



電気通信大学大学院情報システム学研究科

2013 Jan.

修 士 論 文

スマートフォンを用いた 歩行動作改善ツールの開発

指導教員 入江 英嗣 准教授

副指導教員 吉永 努 教授

副指導教員 小川 朋宏 准教授

平成 25 年 1 月 24 日

提 出 者

所 属	大学院情報システム学研究科 情報ネットワークシステム学専攻
学籍番号	1152009
氏 名	檜原 裕大

(表紙裏)

目次

第1章	序論	1
第2章	関連研究	4
2.1	運動と歩行の重要性	4
2.2	良い歩き方に関する研究	4
2.3	加速度センサを用いた研究	5
2.4	加速度センサを用いた歩行分析に関する研究	6
第3章	スマートフォンを用いた歩行分析	7
3.1	スマートフォンによる歩行分析の利点と課題	7
3.2	歩行分析に向けた予備実験	7
3.2.1	装着部位	7
3.2.2	評価する軸	8
3.2.3	評価する項目	8
3.3	注目すべき歩行特徴	13
第4章	歩行改善システム “Good Walking”	18
4.1	提案手法	18
4.2	悪い歩行特徴の検出アルゴリズム	20
第5章	実験	24
5.1	実験環境	24
5.2	良い歩きをした時の波形	24
5.3	チャタリング除去の精度	26
5.4	評価実験	26
第6章	結論	32
	謝辞	34
	参考文献	36
	発表論文	36

目 次

1.0.1 加速度センサを搭載した歩数計（オムロン歩数計 ウォーキングスタイル）[1] . . .	3
1.0.2 ジャイロセンサによる光学式手ブレ補正を搭載したデジタルカメラ（パナソニック デジタルカメラ LUMIX）[2]	3
3.2.1 スマートフォンの装着位置別の各軸の波形	9
3.2.2 スマートフォンの装着位置	9
3.2.3 スマートフォンを腰に装着した際の各軸の名称及び向き	10
3.2.4 被験者 2 人の、各軸の波形	10
3.2.5 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	11
3.2.6 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	11
3.2.7 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	12
3.3.1 良い歩き方の見た目の特徴及び波形の特徴	14
3.3.2 遅く歩いた時と速く歩いた時の画像とその時の波形	15
3.3.3 歩幅が小さい時と大きい時の画像とその時の波形	15
3.3.4 歩く際の中心線が後ろに傾いた時とやや前傾した時の画像とその時の波形	17
4.1.1 閾値の定め方	19
4.2.1 提案するアルゴリズム	21
4.2.2 チャタリング	22
4.2.3 チャタリング検出方法 1	23
4.2.4 チャタリング検出方法 2	23
5.2.1 無意識な歩きの波形	25
5.2.2 良い歩きをした時の波形	25
5.2.3 遅く歩いた時の波形	27
5.2.4 歩幅を小さくした時の波形	27
5.2.5 上半身を反らせて歩いた時の波形	28
5.4.1 無意識時及び改善時における警告率	30
5.4.2 アンケート結果	31

表 目 次

5.1	無意識な歩行時における各被験者の特徴	24
5.2	方式 1 を用いた際の無意識時の警告数	28
5.3	方式 1 を用いた際の改善時の誤検出数	28
5.4	方式 2 を用いた際の無意識時の警告数	30
5.5	方式 2 を用いた際の改善時の誤検出数	30
5.6	無意識に歩いた時のそれぞれの警告数	31
5.7	歩行が改善された時のそれぞれの警告数	31

第1章 序論

計算機や各種センサの小型化・高性能化により、我々が日常で用いるデバイスには様々な機能が追加されている。例えば歩数計は加速度センサの搭載により、歩数のみならず消費カロリーも測定することが可能となった(図 1.0.1) [1]。またデジタルカメラやビデオカメラはジャイロセンサの搭載により、ズームした際でもブレずに撮影可能となる光学式手ぶれ補正が搭載された(図 1.0.2) [2]。特にスマートフォンをはじめとする携帯端末は進化が著しい。現在の携帯端末は、高性能の CPU を搭載し、さらに加速度センサをはじめとする各種センサが内蔵されていることから、単に電話機としてや、インターネット閲覧以上の新たな利用方法の確立が期待されている。その一例として、澤上らはスマートフォンを利用して環境音をセンシングしている [3]。

一方で、運動不足が社会問題となっている。厚生労働省による国民栄養・健康調査(平成 22 年 11 月実施版) [4] では、20 歳以上で運動習慣のある者(1 回 30 分以上の運動を週 2 回以上実施し、1 年以上継続している者)の割合は男性 34.8 %、女性 28.5 %と報告されている。すなわち、成人の約 7 割が運動習慣を持たないことを意味している。しかし運動は健康維持・増進のための重要なファクターである。公益財団法人である健康・体力づくり事業財団 [5] は、適度な運動により生活習慣病やメタボリックシンドロームの予防が可能であり、継続して運動を行うことは健康の維持・増進に不可欠であると述べている。

健常者が手軽に行える運動のひとつに、ウォーキング(歩行)がある。歩行は健康増進の基本として捉えられている [5]。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を目標としており、平成 9 年の平均歩数(男性 8202 歩、女性 7282 歩)から、1000 歩の増加を目指している [6]。さらに、歩行中に良い歩き方を意識することで、運動効率を高められるという知見がある。金は、良い歩き方を意識することで、歩行によるエネルギー消費量が増加すると述べている [7]。また長坂は、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で、脂肪燃焼や筋肉量の増加などの身体的な向上のみならず、自律神経の調子を整えるなどの精神的な向上も望めると述べている [8]。

そこで本論文では、各種センサを搭載した携帯端末により歩行の特徴を捉えることで、ユーザに常に良い歩きを意識させるツールを提案する。良い歩きを意識させるためには、歩行分析を行い、結果をフィードバックすることが有効である。しかし一般的に歩行分析は、ビデオカメラ・フォースプラットフォーム・複数の加速度センサなどを用いてデータを取得し、コンピュータにて解析することで行われる [9][10][11]。一般的な歩行分析は、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、多くの測定項目を、精密に分析する必要があるが、健常者が日常の歩行を改善するために用いるには、手間と時間がかかりすぎるため適していない。健常者の日常の歩行動作を改善するためには、手軽に用いることができ、なおかつリアルタイムに警告できるツールであることが望ましい。そこでスマートフォンアプリケーションとして歩行改善ツールを実装し、手軽に使える歩行動作改善ツールの実現を目指した。

本論文は以下のように構成される．2章で関連研究を紹介し，3章では携帯端末を用いることによる利点と課題について述べ，課題解決のための予備実験の結果を示す．4章では提案手法及びソフトウェア実装について述べる．5章で開発したアプリケーションの有効性を示すために行った実験の結果を示し，6章でまとめる．



図 1.0.1: 加速度センサを搭載した歩数計（オムロン歩数計 ウォーキングスタイル）[1]



図 1.0.2: ジャイロセンサによる光学式手ブレ補正を搭載したデジタルカメラ（パナソニック デジタルカメラ LUMIX）[2]

第2章 関連研究

2.1 運動と歩行の重要性

内閣府が平成 21 年に行った「体力・スポーツに関する世論調査」によると、73.9 %の者が普段、運動不足を感じている [12]。これは平成 18 年度に行った、前回の調査結果に比べ約 6 %増加している。またこの調査の中で、運動・スポーツを行わなかった理由として、約 46 %が「仕事（家事・育児）が忙しくて時間がないから」と答えている。

しかしながら運動は健康維持には不可欠である。Blair らは、運動能力の高い者は心血管疾患およびがんによる死亡率が少ないことを示した [13]。また池田らは生活習慣病の危険因子として肥満、糖尿病、高血圧、高脂血症、精神ストレスなどを挙げ、危険因子を誘発する最大の原因が運動不足であると述べている [14]。

運動不足を解消するためには、定期的な運動が有効である。厚生労働省が推進する「健康日本 21」では、身体活動や運動に対する意識の向上が必要であると述べている [6]。なお「健康日本 21」では、この課題の解決のために、日常生活における歩数の増加を挙げ、理想として「1 日 1 万歩」の歩数の確保を挙げている。その根拠として、Paffenbarger らは、週に 2000kcal 以上のエネルギー消費が必要であり、これは 1 日に 1 万歩以上歩くことで満たされると述べている [15]。

よって、歩行は健康増進に不可欠であるといえる。しかし歩き方に注意しないと身体に悪い影響を与える可能性もある。西村は歩行中には体重の 2~3 倍の負荷が膝にかかるとしており、運動不足の者がウォーキングを長時間行くと膝を痛める可能性があることを示唆している [16]。膝などに大きな負担をかけずに高効率に歩行を行うには、歩行の「質」を高めること、つまり良い歩き方を意識することが必要となる。

2.2 良い歩き方に関する研究

健康増進につながる良い歩きの検出のために、良いとされる歩きの特徴を整理する。歩き方については、以下の分野において研究が行われている。

- (1) スポーツバイオメカニクス
- (2) 理学療法、作業療法
- (3) ヘルスプロモーション

(1) は主に高齢化などによる歩行動作の特徴の変化を捉える研究している。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。男性高齢者の歩行は青年と比較し足関節の底屈トルク（足の甲を伸ばす際に使われる力）が減少し、結果としてステップ長（歩幅）が小さくなり、青年と同程度の速度を保つためにはステップ頻度が増大せざるを得ないことを示している [10]。また岡田は、高齢者の移動能

力を維持するために、地面の蹴りを強く意識し大腿で歩くことによる足関節底屈機能の維持・強化が重要であると述べている。

(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を目的としている。Nooijenらは脊椎損傷者が行うリハビリテーションの効果を、8つのカメラを用いて評価した[9]。彼らは脊椎損傷者に4種の歩行トレーニングを行ったところ、歩速・歩幅・左右対称性が改善したと述べている。

(3)は健常者の健康増進を目的としたもので、元アスリートやスポーツインストラクターの知見である。金は、歩行における悪い癖は特に上半身の姿勢に顕れるとしており、上半身の姿勢をまっすぐに保ち、肩甲骨を動かして歩くことにより、エネルギー消費の高効率化と疲労蓄積の軽減が望めるとしている[7]。長坂は基本のウォーキングテクニックとして、正しい姿勢を保つ、かかとで着地する、後ろ脚で地面を蹴ることを挙げており、それにより脂肪燃焼や筋肉量の増加など身体的効果だけでなく、自律神経の調子を整えるなどの精神的効果も望めるとしている[8]。

以上のことから、本稿では良い歩き方を以下のように定義する。

- 適度な速さを有する
- 適度な歩幅を有する
- 左右対称性を有する
- 足首を使い、地面を蹴り上げる
- 上半身の姿勢が真っ直ぐである
- 肩甲骨を動かす

次節ではこれらの特徴を取得・解析する研究を紹介する。

2.3 加速度センサを用いた研究

加速度センサは近年小型・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。また歩数計に加速度センサが用いられたことで、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。

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により取得した時系列データのDPマッチングを行うことにより、携帯端末を空間で動かすことで認証できる可能性を指摘した[17]。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、加速度センサは挙動の個人差までも識別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の推定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保持位置・保持姿勢に依存せず推定する方式を作成した。加速度データを正規化し基本統計量を算出するという彼らの方式においては、移動方法の推定精度は約80%であった[18]。

