

パーキンソン病重症度推定のための インソール型圧力センサで計測した歩行データの時間的特徴量の検討

Study of temporal features of gait data measured by insole sensor for estimating Parkinson's disease severity

林 倅生

Kosei Hayashi

岡山大学 阿部研究室

Abe Laboratory, Okayama University

概要 本研究では、インソール型圧力センサという近年様々な分野での利用が進む装置を使用して歩行状態を測定し、パーキンソン病患者の症状の進行度合いである重症度を定量的に推定することを目指している。重症度推定のための特徴量として、サンプリング点ごとのセンサの ON-OFF から得られる時間的な特徴に着目している。本報告では、健常者で取得した歩行データを用いてステップ時間や接地時間、非接地時間を抽出する方法について検討した。

1 はじめに

パーキンソン病は、人口 1000 人あたり約 162 人の発病率であり、60 歳以上の高齢者がその 95 % 以上を占めている [1]。この疾患は、歩行障害を含めた運動障害や非運動障害など多岐にわたる問題を発生させる [2]。また、その症状の進行度合いは重症度という指標で表現され、臨床の現場ではホーエンヤールの重症度分類 [3] が多く用いられている。この重症度の分類は医師の主観的な評価に基づくもので、問診に時間がかかることや医師の熟練度によって評価が異なることなどの問題がある。したがって、歩行障害の程度から重症度を推定することにより、医師の診察の負担軽減と評価の安定を目指している。

先行研究では、これまでに大規模圧力プレートや 3 次元モーションセンサ [4] を用いた研究などがなされてきた。しかし、これらは大掛かりな装置が必要で、実験室での計測に制限される。精神的な影響を強く受けるとされるパーキンソン病の計測としては、日常生活を反映した計測ができていないとは言えない。また、加速度センサでの計測は、近年の加速度センサの高性能化・小型化によって研究が進められているが、精度よく一步を取り出すことは難しい [5]。

そこで、本研究では、歩行障害をとらえるための装置として近年スポーツなどの運動解析に利用が進んでいるインソール型圧力センサを使用する。この装置を用いて、歩行の時間的な特徴を捉えるための方式について検討を行った。



図 1: インソール型圧力センサ

1.1 本研究で使用するデバイス

本研究ではインソール型圧力センサ（図 1）を使用する。靴底のインソールをこのデバイスに交換するだけで足裏の力のかかり方が測定可能になり、より装着感なく、実際の歩行に即した実験を行うことができる。また、加速度センサのように計測値にブレがないため、一步の計測をより正確に行うことができる可能性がある。さらに、階段や坂道など、大型の装置では対応が難しく、加速度センサで測定すると歩行以外の要素を測定値に含めてしまう状況でも測定可能になる。このことで、実生活に存在する様々な状況下での評価が可能になる。

研究に使用するデバイスはサンプリング周波数 50 Hz である。インソール型圧力センサの個々のセンサは左右各 8 点（図 2）に設置されている。また、一回の計測ごとに Bluetooth により iPad の専用アプリケーションを通して保存する。

