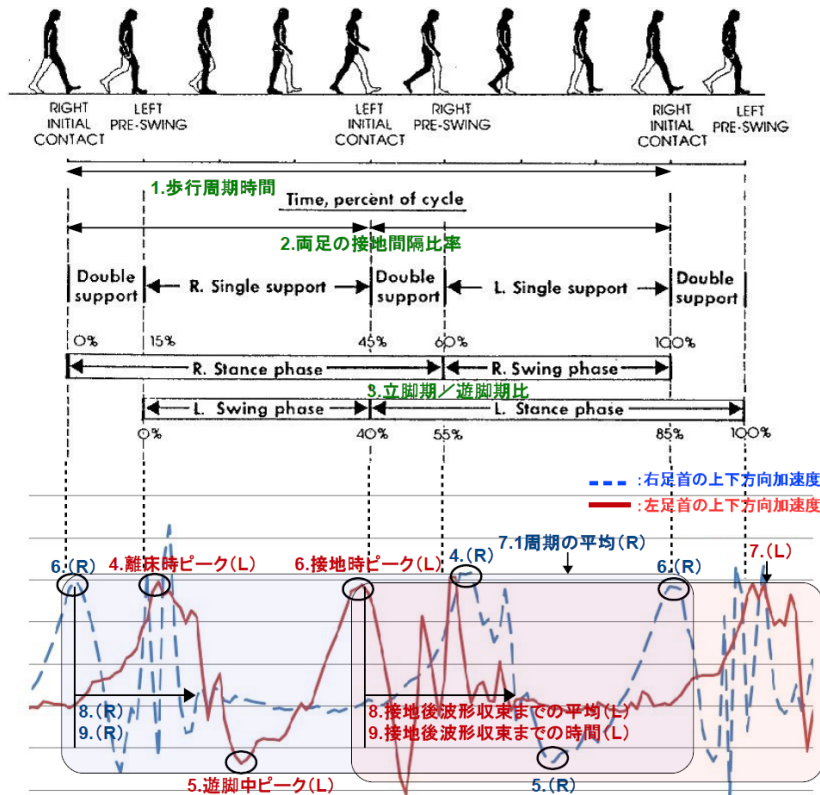


図 2 1 歩行周期の加速度波形と特徴量の対応 (6) を一部改編

知見 B. 歩行時の運動量が落ちる 歩行時の運動量が落ちることにより、歩行動作の強さが小さくなると考えられる。歩行動作の強さを 1 歩行周期の平均加速度 (特徴量 7) で表す。疲労の進行とともに平均加速度が減少すると予測する。

知見 C. 遊脚動作を抑えようとする 疲労の進行とともに、エネルギーを多く消費する足の遊脚動作を抑えようとすると考えられる。そこでつま先の離床時の勢いを表す加速度ピーク値 (特徴量 4)、足の振り上げの高さに相当する遊脚中の加速度ピーク値 (特徴量 5)、踵接地時の衝撃を表す加速度ピーク値 (特徴量 6) を算出する。疲労の進行とともに、これらが

表 1 知見と特徴量の対応

知見	A	B	C	D	E
平均	1,3	7	4,5,6,8,9	—	2
特徴量 標準偏差	—	—	—	1-9	—
左右差	—	—	—	—	4-9

表 2 特徴量の変化予測

特徴量	1	2	3	4	5	6	7	8	9
平均	↗	↗	↗	↘	↘	↘	↘	↘	↘
標準偏差	↗	↗	↗	↗	↗	↗	↗	↗	↗
左右差	—	—	—	↗	↗	↗	↗	↗	↗

いずれも減少すると予測する (特徴量 5 では絶対値をみる)。

また、接地後に生じた加速度波形が初期値 ± 50mG 内に収束するまでの平均加速度 (特徴量 8) と時間 (特徴量 9) を算出する。接地時の衝撃減少とともに、平均加速度の減少と収束までの時間が短縮されると予測する。

知見 D. バランス低下により、歩行の統制が取れなくなる 疲労の進行とともに歩行の統制がとれなくなる結果、歩行周期や踵接地時の衝撃のばらつきが増大すると予測する。そこで全ての特徴量で複数周期分の標準偏差を求め、その増減を確認する。

