

ウェアラブルセンサを用いた足首軌道推定と歩行分析システム

○堀 宏有¹, 廣部 祐樹^{1,3}, 織茂 智之^{2,3}, 沢田 裕之², 稲葉 彰², 三宅 美博^{1,3}

Gait Analysis System Based on Ankle's Trajectory Estimation

Using a Wearable Sensor

○Koyu Hori¹, Yuki Hirobe^{1,3}, Satoshi Orimo^{2,3}, Hiroyuki Sawada², Akira Inaba², Yoshihiro Miyake^{1,3}

Abstract: In the aging society, it is important to measure and analyze gait in our daily life. Especially, analyzing gait trajectories is supposed to be effective. So, we propose the gait analysis system based on ankle's trajectories estimated using an accelerometer and a gyroscope. And we conducted an evaluation experiment targeted at healthy persons and patients with Parkinson's disease. As a result, the various features extracted from gait trajectories were significantly different between two groups. It indicates that the proposal system has an ability to evaluate the gait of patients with Parkinson's disease.

Keywords: Gait analysis, Wearable sensor,

1 はじめに

高齢化が進む現在、歩行に関する研究は注目を集めている。特に、高齢者の健康管理や歩行障害を有する疾病の診断支援において歩行分析が有用であることは明らかである。そこで、歩行を日常的かつ定量的に計測・分析するシステムが求められている。ここで、歩行に対する影響は足の動きに現れることから、足がどのように動いたかを表す軌道の分析は効果的であると考えられる。

先行研究では、様々なセンサを用いて歩行時の軌道推定を行っている[1,2]。例として、モーションキャプチャシステムが挙げられる [2]。しかし、限られた空間でしか測定ができないという短所がある。一方、慣性センサは安価で場所を限定しないという利点がある。慣性センサを用いた研究のひとつに、計測されたデータから2次元軌道を推定することで歩行の分析を行ったものがある[3]。

推定された軌道はさまざまな情報を含んでいるが、先行研究では未だにその意味を理解するには至っていない。

さらに、計測環境が病院や研究所に限定されており、使用者による装着誤差が考慮されていない。そこで、本研究は日常生活の中で計測する際に発生する問題を考慮して軌道を推定すること、さらにその意味を理解して歩行支援へと応用することを目的としている。

そのためには、まず、キャリブレーションを行わずに装着誤差を吸収する推定法が必要である。さらに、ウェアラブルセンサの情報から歩行の3次元軌道を高い精度で推定することも必要になる。そこで、我々は歩行時の軌道を推定する新たなアルゴリズムを開発した。そして、軌道から様々な特徴量を抽出し、特徴ベクトルとして定義することで、歩行を定量的に評価するシステムを構築した。最後に、歩行障害を有する疾病の歩行を分析することで、我々が提案するシステムの有効性を評価した。

2 足首軌道推定システム

2.1 システム構成

軌道推定システムは、Fig.1のように計測用のウェアラブルセンサとスマートフォン、分析用のパソコンから構成される。まず、センサを両足首に装着して歩行運動を計測する。そのデータは逐次 Bluetooth を介してスマートフォン(TORQUE G01 KYY24, 京セラ)へ送信される。計測後、そのデータをパソコンへ転送し、オフラインで軌道推定を行った。

1. 東京工業大学, Tokyo Institute of Technology

2. 公立学校共済組合 関東中央病院,

Kanto Central Hospital of the Mutual Aid

Association of Public School Teachers

3. JST CREST

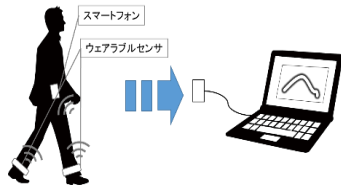


Fig.1 System Configuration

本研究では、3軸加速度、3軸角速度を計測できるウェアラブルセンサ(TSND121,ATR-Promotions, Fig.2(a))を Fig.2(b)のようにバンドで足首の外側に固定して使用した。この状態でのセンサの計測座標系は、鉛直方向がX、進行方向がY、側面方向がZである。今回、加速度、角速度の計測レンジをそれぞれ±8G、±1000dps、サンプリング周波数を100Hzとして使用した。