2 時間的特徴量の抽出

2.1 時間的特徴量

パーキンソン病の歩行障害を測定するために加速度センサを用いた実験では、空間的特徴量と時間的特徴

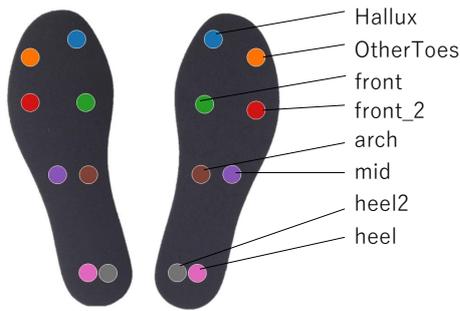


図 2: センサの位置

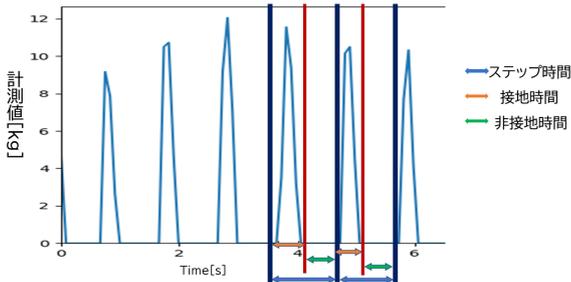


図 3: 時間的特徴量

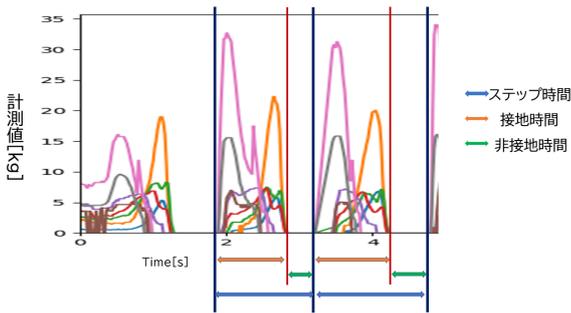


図 4: 時間的特徴量

量が考えられている [6]。空間的特徴量とは、一步の長さや足を上げる高さなど距離を用いる特徴量である。一方、時間的特徴量とは、一步にかかる時間などの時間を用いる特徴量である。

このうち時間的特徴量はインソール型圧力センサで測定可能であり、センサの出力値を ON-OFF で考えると加速度センサよりもより正確に取り出すことが可能と考えられる。したがって、時間的特徴量である、接地時間、非接地時間、ステップ時間について計測データから取り出すことを考える。ステップ時間とは、片側の足が地面についた瞬間から同じ足が次に地面につく瞬間までである。接地時間は、足が地面についている時間、非接地時間は足が地面から離れている時間である。

個々のセンサの出力値とこれらの時間的特徴量の関係を図 3 に示す。また、一步全体で考えると時間的特徴量は図 4 のようになる。

2.2 抽出方法

図 5 の手順で時間的特徴量を抽出する。前処理では、センサごとに計測した歩行データは図 6 の青い実線に示す。このデータは微細で非常に速い機械的振動であるチャタリング現象を引き起こしているため、そのデータを補正する。このチャタリング現象によって発生した ON 状態の計測値は一步で測定した計測値よりも十分小さいことから、緑の実線で示す計測データ全体の平均値よりも小さい計測値を含む ON データを削除することで、チャタリングを解消して赤の点線を分析するデータとして使用する。また、靴をきつく締めすぎるなどで、本来非接地の時間でも計測値が 0 状態にならない場合がある。この場合のセンサはデータの分析に含めないこととした。

次に、サンプリング点を抽出する部分では、計測値が 0 より大きい部分の最初と最後のサンプリング点を取り出し、ペアのデータとする。接地している部分は常に計測値が 0 より大きくなり、接地していない時間は常に計測値が 0 となると想定しているためである。

最後に、時間的特徴量は次のようにペアデータを利用して計算する。最初と最後のサンプリング点の差を取りサンプリング周期をかけると接地時間となる。また同様に、最初と次のデータの最初の一つ前の計測データまでの差をとると、ステップ時間となる。さらに、最後と次のデータの最初の一つ前の計測データまでの差をとると、非接地時間となる。

また、センサごとに計算した時間的特徴量はそのセンサ位置に対する時間的特徴量である。一步を全体的に考える時、図 4 に示すように、すべてのセンサが ON になっていないときが非接地状態であり、どれかのセンサが ON になっているときが接地状態と考えられる。したがって、左右それぞれ 8 個すべてのセンサを合計した疑似的なセンサを作成し、接地時間と非接地時間を考えるための特徴量として分析する。これが図 5 の下段に分岐した部分である。

左右それぞれ、8 個のセンサと合計した疑似的センサ 1 つで合計 9 個の時間的特徴量を取り出すことになる。

3 時間的特徴量の検証

3.1 ステップ時間の検証

一步の時間について、実際に正確に切り出せているか検証する。メトロノームの時間に合わせて歩行し、ステップ時間がメトロノームの時間と一致するか実験を行う。ステップ時間は 1 回目の音で着地し、2 回目の音で反対の足が着地し、3 回目の音で 1 回目の足が再び着地するため、理想状態では実験結果は、メトロノームの時間間隔の 2 倍となる。実験はメトロノーム 60 bpm, 120 bpm, 180 bpm の 3 つのスピードで実施する。想定されるステップ時間はそれぞれ 2.0 s, 1.0 s, 0.6 s となる。一般的にそれぞれ、非常にゆっくり歩行する場

