

パーキンソン病重症度推定に向けた
インソール型圧力センサで計測した歩行データの分析
Gait data analysis using insole sensor for estimating Parkinson's disease severity

林 倅生[†] 原 直[†] 阿部 匡伸[†] 武本 麻美[‡]
Kosei Hayashi Sunao Hara Masanobu Abe Mami Takemoto

1. はじめに

パーキンソン病は、人口 1000 人当たり約 162 人の有病率であり、60 歳以上の高齢者がその 95 %以上を占めている[1]。また、パーキンソン病は安静時振戦、筋強剛、無動、姿勢反射障害を主徴とする疾患である。これらの徴候で観察される具体的な運動症状の一例として、すくみ足、突進現象、すり足といったパーキンソン病特有の歩行障害[2]がある。歩行は日常生活での基本的動作であり、その障害は本人の自己効力感や日常生活への不安に直結するとともに、転倒による外傷につながる。さらに、パーキンソン病は安静にせず、できるだけ体を動かすことが体の機能を維持するために大切[3]であるため、歩行は特に重要な要素となる。

パーキンソン病患者の歩行障害は疾患の重症度と関連している。重症度の指標としては Hoehn-Yahr の重症度[4]が代表的な指標として用いられている。一般には、この重症度は問診によって診断者が判断しているが、パーキンソン病の症状は、一日の時間帯や季節の変わり目といった環境的要因での変化、薬の服用のタイミングの差による一時的な症状悪化のウェアリングオフ現象、症状が突然良くなったり悪くなったりするオンオフ現象など、細かく変化することも多い。さらに、患者によって症状の感じ方は異なることから、問診という限られた時間で患者の症状を詳細に把握し、正確に重症度を決定することは難しい。Hoehn-Yahr の重症度は I から V までの段階で分類されており、IV 以降は補助なしでの歩行は難しいことを示している。一般には歩行障害の症状として重症度 I では一側に障害、II では両側に障害、III では姿勢反射障害があらわれるとされている[5]。そのため、歩行障害を計測することは重症度の分類に有用である。

以上のようなことから、歩行障害の症状を客観的に計測し、重症度を決定する方法の検討は重要と考える。これまでも 3 次元モーションセンサ[6]や大型圧力プレート[7]を用いた実験により、定量的な歩行状態の評価が試みられてきた。しかし、これらの装置は大型であり高価であるため、専用の実験室で計測する必要がある。しかし、実験室での計測という心理的負荷が歩行に大きく影響を与えてしまうことから、パーキンソン病の診断へ適応するには課題が残されている。近年のセンサの小型化や軽量化に伴い、加速度センサを用いた研究も進められてきた[8]。安価で、実験場所などの制限も少ないため、足や腰回りに装着する方式や、スマートフォンの内蔵センサ[9]を用いる方式が提案されている。しかし、センサ自体の揺れや服や皮膚との擦れによる計測のノイズが発生しやすいため、正確に一步を切

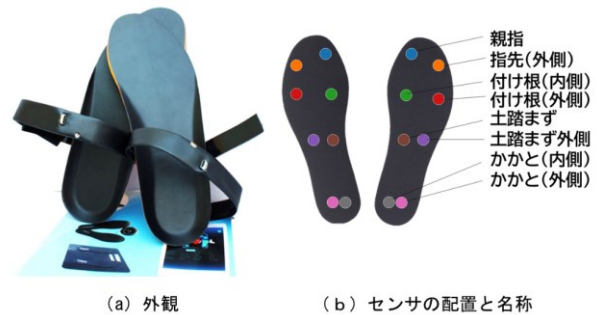


図 1 インソール型圧力センサとそのセンサ点

り出すことが難しい。また、分類方法としてニューラルネットワークを用いた歩行状態の分類方式[10]が提案されているが、未だパーキンソン病の重症度の分類というタスクにおいて十分な性能が得られているとは言い難い。