Fig.2 Sensor Device

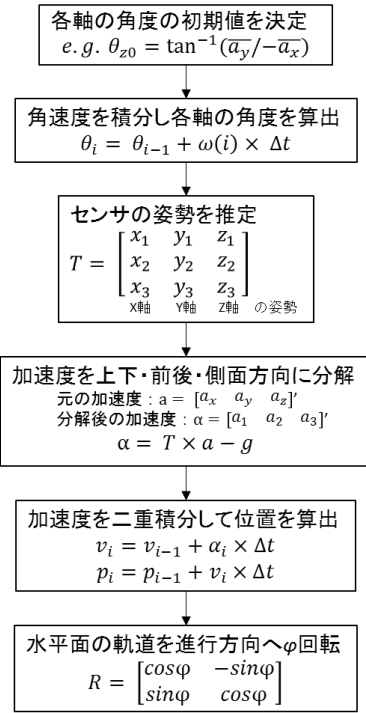


Fig.4 Flow of Trajectory Estimation

2.2 軌道推定アルゴリズム

本稿において提案する新たな軌道推定法は、連続歩行データの周期ごとへの分割と、各周期における軌道推定の2段階に分けられる。それぞれの詳細を以下に示す。

2.2.1 周期分割

歩行は周期運動であるため、センサより取得した歩行データは周期的なパターンを示す。そこで、計測されたデータを1周期ずつに分割した。このために、Z軸の角速度データを Fig.3 の矢印の点において分割した。分割点は足が接地した安定状態であり、なおかつ角速度が0に近い点である。これにより、積分時の初期値の仮定が容易となる。

歩行を1周期ごとに分割することで、加速度や角速度を積分する際の累積誤差を低減できる。さらに、各周期の特徴量を効率的に抽出することができる。こうして分割された周期ごとに Fig.4 の流れで軌道を推定し、その詳細を次節に示す。

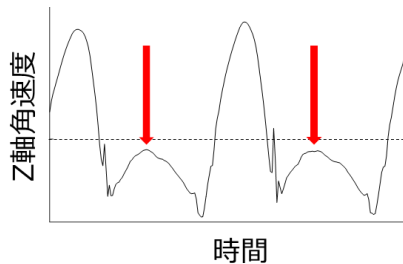


Fig.3 Stride Division in Z-axis Angular Velocity

2.2.2 歩行軌道の推定

歩行時に脚は回転運動を伴うため、軌道を求める際に、センサの姿勢を推定する必要がある。まず、(1)式のように角速度を積分することで各軸まわりの角度を算出した。

$$\theta_{s,i} = \theta_{s,i-1} + \omega_i \times \Delta t \quad s = (X, Y, Z) \quad (1)$$

だが、積分時の角度の初期値を設定しなければならない。そこで、各周期の始点の前後5点、計11点の加速度データの移動平均をとることで定常成分、つまり重力成分を取り出し、Y、Z軸の初期角度を推定する。たとえば、Fig.5のようにZ軸の初期角度が $\theta_{z,0}$ であったとすると、 θ はX、Y軸の平滑化後の加速度 \overline{a}_x 、 \overline{a}_y を用いて(2)式のように求めることができる。X軸においては初期角度を 0° と仮定し、後に補正する。

