

ズボンのポケットに収納したスマートフォンによる 歩容解析方法に関する検討

新島 有信^{1,a)} 水野 理^{1,b)} 田中 智博^{1,c)}

概要: スマートフォンを利用した歩容解析方法において、加速度センサを利用した歩数や歩行周期の測定に関する研究が行われているが、関節角度の測定手法はまだ十分に検討されていない。本研究では、スマートフォンを利用した詳細な歩容計測の実現のために、スマートフォン内蔵の3軸ジャイロセンサを利用して、歩行時の関節角度の測定を検討している。本稿では、ズボンの前ポケットにスマートフォンを収納し、股関節の屈曲伸展方向の角度を測定する手法について述べる。三次元動作解析装置による股関節角度の測定結果とスマートフォンによる股関節角度の測定結果について比較した評価実験を行ったところ、自由度補正済み決定係数は0.7-0.9程度、平均二乗誤差の平方値は2-4度程度で測定可能であった。

NIIJIMA ARINOBU^{1,a)} MIZUNO OSAMU^{1,b)} TANAKA TOMOHIRO^{1,c)}

1. はじめに

歩き方（歩容）の計測データは、歩行能力の測定やリハビリテーションの経過観察などの臨床現場での利用 [1] や、歩容の個人差に基づく個人認証手段としての利用 [2] や、日々の活動量を歩容から判断して自身の健康状態のバロメータとしての利用 [3] など幅広い分野での活用が考えられる。また、高齢社会においては、高齢者の歩容が注目されている。高齢者の歩容は転倒リスクに関係があると考えられており、歩行速度や歩幅、歩行周期、股関節角度の可動域、足圧などの転倒危険性を示す様々な指標が提案されているとともに [4], [5], [6], これらの歩容パラメータを計測する技術の需要が高まっている。

現在、病院内や介護施設では、理学療法士の目視による歩容診断や、三次元動作解析装置や床反力計を利用した歩容計測が行なわれている。しかし、理学療法士は慢性的に不足しており [7], また、三次元動作解析装置や床反力計は数百万円から数千万円する機器であるため、歩容計測を日常的に行うことは難しいと言える。さらに、病院内での計測においては、その日の歩行者の体調や緊張によって歩容

が変化することが考えられるため、歩行者の日常的な歩容とは異なるという問題が挙げられる。したがって、日常的な歩容計測により日々の自然な歩容データを蓄積することは、健康のバロメータとしての利用の他にも、歩行者の歩き方の悪い癖の検知や自覚症状のない関節疾患の早期発見などの臨床現場で役立つ可能性があると言える。

本研究では、病院内では計測することが難しい日常的な歩容計測技術の開発に取り組んでいる [8], [9]。我々は、日常的な歩容計測を実現するデバイスとしてスマートフォンに着目した。スマートフォンを利用する利点として、以下の点が挙げられる。

- (1) 内蔵の3軸加速度センサや3軸ジャイロセンサを利用することで歩容計測が可能であること。
- (2) 近年の急速な普及により、外出時に携帯するユーザが多く、日常的な歩容計測の実現性が高いこと。

近年のスマートフォンの性能向上に伴い、スマートフォンを利用した歩容計測手法は多数研究されている。既存研究においては歩数や歩行速度に着目して測定を行っているが、本研究では関節角度の測定について検討を行う。具体的には、ズボンの前ポケットに収納したスマートフォンの内蔵3軸ジャイロセンサを利用して股関節角度を測定する。次節以降で、関連研究と本研究の位置付けを明らかにし、その後に股関節角度測定手法および評価実験について述べる。

¹ 日本電信電話株式会社 NTT サービスエボリューション研究所
NTT, 1-1 Hikarinooka, Yokosuka-Shi, Kanagawa, 239-0847
Japan

a) niijima.arinobu@lab.ntt.co.jp

b) mizuno.o@lab.ntt.co.jp

c) tanaka.tomohiro@lab.ntt.co.jp

2. 関連研究

本節では、日常的な利用が見込めるウェアラブルセンサやスマートフォンを用いた歩容計測技術について述べる。一般的に、歩容計測において重要なパラメータとしては、歩行速度、歩幅、歩行周期、関節角度が挙げられる [10].

ウェアラブルセンサを用いた歩容計測技術としては、圧力センサを用いた例や [11], [12], 加速度センサを利用した例が挙げられる [13], [14], [15]. 米川らは疲労による転倒予防のために、圧力センサを靴に埋め込み、センサ値から計測した最大圧力、接地時間、圧力変位に基づきユーザの疲労を検出および通知するシステムを提案している [11]. 品川らは加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出を行っている [13]. 右腰部に取り付けた加速度センサのパワースペクトルから、歩行速度に関わらず歩行周期を計測可能となっている。また、転倒に関しては二軸の加速度の移動平均値により転倒後の姿勢状態を認識し転倒状態を検出している。Jimenez らは加速度センサ、ジャイロセンサ、磁気センサを靴に取り付けて歩数や歩幅、移動方向の計測手法を提案している [14]. この手法を用いると、歩数に関しては誤差 1%未満で計測可能であり、歩幅に関しては歩行速度に関わらず誤差 1%程度で計測可能である。