2.4 加速度センサを用いた歩行分析に関する研究

本節では加速度センサを用いることにより行われる歩行動作の分析について紹介する．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利点がある．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にハイパスフィルタをかけた値からカロリー消費量を求めた．また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 [19]．彼らは腰に装着することで最も正確なカロリー消費量を求めることができると述べている．

また大坂らは加速度センサの適切な装着部位を，床反力計によるデータと照らし合わせることで検討している [20]．彼らも加速度センサを腰につけることで最も正確な床反力を算出できると述べている．

桜井らは下腿部に 3 軸加速度計を装着することで，歩行の定量的解析の再現性を検討した [21]．彼らは床反力計や三次元動作解析装置の代わりとして，3 軸の加速度センサを用いることが可能であると述べている．

埜口らは，両膝と腰に加速度センサを装着し，歩行時の加速度データの規則性の定量化を行うことによって日常歩行のバランスを評価した [11]．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いる．そこで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ことを示している．

大瀧らは，両膝と両足首に 2 軸の加速度センサを装着し，信号処理や逆動力学計算などを行うことによって歩行中の床反力の推定，間接モーメントを得た [22]．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歩行分析システムとの比較を行っており，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．

第3章 スマートフォンを用いた歩行分析

3.1 スマートフォンによる歩行分析の利点と課題

日常歩行の改善を行うツールには、いくつかの特徴を有していることが望ましい。まず、ユーザの日常生活に支障をきたさないことである。歩行の妨げにならないことはもちろん、取り付けや操作など、使用する際に多くの手間を必要としない、いわゆる「手軽さ」が求められる。また、分析のフィードバックにはリアルタイム性が必要である。これは悪い歩行の最中に注意することにより、確実に歩行の改善を可能とするためである。よって複数の部位に複数の加速度センサを取り付け、得られたデータを据え置き型のコンピュータに転送するという解析手法は、日常歩行の改善には不向きであることがわかる。

手軽に使える・リアルタイムにフィードバックを行うことができる装置としてスマートフォンに注目した。スマートフォンは外出時にポケットなどの身体に密着した状態で持ち歩かれるため、日常生活に支障をきたさず使用できる。また歩行分析に必要な加速度センサが内蔵されている。さらに、計算機能・ディスプレイ・スピーカを有することからリアルタイムな解析・結果の伝達が可能である。よって、健常者が日常的に用いる理想的な歩行動作改善ツールとなりうる。

一方で、規則性の定量化 [11] や逆動力学計算 [22] のような複雑な解析手法を用いると、スマートフォンの計算能力では、リアルタイム性を損なってしまう可能性がある。しかし本論文では日常の歩行を改善することを目的としているため、多くの項目を精密に分析する以上に、できる限り早いフィードバックを行うことが優先される。そこで本章では複雑な解析手法を用いずに、わかりやすい歩行の特徴のみを分析対象とすることで、リアルタイム性を損なわずに分析を行う手法について検討する。

3.2 歩行分析に向けた予備実験

スマートフォンに内蔵された加速度センサの示す値が、歩行分析に有用であるか検証する。検証装置として、Android2.3.4のスマートフォン（Xperia®arc）上に、加速度センサの時系列データを取得し、その値をSDカードに記録できるアプリケーションを実装した。取得した加速度の値を時系列データとして扱い、グラフ（以下、このグラフを波形と呼ぶ）を作成した。以下では作成した波形の特徴を観察することにより、装着部位、評価する軸、評価する項目について検討した。

3.2.1 装着部位

通常、歩行分析する際に用いられる加速度センサは、膝や足首に装着されることが多い [11][22]。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。実用的で手軽であるのは、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．手で持つ場合は，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 3.2.1 に示した．

ズボンの前ポケットに入れた場合の波形は， $y \cdot z$ 軸においてパルスに左右差が顕著にあらわれていた（図 3.2.1 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．それに対し腰に付けた場合は， $y \cdot z$ 軸において一定周期（図 3.2.1 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，安定した波形が取得できた．よって以降の実験では，図 3.2.2 に示したようにスマートフォンを腰に装着することとした．なお，この場合の各軸の向きを図 3.2.3 に示す．

3.2.2 評価する軸

図 3.2.4 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．基線が 10 付近にあるのは重力加速度であるためだと考えると，正のパルスは足が地面に接する際の衝撃であり，負のパルスがその反対の地面から足が離れる際の衝撃，つまり地面を蹴り上げる力である．このことから，地面を蹴る力は加速度センサを腰に装着した際に最も顕著に顕れる特徴であるといえる．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．岡田は，加齢により地面を蹴りあげる力が弱体化すると述べている [10] ことから， y 軸の差異は歩行動作分析に用いやすい．よって本論文では， 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．

3.2.3 評価する項目

y 軸の波形の差異の持つ意味について検証した．6 人の被験者（20～30 歳，男性 5 人，女性 1 人）が，図 3.2.2 のようにスマートフォンを装着し，無意識・歩幅を大きく・姿勢を正しくかつ歩幅を大きくという 3 種類の意識で歩行を行った．

(a) 無意識に歩いた場合

図 3.2.5 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 3.2.6 は，歩幅を大きく意識した場合の 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うという特徴が見られた．

(c) 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 2.2 章にて紹介した，長坂や金が提唱する良い歩き方の意識である．その結果を図 3.2.7 に示した．(b) に比べ負のパルスが大きくなっていることがわかる．

