

ウェアラブルデバイスによる歩行形態判別システムの提案

吉田 尚平¹ 村田 嘉利¹ 鈴木 彰真¹ 佐藤 永欣¹

概要：高齢者や足の不自由な方を中心に足のつま先や足全体を引きずりながら歩く歩行形態が見られる。このような歩行形態は、下肢筋力の低下や姿勢制御能力の低下と相関があることが示されており、転倒の危険につながる。また、理学療法士がリハビリの一つとして歩行訓練を行っているが、統一されたりハビリ指導法は確立されておらず、理学療法士個人の裁量で行っているのが現状である。そこで、本研究では、転倒の危険がある歩行形態を検出する手法を提案する。ウェアラブルデバイスを足の甲に装着し、加速度センサとジャイロセンサの値を用いて歩行形態の検出を試みた。その結果、加速度の値から歩行中か判別し、歩行中のつま先の上下方向の回転角度、かかとが地面に着地し、低屈するときの足の角速度、ケイデンスを求めることで、転倒の危険につながる歩行形態を判別できることが分かった。

Proposal of Walking Form Discernment System with Wearable Device

SHOUHEI YOSHIDA¹ YOSHITOSHI MURATA¹ AKIMASA SUZUKI¹ NOBUYOSHI SATOU¹

1. はじめに

高齢者や足の不自由な方を中心に足のつま先や足全体を引きずりながら歩く歩行形態が見られる。このような歩行形態は、下肢筋力の低下や姿勢制御能力の低下と相関が示されており、転倒の危険につながる [1][2]。また、理学療法士がリハビリの一つとして歩行訓練を行っているが、統一されたりハビリ指導法は確立されておらず、理学療法士個人の裁量で行っているのが現状である。

山岸ら [3] は、青年層の歩行や障害を持つ場合の歩行についての研究は多くの研究者たちによって進められてきているが、老人層の歩行についてはほとんど未知の分野として取り残されているとして、表面的に著明な障害を持たない老人の特異な歩行パターンについて、関連因子を明らかにしている。高齢者と青年の歩行形態を側面から撮影し、その撮影画像から、日本リハビリテーション医学会評価基準委員会などの「関節可動域表示ならびに測定法」[4]に従い足の動作の分析を行っている。その結果、老人層の下肢長が青年層に比べて 10cm 程度短いこと、筋力低下によって歩行開始時のかかとを上げる動作で地面を蹴り出す力の

減少、歩幅が短くなること、ケイデンス^{*1}が少なくなるために、歩行速度が遅くなることを示した。

斎藤ら [5] は、障害物をまたぐ際のつま先の最高到達点について高齢者と青年を比較している。高齢者は加齢に伴う下肢筋力の低下や、身体能力認識誤差の拡大により段差の高さを認識することが困難になるため、つま先の最高到達点が低くなる。特に 4cm 以上の段差ではつま先が上がらないことを確認した。それによって、高齢者に対して、自身の足を上げた高さの知覚が難しくなっていること、引き込む足が低くなるということを認識させる必要があるということを示している。

以上のことをまとめると、転倒の危険のある歩行形態として、以下のものが挙げられる。

- (ア) 地面を蹴り出す力が弱い
- (イ) つま先の最高到達点が低い
- (ウ) ケイデンスが少ない
- (エ) 引き込む足が低い
- (オ) 歩幅が短い

転倒の危険がある歩行形態を判別するためには、以上の歩行形態について調べる必要がある。

猪股ら [6] 転倒を検出するために、スマートフォンに搭

¹ 岩手県立大学
ソフトウェア情報学研究科

^{*1} 単位時間内の歩数。本論文では、一分間における歩数とする。歩行率とも言われている。

載された加速度センサ、ジャイロセンサ、気圧センサを使用し、歩行中・体の傾き・転倒状態を判断している。しかし、転びやすい歩き方をしているという判断はできない。

阿部ら [7] は、踵から着地する望ましい歩行形態と、足の不自由な方に見られる足の引き摺り歩きや爪先から着地する歩行形態の違いを、身体上の複数箇所に加速度センサとジャイロセンサを取り付けて計測し、違いが顕著に表れる箇所とその時の特徴値を示している。その結果、足の甲に加速度センサとジャイロセンサを取り付けると、歩行の特徴を認識できることが分かった。また、ウェアラブルデバイスを使って歩行状態をモニタリングし、警告を発するシステムを開発し、その有効性を示している。しかし、有用性の評価において、引き摺り歩行やつま先からの着地を健常者が試行した場合のみの評価となっており、実際に転倒の可能性があるリハビリ患者等の歩行形態については検証していない。また、つま先の角度について、加速度のみを用いて歩行形態を判断できるかについて疑問である。