知見 E. バランス低下により、左右のバランスが悪くなる 左右のバランスの悪化とともに、同一の現象に対しても足首による差が拡大すると考えられる。1 歩行周期中には右足と左足それぞれで踵接地がある。右足の踵接地を歩行周期の始まりとし、右足の踵接地から左足の踵接地までの時間: 左足の踵接地から右足の踵接地までの時間の比 (特徴量 2) を算出する。疲労の進行とともにこの特徴量がどちらかに偏って増大し、左右差が拡大すると予測する。このほか、足の振り上げの高さや運動量も疲労の進行とともに右足と左足の差が大きくなると考えられ、特徴量 4 から 9 の左右差の増減を確認する。

#### 4. 実験

本章では、前章で述べた各特徴量の疲労による影響を確認するために、疲労前後の歩行加速度データの収集と分析を行う。

##### 4.1 実験環境

本実験の趣旨を理解したうえで参加を希望した年齢 22 ± 1 歳の健常男性 5 名を対象に、

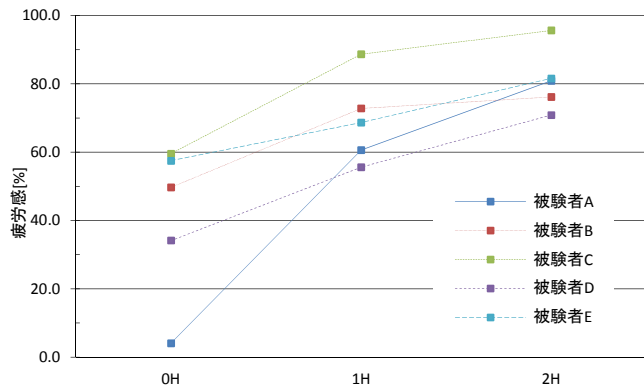


図3 VASによる自覚的疲労感の結果

疲労前後の歩行データを収集した。各被験者は運動前(以降0Hと呼ぶ)、1回目の連続1時間の運動後(以降1H)、2回目の連続1時間の運動後(以降2H)のそれぞれで、歩行時加速度データとVASによる自覚的疲労感<sup>7)</sup>を記録した。図3に被験者の疲労感VASスコアを示す。与える運動負荷としてエルゴメータを用い、心拍が120~140[bpm]となるような負荷の設定と回転数を維持するように指示した。加速度センサは両足首に装着し、歩行の仕方を規定しないで屋外の直線歩行路約100mを自由歩行してもらった。なお、すべての被験者の利き足は右足である。センサはワイヤレステクノロジー社製のWAA-006を用い、加速度は±4G、サンプリング周波数は100Hzで計測を行った。

#### 4.2 解析対象

歩行の始めと終わりでの加速、減速の影響を排除するために、歩行が定常化すると考えられる歩行開始の20秒後から連続する30歩行周期分を解析の対象とする。いずれの被験者も歩行周期は1189 ± 104msの範囲内であった。センサは足首のほかに、両膝上、両太腿、両手首、両肘上、後ろ腰、第3腰椎部にも装着して歩行加速度データを収集したが、地面から離れている箇所ほど加速度の大きさや変化が小さいため、地面から最も近い装着箇所である足首の加速度波形を解析の対象とする。桜井ら<sup>8)</sup>は、人体下肢に装着した加速度センサでは上下方向、前後方向、左右方向の順にその再現性が高いと報告している。また歩行時の左右方向の加速度は上下・前後方向の約1/3と小さい<sup>9)</sup>。そのため、足首で取得した加速度の上下方向に着目して解析を行う。

#### 4.3 解析結果の概要

3章で述べた九つの特徴量の解析結果として、歩行周期時間(特徴量1)、両足の接地間隔比率(特徴量2)、接地時ピーク加速度(特徴量6)、1周期の平均加速度(特徴量7)、接地後波形収束までの平均加速度(特徴量8)の平均と標準偏差で知見に沿う結果が得られ、歩行時の足首の上下方向の加速度データから疲労を推定しうる可能性が示された。