以上の検証により，スマートフォンを腰に装着した際の重力方向の加速度データにより，歩行の特徴が取得できることがわかった．

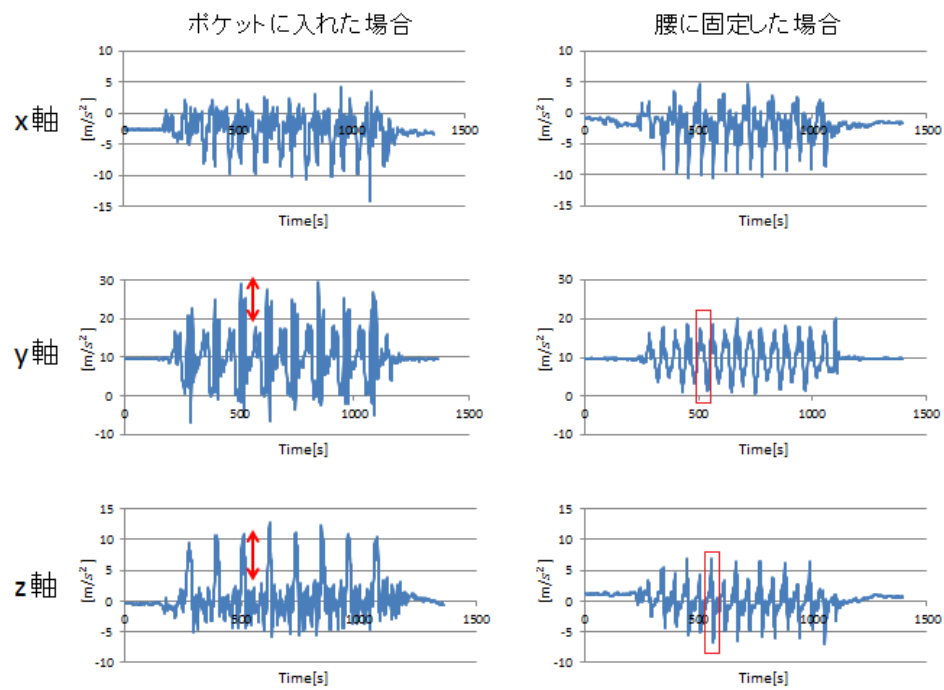


図 3.2.1: スマートフォンの装着位置別の各軸の波形



図 3.2.2: スマートフォンの装着位置

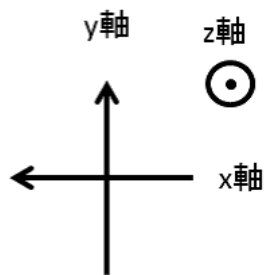


図 3.2.3: スマートフォンを腰に装着した際の各軸の名称及び向き

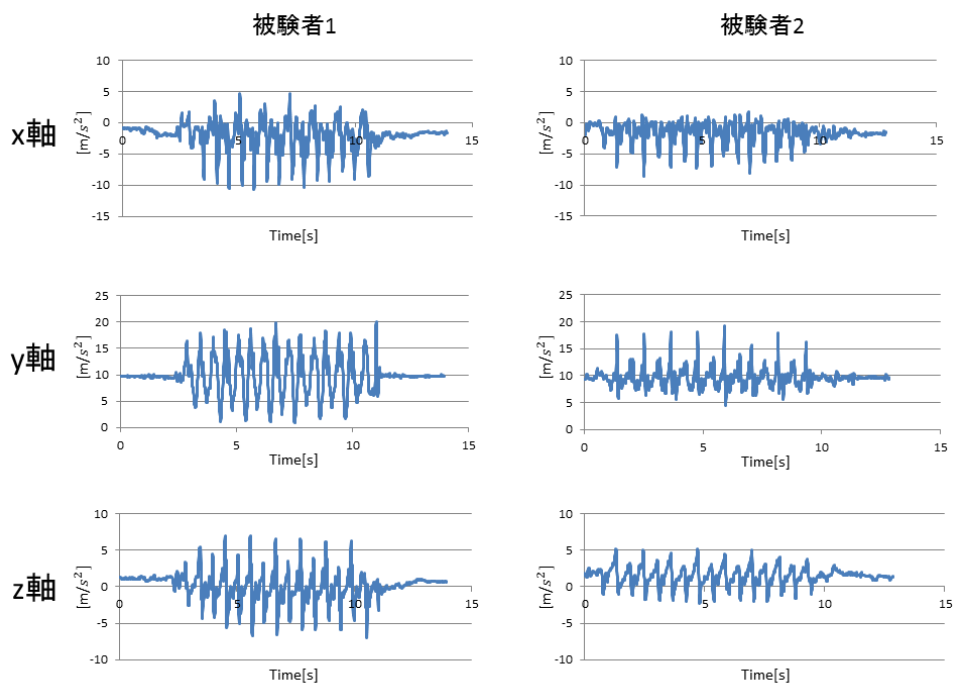


図 3.2.4: 被験者 2 人の , 各軸の波形

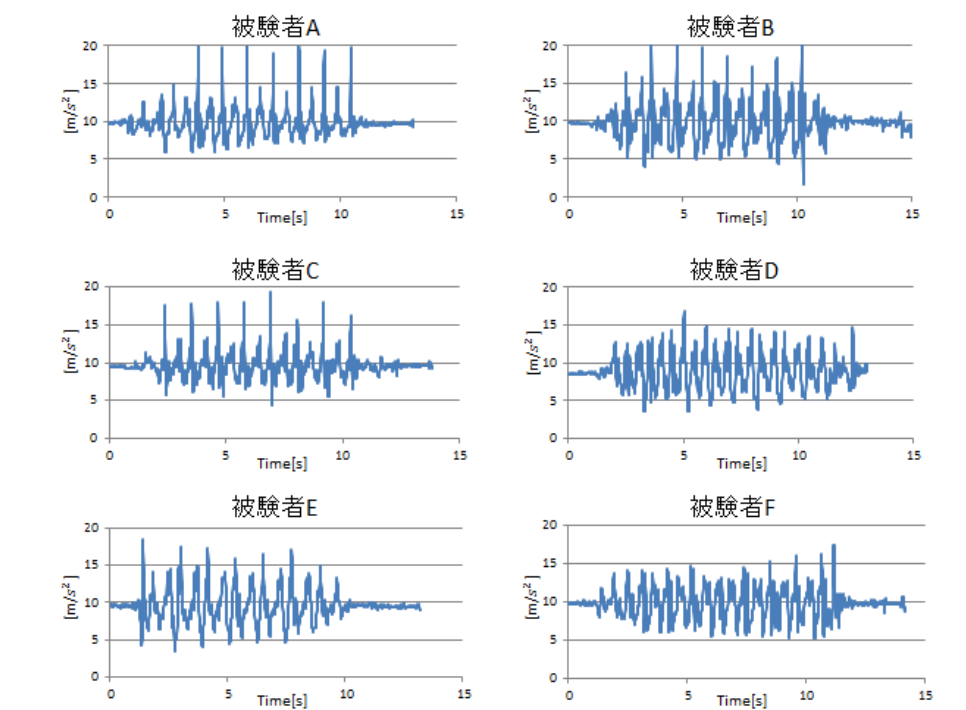


図 3.2.5: 被験者 6 人による，無意識に歩行した場合の y 軸における波形

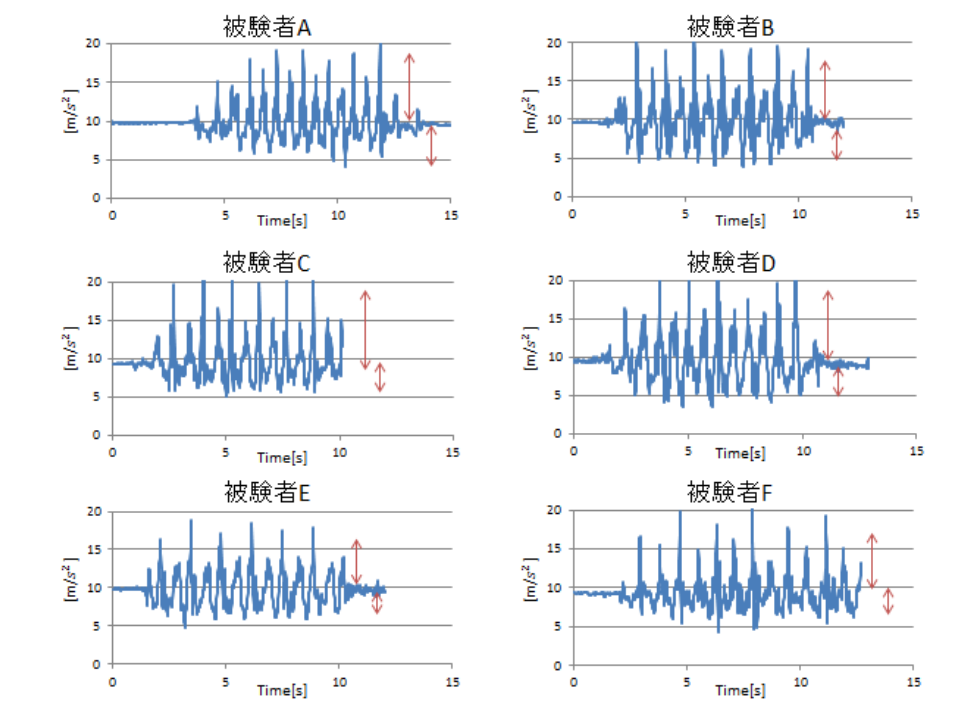


図 3.2.6: 被験者 6 人による，歩幅を大きくする意識を持った場合の y 軸における波形

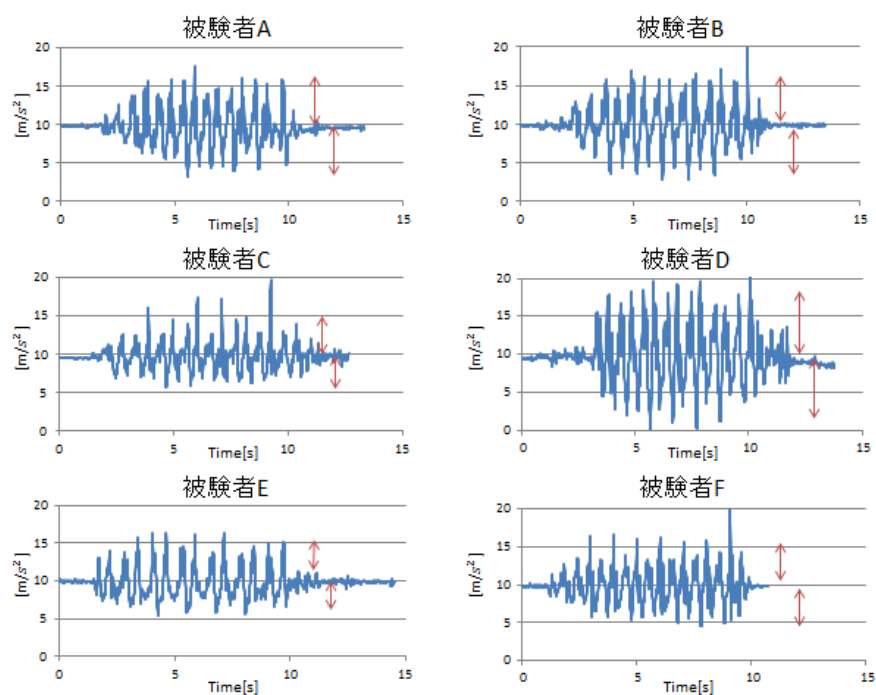


図 3.2.7: 被験者 6 人による，上半身の姿勢を正しくかつ歩幅の意識を持った場合の y 軸における波形

3.3 注目すべき歩行特徴

歩く際に共通の意識を持つことで、波形にも共通の特徴が顕れることがわかった。つまり、この共通の特徴が良い歩きへの鍵となる。良い歩きを意識させるツールを実現するには、実際に良い歩きをした時の波形の特徴を知る必要がある。よって以降では、実際に良い歩きをした時の波形の特徴について考察を行った。

実際に良い歩きをした時の y 軸の負のパルスの値は、以下のような特徴を有すると仮定する。

(1) 十分に大きい

良い歩きは、足首で地面を蹴り上げる力が大きい [10]。y 軸の負のパルスがその力をダイレクトに顕していると仮定すると、良い歩きの時の波形は負のパルスが大きくなる。

(2) 左右差がある

本実験では末端を右側に装着している(図 3.2.2)ことから、右の骨盤の動きが影響する。よって左右の足の地面を蹴る力が同じであった場合、右足が発するパルスと左足が発するパルスの大きさには差が生じる。

(3) 毎回同じ大きさである

良い歩きは上半身がブレずに真っ直ぐである [7]、上半身が安定していると毎回同じ足運びができるため、それぞれの足のパルスの大きさは毎回同じ大きさになる。

図 3.3.1 は、歩行時に良い歩きを意識した時の見た目の特徴及び波形の特徴である。この波形と図 3.2.4 の被験者 2 の y 軸の波形を比較すると、良い歩きを意識した時の波形の方が負のパルスは大きくなっている、小さい負のパルスと大きい負のパルスが交互に顕れている、それぞれの足のパルスは毎回同程度の大きさである(実線、点線)ことがわかる。以上のことから、(1)、(2)、(3)の仮定は正しかったといえる。

次に、波形の特徴と見た目の特徴を照らし合わせた。図 3.3.1 に示した良い歩きの特徴を有さなかった時(遅い、歩幅が小さい、上半身が反っている)の波形を取得し、良い歩きの波形と比較した。

図 3.3.2, 3.3.3, 3.3.4, はそれぞれ遅い時、歩幅が小さい時、上半身が反っている時と、良い歩きの特徴を有した時の波形である。遅い時は負のパルスが小さくなっている(実線、点線共に減少)ことがわかる。歩幅が狭い時は左右差がなくなっている(実線と点線の差が小さい)ことがわかる。上半身が反っている時はそれぞれの足のパルスの大きさがバラバラ(一直線に線が引けない)であることがわかる。よって悪い歩行特徴と波形の特徴は、以下のように関連付けられる。

- 遅い
 - － 負のパルス全体が小さくなる
- 歩幅が小さい
 - － 左右のパルスの差が小さくなる
- 上半身の姿勢が悪い
 - － 左右それぞれのパルスがバラバラになる