$$\theta_{z,0} = \tan^{-1}(\overline{a}_y / -\overline{a}_x) \quad (2)$$

上記により算出された角度データからセンサの姿勢を表す行列Tを算出する。

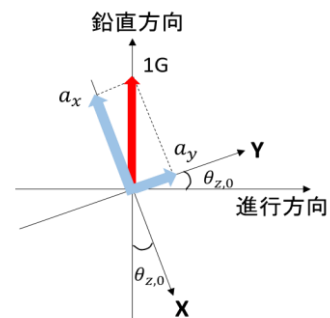


Fig.5 Estimation of the Initial Angle in Z-axis

次に、各時刻において(3)式を用い、加速度を進行方向、鉛直方向、側面方向に分解する。ただし、 \mathbf{a} は変換前の加速度ベクトル、 \mathbf{g} は重力加速度ベクトルである。

$$\alpha = T \times \mathbf{a} - \mathbf{g} \quad (3)$$

そして、(4),(5)式のように二重積分を行い、位置を求めた。ただし、積分時の初期値は速度、位置ともに0とした。なぜなら、初期状態において足首は接地状態であるため、運動をしていないと仮定しているからである。

$$\mathbf{v}_i = \mathbf{v}_{i-1} + \alpha_i \times \Delta t \quad (4)$$

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{p}_{i-1} + \mathbf{v}_i \times \Delta t \quad (5)$$

最後に、X 軸角度の初期値の補正を補正しなければならぬ。Fig.6 のように、計算上の軌道は進行方向から初期値の分だけ傾いている。そこで、軌道を回転することで補正を行う。これにより、3次元で足首軌道を推定することができる。

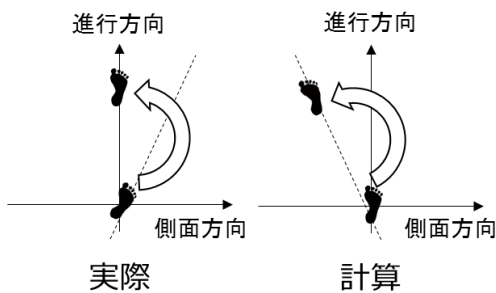


Fig.6 Modification of the Initial Angle in X-axis

また、積分による累積誤差を考慮しなければならない。そこで、角度、速度、位置を積分して求める際に、各周期の始点と終点の両方向から積分して得られた2つの波形について、始点・終点からの距離に応じた重みを(6)、(7)式のようにとり、(8)式のように加重平均をとった。ただし、 i , T は各周期における添え字、サンプル数を示し、本研究ではパラメータ m を 0.1 とした。また、逆方向から積分する際にも初期値を設定しなければならない。そこで、速度、位置については同様に0とし、角度の初期値は次の周期の始点の角度と同一にした。

$$w_1 = 1 - w_2 \quad (5)$$

$$w_2 = \frac{1}{1 + \exp\{-m(i - T/2)\}} \quad (6)$$

$$\mathbf{V} = w_1 \times \mathbf{V}_{for} + w_2 \times \mathbf{V}_{back} \quad (7)$$

以上の手法により推定された軌道の一例を Fig.7 に示す。

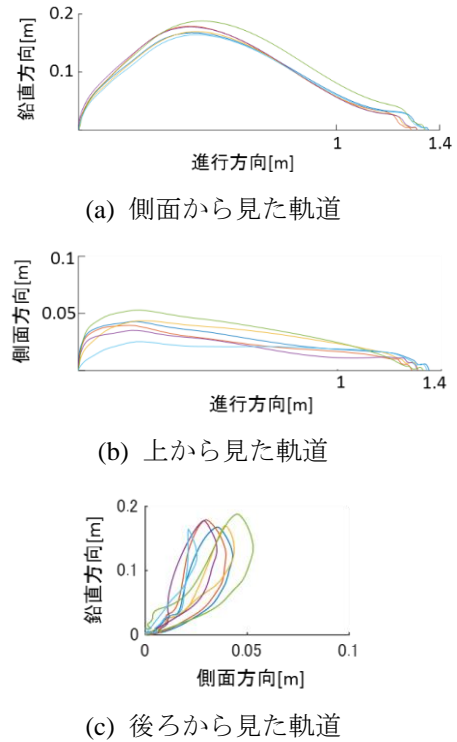


Fig.7 Three Dimensional Trajectories

2.3 推定精度の評価実験

提案手法の有効性を評価するために、モーションキャプチャシステムを用いて計測結果を比較することで、軌道の推定誤差を算出した。以下に、実験方法とその結果を示す。

2.3.1 方法

まず、モーションキャプチャシステム (Nobby Tech, VENUS 3D, 日本) を Fig.8 のように水平な廊下に設置した。計測範囲は約 4 m × 2m である。