被験者cについては、疲労の進行による特徴量の変化が確認されなかったり、他被験者とは異なる増減結果を示す傾向が見られた。この理由として、図3が示すように被験者cは最初から強く疲労していると申告していることと、図4に示す歩行周期時間(特徴量1)が他被験者よりも短かったことに注目したい。被験者a,b,d,eでは運動負荷による疲労が歩行動作に対して強く影響を及ぼしたが、被験者cでは既に疲労の度合いが高かったために、それ以降の運動負荷による疲労の影響が表れにくかった可能性が考えられる。

#### 4.4 解析結果の詳細

本節では、特徴量の解析方法と、前節で述べた解析結果の詳細を述べる。まず被験者ごとに各時間(0H,1H,2H)の30歩行周期分の加速度データから九つの特徴量を30サンプル求める。その平均、標準偏差を図4から図11に特徴量ごとに示す。

疲労による影響が特徴量に現れているか検討するため、要因Aを足首(右足と左足で2水準)、要因Bを運動時間(0H,1H,2Hで3水準)とする分散分析を行う。特徴量1から3ではBを要因とする被験者内計画の分散分析を、特徴量4から9ではAとBを要因とする被験者内計画の分散分析を行う<sup>10)</sup>。結果を付録A.1の表6と表7に示す。また要因Bにおいて、主効果が有意な場合はRyan法で多重比較を行う。結果を付録A.1の表8に示す。

この分散分析の結果をもとに、各特徴量が運動負荷による疲労でどのように変化するかを判定する。時間による特徴量の平均値の増減傾向を表3に、特徴量の標準偏差の増減傾向を表4に、左右差の増減傾向を表5に示す。平均では表8で比較する両時間で要因B:運動時間による有意差がないときは変化なし(表中では→と表記する)、有意差があり、かつ現時間の特徴量の値が前時間のそれよりも大きいときは増加(↗)、小さいときは減少(↘)とする。標準偏差では、現時間の特徴量の値が前時間のそれよりも大きいときは増加、小さいときは減少とする。左右差では、表7で比較する両時間で要因A:足首による有意差がないときは変化なし、有意差があり、かつ現時間の特徴量の値が前時間のそれよりも大きいときは増加、小さいときは減少とする。

以降、各特徴量の結果である図4から図11とその変化をまとめた表3,4,5を元に疲労による影響を各特徴量で検討する。

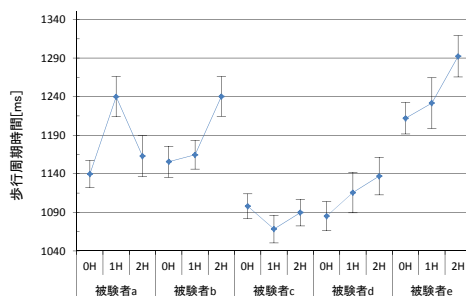


図 4 特徴量 1 の平均と標準偏差

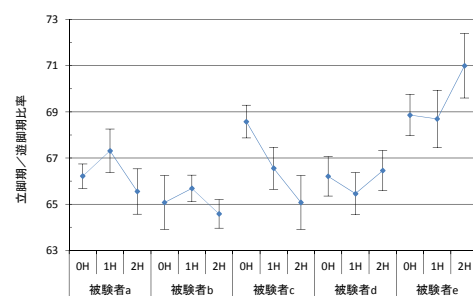


図 5 特徴量 3 の平均と標準偏差

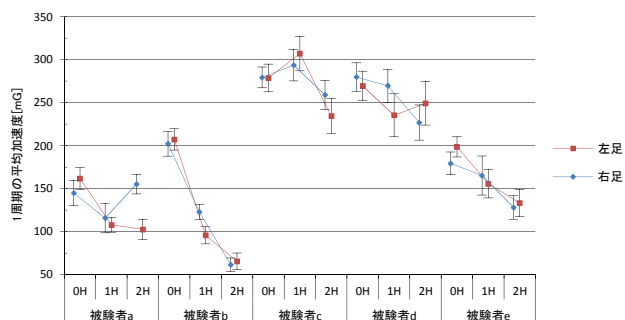


図 6 特徴量 7 の平均と標準偏差

知見 A: 歩行動作が緩慢になる 特徴量 1 の平均と特徴量 3 の平均の増減傾向を図 4、図 5 と表 3 から確認する。特徴量 1 の平均は被験者 a,b,c,d の 4 人については 0H-2H 間で有意に伸長しており、同様に 0H-1H 間、1H-2H 間でも伸長する傾向にあった。また、最初から強く疲労していると申告していた被験者 c については、運動前よりも運動後のほうが短くなっていたが、1H-2H 間では伸長していた。以上より、運動負荷による疲労の進行とともに歩行周期の伸長が確認され、特徴量 1 の平均の予測と概ね一致する結果となった。