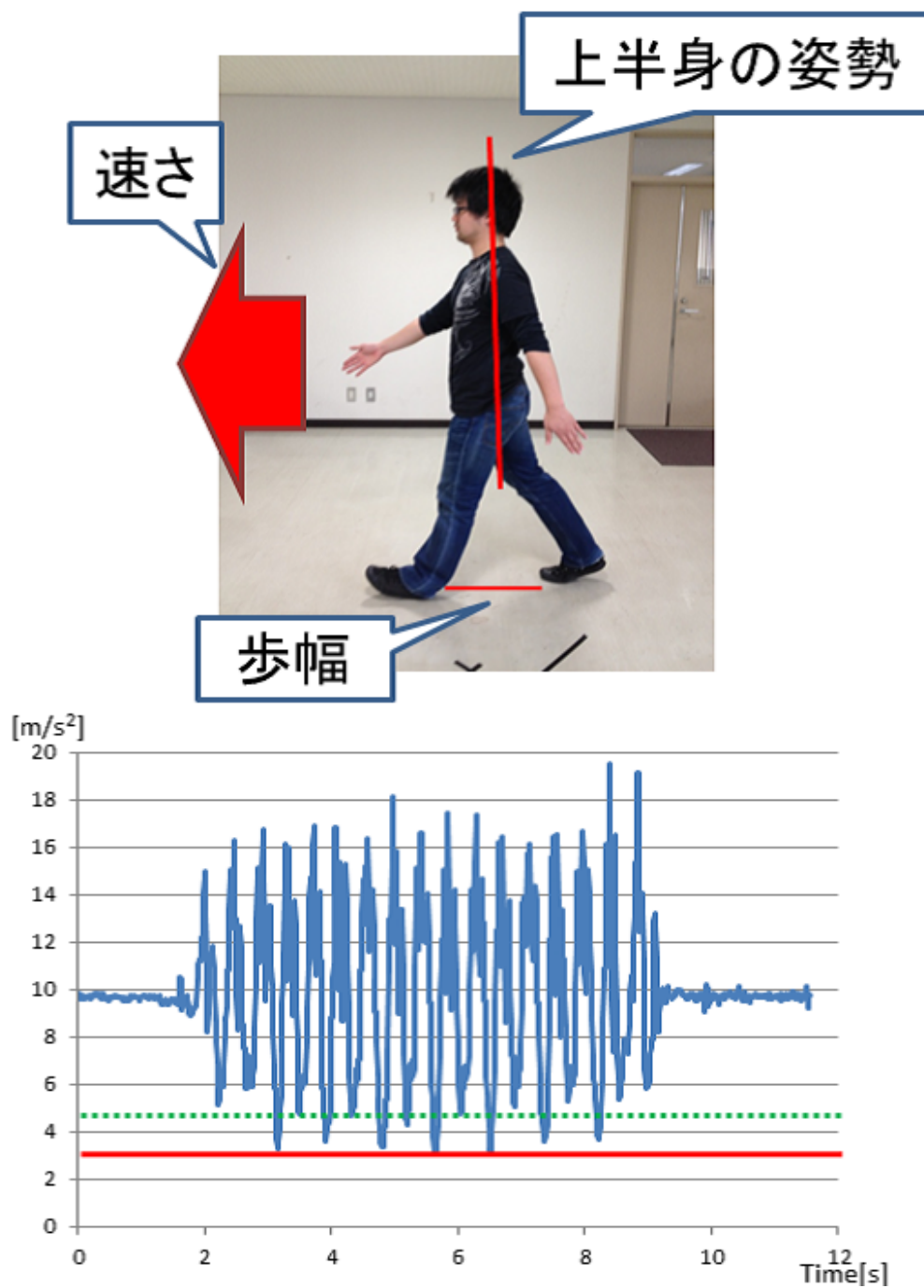


図 3.3.1: 良い歩き方の見た目の特徴及び波形の特徴

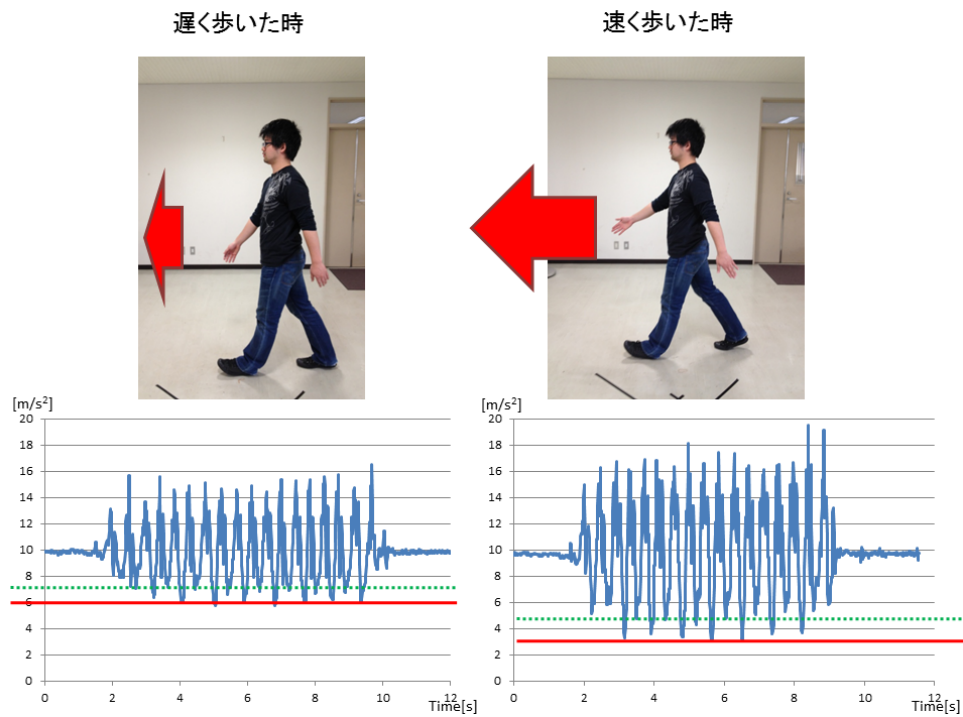


図 3.3.2: 遅く歩いた時と速く歩いた時の画像とその時の波形

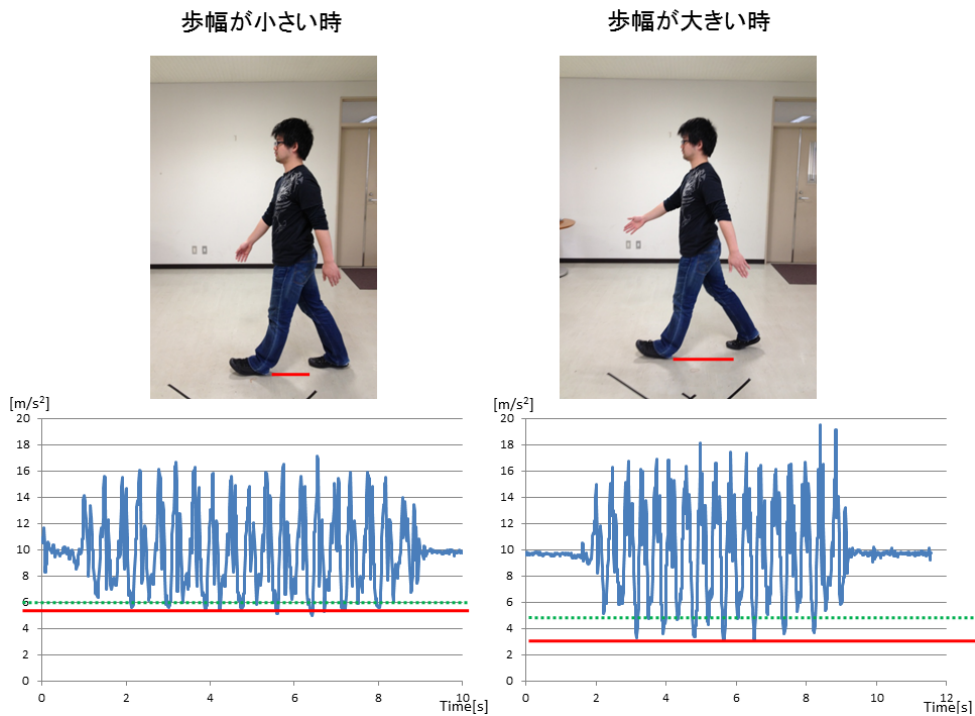


図 3.3.3: 歩幅が小さい時と大きい時の画像とその時の波形

以上から，良い歩きであった時は万人が同じ波形特徴を有するが，悪い歩行をしている時に，それに対応した波形特徴に崩れが生じることが示された．

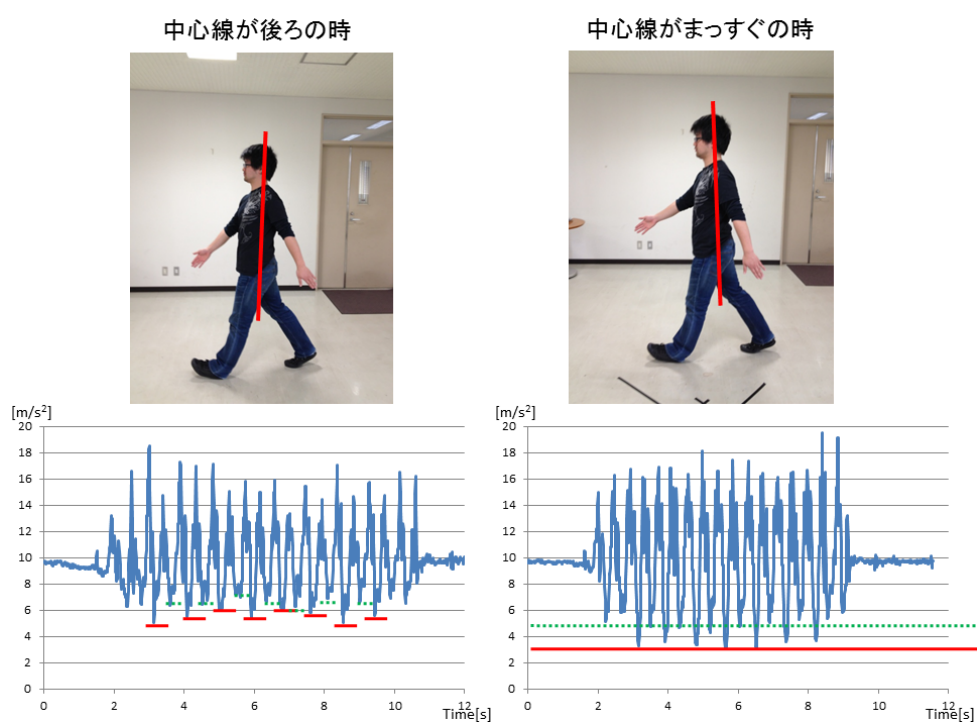


図 3.3.4: 歩く際の中心線が後ろに傾いた時とやや前傾した時の画像とその時の波形

第4章 歩行改善システム“Good Walking”

4.1 提案手法

提案するツールは、3.1 節に示した特徴を有していなければならない。つまり、スマートフォンを手軽に装着し、リアルタイムに悪い歩行特徴を伝えることができるツールである。そこで、スマートフォンを腰に装着し、重力方向の加速度の時系列データを分析することにより、良い歩行・悪い歩行についてそれぞれの歩行特徴を検出する。3.3 節で、重力方向の負のパルスを観察すると、速さ・歩幅・姿勢という3つのパラメータが検出できることを示した。これらの特徴は、負のパルスの大きさを取得、保持することで検出可能である。以下において、それぞれの検出方法についての詳細を示す。

- 速さ

適度な速さを有している時の負のパルスの大きさは、 4 m/s^2 以上であったのに対し、遅く歩いた時の負のパルスは、 4 m/s^2 以下であった。そこで取得した直後の負のパルスの大きさに閾値（閾値1とする）を定め、それより小さい時に警告することで、ユーザは自身の歩行が遅いと認識できる。

- 歩幅

適度な歩幅を有している時の負のパルスの大きさの左右差はおよそ 2 m/s^2 であったのに対し、歩幅を小さくして歩いた時は 1 m/s^2 未満であった。そこで取得した直後の負のパルスの大きさと一つ前の負のパルスの大きさの差に閾値（閾値2とする）を定め、閾値2より小さい時に警告することで、歩幅が狭いとユーザに知らせることが可能となる。

- 姿勢

上半身の姿勢が真っ直ぐでブレていない時のそれぞれの足の負のパルスの大きさは歩き始めと終わりを除いて一定である。それに対し中心線を後ろにして歩いた時のそれには 1 m/s^2 程度のばらつきが見られた。そこで取得した直後の負のパルスの大きさと二つ前のその差に閾値（閾値3とする）を定め、閾値3より大きい時に警告することで、上半身の姿勢が真っ直ぐではないと指摘可能となる。

それぞれの閾値の概略を図 4.1.1 に示す。

次に警告方法について検討する。スマートフォンを腰に装着した状態のデータを分析することから、ユーザは歩行中にディスプレイを確認することができない。またバイブレーションによる警告は、歩行中では気付かない可能性が高い。よって音で警告することとした。