また、角速度を使って歩行形態を認識する必要があるにもかかわらず、ジャイロセンサを用いて歩行形態検出を試みる例はない。

以上のことから、加速度センサとジャイロセンサを用いて歩行形態を数値化することにより、転倒の危険がある歩行を検出する手法を提案する。

そこで、本研究では、加速度センサとジャイロセンサを搭載し、軽量で安価なウェアラブルデバイスを足の甲に装着し、ウェアラブルデバイスに搭載されている加速度センサとジャイロセンサを用いて、転倒の危険がある歩行形態を検出する手法を提案する。

第2章では、各種リハビリを行っている株式会社ベターライフを訪問し、歩行リハビリ患者の歩行を、加速度センサとジャイロセンサを用いて計測し、加速度データと角速度データの特徴量を抽出した。その結果をもとに、第3章で特徴量を抽出するアルゴリズムを説明する。4章では考案したアルゴリズムを実装し、正常な歩行と各転倒危険歩行形態を健常者にしてもらい、その結果を比較した。5章では考察を行い、6章でまとめを行った。

2. 歩行形態ごとの特徴量の抽出

2.1 センサ値書き出しアプリケーションの作成

高齢者や足の不自由な方が、前述の(ア)～(オ)について、どのような歩行形態をとっているか判断するためのデータとして、山岸ら [3] や阿部ら [7]、黒住ら [8] の結果から、足の甲についての加速度、角速度を測定する必要であることがわかった。そこで、加速度センサとジャイロセンサが搭載されており、小型で安価である android wear を利用することとした。プログラム言語は Java で、具体的な端末は図1に示す SONY Smart Watch 3 を利用した。

ウェアラブルデバイスの加速度センサや角速度センサか



図1 SONY Smart Watch 3



図2 リハビリ施設で設置した PC

ら得たデータに UNIX タイムを付加したものを、40ms 間隔で出力するアプリケーションを作成した。続いて、健常者と歩行リハビリ患者の関節の動きの差を同時に確認するために、Kinect を利用した撮影も行うこととした。PC に USB を用いて Kinect を接続し、録画を行うアプリケーションを作成した。

2.2 リハビリ施設での歩行計測

2.1 で作成したアプリケーションを用いて、健常者と歩行リハビリ患者の間の、足の甲に取り付けた加速度センサと角速度センサの値の差を確認するために、各種リハビリを行っている岩手県盛岡市 株式会社ベターライフを訪問し、歩行リハビリ患者5人に対して、足の加速度と角速度の変化を測定した。

リハビリ施設内の床に貼られた線を目安にして、カメラに向かって歩行してもらった。PC は図2のように設置した。カメラは図3のように設置した。ウェアラブルデバイスは、足の甲にテープを用いて図4のように装着した。

直線に沿って歩くように依頼し、android wear のセンサ情報の記録、Kinect での録画を開始したあと、カメラに向かって歩いてもらった。1人につき、2回計測した。



図 3 リハビリ施設で設置したカメラ



図 4 歩行リハビリ患者の足の甲に取り付けたウェアラブルデバイス

2.3 調査内容の分析

計測したデータを用いて、(ア)～(オ)の歩行形態をそれぞれ判別ができるか否か検証した。

ここで、(エ)引き込む足が低いこと、(オ)歩行距離が短いことについては、下肢筋力の低下に起因することが分かっているため、(ア)地面を蹴りだす力の減少、(イ)つま先の最高到達点の低下、(ウ)ケイデンスの減少への相関があると考えた。そこで、本論文では(ア)地面を蹴りだす力、(イ)つま先の最高到達点、(ウ)ケイデンスの3つについて検証を行った。