スマートフォンの加速度センサを利用した方法としては、加速度のピーク値検出を利用した歩数測定手法や [16], 我々の研究グループによる歩容計測手法 [1] が挙げられる。Mladenov らは提案手法の評価においてスマートフォンの収納場所を複数比較し、測定誤差がポケットやベルトの場合で数%, バックパック内で 10%程度であることを示した [16]. 我々の研究グループが提案したシステムでは、腰部に装着したスマートフォンを用い、単位時間あたりの歩数から歩行ペースを算出し、一步一步の時間間隔の均一性から歩行の規則正しさを算出し、加速度データの絶対値の自己相関関数の偶数番目のピーク値と奇数番目のピーク値の差から左右バランスを算出している。

さらに、スマートフォンの収納場所や向きに関わらず歩容を計測する方法として、独自のアルゴリズムによる加速度センサのピーク値検出技術や k-means や HMM などのクラスタリング技術を利用して、歩数の測定や歩行状態の検出を行う方法も研究されている [17], [18], [19], [20]. スマートフォンによる歩容計測において、スマートフォンの収納場所や向きの制限が少ないことは、スマートフォンの収納場所の違いに対してロバストな計測を可能とするため、システムの利便性を高める上で重要であると言える。

加速度センサやジャイロセンサなどの慣性センサを利用した場合には、歩行速度や関節角度の算出時に積分計算を行うが、この計算時に累積誤差が蓄積するという問題がある。この課題を解決するために、ウェアラブルカメラ

を利用して歩容を推定するという研究も行なわれている [21], [22]. 渡辺らは、大腿部に下向きに装着した単一のカメラを利用して、画像中の特徴点の変動から関節位置を推定している [21]. あらかじめユーザの歩行動作を登録しておく必要があるが、関節位置の平均誤差を 10cm 以内に抑えることが可能となっている。

関節角度を測定する方法としては、ゴニオメータを大腿部に装着する方法や、ジャイロセンサを関節可動部に固定して測定する方法が挙げられる [23], [24], [25], [26]. 例えば、Cloete らが利用した Xsens 社製の小型 MEMS 慣性センサは、誤差 1%以内で関節角度を推定可能となっている [25]. また、Tadano らは、加速度センサとジャイロセンサを用いて、クォータニオンによるセンサ姿勢推定から股関節角度、膝関節角度、足関節角度を算出する手法を提案している [26]. 評価実験においてカメラベースの算出角度と比較すると、平均二乗誤差の平方値は約 10 度、相関係数は、股関節角度が 0.98、膝関節角度が 0.97、足関節角度が 0.78 となった。しかし、いずれの方法でも、センサを適切な位置に適切な向きに固定して装着しなければならず、装着負荷が高いと言える。

3. 本研究の位置付け

現状の簡易なセンサによる歩容計測技術においては、歩容パラメータの一部のみを測定することしか出来ないため、少ないセンサでより多くの歩容パラメータを測定することが課題の一つとして挙げられる。本研究では、特に、既存研究では十分に検討が行われていない低拘束状態での関節角度測定方法について研究する (図 1). 関節角度を測定することで歩容のより詳細な解析に役立つと考えられる [10]. 本研究のスマートフォンを利用した歩容計測技術と既存研究の歩容計測技術を組み合わせることで、歩行速度、歩幅、歩行周期、関節角度を含んだ幅広い歩容パラメータの計測を目指す。

主な関節角度として、股関節角度、膝関節角度、足関節角度が挙げられるが、本研究では、まず、歩行時のダイナミックな動きを取得可能な股関節角度の測定を検討している。図 2 に股関節角度の動きを示す。股関節は、屈曲伸展方向 (前後の動き) と外転内転方向 (左右の動き) と外旋内旋方向 (ねじりの動き) の三次元の動きを行う。特に、股関節の屈曲伸展方向の角度 (以下、股関節角度と述べる) は、歩行時の足の動きを表すパラメータとして重要である。例えば、股関節角度から歩容パラメータの基本である歩幅、歩行周期、歩行速度を幾何学的に推定することも可能である。1 歩行周期における股関節角度の最大値を $\theta(\text{deg})$ 、足の長さを $L_l(\text{m})$ 、歩幅 $L(\text{m})$ とすると、歩幅の算出式は $L = 2L_l \sin \theta$ となる。股関節角度の変化は歩行周期と連動することから、股関節角度のピーク値の時間間隔が歩行周期となる。歩行速度を $V(\text{m/s})$ 、歩幅を $L(\text{m})$ 、歩

	歩数, 歩行速度, 歩幅, 歩行周期の測定	関節角度の測定
定位置に装着したセンサによる測定	靴に装着した圧力センサを利用した測定手法[11,12] 慣性センサを利用した測定手法[13-15]	大腿部に装着したウェアラブルカメラを利用した測定手法[21] ジャイロセンサを関節可動部に装着した測定手法[23-26]
低拘束状態による測定	収納場所に依らないスマートフォンによる測定手法[16-20]	本研究の測定手法