Fig.8 Experimental Environment

本実験は、若年健常者 1 名を対象に行った。まず、被験者は 2.3 節のようにセンサを装着し、さらに、その中心にモーションキャプ用の反射マーカーをつけることで、センサと同位置における歩行の軌道を計測した。計測範囲内で片足 3 歩ずつの計 6 歩分の歩行を 1 試行とし、合計で 20 試行を行った。

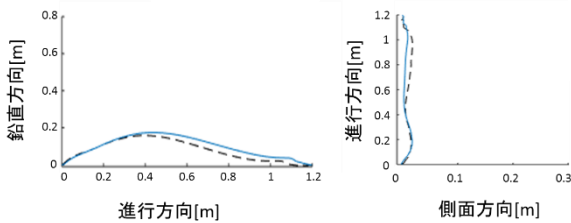
2.3.2 評価方法

次に、センサから推定された軌道の誤差評価について

て述べる。本実験では、左右の足それぞれにおいて2歩目のみを用い、合計40歩分を検証した。その後、代表的な特徴量として、歩幅、最高点の高さ、側面方向の最大値を各試行について抽出し、それぞれについて平均誤差 (ME) と平均絶対誤差 (MAE) を算出した。

2.3.3 結果

実験で行った20試行の中で、センサの不具合により1回目が計測できなかったため、残りの19試行の計38歩分で評価を行った。まず、推定された3次元軌道の一例を Fig.10 に2次元の2平面に分けて実線で示す。さらにモーションキャプチャによって計測された軌道も点線で示す。次に、算出された誤差を Table1 に示す。比較のため、モーションキャプチャとセンサから算出された各特徴量の平均値を Table2 に示す。それぞれの MAE を検証すると、ストライド幅は 6.73cm, 最高点の高さは 1.67cm, 側面方向最大値は 1.84cm であった。



(a)側面から見た軌道 (b)上から見た軌道
Fig.10 Estimated Gait Trajectory

	ME(m)	MAE(m)
ストライド幅	-2.82×10^{-2}	6.73×10^{-2}
最高点の高さ	5.25×10^{-3}	1.67×10^{-2}
側面方向最大値	1.79×10^{-2}	1.84×10^{-2}

Table1 Error of Gait Features

	ME(m)	MAE(m)
ストライド幅	1.20	1.18
最高点の高さ	1.50×10^{-1}	1.55×10^{-1}
側面方向最大値	2.02×10^{-2}	3.81×10^{-2}

Table2 Mean Feature Values in Each Measurement

3 歩行分析システム

2章で述べた軌道推定システムにより、歩行時の足首軌道が推定される。そして、推定された軌道から様々な特徴量を抽出することで歩行を定量的に評価することが可能となる。そこで、抽出した特徴量とその有効性を評価するための実験を以下に示す。

3.1 特徴量の抽出

歩行時の足首軌道はさまざまな情報を含んでいる。

例として、歩行周期(sec)や支持期の時間(sec)のような時間情報、ストライド幅(m)や足の持ち上げ量(m)などの軌道情報、各方向における平均速度(m/sec)のような運動情報が挙げられる。また、軌道から得られる情報として、Fig.11 のように最高点に達するまでの進行方向と鉛直方向の変位の比をx/yと定義した。そして、各特徴量において左右それぞれの平均値と変動係数 (CV), その左右差と左右比を算出した。以上の指標を用いて、歩行分析を行う。