2.3.1 (ア) 地面を蹴りだす力

山岸ら [3] によると、地面を蹴りだすときの力の強さは、かかとが地面に着地し、低屈する時点 (A 点) の足の角速度の速さに表れるとしている。そこで、A 点の角速度を、グラフを描いて確認した。角速度は、ウェアラブルデバイスに搭載されたジャイロセンサの X 軸方向の回転から見ることができ、 G_x で示されている。図 5 は健常者の 2 歩ぶんの角速度を示し、図 6 はリハビリ患者の 2 歩分の角速度を示している。カメラで撮影した動画と比較しながら確認すると、角速度のマイナスのピークのあとに低屈し始めるこ

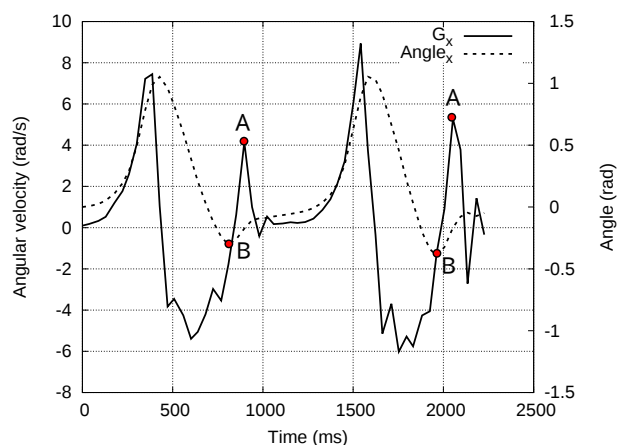


図 5 健常者の角速度と角度

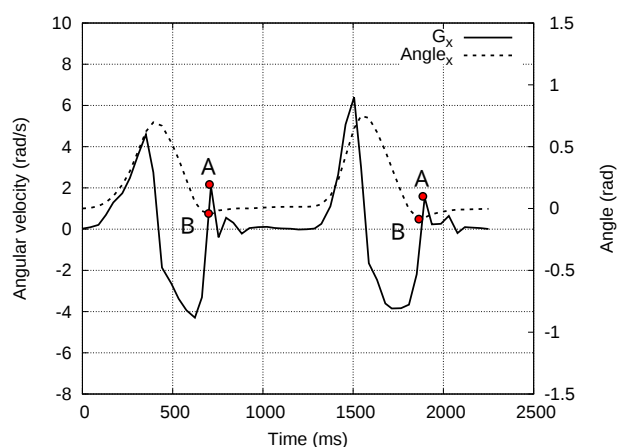


図 6 リハビリ患者の角速度と角度

表 1 角速度測定結果

被験者	平均	分散	標準偏差
健常者	4.919549	3.277836	1.81048
リハビリ患者	2.294628	2.745307	1.656877

とがわかった。そこで、マイナスのピークを過ぎたあと、静止状態へ戻るときの角速度を利用することで、(ア)地面を蹴りだす力について歩行形態を判別できると考えた。健常者とリハビリ患者の角速度を比較すると、健常者は A 点での角速度が 4(rad/s) 近くまで発生しているが、リハビリ患者は A 点での角速度は 2(rad/s) しか発生していないことがわかる。ここで、健常者 5 人とリハビリ患者 5 人の差を確認するために、A 点の角速度の平均、分散、標準偏差を求めた。その結果を表 1 に示す。健常者とリハビリ患者の A 点での角速度を比べると、健常者は、リハビリ患者より平均で 2.5(rad/s) 以上速く低屈していることがわかった。この結果から、リハビリ患者は、健常者と比べて転倒しやすい歩行形態をとっているということがわかった。この提案手法を利用して、転倒の危険がある歩行を検出した場合アラートを出したり、リハビリの進行度を記録するために利用できると考えられる。

表 2 角度測定結果

被験者	平均	分散	標準偏差
健常者	-0.3121342	0.019956056	0.141265905
リハビリ患者	-0.13406	0.019762	0.140577