図 1: 歩容計測技術における本研究の位置付け



図 3: スマートフォンの収納姿勢

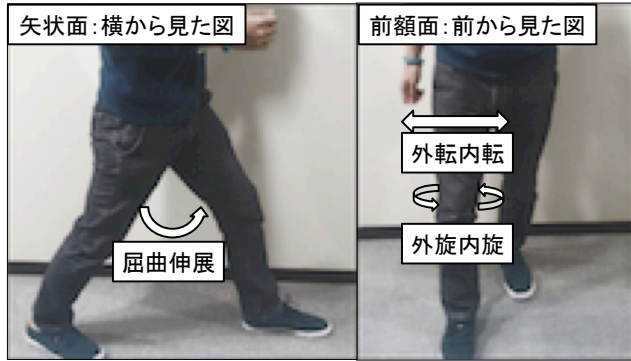


図 2: 股関節の動き

行周期を $T(s)$ とすると, 歩行速度の算出式は $V = 2L/T$ となる. 次節でスマートフォンによる股関節角度測定手法について述べる.

4. スマートフォンを利用した股関節角度測定手法

我々は, スマートフォンを利用した股関節角度手法として, 「ズボンの前ポケットにスマートフォンを収納し, その 3 軸ジャイロセンサを利用する」 手法を提案する. ジャイロセンサの値は角速度を示しており, 積分することで角度を算出することが出来る. 本提案手法は, 以下の 3 つの仮説に基づいている.

- (1) ズボンのポケットは, 足の動きに追従して動く.
- (2) 股関節のそれぞれの動きについて, 屈曲伸展の動きに比べて外転内転および外旋内旋の動きは十分に小さい.
- (3) ズボンのポケット内で, ポケットに対するスマートフォンの姿勢はほとんど変化しない.

第一の仮説より, スマートフォンをバンドなどで足に固定して設置しなくても, ポケットに収納するだけで股関節角度を測定することが可能であると言える. 第二の仮説より, スマートフォンのジャイロセンサの値は, 主に股関節の屈曲伸展方向の運動を表していると言える. 第三の仮説より, ポケットに収納したスマートフォンのジャイロセンサの値から股関節角度を算出するためのキャリブレーションを一度行えば, 以後はそのキャリブレーション結果を利用することが出来ると言える.

また, スマートフォンを利用して日常的な歩容を計測する場合, スマートフォンの日常的な利用形態に即している

ことが重要であると考えられるが, 文献 [27] によれば, 歩行中のユーザのスマートフォン収納場所としてはズボンの前ポケットが最も多いことから, 提案手法は日常的な利用形態に即していると言える. したがって, 提案手法による股関節角度測定が可能であるならば, 日常的な歩容計測の実現に大きく貢献が出来ると考えている.

提案手法の有効性を示すために, 3 つの仮説を検討する. 第一の仮説については, ズボンの種類に依存するが, 一般的なジーンズやチノパンツでは成り立つと仮定する. 第二の仮説については, 文献 [10] より, 健康者の正常な歩行においては成り立つと考えられる. 第三の仮説については, 次節で検討結果を述べる.

5. 予備実験

5.1 実験目的

本節では, 提案手法における第三の仮説について検討するための予備実験について述べる. ズボンのポケットにスマートフォンを収納し, 歩行前と歩行後で, ポケットに対するスマートフォンの姿勢がどの程度変化するかを検証する. 歩行前後で姿勢が大きく変化しないのならば, 一度キャリブレーションを行うことで, 以後はその結果を利用することが出来ると言える.

5.2 実験方法

被験者は 26-29 歳の男性 3 名で, 身長 170cm 程度で標準体型であった. 被験者はそれぞれ, ジーンズ, スポーツジャージ, チノパンツを着用した. ズボンのポケットには, 図 3 の向きでスマートフォン (Samsung Galaxy S4) を収納した. 被験者はズボンのポケットにスマートフォンを収納した後, 約 3 分間, 平坦な道の歩行や階段昇降を行った.

スマートフォンのポケット内での姿勢判定には, 3 軸加速度の値を利用し, 重力加速度とのなす角度を測定した. 歩行前の静止時の 3 軸加速度の値と, 歩行後の静止時の 3 軸加速度の値を比較することで, 歩行中にスマートフォンがポケット内で回転する角度を算出した. スマートフォンの 3 軸加速度のサンプリングレートは約 100Hz とし, 静止時の 100ms の 3 軸加速度の平均値を比較した.