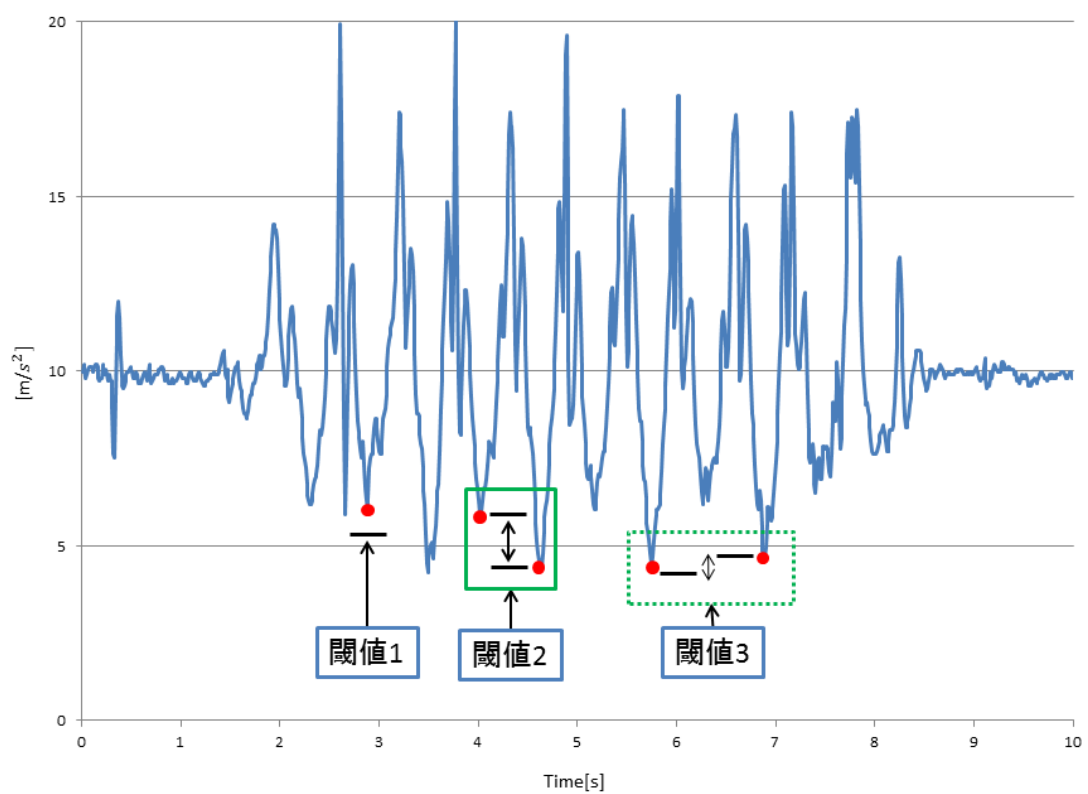


図 4.1.1: 閾値の定め方

4.2 悪い歩行特徴の検出アルゴリズム

悪い特徴を有した歩行時にリアルタイムに警告するツールを実現するためには、できる限り素早く負のパルスの大きさを取得し、解析を行い、悪い歩行であるとわかった瞬時に使用者に伝えるシステムの開発が必要となる。

以下では、提案・開発したシステムについて述べる。アルゴリズムを図 4.2.1 に示す。はじめに、y 軸、つまり重力方向の加速度の時系列データを取得する。加速度データは約 10ms 毎に取得される。よって、加速度データを取得する毎に以下の処理を行うことで、瞬時に負のパルスの大きさを取得することを可能にした。まず、y 軸の値は重力加速度により、静止時の基線が 9.8 m/s^2 付近を示している。重力加速度の影響を除去するため、取得した y 軸の値から 9.8 m/s^2 を引き、静止時の基線を 0 に合わせた（この値を Y' と呼ぶ）。また、静止時の値を完全に 0 とするために、 Y' が -1 m/s^2 から 1 m/s^2 の時は 0 m/s^2 とみなすこととした。

次に、負のパルスの大きさを取得する。以下に方法を示す。

1. Y' の値が負の時、変数 M に Y' の値を格納する
2. 次に取得した Y' の値が、格納された値より小さければ、 M の値を置き換える
3. Y' の値が負から正になった時、現在格納された M の値を負のパルスの大きさとする

最新 3 つの負のパルスの大きさを保持する。3 つの負のパルスの大きさを利用して、次の 3 つの警告を行う。なお警告を行うための閾値は、3.3 節の値から個人差があることを想定して定めた。

- 警告 1 (遅い時)

最新の負のパルスの大きさが閾値 1 より小さかった時に警告 1 を発する。閾値 1 は 3 m/s^2 以下と定めた。

- 警告 2 (歩幅が小さい時)

最新の負のパルスとその一つ前の負のパルスの大きさの差が閾値 2 より小さかった時に警告 2 を発する。閾値 2 は 0.5 m/s^2 以下と定めた。

- 警告 3 (姿勢が真っ直ぐでない時)

最新の負のパルスとその二つ前の負のパルスの大きさの差が閾値 3 より大きかった時に警告 3 を発する。閾値 3 は 2.5 m/s^2 以上と定めた。

実際の歩行時の加速度データには地面接触時の反動により発生する短時間の小さい負のパルス、いわゆるチャタリングが存在する（図 4.2.2）。この値は歩行特徴の検出に使用しないため、取り除く必要がある。本論文では、チャタリングを取り除くために 2 つの方法を提案する。

1. 負のパルスの大きさによる除去（方式 1 と呼ぶ）
2. 負のパルスの時間による除去（方式 2 と呼ぶ）

5.3 節にて、これらの精度について実験を行い、精度の高い方を本システムとして採用する。以下に、それぞれの方法についての詳細を示す。

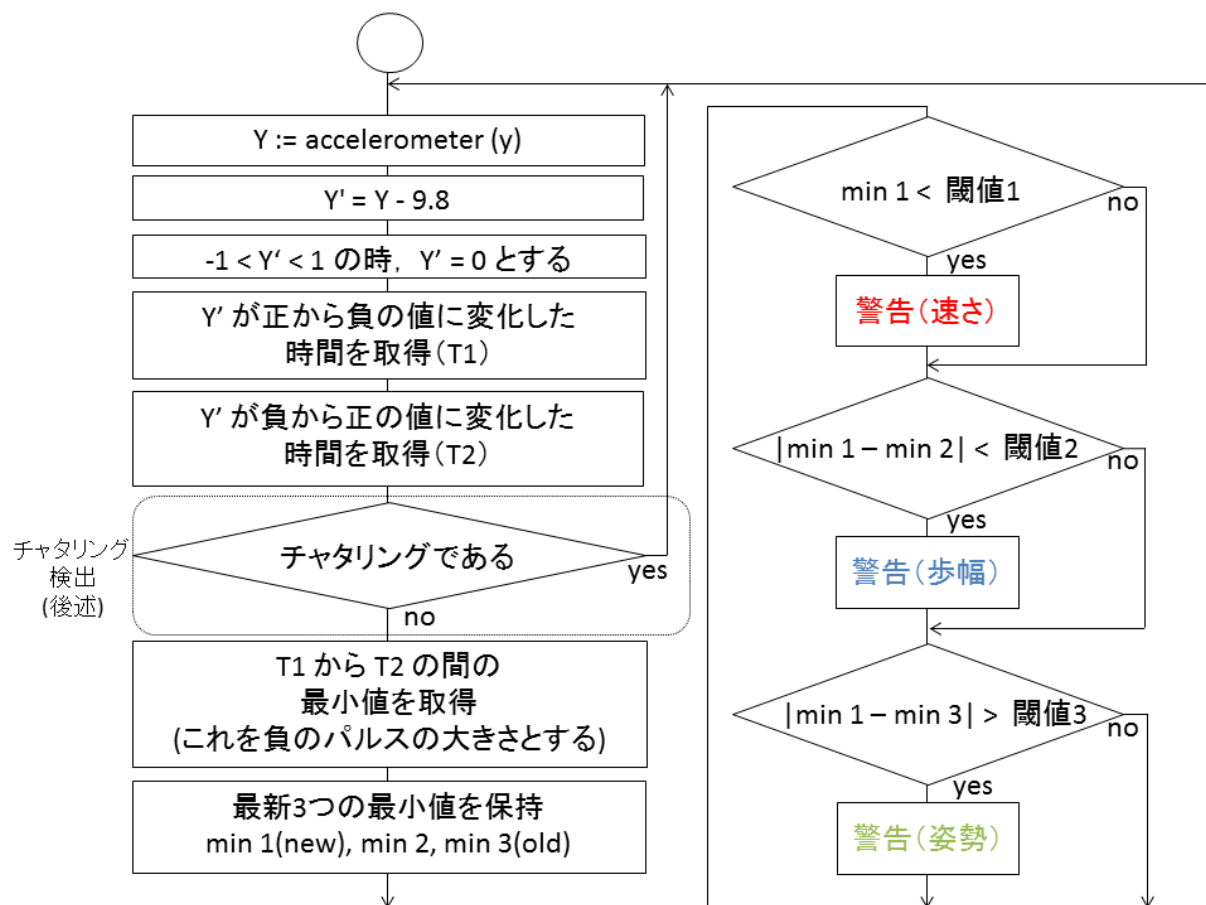


図 4.2.1: 提案するアルゴリズム

1. 負のパルスの大きさによる除去（方式1）

チャタリングによる負のパルスの大きさは，地面を蹴り上げる際に発生する負のパルスに比べ，十分小さいものが多い．チャタリングと取得したい負のパルスの大きさは，3乗することで顕著な差が顕れた．そこで，次の処理を行うことで除去を試みた．図 4.2.3 にて概要を示す．

- (a) すべての Y' の値を 3 乗する（ Y'^3 と呼ぶ）
- (b) $Y'^3 > -15$ の時，負のパルスの大きさから除外する

なお， $Y'^3 > -15$ という条件は，3.3 節の波形から判断して定めた．

2. 負のパルスの時間による除去（方式2）

チャタリングによる負のパルスは，地面を蹴りあげる際に発生する負のパルスに比べ，十分小さいものが多い．そこで，次の処理を行うことで除去を試みた．図 4.2.4 に概要を示す．

- (a) Y' の値が正から負になった時の時間（ $T1$ ），および負から正になった時間（ $T2$ ）を取得する
- (b) $T2 - T1 < 100\text{ms}$ であった時，負のパルスの大きさから除外する