2.3.2 (イ) つま先の最高到達点

つま先の最高到達点が最も高くなる状態は、歩行中、背屈の角度が最大になる点 (B 点) であることは明らかである。そこで、B 点の角度を計算するために、ウェアラブルデバイスに搭載されているジャイロセンサの角速度を利用した。センサから得られた角速度の前後 1 サンプル、合計 3 サンプルを平均した値を使用し、計算を行う。角度計算開始時のウェアラブルデバイスの X 軸方向の回転角度を $0[\text{rad}]$ 、サンプル数 $n+1$ のとき、サンプル n のウェアラブルデバイスの X 軸方向への角速度 $G_{xn}(\text{rad/s})$ 、 n サンプル間の間隔 $t(\text{ms})$ とすると、 n サンプル目のウェアラブルデバイスの X 軸方向の角度 $Angle_x n(\text{rad})$ は、式 (1) で表される。

$$Angle_{xn} = Angle_{xn-1} + \frac{G_{xn-1} + G_{xn} + G_{xn+1}}{3} \times \frac{t_n}{1000} \quad (1)$$

式 (1) を $Angle_x$ として実際にグラフ描画して (イ) つま先の最高到達点が測定可能か確認する。図 5 は健常者の 2 歩分の角度を示し、図 6 はリハビリ患者の 2 歩分の角度を示している。B 点は、背屈の角度が最大になる点であるので、マイナスのピークが一步あたりのつま先の最高到達点である。したがって、マイナスのピークを確認すれば、(イ) つま先の最高到達点の測定が可能である。ここで、健常者 5 人とリハビリ患者 5 人の差を確認するために、A 点の角度の平均、分散、標準偏差を求めた。その結果を表 2 に示す。健常者とリハビリ患者の B 点での角度を比べると、健常者は、リハビリ患者より平均で $0.17(\text{rad})$ 以上背屈していることがわかった。この結果から、健常者は十分に背屈をして歩いていることがわかるが、リハビリ患者は背屈が少なく、転倒の危険がある歩き方をしているといえる。

2.3.3 (ウ) ケイデンス

カメラの映像と加速度の値の変化から、ケイデンスを計算した。その結果を表 3 に示す。本論文では、片足のみを見ていることから、両足のケイデンスよりも 0.5% ほど小さくなっている。これを見ると、健常者よりもリハビリ患者のほうがケイデンスが高くなっている。これは、リハビリ患者の歩幅が短くなっていることが原因であると考えられる。しかし、訪問したリハビリ施設の患者は健常者に近いケイデンスで歩行できていることがわかる。ケイデンスは、一步ごとの時間の間隔を見ることで計測することができると考えられる。そこで、一步の歩行を切り出すことができれば、ケイデンスを測定可能である。歩行中は加速度が一定以上発生しているため、これを利用して一步を切り出すことができる。

以上から、(ア)～(ウ) について、足の甲に取り付けたウェ

表 3 ケイデンス測定結果

被験者	平均	分散	標準偏差
健常者	46.35946	25.19103	5.019067
リハビリ患者	49.02117	38.94651	6.240714

アラブルデバイスで転倒の危険がある歩行形態を判別できる可能性が示された。

3. 特徴抽出アルゴリズム

2.3 で分析した結果から、実際にウェアラブルデバイスで計測を行う手法を提案する。

3.1 (ア) 地面を蹴りだす力

2.3.1 では、角速度のマイナスのピークのあとに低屈し始めることがわかった。そこで、マイナスのピークを過ぎたあと、静止状態へ戻るときの最高角速度を求める必要がある。そこで、3.2 で求めるつま先の最高到達点より後に発生する角速度が最大になる点を見つけることで計測を行う。