本報告では、歩行データをインソール型圧力センサを用いて取得することを検討する。これにより、センサが靴の中にあり、目に見えないことや歩きなれた場所で計測可能になるため患者の心理的負担が少ないことや、足が接地している/していないによって一步を正確に切り出すことができるというメリットがある。また、これまでの先行研究のセンサでは分析ができなかった、かかと部分と指先部分の接地の差など、一步をより細かい視点で分析することが可能になる。本報告では、足裏にかかる力のデータから Hoehn-Yahr の重症度を推定することを目的として、健常者とパーキンソン病患者の歩行データの特徴量を比較する。

2. データの収集

2.1 使用デバイス

本報告では図 1 (a) に示すインソール型圧力センサ (<https://retisense.com/product/stridalyzer-insight-sensor-insoles/>) を使用する。サンプリング周波数は 50 Hz である。インソール型圧力センサは図 1 (b) に示すように左右各 8 カ所に設置されている。インソール型圧力センサは靴の中に挿入され、iPad に Bluetooth で接続にされており、計測データは iPad の専用アプリケーションで取得する。また、ソールの固さで実験結果が変わることを避けるため使用する靴は統一した。サイズ展開が広く、高齢者でも履きやすいことに配慮し、上履きタイプの製品である MOONSTAR 上履きハイスクール 4 型 S を使用した。計測したデータの右足部分をプロットしたものを図 2 に示す。図の線の色は図 1 (b) に示すセンサの色と一致している。

[†] 岡山大学 Okayama University

[‡] 岡山大学病院 Okayama University Hospital

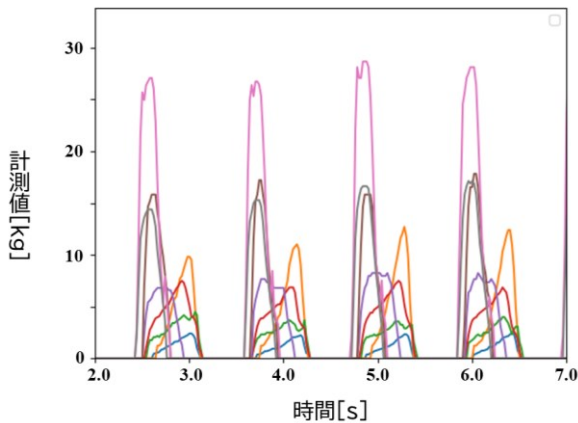


図2 計測値のプロット

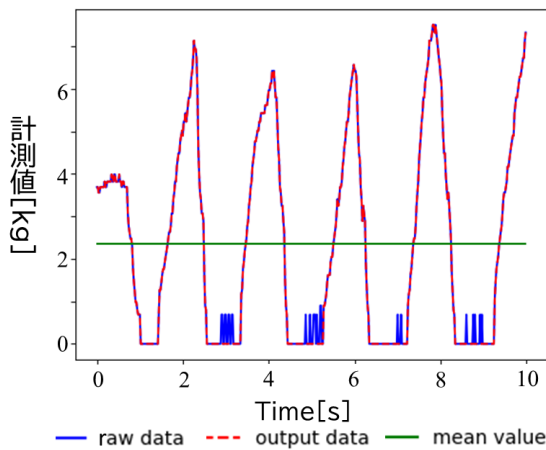


図3 チャタリングの修正

2.2 データの前処理

インソール型圧力センサで計測したデータはセンサ点が接地しているときにセンサが ON 状態になり、センサ点が離地しているときに OFF 状態となる。したがって、足が地面に接地しているときはセンサの値が 0 より大きく、足が地面から離れているときはセンサの値は 0 を示す。