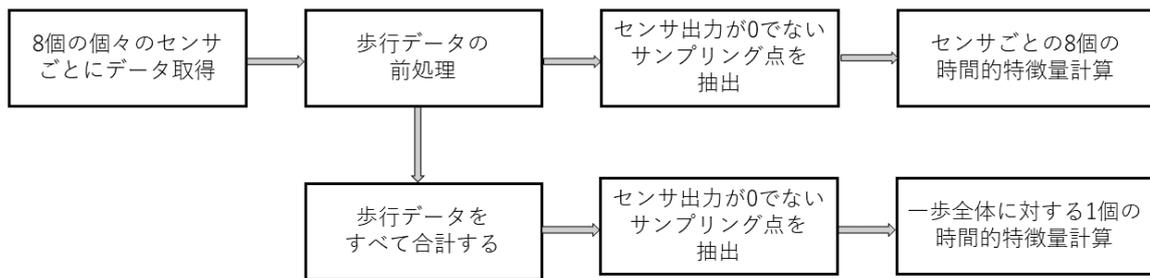


図 5: 時間的特徴量の抽出手順

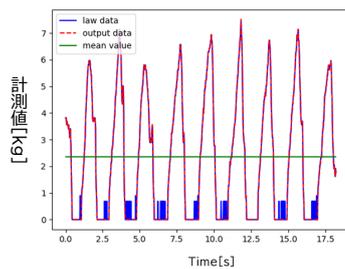


図 6: チャタリングの修正

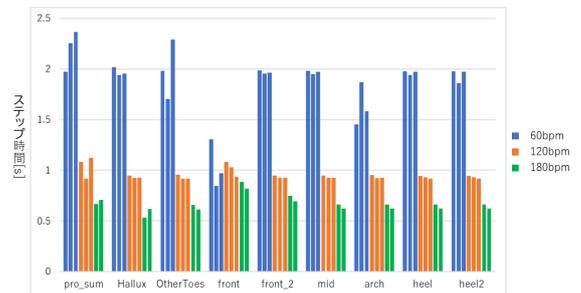


図 7: 複数回試行した比較

表 1: 模擬的な加速歩行と近似直線

センサ	60 bpm		120 bpm		180 bpm	
	平均 [s]	標準偏差	平均 [s]	標準偏差	平均 [s]	標準偏差
one_step	1.974	0.078	1.083	0.331	0.667	0.053
Hallux	2.017	1.107	0.948	0.076	0.531	0.18
OtherToes	1.983	0.193	0.958	0.087	0.656	0.049
front	1.308	0.848	1.083	0.351	0.887	0.354
front_2	1.985	0.065	0.948	0.044	0.748	0.203
mid	1.982	0.065	0.948	0.044	0.664	0.05
arch	1.455	1.2	0.952	0.043	0.662	0.052
heel	1.975	0.072	0.943	0.043	0.664	0.051
heel2	1.975	0.075	0.943	0.043	0.662	0.045

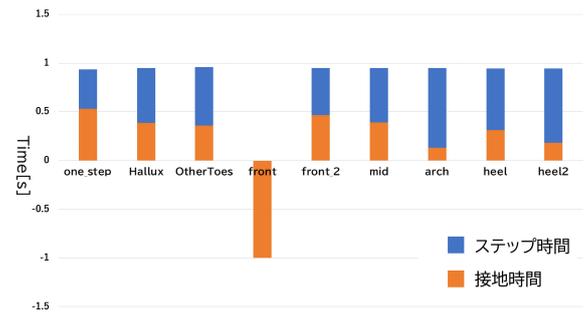


図 8: ステップ時間と接地時間

合、通常のペースに近い場合、かなり速足の場合に一致する。

3.2 ステップ時間抽出の実験結果

健康者が 10 m 程度の直線をメトロノームの音に合わせて左右一歩ずつ足を出し歩行する。左右それぞれの足について、最初と最後の一步を除いてすべての一步に対してステップ時間を算出する。表 1 に一回の計測におけるステップ時間の平均と標準偏差を示す。かかと付近のセンサは標準偏差が小さく、比較的安定していることがわかる。また、センサごとのステップ時間も一歩全体としてのステップ時間も違いがないことが分かった。

同じ実験を 3 度繰り返した時のそれぞれの平均を表した図を図 7 に示す。図 7 中のそれぞれの速度の左端の棒グラフが表 1 に一致する。3 度計測しても表 1 でずれの小さかったセンサは同じくずれが小さいことが

わかる。ステップ時間に関して、センサによって信頼性が異なるが、ステップ時間を正しく抽出することが可能であると分かった。

3.3 接地時間の実験結果

ステップ時間を計算したデータについて、接地時間を取り出す。今回一步の時間をメトロノームに合わせて歩くため歩き方が特徴的になり、一般的な健康者の通常の接地時間とは異なった結果になった可能性がある。

