

スマートフォンを用いた歩行動作改善ツールの開発

梶原 裕大^{†1} 清水 裕基^{†1} 三好 健文^{†1}
吉 永 努^{†1} 入江 英嗣^{†1}

日常で歩行は何気なく行われている。しかし、何も考えずに歩いていると知らない内に悪い癖がつき、身体に様々な問題が起こる可能性がある。これらの問題は姿勢を意識することで予防・改善することができる。そこで本稿では、スマートフォンに内蔵されている加速度センサを用いて歩行分析を行うことで、歩行時に良い姿勢を意識させるアプリケーションを検討・開発した。これにより、歩行中に悪い姿勢であったときに警報音が鳴り、常に正しい姿勢を使用者に意識させることが可能となった。

A Smartphone Application for Improving Gait

HIROTAKA KASHIHARA,^{†1} HIROKI SHIMIZU,^{†1}
TAKEFUMI MIYOSHI,^{†1} TSUTOMU YOSHINAGA^{†1}
and HIDETSUGU IRIE^{†1}

Although walking is a daily natural action, it might cause many body issues by bad habits of the action unconsciously. Such issues are preventable by consideration good gait. To help this, an application is implemented, which analyzes gait by acceleration sensors embedded in smart phones. The application alarms when bad gait is detected to make user conscious of own gait.

1. はじめに

現代の生活様式において、我々はほぼ運動することなく生活できる。しかし、運動不足が生活習慣病などの病気を引き起こすことは周知の事実であり、運動は健康維持のために不可

欠なものであるといえる。健常者が手軽に行える運動のひとつに、歩行がある。厚生労働省が推進する健康日本 21 では、日常生活における歩数の増加が目標に挙げられており、平成 9 年の平均歩数（男性 8202 歩、女性 7282 歩）から、約 1000 歩の増加を目指している⁵⁾。

しかし歩行は最も身近で当たり前の行動であることから、良い歩き方を意識して歩行する者は稀である。ウォーキングトレーナーの長坂は、姿勢や足と地面の接地・離陸などについて無意識に行っている歩行は、一部の筋肉しか使用しておらず、その部位に負荷がかかり、さまざまな疾病をもたらす可能性を指摘している。常に姿勢を意識し、全身の筋肉をまんべんなく使うことにより、脂肪燃焼や筋肉量の増加などの身体的効果のみならず、自律神経の調子を整えるなどの精神的効果も有していると述べている⁹⁾。

歩行を評価する端末の代表例として、歩数計がある。歩数計は近年飛躍的に進化している。コンパクト化や大画面化はもちろんのこと、測定項目も歩数のみならず、消費カロリーや移動距離も算出できるものや、パソコンとの連動により日々の活動を記録することができるものも存在する。しかしこれらの歩数計でも、姿勢を管理する機能は有しておらず、悪い姿勢で身体の一部に負荷がかかる歩行を続ける可能性がある。

歩行動作の分析には通常、ビデオカメラや複数の加速度センサを必要としており、設置や装着が大がかりであるため、健常者が普段の歩行において用いるには適していない。また今まで歩行分析は、高齢化による変化やリハビリテーションの効果を明らかにするために行われており、健常者が手軽に用いることを目的としていない。

よって本稿では、スマートフォンに着目した。スマートフォンは日常的に身につけるものであり、かつ 3 軸の加速度センサが内蔵されている。スマートフォンを用いることで、これまで大がかりな設備が必要であった歩行動作分析を、スマートフォン単体で分析が可能かどうかを検証した。その結果、スマートフォンに内蔵された加速度センサのみでも、良い姿勢を意識した歩行と無意識な歩行では加速度の波形に差異があることがわかった。この検証結果を用いて、良い姿勢を意識せずに歩行しているときに警告をするアプリを開発した。これにより、歩行中悪い姿勢だった場合に警告され、常に正しい姿勢を使用者に意識させることが可能となった。