なお 100ms 以下を除外するという条件は，3.3 節の波形から判断して定めた．

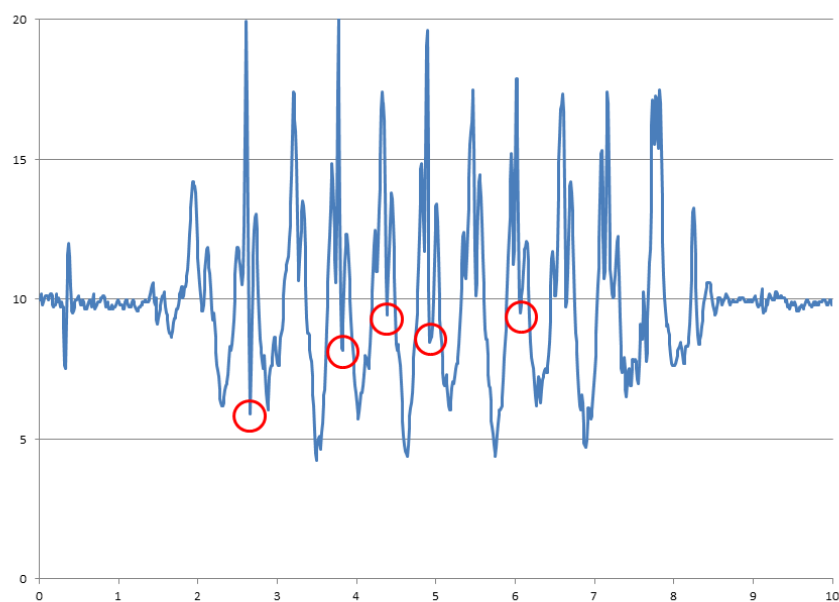


図 4.2.2: チャタリング

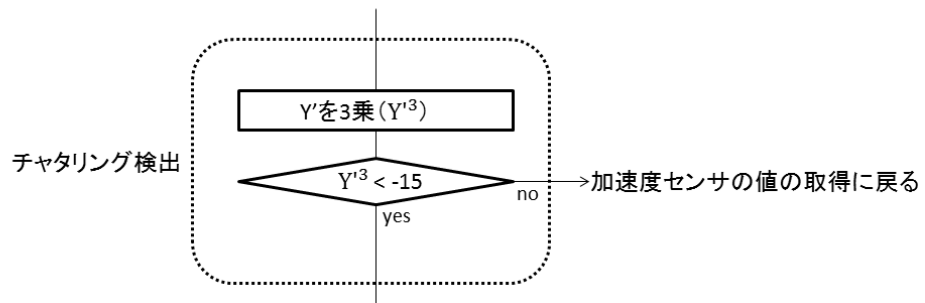


図 4.2.3: チャタリング検出方法 1

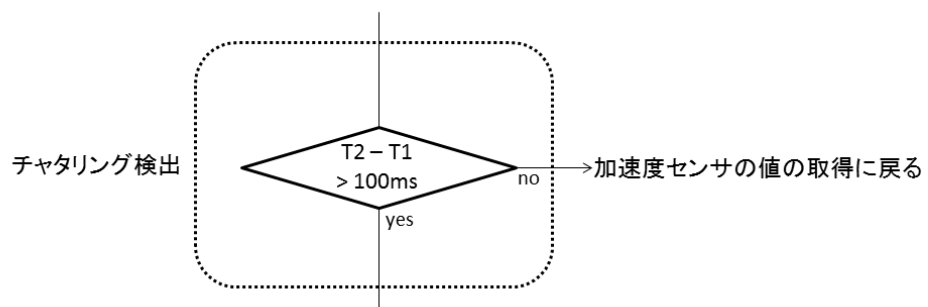


図 4.2.4: チャタリング検出方法 2

第5章 実験

5.1 実験環境

“Good Walking”を Android 2.3.4 のスマートフォン (Xperia®arc) 上に実装し，万人に対して有効なツールであるか評価を行った．すべての被験者は図 3.2.2 のようにスマートフォンを装着し，ラバー製の平らな床を約 15m 歩いた．その時の加速度センサの示す値と，ビデオカメラによる見た目の特徴の記録 (5.2 節) または開発したアプリケーションによる警告数 (5.3 節, 5.4 節) をそれぞれ記録した．

5.2 良い歩きをした時の波形

はじめに，3.3 節にて良い歩きをした際に顕れた加速度の値の特徴が，すべての被験者に共通して顕れる特徴であるかの検証を行った．4 人の男性被験者 (20 代) の無意識な歩行と，実際に良い歩きになった時の加速度の時系列データによる波形の差異を確認した．まず，被験者はスマートフォンを装着し，意識せずにいつも通り歩いた．その時の加速度データと，見た目を側方からビデオカメラによって記録した．ビデオカメラで撮影することにより，各被験者の 3 つの見た目の歩行特徴 (速さ，歩幅，姿勢) を確認可能とした．その後，被験者は良い歩き方の特徴と，彼らの有している悪い特徴を教え，それらが改善するまで歩行の練習を行った．すべての悪い特徴が改善されたと判断した後，再び加速度データと，見た目の特徴を取得した．

表 5.1 は無意識な歩行時における各被験者の歩行特徴である．また，その時の加速度の時系列データを図 5.2.1 に示す．次に，練習により見た目の特徴がすべて改善された後の加速度の時系列データを図 5.2.2 に示す．歩き始めと終わりを除いて波形を観察すると，無意識な歩行時の負のパルスの最小値はほぼ 5 m/s^2 であったのに対し，良い歩きの時の最小値は 5 m/s^2 より小さくなることはなかった．また隣り合わせの負のパルスの大きさ，つまり左足と右足の負のパルスの大きさは，無意識な歩行時は差がないのに対し，良い歩きの時は個人差が大きいものの差がある ($0.5 \sim 4 \text{ m/s}^2$)．加えて一つおきの負のパルスの大きさ，つまり左足，右足それぞれの負のパルスの大き

表 5.1: 無意識な歩行時における各被験者の特徴

特徴	速さ	歩幅	姿勢
被験者 1	遅い	狭い	
2		狭い	猫背
3	遅い		猫背
4			反り気味

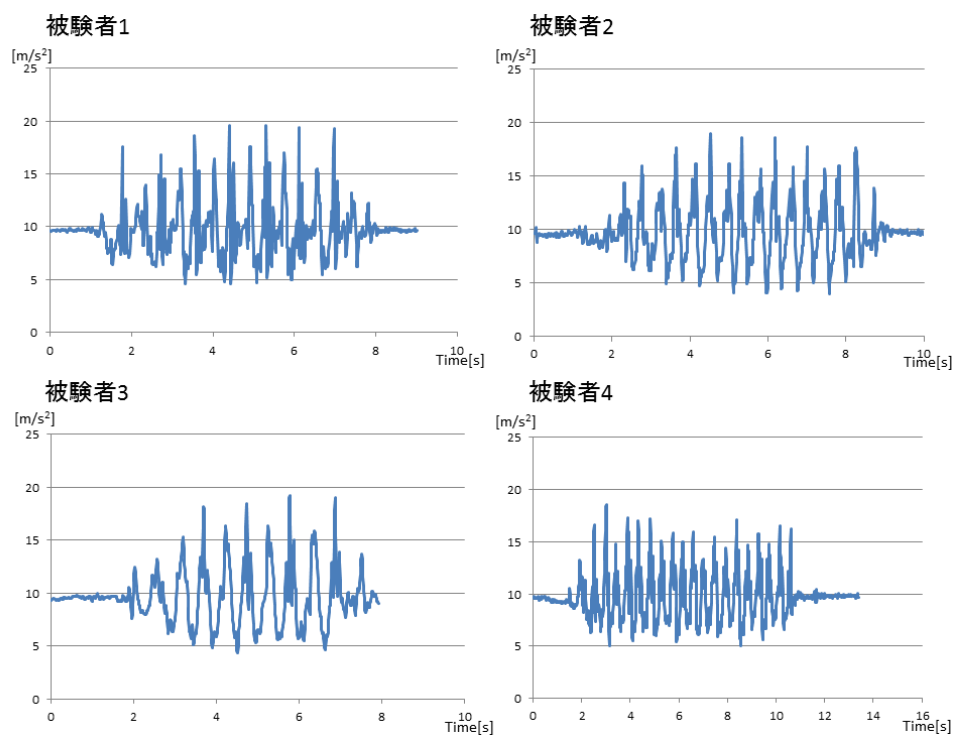


図 5.2.1: 無意識な歩きの波形

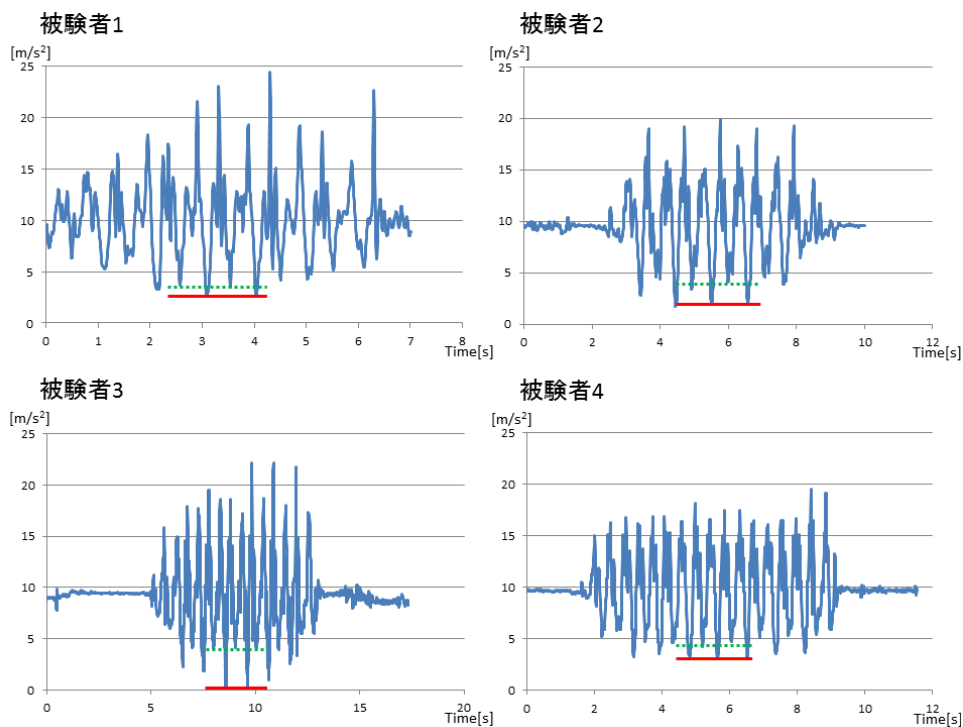


図 5.2.2: 良い歩きをした時の波形

さは、無意識な歩行時はバラバラである被験者が存在するが、良い歩きの時は各足とも同じ大きさとなっている。

次に、同じ被験者が、意図的に悪い特徴を有した歩きを行った際の加速度の時系列データを取得した。被験者は良い歩きを習得した後に、3種類の悪い特徴（遅い、歩幅が小さい、反り返った姿勢）をそれぞれ持たせて歩いた。図 5.2.3、5.2.4、5.2.5 はそれぞれ、遅い、歩幅が小さい、姿勢が反っているという悪い特徴を持った時（青線）と、良い歩き（赤線）の加速度の時系列データである。遅い時は全員の負のパルスの大きさが減少することが、図 5.2.3 により確認された。また歩幅が小さい時の負のパルスの大きさの左右差はなくなっていることが、図 5.2.4 により確認された。そして反った姿勢時の各脚における負のパルスの大きさは一定ではなく、統一感がないことが、図 5.2.5 により確認された。これらにより、3.3 章にて述べた良い歩き及び悪い特徴を有した時の波形の特徴は、多くの被験者に対して顕れる特徴であることが示された。

5.3 チャタリング除去の精度

4.2 章にて提案した、チャタリング除去方法の精度について実験を行った。本実験は、それぞれの除去方式について、警告 1 のみを行うアプリケーションを実装することで評価を行った。

まず、方式 1 の評価を行った。20 代の被験者 10 人（男性 8 人、女性 2 人）が、通常行う無意識な歩行を行った。その時の歩数と警告数を記録した。結果を表 5.2 に示す。その後、速さ・歩幅・姿勢を改善して歩いた時の歩数と警告数を記録した。結果を表 5.3 に示す。次に、これと同じ実験を方式 2 についても行った。通常行う無意識な歩行を行った際の結果を表 5.4 に、良い歩きに改善した後の結果を表 5.5 に示す。

方式 1 によってチャタリングを除去した場合の平均警告率は約 27 %、平均誤検出率は約 7 % であったのに対し、方式 2 を採用した際の平均警告率は約 20 %、平均誤検出率は約 0.8 % であった。警告率とは、警告数を歩数で割ったものである。方式 2 は方式 1 に比べ、良くない歩きの警告率、改善した際の誤検出率共に減少している。これは良くない歩きをしているのに警告されない、いわゆる検出漏れが多い可能性があるが、本論文が目的とするツールは、良い歩きの時には警告されず、良くない歩きをしている際の警告はどこかでされれば良いため、方式 2 の方が適しているといえる。よって次項の評価実験では、方式 2 を採用した。