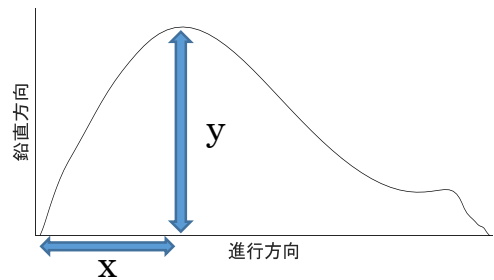


Fig.11 A New Feature From Gait Trajectories

3.2 評価実験

歩行分析システムに向けての有効性を示すために、歩行障害を有する患者と健常高齢者を対象に、足首軌道にどのような差が見られるか検証した。

3.2.1 方法

本実験は、歩行障害を有するパーキンソン病(PD)患者と健常高齢者を対象に行った。Table3 に参加者の人数と年齢を示す。参加者には、2.1 節に示す装置を装着し、水平な直進の廊下を約1分間歩行してもらった。歩き始めと歩き終わりの5周期を除いて、始めの30周期分について分析を行った。その後、抽出された各指標について、患者群と対照群の2群に対してt検定を行った。本実験では、有意水準を5%とした。

	PD	健常高齢者
人数	57	24
年齢	72.7±9.4	70.7±3.8
男:女	26:31	12:12

Table3 Participants Data

3.2.2 結果

まず、それぞれの群において、推定された足首軌道の一例を Fig.12 に示す。次に、抽出された様々な特徴量において有意差が確認されたが、代表的な一例を Fig.13 に示す。

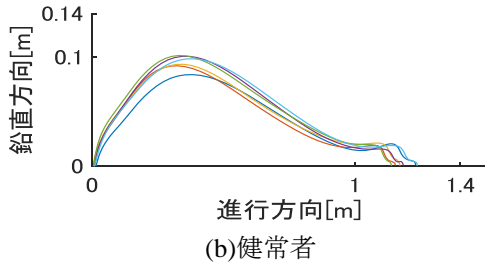
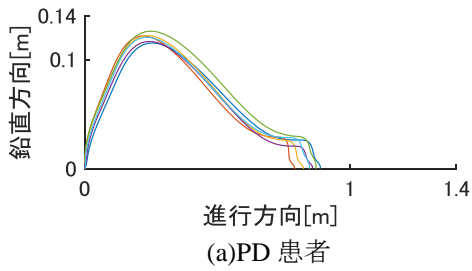