2. 良い歩き方とは

良い歩き方については、以下の分野で評価が行われている。

- (1) スポーツバイオメカニクス
- (2) 理学療法・作業療法

^{†1} 電気通信大学大学院情報システム学研究科

Graduate School of Information Systems, The University of Electro-Communications

(3) スポーツインストラクターなどによる経験則

(1) は主に高齢化などによる歩行動作の特徴の変化を、速さや長さなどの物理的な指標により示している。岡田は歩行路の側方に設置したビデオカメラとフォースプラットフォームにより、男性の加齢に伴う歩行特徴の変化を明らかにした³⁾。彼らは、高齢者は青年に比べ歩行速度が低下し、ステップ長が減少し、足関節の底屈トルクが減少するという悪化が見られたと述べている。また岡田は、足首で地面を強く蹴ることを意識することにより、高齢者の歩行特徴を改善していくことが可能であると述べていることから、青年時における歩行特徴が良い歩き方、高齢者における歩行特徴が悪い歩き方と定義することが可能である。

(2) は主に身体の一部を損傷した患者の歩行を改善する、いわゆるリハビリテーション研究の色合いが強い。Nooijen らは脊椎損傷者にリハビリテーションを施したところ、歩速、歩幅、左右対称性が改善したと述べている¹⁾。これらにおいても指標は物理的なものであり、評価基準は(1)と共通である場合が多い。

(3) はアスリート育成や健康維持・向上を目的としたもので、評価基準は(1)(2)とは違い意識的なものである場合が多い。金は、歩行における悪い癖は上半身にも顕れるとしており、上半身の姿勢を正しく保ち、肩甲骨を動かすことにより、長く歩いても疲れることなく、エネルギー消費量が増加することを明言している⁴⁾。また長坂も、基本のウォーキングテクニックの最重要点として姿勢を真っ直ぐにすることを挙げ、その上で足の動かし方を意識することにより、初めて歩行の正しい効果があられると述べている⁹⁾。

以上のことから、良い歩き方とは以下のように定義することが可能である。

- 適度な速さ
- 適度な歩幅
- 左右の脚が対称的に動いている(左右対称性)
- 足首を使い、地面を蹴りあげる
- 上半身の姿勢が真っ直ぐである

これらの中で、速度と蹴りあげる力はスマートフォンに内蔵された加速度センサによって測定ができる可能性がある。よって3章では、加速度センサでの歩行動作についての関連研究を紹介する。

3. 関連研究

歩行分析を行なう方法として、2章で紹介したビデオカメラやフォースプラットフォームを用いるもの、または加速度センサを用いるものが一般的である。このうち加速度センサ

は、被験者に装着して測定することから、他者の協力、外部環境の測定機器を必要としないという利点がある。

加速度センサは、元々エアバッグ搭載のために研究されていたセンサであるが、近年小型・軽量化されたことにより、ハードディスクの衝撃感知やゲームコントローラにおける移動検知など様々な目的で機器に実装されるようになった。また現在の歩数計で用いられているのも加速度センサであり、歩数だけでなくカロリーや移動距離の算出が可能となったのもこのセンサによるところである。

加速度センサの精度について、石原らは、携帯端末に内蔵されている加速度センサを用いることにより、3次元空間での携帯端末を認証に利用できる可能性を指摘した⁶⁾。彼らは本人を95%で認証でき、なりすましを92%で拒否できることを明らかにしており、加速度センサは拳動の個人差までも認識が可能であることを示している。

また加速度センサを用いた日常の移動状況推定の検出も現在活発に行われている。池谷らは加速度センサを搭載した携帯端末の動きに基づいて、端末保持者の移動状況をその保持位置・保持姿勢に依存せず推定する方式を作成した。彼らの方式では移動方法の推定精度は約80%であった⁸⁾。

さらに加速度センサを用いた歩行動作の分析も行われている。Fujiki らは歩行または走行動作についての加速度センサの値から、カロリー消費量を求めること、そして加速度センサを身につける位置による測定結果の差異とその補正について算出した²⁾。彼らはカロリー消費量を求める場合、腰に装着することで最も正確な値を求めることができると述べている。また埜口らは、両膝と腰に加速度センサを装着することによって日常歩行のバランスを評価した¹⁰⁾。彼らは加齢によりバランス能力が低下し、それが歩行量の低下の一因であると述べており、下半身に複数の加速度センサを装着することにより、高齢者のバランスを評価することが可能であると述べている。また大瀧らは、両膝と両足首に2軸の加速度センサを装着することによって歩行分析を行った⁷⁾。彼らはビデオ撮影による歩行分析システムと複数の加速度センサによるそれとの分析比較を行っており、加速度センサが身体運動のエネルギー評価の指標として有用であると述べている。