しかし、靴の履き方や締め付け具合によって、接地していない場合でも常にセンサが ON 状態になることがある。そういったセンサの値は、接地の時間などを正確にデータ分析に反映できないため使用しない。それ以外にも、チャタリングと呼ばれる微細で早い機械的振動を引き起こすことがある。この現象を図3に示す。図3の通り、チャタリングで見られる計測値は、本来の設置したときの値と比べて非常に小さい。したがって、計測値が連続して 0 より大きい区間を接地区間とし、計測データ全体の平均値よりも接地区間の最大値が小さい区間の計測値を 0 に修正する。

3. 特徴量の抽出

前処理したデータに対して、センサごとに特徴量を抽出する。特徴量は、計測値の時間変化のパターンとして一步の時間変化パターンと継続時間長に関する時間的特徴量の二つである。

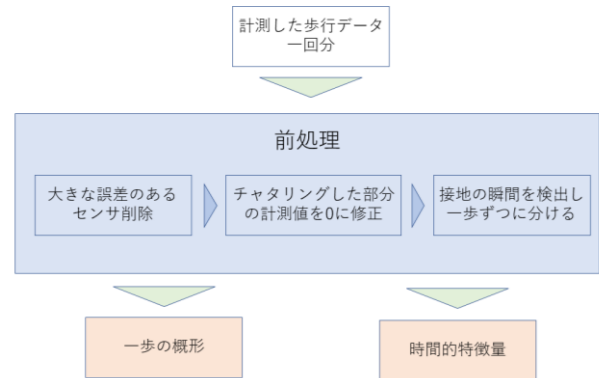


図4 前処理の流れ

一步を「片足が着いた瞬間からその足が離地し、再び同じ足が接地する瞬間まで」と定義する。

計測から特徴量抽出までに行う前処理のフローを図4に示す。一步を識別して抽出するため、それぞれのセンサ位置の接地の瞬間と離地の瞬間を特定する。前処理済みのデータに対して、サンプリング点の中で、その点の計測値が 0 かつ、次の二つのサンプリング点とともに 0 以外である点を接地の瞬間とする。また、その点の計測値が 0 以外かつ、次の二つのサンプリング点とともに 0 である点を離地の瞬間としている。これらは、接地や離地の区間は一瞬ではなくある程度まとまって現れることに基づいて設定した。

この一步ごとに分けたデータを、計測の開始から終了までの一回の計測（例えば、左右各 10 歩を連続して歩く試行）ごとにまとめて特徴量を計算する。これにより、一步ごとの小さな歩行の違いを軽減し、一回の計測における特徴量を正確に抽出することが可能になる。

3.1 一步単位の計測値の時間変化パターン

この特徴量は、一步の間のセンサごとの力のかかり方の時間変化である。

抽出方法は、まず計測値を接地の瞬間を基準として一步ずつの時間変化パターンに分ける。ある一步を選択し、それ以外のすべての一步の時間変化パターンと動的時間伸縮法 (DTW) によりコストを求め、コストの総和を求める。その総和の最も小さい一步の時間変化パターンを基準として選択する。この基準の一步の時間変化パターンと他の一步の時間変化パターンを DTW により時間軸方向を一致させたうえで計測値を平均化し、平均時間変化パターンを求める。ただし、DTW のコストが閾値 (本報告では 5.0) を超えるものはセンサと足裏の接地位置の影響で誤差が大きく出た一步であり、その計測における特徴を示すものではないと考え削除する。最後に、すべてのセンサについて平均時間変化パターンを求め、その中の最大の値を 1 として正規化する。計測値には歩行者の体重差や床の固さなど歩行特徴と関連のない特徴を含む可能性があるため、正規化によりこれらの影響を排除する。