表 1: 歩行前後における 3 軸加速度の値

	被験者 1	被験者 2	被験者 3
歩行前の X 軸加速度	0.77	3.21	0.80
歩行前の Y 軸加速度	9.87	9.42	9.90
歩行前の Z 軸加速度	-1.24	-0.73	-0.41
歩行後の X 軸加速度	0.51	2.57	0.40
歩行後の Y 軸加速度	9.88	9.57	9.90
歩行後の Z 軸加速度	-0.50	-0.98	-0.34

5.3 実験結果

歩行前と歩行後の静止時のスマートフォンの 3 軸加速度の値を表 1 に示す。表 1 より、歩行前と歩行後で各軸の加速度はほとんど変化しなかった。各軸の加速度の歩行前後の差を、重力加速度となす角度の差に換算すると、平均 2 度程度であった。したがって、ポケットに対するスマートフォンの姿勢は歩行中に大きく変化することはないと考えられるため、提案手法の第三の仮説は成り立つと考えられる。

6. スマートフォンによる股関節角度計測の評価実験

本説では、3 つの仮説に基づく提案手法の有効性を検証するために実施した評価実験について述べる。3 軸ジャイロセンサの値を積分して得られる 3 軸の回転角度を利用した股関節角度の算出について検討した。

6.1 実験目的

ズボンのポケットに収納したスマートフォンによる股関節角度測定手法の有効性を検証する。計測装置として、スマートフォン (Samsung Galaxy S4) および三次元動作解析装置 (アニマ社製 MA-8000) を用いる。三次元動作解析装置によって計測された股関節角度を正解データとし、スマートフォンの 3 軸ジャイロセンサによって測定された 3 軸の回転角度から股関節角度を算出する回帰式を重回帰分析によって求め、算出された決定係数の大きさおよび平均誤差から股関節角度測定手法の有効性について検討する。

6.2 実験方法

被験者は大学生 (18-22 歳) の男性 7 名、女性 7 名と高齢者 (64-80 歳) の男性 4 名、女性 4 名であった。被験者はすべて健康者であり、スポーツジャージまたはそれに準ずるズボンを着用した。ただし、各被験者のポケットの位置や形状は異なるものであった。

スマートフォンは被験者のズボンの左前ポケットに図 3 のように収納した。また、三次元動作解析装置による計測のために、被験者の左右の腸骨稜、大転子、膝関節点、足関節点、中足骨の最突部にマークを貼り付けた。スマートフォンのサンプリングレートは、約 15Hz とし、三次元動

作解析装置のサンプリングレートは 250Hz とした。スマートフォンの 3 軸ジャイロセンサの X 軸、Y 軸、Z 軸の角速度の値および三次元動作解析装置の各マーカの位置座標を記録した。

各被験者は、助走路 2m、定常歩行路 3m として、普段通りの歩き方で歩き、定常歩行路を歩行中の股関節角度を測定した。試行回数は 1 人につき 3 回とした。ただし、各被験者は測定開始前に歩行練習を数回行った。

スマートフォンによる股関節角度算出のために、スマートフォンの 3 軸ジャイロセンサから得られる 3 軸の角速度を時間積分して回転角度を算出した。回転角度変化の平滑化のために、 n 番目のサンプルの回転角度を $a(n)$ 、 n 番目のサンプル時の初期姿勢からの回転角度を $f(n)$ として、 $f(n) = 0.1 * a(n) + 0.9 * f(n-1)$ という式により回転角度を算出した。また、ジャイロセンサのドリフト誤差の影響を小さくするために、回転角度算出後に一次関数の加算減算を行い、ドリフト誤差によるピーク値のばらつきが小さくなるように補正を行った。

三次元動作解析装置による屈曲伸展方向の股関節角度の算出には、左大転子のマーカと左膝関節点のマーカを利用して、大転子部分と膝関節部分との直線が鉛直方向に対してなす角度を股関節角度とした。正確なデータであることを保証するために、三次元動作解析装置によって全てのマーカの位置が正確に認識されている期間のデータのみを利用した。股関節角度は屈曲方向を正の値とし、伸展方向を負の値とした。また、各データのサンプル間は線形補間を行った。

各被験者の股関節角度の値を 50ms ごとに抽出し、各時間における 3 軸の回転角度の値と三次元動作解析装置によって得られた股関節角度の値を比較した。被験者ごとにクロスバリデーションを行った。3 回の実験データのうち 2 回を教師データとして stepwise 法を利用した重回帰分析によって回帰式を算出し、残りの 1 回をテストデータとして扱い、各テストデータにおける自由度補正済み決定係数 (R^2) と平均二乗誤差の平方値 (RMSE) を求めた。例えば、被験者 1 において、3 回の測定データを 1-1、1-2、1-3 とおくと、1-2 と 1-3 を教師データとして 1-1 をテストデータとする場合と、1-1 と 1-3 を教師データとして 1-2 をテストデータとする場合と、1-1 と 1-2 を教師データとして 1-3 をテストデータとする場合の 3 通りの場合で、それぞれ R^2 と RMSE を求めた。

6.3 実験結果

表 2 に大学生被験者の結果を示し、表 3 に高齢者被験者の結果を示す。クロスバリデーションの結果、 R^2 は 0.7-0.9 程度、RMSE は 4-6 度程度であった。性別や年齢による測定結果の大きな違いは見られなかった。図 4 に誤差が小さかった被験者 (18, 20, 22) における三次元動作解析装置

