

歩行のテンポに着目した角速度による歩行の安心度測定法

A Safe measurement method of walking focuses on walking tempo with gyro sensor

荒井 克仁¹ 松田 浩一¹

Katsuhito Arai¹, Koichi Matsuda¹

¹岩手県立大学大学院

¹Iwate prefectural university graduate school

Abstract: In this paper, we propose a method that shows objectively the features of the behavior of the lower limbs in walking. In the proposed method, we quantify in consideration of the time for each one step by using the angular velocity waveform of heel. The results of the experiment, the analysis in consideration of the tempo, it was possible to show the time variation in walking. These results, even data having a high correlation value in the previous studies, it was suggested that it is possible to find different aspects by considering the tempo.

1. はじめに

近年、高齢化の急速な進展に伴い、日常生活の中でも重要となる歩行能力に支障が出ている高齢者が増加傾向にある。そのため、理学療法士による歩行リハビリテーションの必要性が高まっている。

理学療法士は患者に対し、10m 歩行[1]などの歩行を目視で観察している。10m 歩行の観察においては、歩幅、10m の歩行にかかった時間（歩行速度）といった定量的な数値による指標もあるが、蹴り出しの強さ、体幹のひねり、バランス、脚部の伸展などの指標を目で見て判断することが多い理学療法士は、健常者を基準として患者の動作を評価し、経験に基づく主観的な解釈によってリハビリプログラムを決めている。しかし、主観的な解釈による歩行動作の評価は定性的なものであるため、患者のリハビリテーション前後でどの程度歩行動作に改善が見られたのかなど、変化の量を客観的に捉えることが経験レベルによっては難しい場合がある。そのため、患者の歩行動作の変化を客観的に捉えたいという理学療法士の要望がある。

そのため、筆者らは、患者のリハビリテーションによる歩行動作の変化を客観的に捉えるためのシステムの構築を目指し、理学療法士の診断支援を目標としている。

仁昌寺ら[2]は、理学療法士が患者の脚の周期性を観察していることに着目し、歩行動作の改善の度合いを定量的に示そうとした。しかし、歩行中のテンポの悪さが反映されない場合があることが課題となっていた。理学療法士は、患者の経過を観察する際、

患者の歩行が日常生活をするために問題ない安定感であることを基準に、良くなったと判断している。そこで本稿では、歩行のテンポを考慮し、かつ歩行の全体像を捉えた歩行動作の変化を客観的に提示できるような表現方法を提案する。

2. 知見の数値化に関する課題

2.1. 理学療法士の知見

歩行リハビリにとって重要なことは、自立歩行（一人で歩ける）できることである。日常生活において転倒する可能性を無くすため、患者の歩行を観察し、必要な箇所の筋肉を鍛えるなどのリハビリプログラムを検討し回復に努めている。

理学療法士は患者の歩行を観察する際、歩行中の速度、歩幅、体幹や下肢の動きを見て、重心の動きや安定感を評価している。個人・経験年数によって理学療法士が重点を置く観察ポイントは異なっており、速度、歩幅の他に骨盤の動きや下肢の動きの連続性を観る。理学療法士 11 名へのインタビューを行ったところ、歩行を見るとき観察部位・順序には以下のようなものがあつた。

- 全身を見てから気になる所を見る（1年目）
- 骨盤→体幹→下肢（1年目）
- 重心位置、左右差の有るところから（3年目）
- 肩甲骨→骨盤→下肢（3年目）
- 全身→患側→骨盤等、全体から細部（5年目）
- 足→腰→体幹→頸部→上肢（6年目）

インタビューの結果をまとめたところ、これらの項目を見るときに共通しているのは、それらの動作が繰り返し同じ動作を繰り返しているか、という観点があることが分かった。

この「同じ動作の繰り返しができる」は、健常者と同じように歩けるという意味ではなく、松葉杖などの道具を使ったとしても、同じような動作ができていれば良いという意味である。各患者の歩行の障害には箇所や程度の個人差が大きい、見た目上はぎこちない動きでも生活には問題のない歩行の安定感を達成している場合がある。

つまり、手段は何であれ、繰り返し同じ動作を繰り返せば転倒しないことにつながり、「安心して歩行を見ていられる」＝「自立歩行が可能」になっていると判断できることになる。