ここで、DTW は一步の類似度を測るためユークリッド距離を用いてコストの算出を行っている。

3.2 時間的特徴量

この特徴量は、一步の間のセンサごとの継続時間長である。

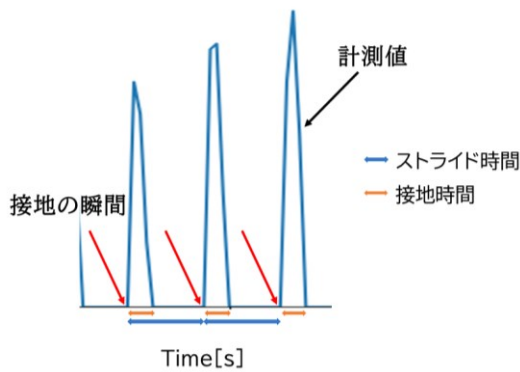


図 5 時間的特徴量の関係

時間的特徴量として 3 つの特徴量を定義する．それぞれの計測データとの関係性を図 5 に示す．

- ストライド時間
一歩の時間のことを言う．ある足のセンサが接地し，同じ足が離地したのち再び接地する瞬間までである．片足が離地しているときもう片方の足は接地するので，感覚的には 2 歩分の時間である．
- 接地時間
一歩の中でそのセンサが接地している区間の時間のことを言う．センサが接地し，離地する瞬間までである．
- 接地時間割合
一歩の中で接地時間の占める割合のことを言う．どのくらい足が地面についているかの指標となる．接地時間をストライド時間で除して 100 をかけることで算出する．

4. 健常者とパーキンソン病患者の比較実験

4.1 実験条件

実験は 20 代の健常者と 70 代のパーキンソン病患者で行った．パーキンソン病患者の方は罹患歴 5 年以上であり，Hoehn-Yahr の重症度は医師の評価でⅢであった．杖などの歩行補助具の使用はしていない．本実験は岡山大学病院の倫理委員会の承認を得た上で行った．また，実験参加者には事前に実験の概要を説明し，同意を得た上で実施された．

インソール型圧力センサを挿入した靴を履き，平坦な直線を歩行する．パーキンソン病患者は，音や視覚で歩行に大きく影響を及ぼすことがあるため，実験環境には目印になるようなものは設置しない．また，歩行速度や歩き方の指導を行わない自由歩行とし，普段の歩行をイメージして歩行させた．本実験では，健常者は 10 m の直線を歩行したが，パーキンソン病患者は 6 m 程度の歩行をおこなった．どちらも左右各 10 歩ほどのデータを取得した．健常者とパーキンソン病患者それぞれ一計測ずつ実施した．

実験結果は右足のセンサについて示すが，左右ともに同じ傾向を示している．

4.2 一歩の時間変化パターン比較

健常者の一歩の時間変化パターンを図 6 に，パーキンソン病患者の一歩の時間変化パターンを図 7 に示す．健常者の図 6 から，かかとが接地直後に急峻なピークを示し，足の前側はやや緩やかなピークを形成することがわかる．これは，