表 2: 各テストデータにおける R^2 と RMSE (大学生)

テストデータ	R^2	RMSE (deg)
1-1	0.91	4.76
1-2	0.81	6.15
1-3	0.72	7.86
2-1	0.72	7.94
2-2	0.96	3.09
2-3	0.96	2.84
3-1	0.87	5.27
3-2	0.84	5.91
3-3	0.84	6.20
4-1	0.91	4.24
4-2	0.74	6.75
4-3	0.87	5.02
5-1	0.92	4.00
5-2	0.96	2.65
5-3	0.64	8.08
6-1	0.90	3.77
6-2	0.71	6.52
6-3	0.85	4.58
7-1	0.81	5.53
7-2	0.93	3.50
7-3	0.70	7.12
8-1	0.93	3.52
8-2	0.81	5.74
8-3	0.88	4.50
9-1	0.90	4.08
9-2	0.87	4.81
9-3	0.93	3.47
10-1	0.61	7.20
10-2	0.84	4.55
10-3	0.90	3.80
11-1	0.71	7.23
11-2	0.93	3.78
11-3	0.74	6.87
12-1	0.96	2.70
12-2	0.77	6.62
12-3	0.88	4.69
13-1	0.96	2.84
13-2	0.93	3.67
13-3	0.93	3.44
14-1	0.90	4.68
14-2	0.86	5.88
14-3	0.89	4.59

による股関節角度の測定値とスマートフォンによる股関節角度の測定値を示す。また、図 5 に誤差が大きかった被験者 (11, 16, 21) におけるそれぞれの測定値を示す。図 5 より、股関節角度の極大値および極小値で誤差が大きくなる傾向があった。

表 3: 各テストデータにおける R^2 と RMSE (高齢者)

テストデータ	R^2	RMSE (deg)
15-1	0.76	5.85
15-2	0.92	3.59
15-3	0.86	4.71
16-1	0.53	7.78
16-2	0.83	4.66
16-3	0.78	5.41
17-1	0.83	4.32
17-2	0.85	4.30
17-3	0.86	3.94
18-1	0.89	4.32
18-2	0.94	3.50
18-3	0.91	4.57
19-1	0.84	6.34
19-2	0.90	4.83
19-3	0.80	7.26
20-1	0.89	4.98
20-2	0.92	4.17
20-3	0.93	3.96
21-1	0.69	6.86
21-2	0.65	7.17
21-3	0.84	5.02
22-1	0.98	2.17
22-2	0.93	3.50
22-3	0.94	3.72

6.4 考察と今後の課題

まず、三次元動作解析装置で測定した股関節角度とスマートフォンで測定した股関節角度の誤差の原因について考察する。股関節角度の極大値および極小値に誤差が増加している傾向があるが、これは踵接地時の振動による計測誤差によるもの、または股関節角度が一定以上の大きさの時にポケットが足に追従していないことが考えられる。踵接地時のノイズ除去処理を行う場合、踵接地のタイミングを別途計測する必要があるが、これはスマートフォンの加速度センサのピーク値を利用することで検出することが可能であると考えている [16]。ポケットの追従性と誤差の関係については、ズボンの形状やポケットの位置、被験者の体型をパラメータとした実験を行うことによって検証する予定である。また、ジャイロセンサのドリフト誤差の影響も考えられるが、本実験では、計測期間が 2000-3000ms 程度と短かったことから、影響はそれほど大きくないと考えている。ただし、ジャイロセンサによる角度計測は、長時間計測するほど累積誤差が大きくなるので、長期間の測定時には一歩ごとに補正を加えるなどの処理が必要となる。

次に、本提案手法の限界について考察する。本提案手法では、股関節角度の外転内転角度と外旋内旋角度を計測することができないため、これらの角度が必要な関節疾患の診断などには十分な効果を期待できないと考えられる。ま