したがって、できるだけ通常の歩行に近い 120 bpm で最初に測定した結果についてデータを分析する。

図 8 はステップ時間に接地時間を重ね合わせたものである。ここで、時間がマイナスになるセンサは前処理により削除されたセンサを示す。一步として考えた時のステップ時間における接地時間の割合は 57 % である。また、センサによって接地時間の割合が大きく

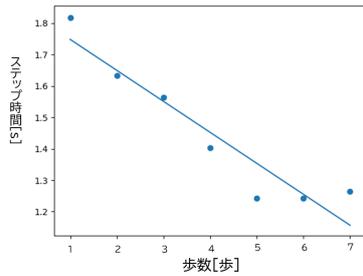


図 9: 模擬的な加速歩行と近似直線 (60 bpm から 120 bpm)

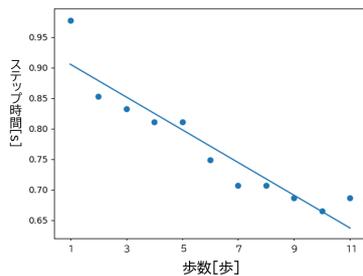


図 10: 模擬的な加速歩行と近似直線 (120 bpm から 180 bpm)

異なることがわかる。この割合やセンサによる傾向は、個人差や歩行障害によって異なる可能性があり、パーキンソン病の重症度推定に有用である可能性がある。

4 パーキンソン病を想定した時間的特徴量

4.1 加速歩行

パーキンソン秒の歩行障害の一つとして、加速歩行がある。これはパーキンソン病患者が姿勢維持困難となり、前傾姿勢になることから発生すると考えられる障害である。だんだんと一歩が小さく早くなる現象であり、進行すると自分の意思で止まれなくなったり、転倒につながったりするため危険である。この加速歩行はステップ時間がだんだんと早くなることから、メトロノームをだんだんと速めて測定することで疑似的に再現する。

4.2 加速歩行の実験結果

10秒間でメトロノームのスピードが 60 bpm から 120 bpm へ変化する実験と、120 bpm から 180 bpm へ変化する実験の 2 パターンを実施する。60 bpm から 120 bpm へ変化する実験結果を図 9, 120 bpm から 180 bpm へ変化する実験結果を図 10 に示す。図の横軸はカウントされた歩数、縦軸はかかった時間を示している。その歩数目で実際にかかった時間をそれぞれ点でプロットしている。また、直線はそれぞれの点について一次関数で近似した線を示している。だんだ

んとステップ時間が短くなっていく様子が捉えられた。したがって、パーキンソン病患者の実験において、加速歩行のある患者を計測した際、その加速歩行をとらえることが可能であることを示唆できた。

5 まとめ

本報告では、時間的特徴量の抽出方法について検討し、健常者の歩行データを用いてステップ時間を検証した。この結果から、ステップ時間と接地時間の比やセンサごとの違い、ステップ時間の減少をとらえることによる重症度推定の可能性が示唆された。今後は、具体的な重症度推定方式を検討し、実際のパーキンソン病患者の歩行データを用いて実験を行うことが必要である。

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 6 2 表 総患者数, 性・年齢階級×傷病小分類別 — 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] M.M. Hoehn, and M.D. Yahr, “Parkinsonism: onset, progression, and mortality,” *Neurology*, vol. 17, no. 5, pp. 427–427, 1967.
- [4] S. Das, L. Trutoiu, A. Murai, D. Alcindor, M. Oh, F. De la Torre, and J. Hodgins, “Quantitative measurement of motor symptoms in parkinson’s disease: A study with full-body motion capture data,” 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 6789–6792, IEEE, 2011.
- [5] D. Trojaniello, A. Cereatti, E. Pelosin, L. Avanzino, A. Mirelman, J.M. Hausdorff, and U. Della Croce, “Estimation of step-by-step spatio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors: application to elderly, hemiparetic, parkinsonian and choreic gait,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 152, 2014.
- [6] J.C. Schlachetzki, J. Barth, F. Marxreiter, J. Gossler, Z. Kohl, S. Reinfelder, H. Gassner, K. Aminian, B.M. Eskofier, J. Winkler, et al., “Wearable sensors objectively measure gait parameters in parkinson’s disease,” *PloS one*, vol. 12, no. 10, pp. 1–18, 2017.