Fig.12 Ankle's Trajectories

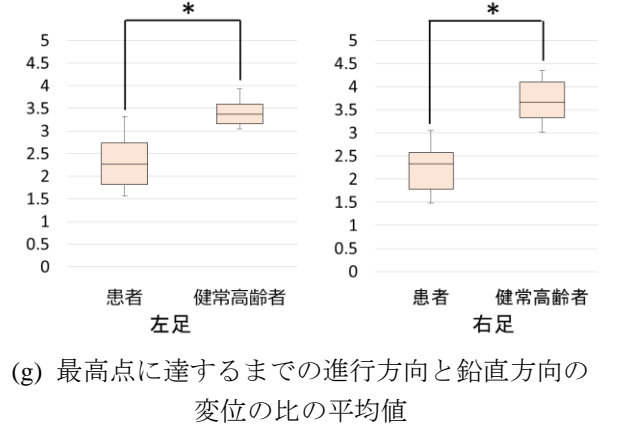
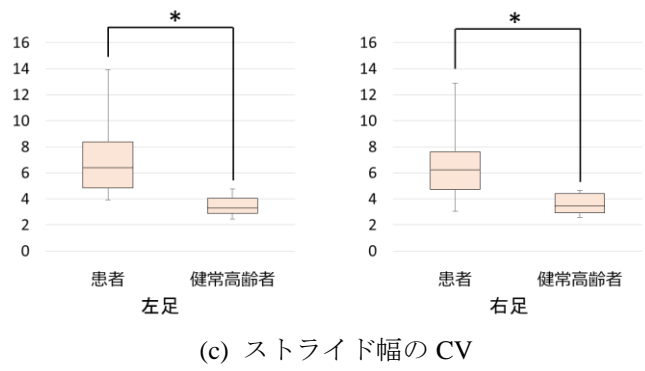
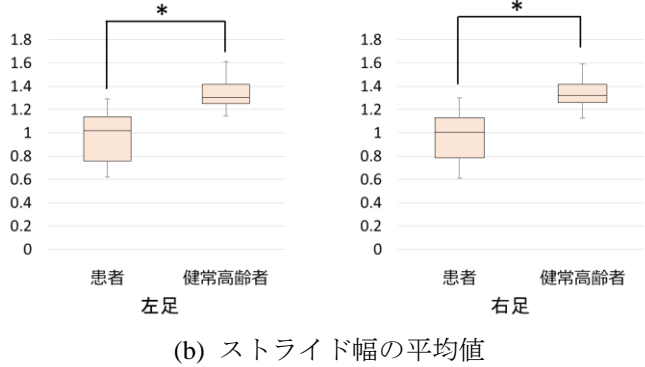
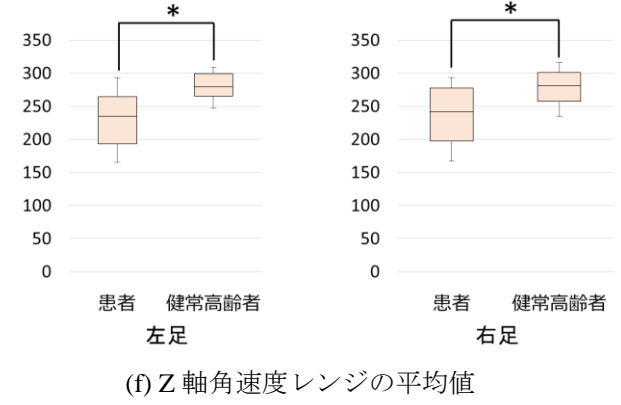
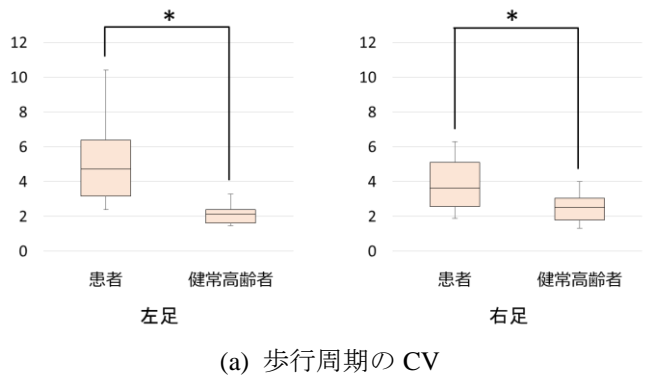
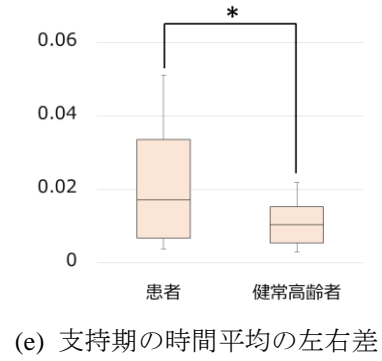
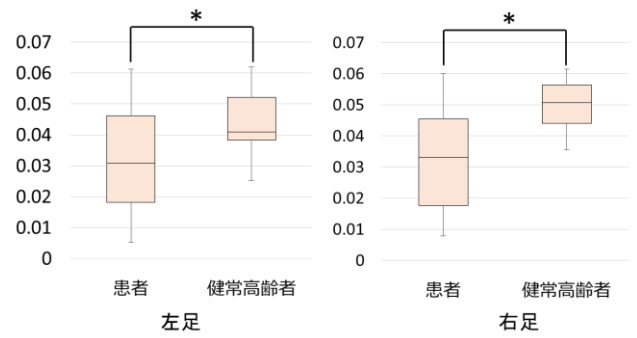


Fig.13 Features Significantly Different Between 2 Groups
* represents significantly difference between two groups.