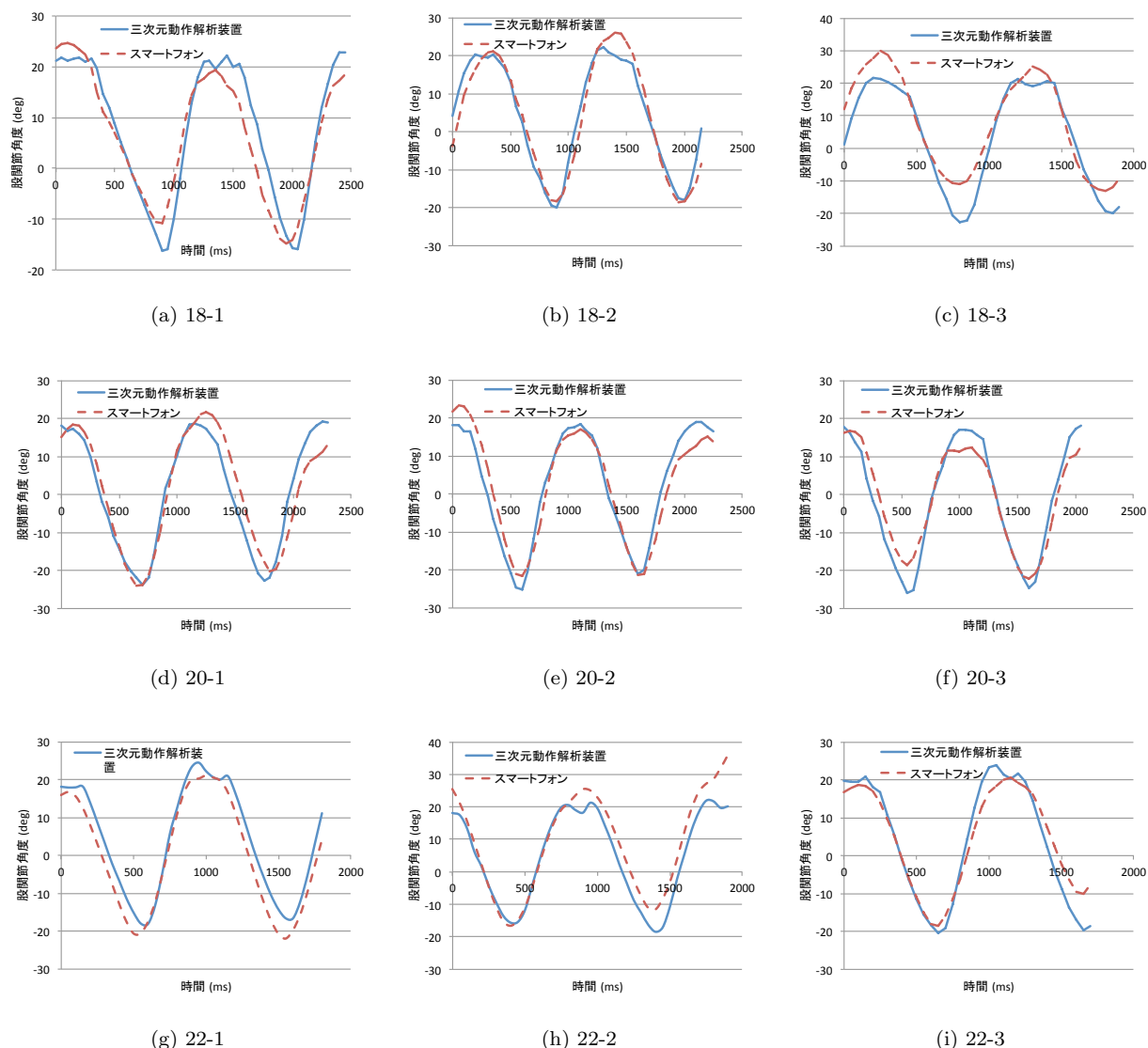


図 4: 三次元動作解析装置とスマートフォンによる股関節角度の測定値比較図（誤差が小さい被験者）

た、スマートフォンで股関節角度を測定するためには、測定開始前にキャリブレーションを行い、3軸の回転角度から股関節角度を算出するための回帰式を求めなければならない。しかし、日常生活で三次元動作解析装置を用意することは難しいため、簡易なキャリブレーション方法を考える必要がある。例えば、真っ直ぐ立っている状態と椅子に座っている状態では股関節角度が90度変化することを利用して、ポケットにスマートフォンを収納した状態で「着席」と「起立」を行うことで、簡易なキャリブレーションを行うことが可能になると思われる。今後、このような簡易なキャリブレーション方法が有効であるかを検証するための評価実験を実施する予定である。

最後に、股関節の屈曲伸張角度の活用方法について考察する。加速度センサを利用した歩容解析では、着地時の振幅の大きさを利用するが、この振幅の大きさは歩行者の歩行速度や履物、歩行路面の影響を強く受けると考えられ

る。しかし、股関節角度の大きさは、これらの要因にロバストであると考えられるため、1日の歩容変化を捉えやすいと言える。したがって、ユーザごとに長期間の股関節角度データを比較することが可能となり、股関節角度の低下から疲労度や筋力の低下を推定するなどの活用方法が考えられる。また、ユーザの動作識別において、加速度だけでは誤認識が発生しやすい「歩行時」と「階段昇降時」の識別においても、股関節角度のデータは有効であると考えられる。

7. まとめ

本研究では、三次元動作解析装置や床反力計などの大掛かりな装置を用いることなく、ユーザの日常的な歩容を計測する手法について検討している。本稿では、日常的に広く利用されているスマートフォンを用いた歩容計測手法について述べた。従来はあまり検討されてこなかった股関節