健常者

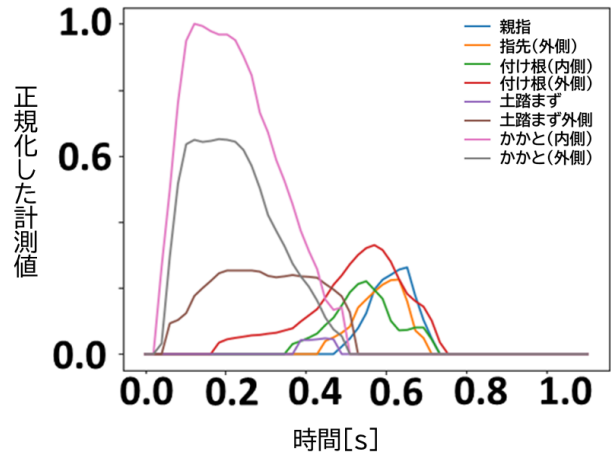


図 6 健常者の一歩の時間変化パターン

パーキンソン病患者

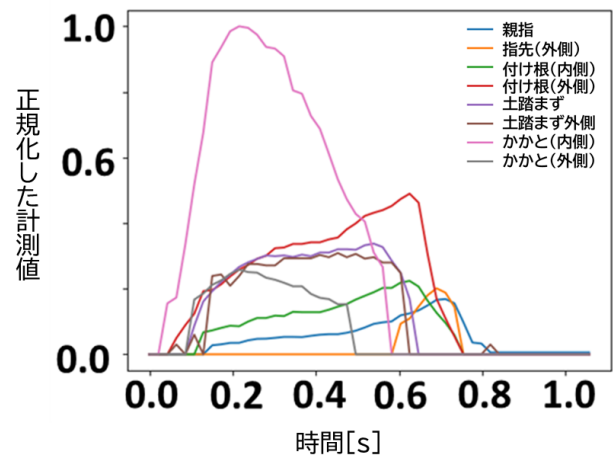


図 7 パーキンソン病患者の一歩の時間変化パターン

かかとで着地し，だんだんと前側に体重をかけていき，最後に蹴り出すという歩き方であり，普段の歩行と一致する．

このような健常者の歩き方と比較して，パーキンソン病患者の図 7 から次のような特徴が見て取れる．

- かかと
健常者は一気に踏み込み足の前側が接地するとともに離地する急峻なピークを形成するのに対し，パーキンソン病患者はゆっくり踏み込み，ゆっくり離地する裾の広いピークを形成する．
- 足の前方
健常者はかかと部分が離地する直前から接地が始まり，短い時間で蹴り出し，接地時間の最後のほうに小さくピークを形成するのに対し，パーキンソン病患者は，最初からかかとと共に接地し，最後まで接地が続く平坦な山を形成する．

これらの特徴から，健常者はかかとで着地し，体重移動を経て前側で蹴り出すという歩行なのに対して，パーキンソン病患者は足全体で着地し，足全体で蹴り出すという歩

表1 時間的特徴量の比較

センサ位置	健康者			パーキンソン病患者		
	ストライド時間[s]	接地時間[s]	接地時間割合[%]	ストライド時間[s]	接地時間[s]	接地時間割合[%]
センサの全体	1.11	0.67	60.2	1.09	0.72	66.1
親指	1.09	0.53	48.7	1.05	0.53	50.5
付け根 (内側)	1.09	0.57	52.2	1.05	0.57	54.4
付け根 (外側)	1.08	0.58	53	1.06	0.67	62.9
土踏まず外側	1.09	0.43	39.2	1.06	0.51	48.0
かかと (内側)	1.08	0.33	30.6	1.04	0.36	35.0
かかと (外側)	1.09	0.41	37.4	1.06	0.49	45.9

行であることが分かる。このパーキンソン病患者の足全体で着地する傾向は歩行障害の一つであるすり足の傾向と一致している。

4.3 時間的特徴量比較

健康者とパーキンソン病患者の時間的特徴量を表1に示す。「センサの全体」の行は、全センサについて少なくとも一つ接地していれば、接地していると見なして、接地時間を計算している。センサの全体は、足全体で考えて、接地しているかないかを表現するため作成した。また、パーキンソン病患者の指(外側)や土踏まずは、前処理をしても接地の瞬間をうまく推定できなかったことにより信頼性の低いデータになったため削除した。この表からわかることを次に示す。

- 全体傾向 (センサの全体)
パーキンソン病患者は健康者と比較して、ストライド時間が短く(健康者: 1.11秒, パーキンソン病患者: 1.09秒) 接地時間割合が大きい(健康者: 60.2%, パーキンソン病患者: 66.1%)
- 足の前側やかかと
健康者に対するパーキンソン病患者の接地時間が付け根(外側)やかかと(外側)などで特に長くなる。接地時間割合は付け根(外側)のセンサでは9.9%, かかと(外側)のセンサでは8.5%増加している。

これらの特徴から、パーキンソン病患者のほうが足をあげている時間が短いことがわかる。つまり足をあげる高さが健康者に比較して小さいからであり、これもすり足の傾向を示している。