特徴量 3 の平均は被験者 e では上昇傾向にあったが、b、c では立脚期比が減少傾向に、a、d では時間毎に増減傾向が異なっていた。予測では疲労の進行とともに立脚期 / 遊脚期比率が上昇するとしたが、今回の結果からは疲労の進行が立脚期 / 遊脚期比率に与える影響を見出すことはできなかった。特徴量 3 の平均の予測では、疲労による歩行周期の伸長と

表 3 特徴量の平均の増減傾向

特徴量 変化予測		1	2	3	4	5	6	7	8	9
被験者	運動時間									
a	0H-1H	↘	→	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
b	0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
c	0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
d	0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
e	0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘

もに歩行速度も低下し、立脚期 / 遊脚期比率が上昇すると考えた。しかし、歩行速度は単に歩行周期の長短だけで分かるものではなく、歩行速度と立脚期 / 遊脚期比率を合わせて考察する必要があると考えられる。

知見 B. 歩行時の運動量が落ちる 特徴量 7 の平均の増減傾向を図 6 と表 3 から確認すると、ほぼ全ての組み合わせで被験者によらず減少傾向にあった。これより運動負荷による疲労の進行とともに歩行動作の強さが小さくなることが確認され、特徴量 7 の平均の予測と一致する結果となった。

知見 C. 遊脚動作を抑えようとする ここでは特徴量 4 の平均、5 の平均、6 の平均、8 の平均の増減傾向を図 7 から図 10 と表 3 から確認する。特徴量 4 の平均では被験者 a,d,e では減少傾向にあり、c で変化がなく、被験者 b では増加しており、全体としては減少傾向にあった。これは特徴量 4 の予測にやや一致する結果となった。特徴量 5 の平均の絶対値は、変化がなかった被験者 c を除き、被験者内でも時間毎に増減傾向が異なっており、疲労の進行が歩行に与える影響を見出すことができなかった。これは特徴量 5 の平均の予測と一致しない結果となった。特徴量 6 の平均では、やや増加傾向にあった被験者 c を除いて、特徴量 4、5 よりも減少傾向にあり、特徴量 6 の平均の予測と概ね一致する結果となった。特徴量 8 の平均は、被験者 a,c では殆ど変化は見られなかったが、b,e,f では減少傾向にあった。これも特徴量 8 の平均の予測と概ね一致する結果となった。

このような結果となった原因として、4.2 節で述べた理由から、今回の解析の対象を足首に装着した加速度センサの上下方向に限定したことが考えられる。予測が概ね一致した特徴量 6 の平均、8 の平均は踵接地という、上下方向への影響が強い歩行動作に関連している。予測と一致しなかった特徴量 5 の平均は足を前に振りだす遊脚期中の振り上げの強さを表