3.2 (イ) つま先の最高到達点

つま先の最高到達点を求めるために、正確な角度を計算できる必要がある。式 (1) によって角度が正しく計算されるか確認するために、図 7 に示されるような、図新渦精機のスラントルールを用いて検証した。ウェアラブルデバイスを水平に配置し、その角度を基準点としたあと、スラントルールの目盛りに合わせて X 軸方向の回転を行う。10 度ステップで実験を行い、足の可動域を含む $-50 \sim 50(\text{deg})$ の範囲 [4] について、角度を計測できるか確認した。各角度について、計測回数 $n = 5$ とし、分散と標準偏差の計算を行った。その結果を表 4 に示す。ウェアラブルデバイスを $0(\text{deg})$ に固定して静止させたとき、計算される値が $0.2(\text{deg/s})$ 程度の値が上昇していく現象が見られたが、これはジャイロセンサのノイズによるドリフトによるものと考えられ、本論文では歩行の都度に初期化を行うことや、一步の歩行に 2 秒以上かかる場合は少ないため、無視できる誤差と考える。この手法により、 $\pm 2(\text{deg})$ 以内の精度での計測が期待できることが分かった。また、この手法では、初期化を行った時点の端末の角度を 0 として計算を始めるため、実際に足の甲に取り付けると、水平からの傾きにはならない。足や靴の形によって、角度に差が出てしまい、比較できない可能性がある。そこで、加速度を用いて、足の角度に合わせた初期化を行う手法を提案する。図 8 のように足に装着した上で静止してもらい、静止時の足の水平からの角度 $\theta_0[\text{rad}]$ 、ウェアラブルデバイスの Y 軸方向への重力加速度を含めた加速度 $Gravity_y[m/s^2]$ とすると、加速度センサでは重力加速度が常に観測されることを利用して、 θ_0 は式 (2) で計算することができる。

$$\theta_0 = \arcsin\left(\frac{Gravity_y}{9.8}\right) \quad (2)$$

表 4 ウェアラブルデバイス角度測定検証結果

角度 (deg)	平均	分散	標準偏差
50	49.00366	0.201631	0.449033
40	39.17087	0.549340	0.741213
30	28.92034	0.264429	0.514227
20	19.57844	0.39339	0.627208
10	9.207534	0.340454	0.583484
0	0.212918	0.023353	0.152818
-10	-9.72192	0.340454	0.583484
-20	-19.4656	0.116511	0.341338
-30	-30.7049	0.317545	0.563511
-40	-40.5677	0.173243	0.416225
-50	-50.5412	0.284713	0.533585



図 7 図新潟精機のスラントルール

この値を用いて、ジャイロセンサで角度を求める際の初期化を行う。

つま先の最高到達点は、ウェアラブルデバイスの X 軸の角度が最低になる点である。そこで、X 軸の角度のピークを求めることによって、つま先の最高到達点の計測を行う。

3.3 (ウ) ケイデンス

測定を開始してから n 歩目の歩き始めた時間 $t_{startn}(\text{ms})$ とすると、 $Cadence(\text{steps/m})$ は、式 (3) で表される。1 歩ごとに計算を行うことで、ケイデンスを計測する。

$$Cadence = \frac{1000 \times 60}{t_{startn-1} - t_{startn}} \quad (3)$$

3.4 一歩判定アルゴリズム

(ア)～(ウ) すべてについて、一歩ごとの計測を行う必要があり、ウェアラブルデバイスで計測されるデータを一歩ごとに切り出さなければいけない。そこで、一歩判定アルゴリズムを示す。X 軸、Y 軸、Z 軸の 3 軸を合成した加速度 $Acceleration(\text{m/s}^2)$ を利用して計算を行う。ここでは、時刻の計算のために、UNIX タイムを用いる。歩行中は $Acceleration > 1$ であることがわかったため、それをしきい値として、 $Acceleration > 1$ となった瞬間を歩行開始時刻 $t_{start}(\text{ms})$ とする。また、一歩の動作が終了して反対の足を動かしている間、 $Acceleration < 1$ の状態が 200ms 以上継続することから、 $Acceleration < 1$ となった時刻 $t_0(\text{ms})$ 、現在の時刻 $t_c(\text{ms})$ とすると、 $(t_c - t_0) > 200$ になった瞬間を歩行終了時刻 $t_{end}(\text{ms})$ とする。このしきい値は、健常者



図 8 ウェアラブルデバイスの装着方法

とリハビリ患者の歩行時の加速度から決定したが、これよりも極端に歩行スピードが遅い歩き方をする場合、移動中であっても、歩行終了と判定されてしまうことが考えられる。そこで、実装ではリハビリ患者に合わせて移動状態判定のしきい値を変更できるようにする必要がある。

本論文では、角度を計算するために積分を用いているが、ウェアラブルデバイスのジャイロセンサや加速度センサのノイズにより、計算される値のドリフトが発生する可能性がある。そこで、 $t_{end} < t_c < t_{start}$ のとき、ジャイロセンサを用いた角度計算アルゴリズムの初期化を行うこととする。