4.4 結果からの考察

歩行データとして、健康者とパーキンソン病患者に差が出るのが分かった。特に、かかとや前側のセンサの力のかかり方や接地する時間に大きな差がある。インソール型圧力センサで計測した歩行データからパーキンソン病患者の重症度を分類するために、このようなセンサに着目してモデルを構築することが重要であると考えられる。

さらに、パーキンソン病患者の方の歩行データの中に、すり足という歩行障害の特徴が表れていた。すり足とはパーキンソン病患者に多くあらわれるとされる代表的な歩行障害の一つであり、膝が上がらない状態のため、あまり足をあげることなく足全体で着地するような症状である。計測した歩行データから、一步の時間変化パターンで多くのセンサが平坦な山を形成していることや、時間的特徴量で接地時間割合が長いことからすり足であったことが推察される。このように症状を歩行データから推察できるため、重

症度の分類だけでなく、パーキンソン病患者の診察の補助データとして活用することができる。

今回の計測データは約10歩ほどであった。これはごく少数のデータであっても特徴を捉えることができることを示している。したがって、歩行に不安のあるパーキンソン病患者の方の身体的負担も最小限にすることができるというメリットがあると考えられる。

5. まとめと今後の課題

本稿では、インソール型圧力センサで計測した歩行データから特徴量として一步の時間変化パターンと時間的特徴量を抽出し、健康者とパーキンソン病患者の違いを確認した。今後は、重症度Ⅲの方だけではなく、様々な重症度や症状の方のデータを取得し、提案した特徴量の有効性を確認していく。また、重症度ごとに複数名のデータを取得し、実際にパーキンソン病患者の方の重症度分類を実施していく。その際、分類手法として、一步の時間変化パターンはDTWを適応した際のコスト、時間的特徴量は差分を用いてk-NN法やSVMといった手段によりおこなうことを想定している。

謝辞

本研究はJSPS 科研費20K12044の助成を受けて実施したものである。

参考文献

- [1] 患者調査 平成29年患者調査 上巻(全国) 62 上巻第62表 総患者数、性・年齢階級×傷病小分類別一統計表・グラフ表示—政府統計の総合窓口”, <https://www.e-stat.go.jp/dbview?sid=0003318621>. (Accessed on 01/17/2020).
- [2] 山本光利, レジデントのためのパーキンソン病ハンドブック, 中外医学社, 2014.
- [3] 日本神経学会, パーキンソン病治療ガイドライン作成委員会(編), パーキンソン病治療ガイドライン 2011, 医学書院, 2011
- [4] M.M. Hoehn, M.D. Yahr, “Parkinsonism: onset, progression, and mortality,” *Neurology*, vol.17, no.5, pp.427-427, 1967.
- [5] 武田篤, 柏原健一, みんなで学ぶパーキンソン病, 南江堂, 2013
- [6] 井手順子, 後藤和彦, 杉剛直, “3次元動作解析システムの開発とパーキンソン病患者歩行検査への適用”, *人間科学論集*, vol.14, no.1, pp.233-248, 2018.
- [7] R. Vitorio, E. Lirani-Silva, F.A. Barbieri, “The role of vision in Parkinson's disease locomotion control: Free walking task,” *Gait & posture*, vol.35, no.2, pp.175-179, 2012.
- [8] 関根正樹, 吉村拓巳, M. Akay, “加速度センサを用いたパーキンソン病患者における歩行障害の評価”, *ライフサポート*, vol.16, no.3, pp.90-97, 2004.
- [9] Ellis, R. J., Ng, Y. S., Zhu, S., “A validated smartphone-based assessment of gait and gait variability in Parkinson's disease.”, *PLoS one*, 10, 2015.
- [10] NM Tahir, HH Manap, “ Parkinson disease gait classification based on machine learning approach”, *Journal of Applied Sciences*, 12, 2, pp.180-185, 2012