4. スマートフォンを用いた歩行分析

4.1 手軽で実用的な改善ツールの開発に向けて

関連研究で示した様に、加速度センサを用いた歩行分析は研究が進んでいる。しかしこれらの方法は、複数の加速度センサを特定の部位に装着し、取得した加速度データをコ

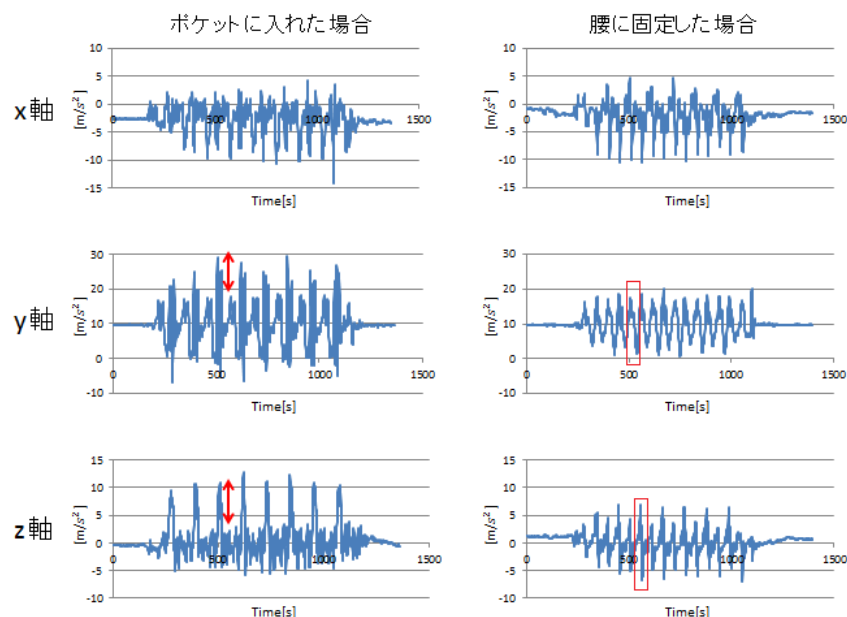


図 1 スマートフォンの装着位置別の波形

ンピュータで分析しなければならない。つまり、健常者が日常で用いるには手間がかかりすぎる。そこで我々は、外出時の必需品であるスマートフォンに着目した。スマートフォンには、3 軸の加速度センサがデフォルトで内蔵されている。また比較的高性能な CPU や、結果を表示しやすい大きな画面を有していることから、端末のみで演算、結果の表示が可能である。さらにアプリケーションはインターネット経由で入手可能であるため、ユーザーは手軽に使いやすい。以上の理由から、スマートフォンで歩行分析が可能であれば、健常者が日常の歩行を意識させる最適なツールとなりうる。

一方でスマートフォンで歩行分析を行おうとする場合、歩行動作を測定するのは、内蔵された加速度センサのみであり、複数の部位に加速度センサを装着することは不可能である。このことから、多くの項目を精密に測定することは不可能であると考えられる。しかし、今回は健常者向けの実用的な改善ツールを目指しており、バイオメカニクスの研究やリハビリテーションを目的としていない。よって分析項目を絞り込むことで、単一の加速度センサで