2.2. 問題点

理学療法士へのインタビューを集約すると、歩行動作がどれだけ安心して見ていられるかという観点で患者の歩行を評価していると考えられた。その観点の一つとして、我々は、安定した歩行は下肢の運動に周期性を持つことと考えている。仁昌寺らは、理学療法士が踵運動の軌跡を角速度センサで取得し、5m 歩行の中で最も速く歩いた 1 歩の角速度波形を代表の 1 歩とし、代表の 1 歩と歩行全体の相互相関関数を算出することで、歩行中に安定した踵運動と同様な動作が左右の脚でどの程度繰り返し行われているかを提示した(図 1)。図 1 では縦軸を相互相関関数、横軸を歩数のグラフとして相互相関関数による踵運動の推移の類似度を視覚的に表している。相関値が 1 に近づけば近づくほど代表の 1 歩が繰り返し同じ推移で行えており良い歩行と定義した。

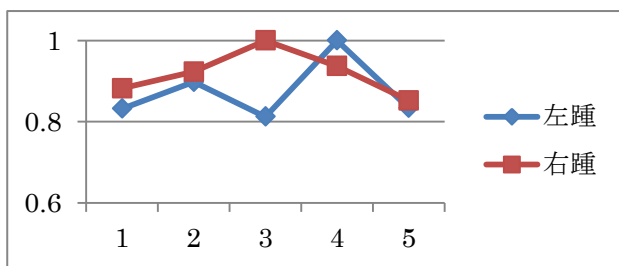


図 1：先行研究による提示方法

先行研究の提示方法の問題点として、1 歩ごとの所要時間の違いが結果に反映されにくいことが挙げられる。先行研究では歩行同士の相互相関関数の極大値をとっているため、図 2 のような 1 歩目と 3 歩目の所要時間が大幅に違っても相関値は 0.9 を

超える高い値になってしまう。所要時間が一步ごとに大きく異なる歩き方は不安定な歩き方であることが想定できる。したがって、1 歩にかかる所要時間を考慮することは重要であると考えた。

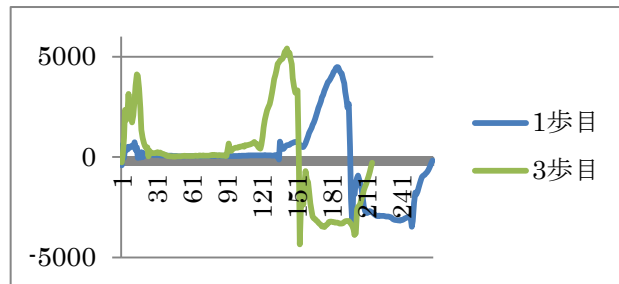


図 2：1 歩ごとの角速度波形

3. 提案手法

本稿では、歩行のテンポを考慮した踵運動の推移の類似度提示方法を提案する。提案手法では、歩行の踵運動の推移の類似度について相互相関関数を用いて数値化する。歩行全体中の 1 歩同士の類似度を総当たりで算出することで、歩行全体の脚部の動きがどの程度繰り返し行われ、安定した周期性を持っているのかを数値化・可視化する。

3.1. 踵運動の類似度の数値化

踵に装着した角速度センサによって、歩行 1 歩ごとの角速度の推移を取得することができる。角速度の推移は歩行者の脚部の動き方を示しているため、相互相関関数で数値化することで脚部の動きが歩行の中でどれほど繰り返し行っているかを客観的に示すことができる。

類似度を算出するために角速度を 1 歩ごとに分割する。分割は着床が行われるゼロ交差の地点からまた着床が行われる地点までとする。このとき、ノイズによる誤分割・過分割を防ぐため、フィルタ処理を行い、頑強な区間分割を可能にする。

本稿で用いるフィルタ処理では、メディアンフィルタとバイラテラルフィルタ(式 1)を用いて平滑化を行う。そして、ノイズを除去した上でゼロ交差の時刻を判別する。ここで、 n はデータ数、 w は、フィルタ幅、 σ_s 、 σ_r は、平滑化の程度を指定するパラメータである。相関値の算出はすべての 1 歩を用いて相互的に行うことで、先行研究のような代表の 1 歩を必要とせず、なおかつ 1 歩ごとの類似度をすべて反映できるようにする。

フィルタ処理による区間分割精度の向上を確認するために、図 3 にフィルタ処理前のゼロ交差の検出結果と図 4 にフィルタ処理後のゼロ交差検出結果を

示す. 図 3 からは歩行時の角速度のノイズから不正確なゼロ交差の地点が過剰に検出されていることがわかる. 図 4 からはフィルタ処理によってゼロ交差の位置が正確に定められており, 頑強な区間分割が行えていることがわかる.