4. 歩行形態判別手法評価実験

ウェアラブルデバイスのひとつである android wear 上に、3 で提案したアルゴリズムを実装した。使用した機材は SONY SmartWatch3 である。ウェアラブルデバイスは、図 8 のように足の甲に設置する。足の甲に固定するために、ベルクロテープを使用した。

(ア)～(ウ) について、転倒に繋がる歩行形態が認識できるかどうか確認するために、健常者 10 人に対して通常通り歩くことを指示し、そのスコアを計測した。その後、(ア)～(ウ) を再現するような歩行を説明し、それを意識した歩行をしてもらった。

4.1 (ア) 蹴りだしの力

健常者の正常な歩行と、蹴りだす足を脱力した歩行をしたときの、かかとが地面に着き低屈するときの角速度を比較した。その結果を表 5 に示す。この表を見ると、正しい歩行の平均値と転倒危険歩行の平均値の間に $7(\text{rad/s})$ 以上の差があることがわかった。そこで、蹴りだす足の強さはかかとが地面に着き低屈するときの角速度に現れることが示された。さらに、転倒危険歩行の判別のために、蹴りだす足の強さを数値化することの有用性が示された。

表 5 角速度測定検証結果

歩行形態	平均	標準偏差
正しい歩行	10.59728	4.333254
転倒危険歩行	3.305386	3.016198

表 6 つま先の最高到達点測定検証結果

歩行形態	平均	標準偏差
正しい歩行	-0.612332	0.194359
転倒危険歩行	-0.14507	0.08043

表 7 ケイデンス測定検証結果

歩行形態	平均	標準偏差
正しい歩行	10.59728	4.333254
転倒危険歩行	3.305386	3.016198

4.2 (イ) つま先の最高到達点

健常者の正常な歩行と、つま先を上げない歩行を比較した。その結果を表 6 に示す。この表を見ると、正しい歩行の平均値と転倒危険歩行の平均値の間に 0.19(rad) 以上の差があることがわかった。そこで、転倒危険歩行の判別のために、歩行中のつま先を上げる角度を数値化することの有用性が示された。

4.3 (ウ) ケイデンス

健常者の正常な歩行と、一步に時間をかけて歩くよう意識した歩行について、ケイデンスを比較した。その結果を表 7 に示す。この表を見ると、正しい歩行の平均値と転倒危険歩行の平均値の間に 7(steps/m) 以上の差があることがわかった。そこで、転倒危険歩行の判別のために、ケイデンスを数値化することの有用性が示された。また、一步に時間をかけて歩くことで、一步で歩く距離が短くなることが分かった。

5. 考察

以上の結果から、ウェアラブルデバイスを足の甲に装着することによって、(ア)、(イ)、(ウ)について、それぞれの転倒の危険がある歩行形態を計測し、定量的に判断することが可能であると示された。

提案手法を実装したウェアラブルデバイスを理学療法士やリハビリ患者に利用してもらい、評価を得る必要があると考えている。

この発展として、計測した値が健常者の平均値を大幅に下回っている場合に、「つま先を上げて歩きましょう」、「蹴りだす力を意識しましょう」、「もう少し速めに歩きましょう」など、リアルタイムにアドバイスをを行うことができるようになると考えられる。さらに、理学療法士が歩行のリハビリを行うとき、個人の歩行の改善度を測るために使用できると考えられる。歩行の改善点を説明して、歩行形態が改善するか確認するために、健常者 5 人に対して、普段と同じように 20 歩を歩行するように指示し、その結果

表 8 ウェアラブルデバイス角度測定検証結果

被験者	通常歩行	つま先を上げる意識をした歩行
健常者 A	-0.716308	-0.786761
健常者 B	-0.497404	-0.774476
健常者 C	-0.329178	-0.437242
健常者 D	-0.605571	-0.738862
健常者 E	-0.439545	-0.788358