図 2 スマートフォンの装着位置・方法



図 3 スマートフォンを装着した際の各軸の方向

x 軸:進行方向
y 軸:上下方向
z 軸:左右方向

も分析が可能ではないかと考えた。よって 4.2 節では、スマートフォンに内蔵された加速度センサで、何をどの程度分析することができるかを検証する。

4.2 検 証

スマートフォンを用いて歩行分析を行う際、以下のことを検証する必要がある。

- (1) 装着部位
- (2) 評価する軸
- (3) 評価する項目

また、本稿での検証・実験には Xperia arc を用いた。スペックを表 1 に示す。

(1) 装着部位

通常、加速度センサは膝や足首に装着することが多い。しかしスマートフォンをそれらの部位に装着することは実用的ではない。実用的で手軽に用いることができるのは、手で持つ、ズボンのポケットに入れる、またはケースなどにより腰のベルトに装着する方法である。手で持った場合は、腕の振りによる影響が大きすぎると判断した。そこで、ズボンの右前ポケットに入れた場合と、腰の右前方に装着した場合の各軸の時系列データを図 1 に示した。

ズボンの前ポケットに入れた場合の波形は、y、z 軸においてパルスに左右差が顕著にあ

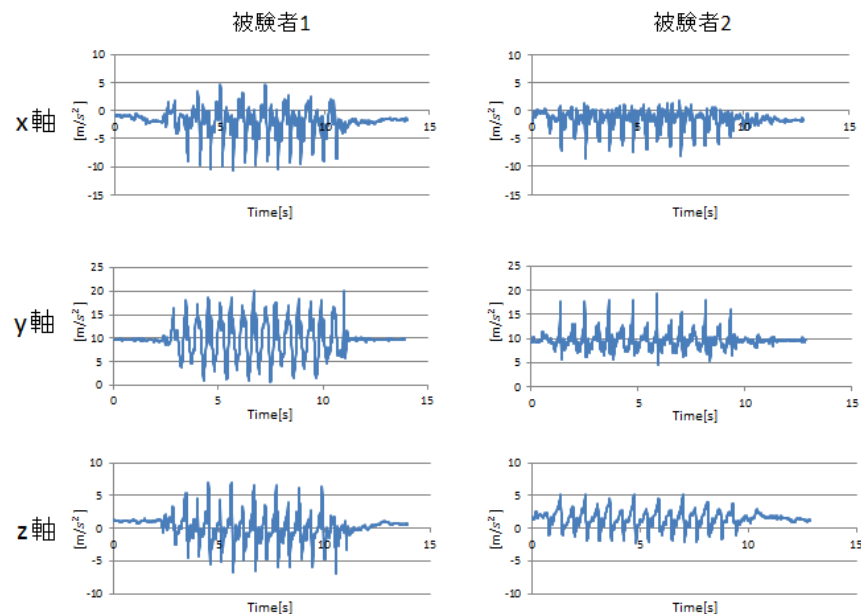


図 4 被験者 2 人による、各軸の波形

らわれていた（図 1 左側の矢印）．これは端末を入れた側の脚（本検証では右脚）の動きに影響されているためであると考えられる．それに対し腰に付けた場合は，y，z 軸において一定周期（図 1 右側の四角枠）で似たような波形があらわれている．腰は足や腕のように振る動作がないため，安定性に優れた波形が取得できた．よって以降の実験では，図 2 に示したようにスマートフォンを装着することとした．また，この場合の各軸の向きを図 3 に

| 表 1 Xperia arc スペック | |
|---------------------|--------------|
| OS | Android 2.3 |
| RAM | 512 MB |
| ROM | 1 GB |
| CPU | MSM8255 1GHz |
| 画面サイズ | 4.2 インチ |
| 画面解像度 | 480×854 |
| 加速度センサ | 有 |