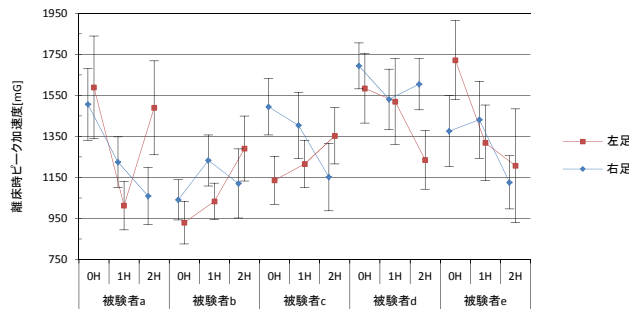


図 7 特徴量 4 の平均と標準偏差

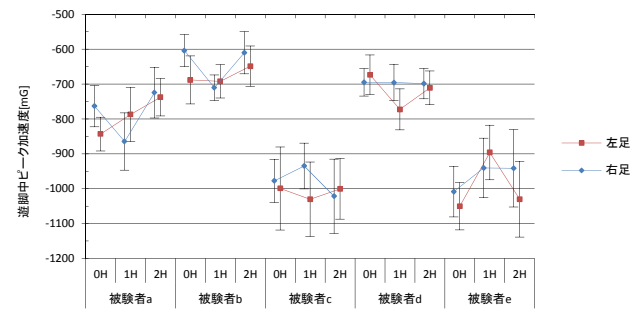


図 8 特徴量 5 の平均と標準偏差

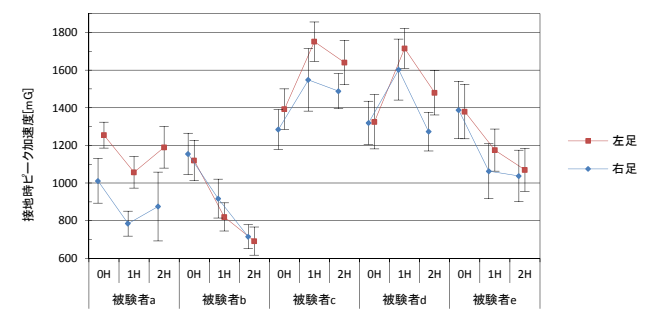


図 9 特徴量 6 の平均と標準偏差

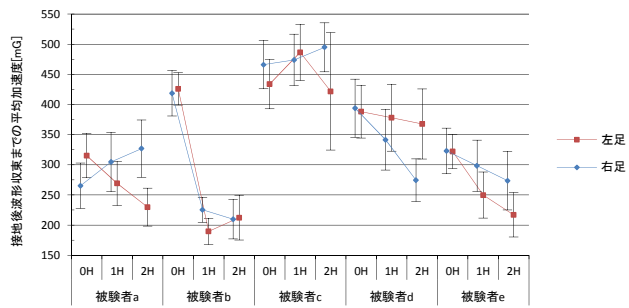


図 10 特徴量 8 の平均と標準偏差

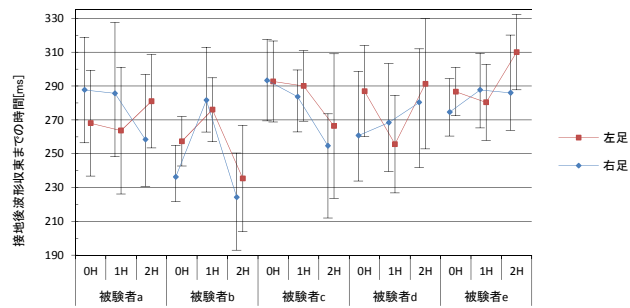


図 11 特徴量 9 の平均と標準偏差

表 4 特徴量の標準偏差の増減傾向

特徴量		1	2	3	4	5	6	7	8	9	
変化予測		/									
被験者	運動時間	/									
	a	OH-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
OH-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
b	OH-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	OH-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
c	OH-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	OH-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
d	OH-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	OH-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
e	OH-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	
	OH-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	↘	

す上下方向の加速度ピークである。疲労によって足の振り上げが弱くなり特徴量は減少すると予測したが、実際の歩行では走行中のように足を大きく上げることはなく、地面と水平に足をスライドさせるように歩いている。そのため疲労による遊脚動作への影響は、上下方向よりも前後方向の加速度に強く表れていると考えられる。

知見 D. バランス低下により、歩行の統制が取れなくなる。ここでは特徴量 1 の標準偏差から 9 の標準偏差の増減傾向を図 4 から図 11 と表 4 から確認する。特徴量 1,3,4,8,9 の標準偏差では増大傾向に、特徴量 2,7 の標準偏差ではやや増大傾向に、特徴量 6 の標準偏差では減少傾向にあった。結果として、運動負荷による疲労の進行とともに特徴量のばらつきが総じて拡大する傾向が確認された。この内訳をみると、主に時間に関わる特徴量 (1,2,3,9) でばらつきが拡大しており、疲労による歩行周期の伸長とともに表れた結果と考えられる。また特徴量 7 のばらつきは拡大していたのに対し、特徴量 4 から 6 の加速度ピークの中で