を確認した。その後、同じ人につま先を高めにして 20 歩歩くことを指示し、普段の歩き方と比較をして、つま先を上げる意識をすることでどれほど変化が起こるかを確認した。その結果を、表 8 に示す。これを見ると、通常通りに歩いた時よりも、つま先を上げることを意識をした歩行のほうが、背屈の角度が大きくなることがわかった。この結果から、背屈の角度を計測できることが、高齢者や歩行リハビリ患者に対して、つま先が低くなっていて転倒に繋がる歩行形態をとっていることを定量的に判断する材料になると考える。さらに、表 2 で示された健常者の背屈の平均角度と比較して大きく下回っているとき、転倒の危険があることを知らせ、つま先を上げて歩くようアドバイスする音声を再生するなど、転倒防止につなげる様々なことが考えられる。つま先を上げることについてだけではなく、蹴りだしの力を高める、歩行時間を短くすることを意識させることで、同様に、歩行形態が改善することが予想される。

6. おわりに

高齢者や足の不自由な方を中心に足のつま先や足全体を引きずりながら歩く歩行形態が見られる。このような歩行形態は、下肢筋力の低下や姿勢制御能力の低下と相関が示されており、転倒の危険につながる。また、理学療法士がリハビリの一つとして歩行訓練を行っているが、リハビリの効果を測る方法が無く、個人の裁量で行っているのが現状である。関連研究から、(ア) 地面を蹴りだす力が弱い、(イ) つま先の最高到達点が低い、(ウ) ケイデンスが少ない、(エ) 引き込む足が低い、(オ) step length が短い、という 5 つの歩行形態が転倒に繋がることがわかった。そこで本研究では、足の甲にウェアラブルデバイスを装着し、ウェアラブルデバイスに内蔵された加速度センサとジャイロセンサを用いてこれらの歩行形態を計測できないか確認した。健常者と歩行リハビリ患者の間の、足の甲に取り付けた加速度センサと角速度センサの値の差を確認するために、歩行リハビリを行っている、岩手県盛岡市 株式会社ベターライフを訪問し、歩行リハビリ患者 5 人に対して、足の加速度と角速度の動きを測定した。その結果、(ア) について、地面を蹴りだす力がかかるとから着地するときの低屈する足の角速度の速さに現れることから、その加速度をウェアラブルデバイスのジャイロセンサを用いて測定可能であることを示した。(イ) について、つま先の到達点が最も高くな

るのは背屈する足の角度が最大になる点であり、その点の角度をウェアラブルデバイスのジャイロセンサを用いて測定可能であることを示した。(ウ)について、ウェアラブルデバイスの加速度センサを用いて一步の歩行時間を判断し、ケイデンスを求めることができることを示した。以上の結果から、(ア)、(イ)、(ウ)について、転倒の危険がある歩行形態をウェアラブルデバイスを用いて定量的に計測することが可能であると示された。

参考文献

- [1] 平瀬 達哉, 井口 茂, 他 「高齢者におけるバランス能力と下肢筋力との関連性について 一性差・年齢・労研式活動能力指標別での検討」, 理学療法科学, 23 (5) : 641-646, 2008.
- [2] 木藤 伸宏, 井原 秀俊, 「高齢者の転倒予防としての足指トレーニング効果」, The Journal of Japanese Physical Therapy Association, 28(7), 313-319, 2001.
- [3] 山岸 豪, 徳田 哲男, 「老人歩行-光学的分析によるリハビリテーション医学」, 日本リハビリテーション医学会誌 12(2), 97-104, 1975.
- [4] 日本リハビリテーション医学会評価基準委員会, 他「関節可動域表示ならびに測定法」, 日本リハビリテーション医学会誌, 11(2), 127-132, 1974
- [5] 斎藤 誠二, 村木 里志, 「高齢者の障害物またぎ動作における足の軌跡と位置知覚に関する研究」, 人間工学, The Japanese journal of ergonomics 46(2), 172-179, 2010.
- [6] 猪股史也, 諏訪敬祐, 「スマートフォンを利用した転倒検知率向上に関する研究」, 情報処理学会 第 78 回全国大会講演論文集, 1V-06, 2015.
- [7] 阿部一希, 村田嘉利, 鈴木彰真, 佐藤永欣, 「Wearable device による歩行状態検知システムの提案」, 情報処理学会 第 78 回全国大会講演論文集, 6ZB-04, 2016.
- [8] 黒住 亮太, 他, 「三軸加速度センサを用いた詳細歩行能力解析と歩行移動支援の検討ー安全・安心な移動支援システムー」, バイオエンジニアリング講演会講演論文集 2012(24), "7B14-1"- "7B14-2", 2012.