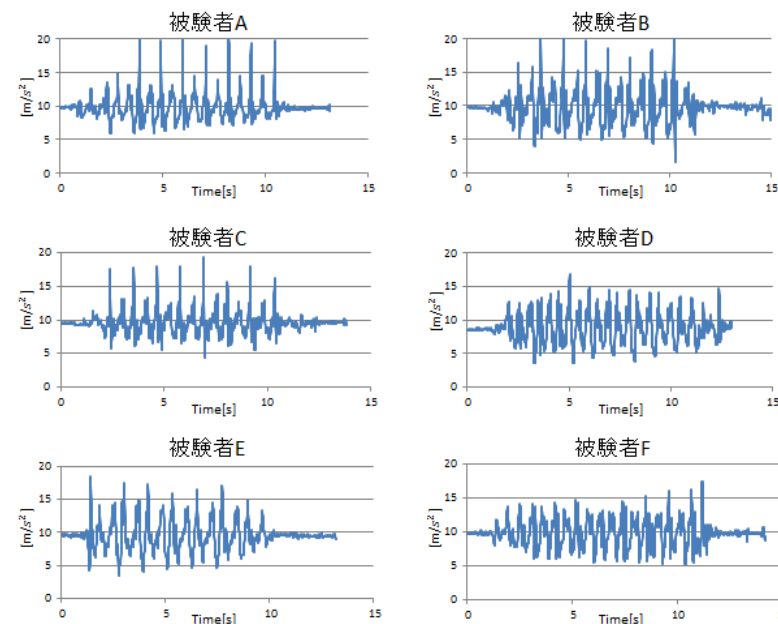


図 5 被験者 6 人による、無意識に歩行した場合の y 軸における波形

示した．

（2）評価する軸

図 4 は，2 人の男性（20 代）が歩行した際の x，y，z 軸の時系列データである．このうち，x，z 軸の波形は特徴が類似しているのに対し，y 軸は 2 人の波形に明らかな差異がみられた．y 軸は身体の上方向の加速度である．この軸の加速度が影響される動作は，接地の際の衝撃と足を地面から離す際にかかる力であると考えられる．文献 3）で岡田は，加齢により地面を蹴り上げる力が弱体化すると述べていることから，y 軸の差異は歩行動作分析に用いやすいと考えられる．よって本稿では，y 軸を評価することにより歩行動作を分析することとした．

（3）評価する項目

（2）で示した，y 軸の波形の差異には，どのような意味があるのかを検証した．6 人の被験者（20～30 歳，男性 5 人，女性 1 人）に，図 2 のようにスマートフォンを装着しても

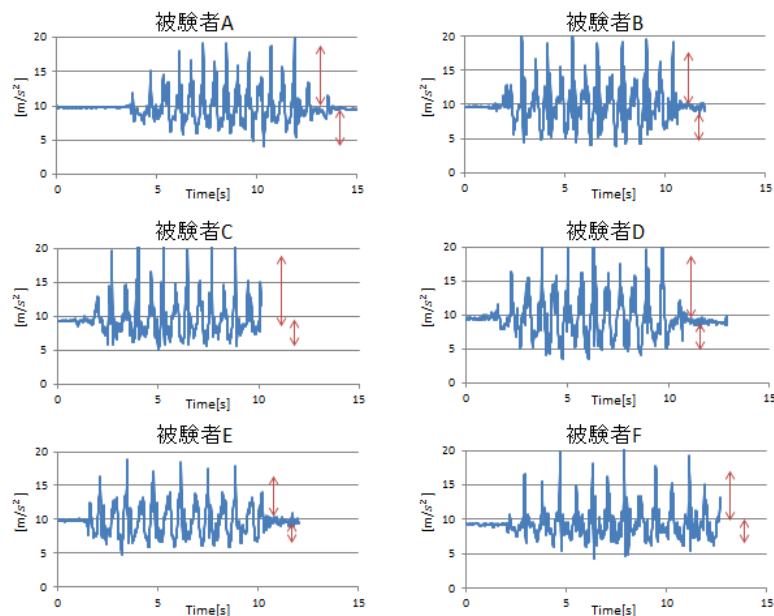


図 6 被験者 6 人による、歩幅を大きくする意識を持った場合の y 軸における波形

らい、次の 3 種類の意識で歩行を行ってもらった。

- (a) 無意識
- (b) 歩幅を大きく
- (c) 上半身の姿勢を正しく、歩幅を大きく

(a) 無意識に歩いた場合

図 5 は、無意識に歩いた際の 6 人の y 軸の波形である。無意識の場合は各人歩き方に個性があり、そのため波形の特徴もバラバラである。

(b) 歩幅を大きくする意識を持った場合

図 6 は、歩幅を大きくするという意識を持った場合の y 軸の波形である (a) と比べ、全体の波形に正のパルスが大きく、負のパルスが小さいという統一性がみられた。しかし、この意識では、通常より腰が反ってしまい、バランスを維持するために頭が前に倒れてしまった (図 8) ため、良い姿勢にはならなかった。