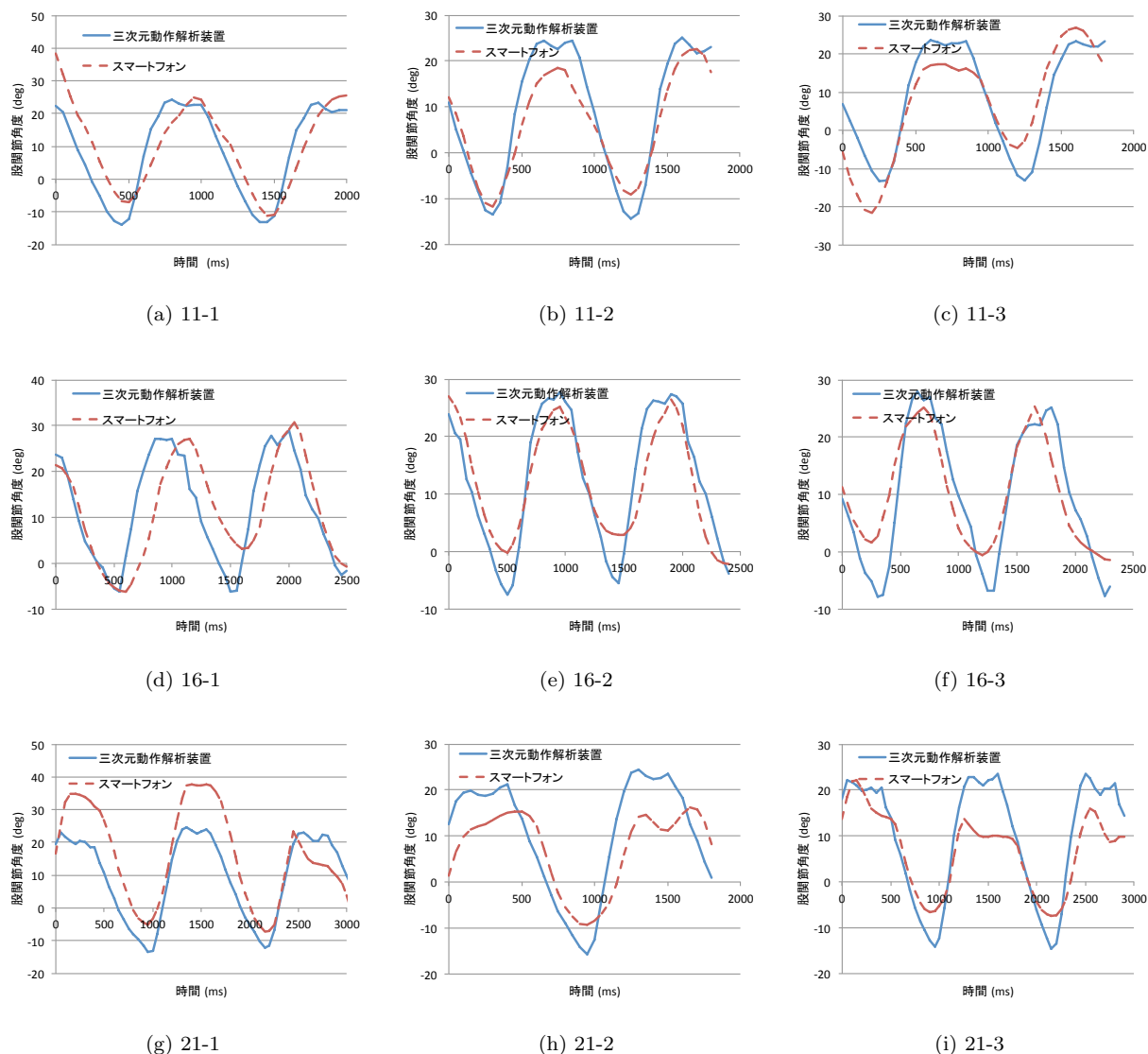


図 5: 三次元動作解析装置とスマートフォンによる股関節角度の測定値比較図（誤差が大きい被験者）

角度に着目し、ズボンのポケットに収納したスマートフォンによる股関節角度測定手法の有効性について検討した。三次元動作解析装置による測定値とズボンのポケットに収納したスマートフォンによる測定値を比較する評価実験を行ったところ、 R^2 は 0.7-0.9 程度、RMSE は 4-6 度程度であった。今後は、誤差要因の検証やキャリブレーション方法の検討、股関節角度の幅広い活用方法の検討を実施する予定である。