最もその平均値が減少傾向にあった特徴量 6 が他特徴量よりもばらつきは縮小していた。

以上の結果から、疲労によって歩行全体の統制が取れなくなり、歩行周期時間や歩行周期全体での加速度値のばらつきが拡大した。そして身体下肢への負担を低減するために接地時の衝撃を一定以下に抑えて小さくし、接地時加速度ピークのばらつきが縮小した可能性が考えられる。

知見 E. バランス低下により、左右のバランスが悪くなる。ここではまず、特徴量 2 の平均の増減傾向を図 12 と表 3 から確認する。右足の踵接地から左足の踵接地までの時間は、被験者 a,c,e では減少、被験者 b では維持、被験者 d ではやや上昇する傾向にあった。これより接地間隔比の差の拡大が確認された。

次に特徴量 4 から 9 の左右差の増減傾向を図 7 から図 11 と表 5 から確認する。特徴量 6,8 でのみ足首による左右差が拡大傾向にあり、特徴量 4,9 では拡大・縮小は同程度、特徴

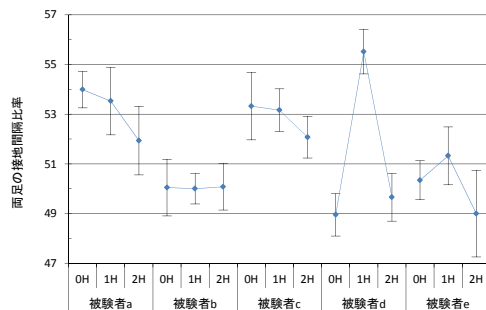


図 12 特徴量 2 の平均と標準偏差

表 5 特徴量の左右差の増減傾向

特徴量 変化予測		4	5	6	7	8	9
被験者 a	運動時間 0H-1H	↘	→	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
被験者 b	運動時間 0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
被験者 c	運動時間 0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
被験者 d	運動時間 0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
被験者 e	運動時間 0H-1H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	1H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘
	0H-2H	↘	↘	↘	↘	↘	↘

量 5,7 では縮小傾向にあった。これより、結果からは疲労によって左右差が拡大するとはいえなかった。今回の解析では、左右特徴量の差の絶対値の大小変化から左右差の拡大縮小の判定を行った。だが、右足と左足のどちらから差が変化しただけの情報を排除した今回の解析方法では、解析手法として不十分であった可能性がある。これは今後の課題として挙げられる。

## 5. おわりに

本研究では歩行動作を加速度センサで捉え、加速度のどのような特徴量が疲労度合いの推定に有用か明らかにすることを目的とした。その方法として既存研究から得られた疲労が歩行動作に及ぼす影響に関する五つの知見を挙げ、知見に基づく九つの特徴量を両足首の上下方向の加速度データから算出した。実験では 5 名の健康成年を対象に、運動前、1 回目の連続 1 時間の運動後、2 回目の連続 1 時間の運動後のそれぞれで歩行時加速度データを収集し、疲労が各特徴量に及ぼす影響を確認した。結果として歩行周期時間や、踵接地間隔比率、踵接地時のピーク値、1 周期の平均加速度、接地後波形収束までの平均加速度の五つの特徴量の平均と標準偏差で知見に沿う結果が得られた。

今後の課題として、遊脚動作に関係する離床時ピーク加速度や遊脚中ピーク加速度などの特徴量では、上下方向だけでなく前後方向の加速度も解析の対象とすること、左右の大小関係を考慮した特徴量の左右差の検討、そして実際に日常生活中で本手法を適用し、歩行動作からの疲労推定の有効性を検証することが考えられる。