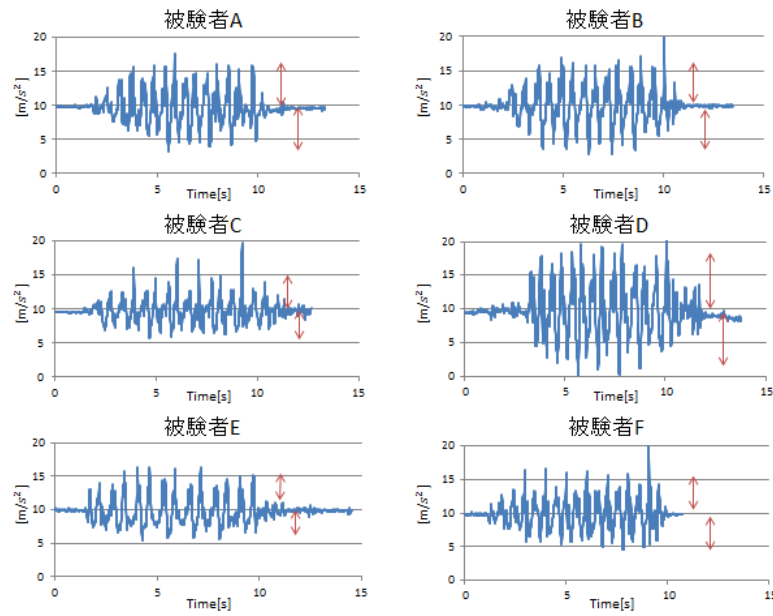


図 7 被験者 6 人による、上半身の姿勢を正しくかつ歩幅の意識を持った場合の y 軸における波形

(c) 上半身の姿勢を正しく、歩幅を大きく歩いた場合

(b) を意識した際の姿勢は良くなかった。そこで、上半身を真っ直ぐにした上で (b) と同様に歩幅を大きく歩いた。これは 2 章の (3) で紹介した、長坂や金が提唱する良い歩き方の意識である。このときの姿勢は図 9 のようであった。その結果を図 7 に示した (b) に比べ、負のパルスが大きくなり、逆に正のパルスは小さくなっていることがわかる。

4.3 考 察

図 5、図 6、図 7 に示した波形を考察する。使用した端末 (Xperia arc) では、y 軸は地面に対して垂直方向の加速度であり、重力加速度が常に働いているため、静止状態で $9.8[m/s^2]$ 付近を指す。このことから本機種では、下向きにかかる加速度が正の値を示すことがわかった。また、正のパルスは足が地面に接地したときの衝撃、負のパルスは足と地面が離れるとき (離陸時) の衝撃であることがわかった。

図 6 の波形では、6 人共通して正のパルスが大きく、負のパルスが小さいという特徴を示



図 8 (b)を意識した際の姿勢(悪い歩き方)



図 9 (c)を意識した際の姿勢(良い歩き方)

している．この特徴は前述のとおり，接地時の衝撃が大きく，また離陸時の足で地面を蹴る力が弱かった場合にあらわれるものである．この姿勢での歩行は，文献 3) で岡田が言っていた，加齢に伴い足首で地面を蹴る力の弱体化と同じ特徴を示している．

一方で図 7 の波形では，図 6 の波形に比べ負のパルスが大きく，正のパルスが小さくなり，その差が狭まった．これは (b) と比較して，接地時の衝撃が小さく地面を蹴り上げる力が出しやすかったためにあらわれたものである．文献 3) で岡田は，加齢により地面を蹴り上げる力は弱くなるが，意識して地面を蹴るようにすれば，その力は回復し，正しい歩き方に戻ると述べている．このことから，図 7 は図 6 と比較して，正しい歩き方の波形であるといえる．

これらの結果から，正のパルスに対して負のパルスが小さく，その差が大きい場合，悪い姿勢で歩いていることを示していることがわかった．歩行改善アプリの実装に向けて，負のパルスが小さいことを指摘することで，歩行動作を改善することができる．