参考文献

- [1] 伊藤達明, 武田十季, 藪内勉, 浦哲也, 篠原章夫, 定方徹, 西口周, 山田実, 青山朋樹, 岡本和也, 吉富啓之, 伊藤宜, 小林稔. 関節リウマチ患者の日常生活情報共有システムの開発. 情報処理学会研究報告, pp. 1-8, 2012.
- [2] 岩間晴之, 村松大吾, 横原靖, 八木康史. 犯罪捜査支援のための歩容に基づく人物鑑定システム. 情報処理学会研究報告コンピュータビジョンとイメージメディア, Vol. 2013-CVIM-186, No. 3, pp. 1-10, 2013.
- [3] 松村吉浩, 廣部一彦, 西野健司, 山中裕, 中村正. 3軸加速度法による身体活動量計測. 松下電工技法, Vol. 56, No. 2, pp. 67-72, 2008.
- [4] 山田実, 上原稔章. 二重課題条件下での歩行時間は転倒の予測因子となりうる. 理学療法科学, Vol. 22, No. 4, pp. 505-509, 2007.
- [5] 西澤哲, 古名丈人, 杉浦美穂, 奥住秀之, 長崎浩, 伊東元, 藤田祐樹, 荻上真理, 上田裕. 高齢者歩行の決定要因. バイオメカニズム, Vol. 15, pp. 131-140, 2000.
- [6] 数藤恭子, 葛田聡, 飯田行恭, 高橋裕子, 大塚作一. 足圧中心の時間的な移動と空間的な移動軌跡に基づく歩行の良さの定量評価. 電子情報通信学会論文誌, D-2, Vol. J87-D-2, No. 10, pp. 1951-1962, 2004.
- [7] 福祉・介護人材確保対策について <http://www.mhlw.go.jp/seisaku/09.html>.
- [8] 新島有信, 篠原章夫, 定方徹, 田中智博. 転倒予防のためのスマートフォンを用いた歩行解析技術の検討. VR 学研報 Vol.18 CS-3, pp. 135-140, 2013.
- [9] 新島有信, 定方徹, 田中智博, 小林稔. スマートフォンを利用した歩行時の股関節角度測定手法. VR 学研報 Vol.19 CS-1, pp. 27-32, 2014.
- [10] キルステンゲッツ・ノイマン. 観察による歩行分析. 医学

- 書院, 2005.
- [11] 米川賢治, 米澤拓郎, 由良淳一, 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. 情報処理学会全国大会講演論文集, pp. 301–302, 2009.
- [12] 堀江直正, 満田隆, 川村貞夫. 足圧情報による歩行状態の推定法. 生体医工学 : 日本エム・イー学会誌, Vol. 44, No. 4, pp. 621–627, 2006.
- [13] 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.
- [14] Antonio R. Jimenez, Fernando Seco, Carlos Prieto, and Jorge Guevara. A comparison of pedestrian dead-reckoning algorithms using a low-cost mems imu. In *Proceedings of Intelligent Signal Processing*, pp. 37–42, 2009.
- [15] Kun Chan Lan and Wen Yuah Shih. Estimating step distance using simple harmonic motion. In *Proceedings of Vehicular Technology Conference*, pp. 1–5, 2012.
- [16] Martin Mladenov and Michael Mock. A step counter service for java-enabled devices using a built-in accelerometer. In *Proceedings of Context-Aware Middleware and Services*, pp. 1–5, 2009.
- [17] Yan Huang, Huiru Zheng, Chris Nugent, Paul McCullagh, Norman Black, William Burns, Mark A. Tully, and Suzanne M. McDonough. An orientation free adaptive step detection algorithm using a smart phone in physical activity monitoring. *Health and Technology*, Vol. 2, No. 4, pp. 249–258, 2012.
- [18] Agata Brajdic and Robert Harle. Walk detection and step counting on unconstrained smartphones. In *Proceedings of the 2013 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, pp. 225–234, 2013.
- [19] Melis Oner, Jeffery A. Pulcifer-Stump, Patrick Seeling, and Tolga Kaya. Towards the run and walk activity classification through step detection - an android application. In *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1980–1983, 2012.
- [20] Oscar Ambres and Gracian Trivino. Gait quality monitoring using an arbitrarily oriented smartphone. In *Proceedings of International Workshop Ambient Assisted Living and Home Care*, pp. 224–231, 2012.
- [21] 渡辺義浩, 畑中哲生, 小室孝, 石川正俊. 単一のウェアラブルカメラを用いた人間の歩行動作推定. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 17, No. 3, pp. 219–229, 2012.
- [22] Masakatsu Kourogi and Takeshi Kurata. Personal positioning based on walking locomotion analysis with self-contained sensors and a wearable camera. In *Proceedings of International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pp. 103–112, 2003.
- [23] Francesco Alonge, Elisa Cucco, and Filippo D’Ippolito. Use of accelerometers and gyros for hip and knee angle estimation. In *Proceedings of International Conference on Mechatronics and Automation*, pp. 939–944, 2013.
- [24] John Kyle P. Mueller, Boyd M. Evans, M. Nance Ericson, Ethan Farquhar, Randall Lind, Kevin Kelley, Martin Pusch, Timo von Marcard, and Jason M. Wilken. A mobile motion analysis system using inertial sensors for analysis of lower limb prosthetics. In *Proceedings of Future of Instrumentation International Workshop*, pp. 59–62, 2011.
- [25] Teunis Cloete and Cornie Scheffer. Repeatability of an off-the-shelf, full body inertial motion capture system during clinical gait analysis. In *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5125–5128, 2010.
- [26] Shigeru Tadano, Ryo Takeda, and Hiroaki Miyagawa. Three dimensional gait analysis using wearable acceleration and gyro sensors based on quaternion calculations. *Sensors*, Vol. 13, No. 7, pp. 9321–9343, 2013.
- [27] Jason Wiese, T. Scott Saponas, and A.J. Bernheim Brush. Phoneprioception: Enabling mobile phones to infer where they are kept. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 2157–2166, 2013.