5.4 評価実験

我々の開発した歩行改善ツールの有用性の評価を行った。まず、15 人の男性被験者（20 代）が通常の無意識な歩行を行った。その時、本ツールによってリアルタイムに警告が行われ、その警告に従って歩行を改善する。数分間練習した後に、すべての被験者の見た目の特徴が改善されていることを目視で確認した。なお、実験中の歩行の全加速度データおよび、どのタイミングで、どの種類の警告がなされたかは本ツールにより記録されている。このデータから、はじめの無意識な歩行、そして良い歩行に改善された歩行の 2 種類の歩行に対して、歩き始めと終わりを除いた歩数とその歩数中の各警告数を算出した。

図 5.4.1 は、それぞれの悪い特徴に対する警告率である。それぞれの被験者の意識する前の通常の歩行時の警告率を青線、良い歩行に改善後の警告率を赤線にて示した。その時の実際の歩数と、警告率を表 5.6、5.7 に示す。歩行の改善前と改善後を比較すると、警告率は平均して 85 % 減少し

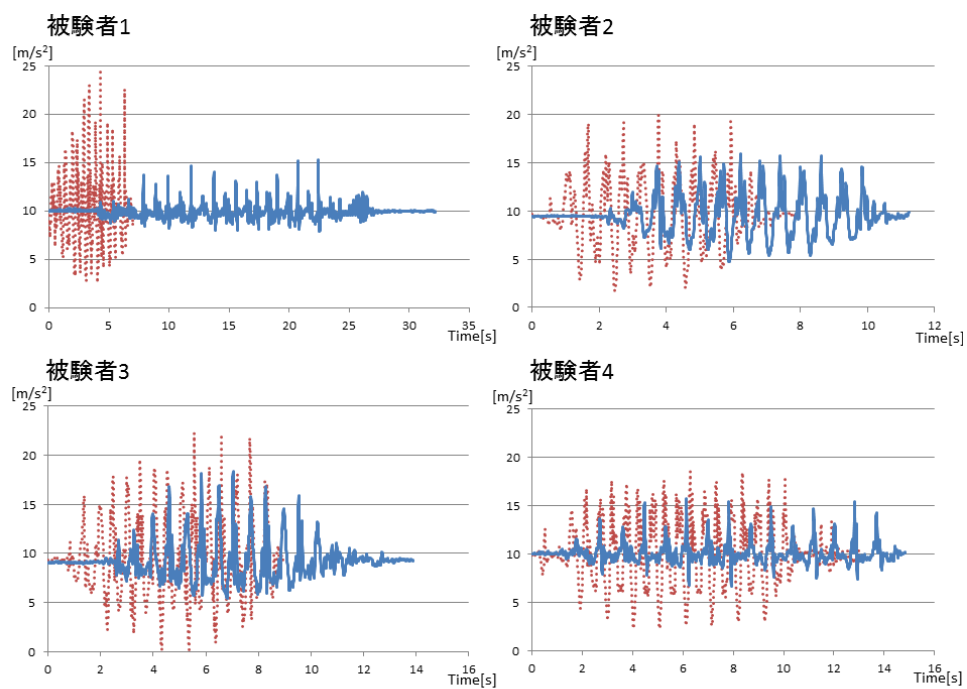


図 5.2.3: 遅く歩いた時の波形

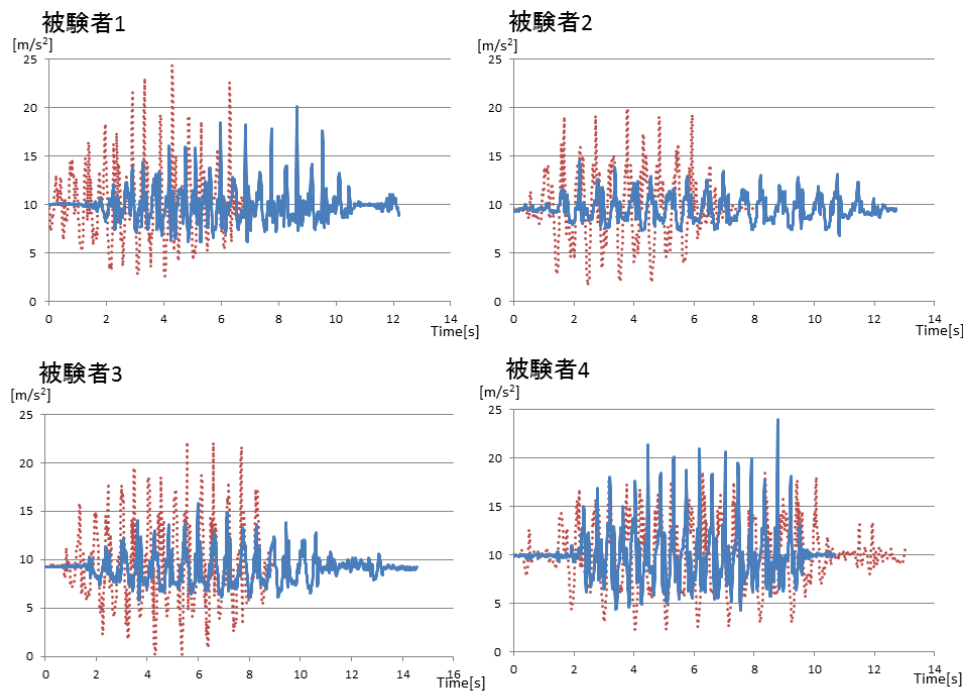


図 5.2.4: 歩幅を小さくした時の波形

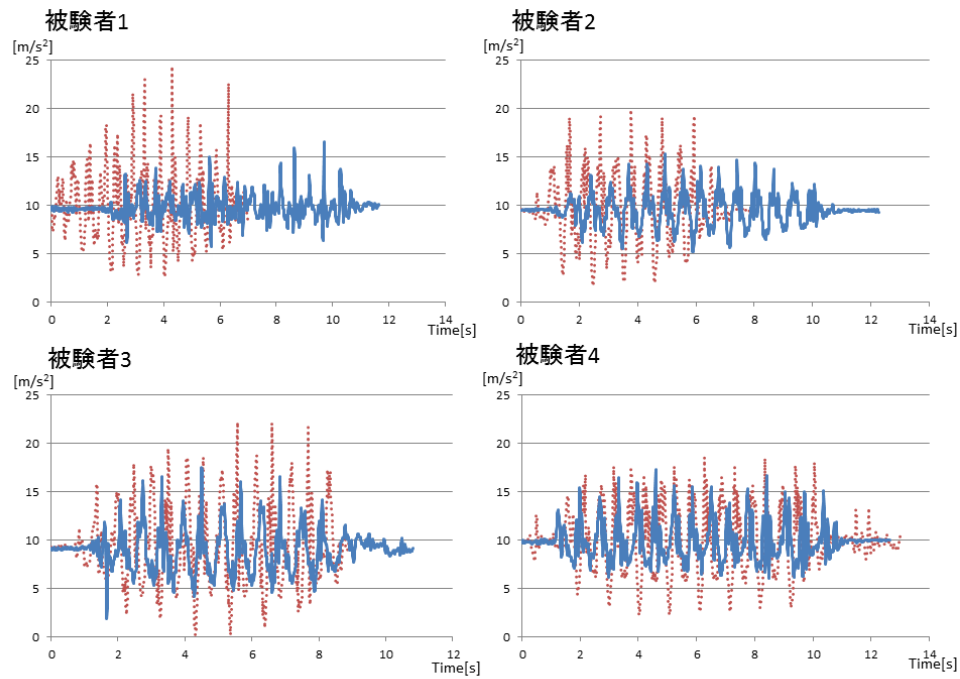


図 5.2.5: 上半身を反らせて歩いた時の波形

表 5.2: 方式 1 を用いた際の無意識時の警告数

被験者	歩数	警告数
A	19	9
B	17	13
C	20	4
D	18	4
E	20	2
F	21	1
G	14	3
H	18	9
I	16	1
J	23	3
平均警告率 (%)		27.2

表 5.3: 方式 1 を用いた際の改善時の誤検出数

被験者	歩数	誤検出率
A	15	2
B	12	3
C	17	2
D	17	0
E	18	1
F	17	0
G	13	1
H	16	1
I	16	0
J	23	0
平均警告率 (%)		7.0

た．特に，速さと姿勢の警告は正確であるといえる（被験者 L，O を除く，彼らについては後で考察を行う）．

3つの警告システムの中で，歩幅については，改善後も警告が残った被験者が多かった．これは負のパルスの左右差については個人差が大きいため，何人かの被験者に対しては適切な閾値となっていなかったことが原因であると考えられる．この実験のデータを元に閾値 2 を調整することで，歩行を改善した後の警告数を減らすことが可能であると考えられる．

被験者 L および O の歩幅と姿勢の警告率は，歩行が改善された時に上昇した．これは警告 2 がどれ程改善を試みても警告されてしまったため，無理に歩幅を大きくしたことにより上半身の姿勢がブレてしまったためであると考えられる．

最後に，被験者全員にアンケートを行った．アンケートの項目を以下に示す．

- このツールの使いやすさ
- 正しい歩き方を意識している時に警告されてしまう頻度（誤検出）

アンケート結果を図 5.4.2 に示す．80 % の被験者が本ツールを使いやすいと答えた．誤検出の評価については，特に警告 2 の警告率は減少したものの，完全になくならなかった者が多かったため，約 27 % の被験者が低い評価をつけた．このアンケートにより多くの被験者に対して，本ツールは手軽に使えること，警告 1，警告 3 について有効な歩行改善ツールであることが示された．誤検出の評価を下げる原因となった警告 2 に関しては，個人差が大きいということが本実験により示すことができたため，今後改善することが可能である．

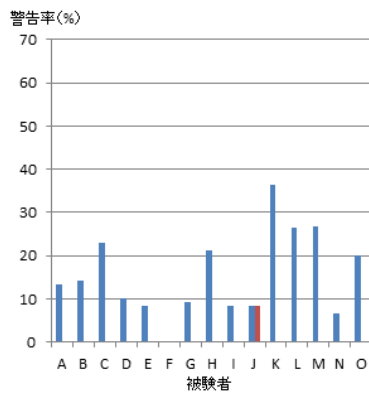
表 5.4: 方式 2 を用いた際の無意識時の警告数

被験者	歩数	警告数
A	10	2
B	15	1
C	15	4
D	19	5
E	11	4
F	12	1
G	13	3
H	13	3
I	14	2
J	15	2
平均警告率 (%)		19.8

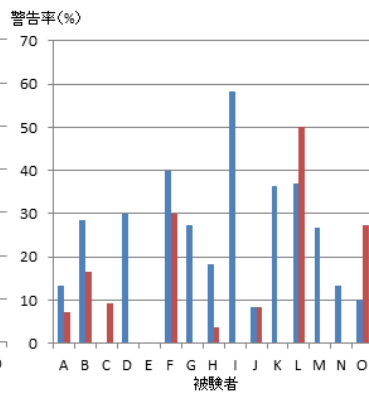
表 5.5: 方式 2 を用いた際の改善時の誤検出数

被験者	歩数	誤検出率
A	11	0
B	16	0
C	14	0
D	16	0
E	13	0
F	12	1
G	11	0
H	11	0
I	12	0
J	14	0
平均警告率 (%)		0.80