5. アルゴリズム

腰に装着して歩行動作分析を行う際の重要な項目は，y 軸の正負のパルスの大きさであることがわかった．よって本稿では，負のパルスが小さかった場合にそれを知らせるアプリ

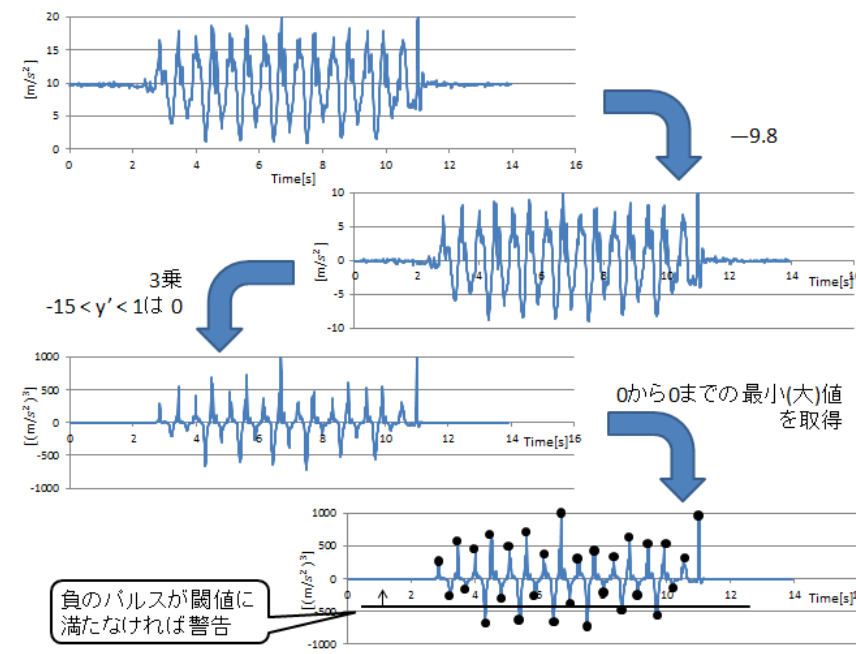


図 10 アルゴリズムの全体図

ケーションを実装した．図 10 にアルゴリズムの全体図を示した．

y 軸には重力加速度が働いているため，安静時の基線が $9.8[m/s^2]$ 付近の値を示す．そこで y 軸の値から 9.8 を引き，基線が 0 付近になるようにした．次に正負それぞれのパルスを取得しやすくするために，すべての値を 3 乗した．この値を y' とする．これによりパルスの最大値・最小値は際立った．この値の内， $-1 < y' < 1$ の範囲の値は 0 とした．これにより安静時の値が完全に 0 を示すようになった．次に値が 0 のときから次の 0 を示すまでの最大値または最小値を取得した．図 10 の一番下のグラフの点のように，接地時の正のパルスと足を離す際の負のパルスを取得することができた．

以上のように正負のパルスを取得し，これらの値を評価する．閾値を定め，負のパルスがその閾値に達しなかった場合に音を発することとした．閾値の値は，4.2 節の図 6 内で，比較的大きな負のパルスであった -50 と定めた．

しかし実際は，足を接地した際に発生する正のパルスの反動により，微小な負のパルスが

発生することがわかり、それが足が地面から離れる際のパルスと誤認され、良い姿勢を意識しても警告が多発してしまった。よって、 $-1 < y' < 1$ は 0 と定めた範囲を、 $-15 < y' < 1$ へと拡大した。この -15 という値は、実験による経験によって得られた値である。これにより負のパルスの誤認は回避された。

このアルゴリズムにより、図 9 の姿勢で歩いた場合は何も起きず、図 8 の姿勢で歩いた場合は警告されるアプリケーションが完成した。

6. 評価実験

5 章で実装したアプリケーションを用いて評価実験を行った。5 人の被験者（20～30 歳、男性）に、腰に装着し、無意識に歩いた場合と良い姿勢を意識して歩いた場合の警告数を記録した。その結果を表 2 に示した。