## 謝 辞

本研究の一部は、科研費 (挑戦的萌芽研究 22650019) の助成を受けたものである。

## 参 考 文 献

- 1) 倉恒 弘彦, 志水 彰, 梶本 修身, 高橋 励, 渡辺 恭良: 疲労の定量化及び指標化技術の開発, 平成 12 年度生活者ニーズ対応研究業績報告書, pp.262-271 (2001) <http://www.hirou.jp/seika/pdf/kura3.1.1.pdf>
- 2) Davrondzhon Gafurov, Einar Snekkenes: Gait Recognition Using Wearable Motion Recording Sensors, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, Vol.2009, Art.ID 415817, 16 pages (2009).
- 3) Jacquelin Perry, 武田 功 (訳): 歩行分析 正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版 (2007).
- 4) 吉野 公三, 元重 朋子, 荒木 勉, 松岡 克典: ストレスと疲労がヒトの生理・歩行リズムに与える影響に関する研究, 日本機械学会第 15 回 バイオエンジニアリング講演会講演論文集, pp.113-114 (2003).
- 5) 米川 賢治, 米沢 拓郎, 由良 純一, 中澤 仁, 高汐 一紀, 徳田 英幸: FASH: 圧力センサを用いた歩行時の疲労検知, 情報処理学会 第 71 回全国大会講演論文集, pp.301-302 (2009).
- 6) Rose and Gamble: Human Walking, Lippincott Williams & Wilkins 社, pp.26 (1981).
- 7) 日本疲労学会: 疲労感 VAS (Visual Analogue Scale) 検査の記入方法について, <http://www.hirougakkai.com/VAS.pdf>
- 8) 桜井 進一, 坂本 雅昭, 中澤 理恵, 川越 誠, 加藤 和夫: 小型 3 軸加速度計を用いた歩行時下肢運動分析の再現性の検討, 理学療法科学 25(1), p.7-12 (2010).
- 9) 小宅 一彰, 山口 智文, 田辺 茂雄, 横山 明正, 近藤 国嗣, 大高 洋平: 小型無線加速度計を用いた歩行の重心運動評価, 第 45 回日本理学療法学会大会抄録集, p.28 (2010).
- 10) 桐木 建始: ANOVA4 on the Web <http://www.hju.ac.jp/kiriki/anova4/>

## 付 録

### A.1 特徴量 1 から 9 の分散分析

有意水準は 5% で検定し,  $p < .10$  で有意傾向に有り (+),  $p < .05$  で有意差有り (\*),  $p < .01$  (\*\*),  $p < .005$  (\*\*\*) ,  $p < .001$  (\*\*\*\*) と表すものとする。また要因 B での多重比較で、有意差がある場合 ( $p < .05$ ) は s., そうでない場合は n.s. と表す。

表 6 特徴量 1-3 の分散分析による有意差

被験者	要因	特徴量		
		1	2	3
a	B:運動時間	****	****	****
b	B:運動時間	****	—	****
c	B:運動時間	****	****	****
d	B:運動時間	****	****	****
e	B:運動時間	****	****	****

表 7 特徴量 4-9 の分散分析による有意差

被験者	要因	特徴量						
		4	5	6	7	8	9	
a	A:足首	****	—	****	****	****	—	
	B:運動時間	****	****	****	****	—	—	
	AB:交互作用	****	****	—	****	****	****	
b	A:足首	*	****	****	****	+	*	
	B:運動時間	****	****	****	****	****	****	
	AB:交互作用	****	****	+	****	****	****	
c	A:足首	****	*	****	+	****	—	
	B:運動時間	+	—	****	****	*	****	
	AB:交互作用	****	*	+	****	****	—	
d	A:足首	****	****	****	****	****	****	
	B:運動時間	****	****	****	****	****	****	
	AB:交互作用	****	****	****	****	****	*	
e	A:足首	****	+	*	****	****	*	
	B:運動時間	****	****	****	****	****	****	
	AB:交互作用	****	****	*	****	****	****	

表 8 要因 B:運動時間での多重比較

被験者	運動時間	特徴量								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
a	0H-1H	s.	n.s.	s.	s.	n.s.	s.	s.	—	—
	1H-2H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	—	—
	0H-2H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	—	—
b	0H-1H	n.s.	—	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.
	1H-2H	s.	—	s.	s.	s.	s.	s.	n.s.	s.
	0H-2H	s.	—	s.	s.	n.s.	s.	s.	s.	s.
c	0H-1H	s.	n.s.	s.	—	—	s.	s.	s.	n.s.
	1H-2H	s.	s.	s.	—	—	s.	s.	n.s.	s.
	0H-2H	n.s.	s.	s.	—	—	s.	s.	n.s.	s.
d	0H-1H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	n.s.
	1H-2H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.
	0H-2H	s.	s.	n.s.	s.	s.	n.s.	s.	s.	n.s.
e	0H-1H	s.	s.	n.s.	s.	s.	s.	s.	s.	n.s.
	1H-2H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.
	0H-2H	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.	s.