警告1



警告2



警告3

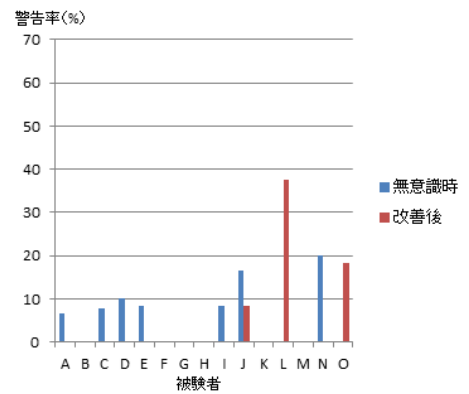


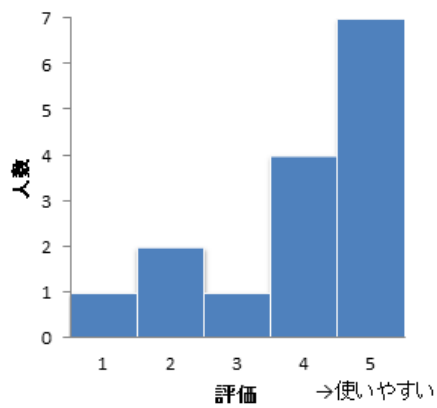
図 5.4.1: 無意識時及び改善時における警告率

表 5.6: 無意識に歩いた時のそれぞれの警告数

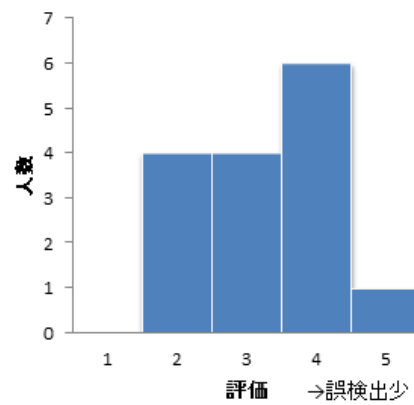
被験者	歩数	警告 1	警告 2	警告 3
A	15	2	2	1
B	14	2	4	0
C	13	3	0	1
D	10	1	3	1
E	12	1	0	1
F	10	0	4	0
G	11	1	3	0
H	13	3	2	0
I	12	1	7	1
J	12	1	1	2
K	11	4	4	0
L	19	5	7	0
M	15	4	4	0
N	15	1	2	3
O	10	2	1	0

表 5.7: 歩行が改善された時のそれぞれの警告数

被験者	歩数	警告 1	警告 2	警告 3
A	14	0	1	0
B	12	0	2	0
C	11	0	1	0
D	11	0	0	0
E	12	0	0	0
F	10	0	3	0
G	12	0	0	0
H	11	0	1	0
I	11	0	0	0
J	12	1	1	1
K	13	0	0	0
L	16	0	8	6
M	14	0	0	0
N	16	0	0	0
O	11	0	3	2



使いやすさ



誤検出

図 5.4.2: アンケート結果

第6章 結論

コンピュータ・デバイスの小型化・高性能化により我々の日常生活のふるまいを、いつでも、どこでも、リアルタイムに記録することが可能となった。一方で、運動不足が社会問題化している。運動不足を解消するには、普段行う歩行を意識して良い歩きにすることが有効である。そこで、スマートフォンに内蔵された加速度センサから取得した情報を用いてユーザの歩行時の悪い癖を検出し、常に良い歩きを意識させるツールの実現を目指した。

スマートフォンを腰に装着し、歩行時の加速度の時系列データを取得した。予備実験から、重力方向の負のパルスの大きさを、分析することで、歩行分析が可能であることを示した。また、実際に良い歩きをすると、皆が同じ波形の特徴を示すと仮定し、その特徴を有していない時にリアルタイムに警告するアプリケーションを開発した。良い歩きの定義は、ビデオカメラによって側方から撮影した際に検出できる、適度な速さ・適度な歩幅・真っ直ぐでブレない姿勢という3つに定めた。これら3つの特徴を有していない時の波形と、すべての特徴を有している時の波形を比較することで、3種類の警告を行う歩行改善ツールを開発した。

本論文では、以下の3つの実験を行った。

- (1) 良い歩きをした時の波形は多くのユーザに共通するものであるかの検証
- (2) 歩行の際に生じるチャタリング除去システムの精度比較
- (3) 開発したツールの精度および有用性の評価

(1) では、ビデオカメラにより取得した見た目の特徴と、加速度センサにより取得した加速度の時系列データを比較した。実際に良い歩きを行った場合は、すべての被験者が加速度の時系列データに同様の特徴を持つことを示した。また良くない歩きの加速度の時系列データは、悪い特徴にしたがって崩れることを示した。さらに、歩行の速さ・歩幅・姿勢という、わかりやすい3つの特徴が、加速度データによる波形にそれぞれ特徴を持たせていることを示した。

(2) では、足が地面に接地する際に生じる、小さく、短時間の負のパルスによる誤検出を取り除くために、2通りの方法を提案し、それぞれの精度を実験により求めた。この実験により、負の値を示す時間が100ms以下であった場合のパルスを除去することが、本ツールにおいて最適であるとわかった。

(3) では、多くの被験者による、ツールの評価を行った。本ツールを用いたすべての被験者について、歩行の改善を確認した。結果、歩く速さが遅い・姿勢が悪いという検出に関しては高い精度を示した。これに対し、歩幅が小さいという警告精度は改良の余地があることを示した。またアンケートの結果から、このツールは手軽に用いることができ、比較的高精度な歩行改善ツールであることが示された。

以上の実験から、スマートフォンを腰に装着して歩くだけで、ユーザはリアルタイムに自分の歩行の悪い部分がわかり、悪い部分を意識して改善することで、歩行改善をすることが可能であ

ることが示された．常に良い歩きを意識することで実際に良い歩きとなり，運動不足の解消を助ける一つの手段となった．

今後の研究の発展課題として，リアルタイム性を維持し，より正確に多くの項目を検出することが挙げられる．方法としては，加速度センサの y 軸のみでなく， x 軸， z 軸も考慮に入れて解析を行う，もしくは加速度センサのみでなく，ジャイロセンサや傾きセンサを用いることなどが考えられる． x 軸， z 軸を用いることで，現段階では解析することができない，左右のブレや膝にかかる衝撃の大きさなどを解析できることが期待される．また他のセンサを用いることで，衝撃や力のみならず，様々な項目を取得できることが期待される．

謝辞

本論文は筆者が電気通信大学大学院情報システム学研究科情報ネットワークシステム学専攻博士前期課程に在籍中の研究成果をまとめたものである。はじめに，日々の研究において多大なる助言と指導を頂いた，情報システム学研究科情報ネットワークシステム学専攻ネットワークコンピューティング学講座，入江英嗣准教授に感謝する。2年間という長いようで短い間であったが，熱心に指導していただきここに深謝する。

また，同講座の吉永努教授および吉見真聡助教にも，日々多大な助言と指導を頂いた。合宿，合同ゼミ，日常の何気ない会話の中で，多くのアイデアをいただき，ここに感謝の意を表する。さらに，合同輪行や中間発表において，優しくアドバイス頂いた指導教員の小川朋宏准教授に感謝する。

最後に，本システムの開発の協力，各学会発表の際に多大な助言・指導をしてくださった，清水裕基氏，またツールの改良に協力してくれた放地宏佳氏，神田尚子氏，小野澤清人氏，さらに研究室のメンバーに感謝する。情報学という未知の世界に来た私は，皆に支えて頂いたことで，充実した研究生生活を送ることができた。

参考文献

- [1] オムロン株式会社. オムロン歩数計 ウォキングスタイル hj-305. <http://www.omron.co.jp/press/2009/02/h0219.html>.
- [2] パナソニック株式会社. デジタルカメラ lumix s2. <http://panasonic.jp/dc/s2/index.html>.
- [3] 澤上佳希, 岩井将行, 瀬崎薫. B-19-39 スマートフォンを利用した環境音センシング実験におけるバッテリー消費量の解析 (b-19. ユビキタス・センサネットワーク, 一般セッション). 電子情報通信学会ソサイエティ大会講演論文集, Vol. 2011, No. 2, p. 457, aug 2011.
- [4] 厚生労働省. 平成 22 年国民健康・栄養調査結果の概要. <http://www.mhlw.go.jp/stf/houdou/2r98520000020qbb.html>.
- [5] 公益財団法人健康・体力づくり事業財団. 運動. http://www.health-net.or.jp/tairyoku_up/chishiki/undo/t03_04_01.html.
- [6] 厚生労働省. 身体活動・運動. http://www1.mhlw.go.jp/topics/kenko21_11/b2.html.
- [7] 金哲彦. 「体幹」ウォーキング. 講談社, 2010.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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的研究. 博士論文, 2001.
- [11] 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.
- [12] 内閣府. 体力・スポーツに関する世論調査. <http://www8.cao.go.jp/survey/h21/h21-tairyoku/index.html>.
- [13] Blair SN, Kohl HW, III, Paffenbarger RS, Jr, Clark DG, Cooper KH, and Gibbons LW. Physical fitness and all-cause mortality: A prospective study of healthy men and women. *JAMA*, Vol. 262, No. 17, pp. 2395–2401, 1989.
- [14] 池田正春, 南里宏樹, 姫野悦郎. 運動と健康:運動の高血圧への効果を中心に. 産業医科大学雑誌, Vol. 15, No. 3, pp. 227–236, sep 1993.

- [15] Ralph S. Paffenbarger, Robert Hyde, Alvin L. Wing, and Chung-cheng Hsieh. Physical activity, all-cause mortality, and longevity of college alumni. *New England Journal of Medicine*, Vol. 314, No. 10, pp. 605–613, 1986.
- [16] 西村典子. ウォーキング & ランニングでの膝トラブル予防法. <http://allabout.co.jp/gm/gc/379806/>.
- [17] 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.
- [18] 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 , ユビキタス・センサネットワーク, 2008.
- [19] Ioannis Pavlidis Yuichi Fujiki, Panagiotis Tsiamyrtzis. Making sense of accelerometer measurements in pervasive physical activity applications. *CHI 2009 Student Research Competition*, 2009.
- [20] 大坂裕, 新小田幸一, 渡邊進, 藤田大介, 石田弘, 小原謙一, 吉村洋輔, 伊藤智崇. 歩行分析における加速度計の適切な装着部位の設定 : 床反力特性値による検討. バイオメカニズム学会誌 = Journal of the Society of Biomechanisms, Vol. 36, No. 2, pp. 111–114, may 2012.
- [21] 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腿運動分析の再現性の検討. 理学療法科学, Vol. 25, No. 1, pp. 7–12, feb 2010.
- [22] 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.

発表論文

- [1] 檜原 裕大, 清水 裕基, 三好 健文, 吉永 努, 入江 英嗣. スマートフォンを用いた歩行動作改善ツールの開発. pp.1-8, UBI[ユビキタスコンピューティングシステム], november, 2011.
- [2] 檜原 裕大, 清水 裕基, 吉永 努, 入江 英嗣. スマートフォンによる歩行動作分析の評価. pp.165-172, DICO MO 2012, July, 2012.
- [3] 入江 英嗣, 放地 宏佳, 小木 真人, 檜原 裕大, 芝 星帆, 眞島 一貴. AirTarget: 光学シースルー方式 HMD とマーカレス画像認識による高可搬性実世界志向インターフェース. pp.1295-1304, DICO MO 2012, July, 2012.
- [4] Hirotaka kashihara, Hiroki Shimizu, Hiroyoshi Houchi, Masato Yoshimi, Tsutomu Yoshinaga, Hidetsugu Irie. A Real-Time Gait Improvement Tool Using a Smartphone. 4th Augmented Human 2013 (投稿中)