3.2.3 考察

パーキンソン病は、リズム生成障害や小刻み歩行、姿勢反射障害などの運動障害を有することが知られている[4,5]. そこで、その症状と実験結果との関連を考察する。まず、リズム生成障害により PD 患者の歩行周期の CV が大きいことが先行研究で示されており[6], 本実験においても同様の結果が得られた。また、PD 患者のストライド幅の CV が有意に大きいことも同じ原因であると考えられる。次に、PD 患者のストライド幅の平均値が小さいことが確認され、小刻み歩行の評価が可能であることが示された。最後に、パーキンソン病は、一般的には片側のパーキンソニズムで発症し両側に進展するが、姿勢反射障害が現れる進行期においても左右差が認められることが多く、歩行時にも同様に左右差がみられることがある。本実験の結果からは、対照群に比べ、支持期の時間の左右差が大きいことが確認された。

また、我々が特に注目した軌道情報において、新たに PD 患者の歩行の特徴を検出した。まず、軌道情報から得られる側面方向最大値の平均において有意差が確認された。さらに、最高点に達するまでの進行方向・鉛直方向の変位の比は、軌道を求めることで算出が可能になる値である。この特徴量についても、有意差が見られた。このような軌道から求められる特徴量は、時間・運動情報とは異なり、患者が視覚情報として直観的に把握できるフィードバックが可能となる。このように、歩行時の足首軌道を分析することの重要であると考えられる。

4 おわりに

本稿では、まずウェアラブルセンサを用いて歩行時の足首軌道を 3 次元で推定するシステムを提案した。実験結果から、高精度の推定が可能であることが確認され、その有効性が示された。次に、足首軌道から様々な特徴量を抽出した。そして、歩行分析システムに向けての評価実験として、歩行障害を有するパーキンソン病患者と健常者を対象に歩行の分析を行った。その結果として、パーキンソン病の症状と関連する特徴量において有意差が見られ、歩行障害の評価が可能であることが分かった。その他の特徴量においても、有意差が確認された。

今後の展望として、まず、本研究において得られた足首軌道の特徴量から有効なものを選択し、特徴ベクトルを定義する。それにより構成される特徴空間において、機械学習を用いて特定の疾病を有する患者と健常者を分類することにより、歩行という観点から診断の支援を行うことができる。さらに、疾病の進行段階と関

連づけることでリハビリ効果を検証することも可能になる。

5 謝辞

本研究は、JST CREST における研究領域「素材・デバイス・システム融合による革新的ナノエレクトロニクスの創成」の研究課題「ナノ慣性計測デバイス・システム技術とその応用創出」の支援により行われました

参考文献

- [1] Kobayashi, K., et al.: A new system for three-dimensional gait recording using electromagnetic tracking., *Gait & Posture*, 6.1, 63/75, (1997)
- [2] Ferrarin, Maurizio, et al.: Quantitative analysis of gait in Parkinson's disease: a pilot study on the effects of bilateral sub-thalamic stimulation. *Gait & posture*, 16.2, 135/148,(2002)
- [3] Sabatini, Angelo M., et al.: Assessment of walking features from foot inertial sensing; *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52.3, 486/494, (2005)
- [4] Jankovic, Joseph: Parkinson's disease: clinical features and diagnosis, *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79.4, 368/376, (2008)
- [5] Morris, Meg E., et al.: Ability to modulate walking cadence remains intact in Parkinson's disease, *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 57.12, 1532/1534,(1994)
- [6] Hausdorff, Jeffrey M., et al.: Gait variability and basal ganglia disorders: Stride - to - stride variations of gait cycle timing in parkinson's disease and Huntington's disease, *Movement disorders*, 13.3, 428/437,(1998)