良い姿勢を意識して歩行した際は無意識に比べ警告数は減少したものが多かったが、意識した際も警告が鳴ってしまった。そのため使用者は姿勢が改善されたかわからず、不信感を与える結果となってしまった。閾値の -50 という数字は、悪い歩き方であった図 6 の中でかなり大きな負のパルスであり、これは良い姿勢を意識した際の波形（図 7）の負のパルスの中でも比較的大きい値であることがわかった。悪い姿勢の際の負のパルスは図 6 より、-30 前後の場合が多く、閾値が -50 という値は条件として厳しいということがわかった。そこで、閾値を -30 に定めた。そのときの無意識に歩いた場合と良い姿勢を意識して歩いた場合の結果を表 3 に示した。この場合無意識に歩いた場合の警告数は -50 のときと比較して減少はしたが、それでも十分な警告数といえる。また良い姿勢を意識した場合の警告はほぼなくなった。警告された 2 名についても、歩き始めまたは終りの、パルスが小さくでやすいときに警告されたのみであり、歩いている最中に警告されることはなかった。よって、閾値を -30 としたときに、本来目標としていた、良い姿勢で歩いているときは警告されず、悪い姿勢のときに警告されるという動作形態となった。

このアプリケーションにより、歩行中悪い姿勢であったときに警告することができるよう

表 2 閾値=-50 のときの警告数

| | 無意識 | 意識 |
|-------|-----|----|
| 被験者 A | 12 | 15 |
| B | 8 | 2 |
| C | 13 | 5 |
| D | 8 | 4 |
| E | 5 | 2 |

表 3 閾値=-30 のときの警告数

| | 無意識 | 意識 |
|-------|-----|----|
| 被験者 A | 9 | 0 |
| B | 5 | 2 |
| C | 10 | 2 |
| D | 5 | 0 |
| E | 3 | 0 |

になった。よってこのアプリケーションの起動時に、良い姿勢を心がけることを画面に表示することで、使用者は歩行中に良い姿勢を意識するようになり、もしも悪い姿勢であった場合は警告されるようになった。それを繰り返していくうちに良い姿勢での歩行に慣れ、結果として歩行動作中の姿勢を改善することができる。

7. おわりに

本稿では歩行を改善することによる利点、良い歩き方の紹介、歩行分析において加速度センサの有効性、スマートフォンにおける歩行分析の可能性の検証、アプリケーションとしての実装、アプリケーションの評価を行った。本研究により、スマートフォンのアプリケーションを利用することにより健康者が気軽に歩行を意識させることが可能であることを示した。課題として、このアプリケーションを長時間使用することによる、疲労による歩行特徴の変化を取得することができるかの検証を行っていきたいと考えている。また今後は、加速度センサで計測可能である速度、リズム、カロリー消費量などを実装し最適な歩行管理アプリケーションを開発していきたい。

参考文献

- 1) Nienke ter Hoeve Carla FJ Nooijen and Edelle C Field-Fote. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with sci regardless of training approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009.
- 2) Ioannis Pavlidis Yuichi Fujiki, Panagiotis Tsiamyrtzis. Making sense of accelerometer measurements in pervasive physical activity applications. *CHI 2009 Student Research Competition*, 2009.
- 3) 岡田英孝. 男性高齢者の移動運動に関するバイオメカニクスの研究. 博士論文, 2001.
- 4) 金哲彦. 「体幹」ウォーキング. 講談社, 2010.
- 5) 厚生労働省. 身体活動・運動. http://www1.mhlw.go.jp/topics/kenko21_11/b2.html.
- 6) 石原進, 太田雅敏, 行方エリキ, 水野忠則. 端末自体の動きを用いた携帯端末向け個人認証. 情報処理学会論文誌, 2005.
- 7) 大瀧保明, 佐川貢一, 猪岡光. 加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム. 日本機械学会論文集. C 編, 2001.
- 8) 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. 電子情報通信学会技術研究報告. USN, コピキタス・センサネットワーク, 2008.
- 9) 長坂靖子. 日常ウォーキングで免疫力がアップする ふだんの歩きからはじめよう. 学研パブリッシング, 2010.

- 10) 埜口良太, 原田史子, 島川博光. 加速度センサを用いた日常歩行における高齢者のバランス評価. 情報科学技術フォーラム講演論文集, 2010.