$$\begin{cases} R(n) = \frac{\sum_{k=-w}^w W(n,k) \cdot R(n+k)}{\sum_{k=-w}^w W(n,k)} \\ W(n,k) = \exp\left\{\frac{k^2}{\sigma_S^2}\right\} \cdot \exp\left\{-\frac{(R(n)-R(n+k))^2}{2\sigma_R^2}\right\} \end{cases} \quad (1)$$

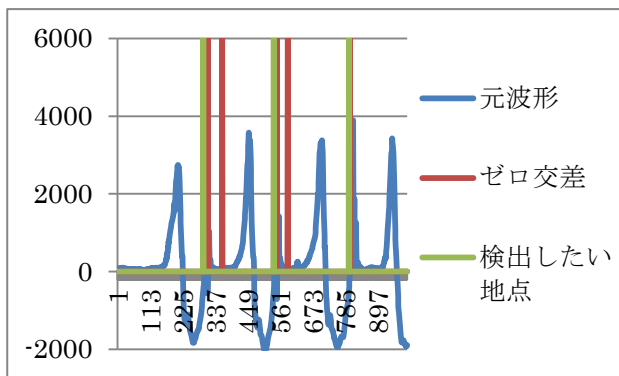


図 3 : 元波形のゼロ交差点

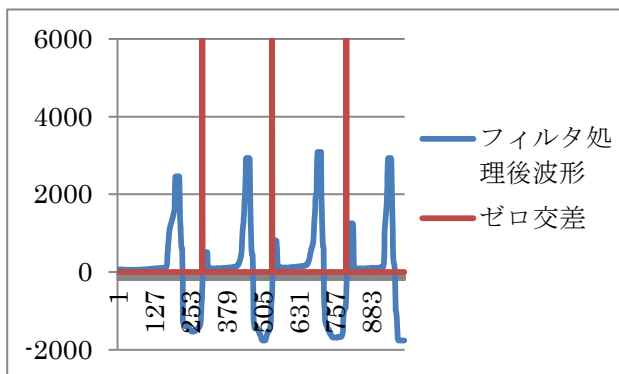


図 4 : フィルタ処理後のゼロ交差点

3.2. テンポを考慮した類似度の数値化

歩行中の脚部の離床から着床までの時間間隔は常に一定ではなく, 患者は特に下肢の動作が停滞するため 1 歩にかかる時間がばらつきやすい. そのばらつきを考慮しつつ, 下肢動作の類似性を求める. 1 歩ごとの踵の角速度の始点を合わせ, 1 歩の時間差分を切りとって相関を求める. 相関係数の算出は式 2 を用いる.

$$r = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (2)$$

4. 実験

4.1. 実験方法

提案手法によって歩行者の変化を客観的に示せるのかを, 実際に歩行リハビリテーションを行っている患者の経過で実験する. 目的は先行研究で示される結果とテンポ考慮した提案手法の結果とで患者の歩容の変化がどのように表れるかを考察することである. 実験を行うにあたり, 理学療法士の協力の元, 片麻痺などで歩行リハビリテーションを行っている患者 5 名の歩行データ 4 回分を 1 週間おきに 3 回取得した. 歩行データとは, 歩行者の踵に 3 軸角速度センサを取り付け, 5m 程度の歩行時の角速度を取得したものである. 5 名の患者はそれぞれ脚部機能障害を有しており, 健常者よりも歩行機能が低下している. 患者は筆者が目視で比較しても歩き方に個人差があり, 観察される歩き方の特徴ごとに患者を分類した.

[患者 A・患者 B]

- 補装具を使用せずに理学療法士による見守りもなく自立して歩行している. 健常者の歩行に最も近く, 歩行スピードも速い.

[患者 C]

- 一本杖をついて理学療法士に見守られながら歩行している. 患者 A・B に比べて歩行速度が遅い. 2 週目以降は杖を使用せずに歩行している.

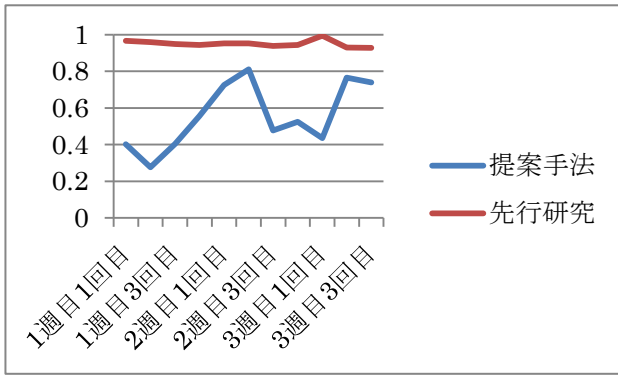
[患者 D]

- くるぶしに補装具を装着し, 理学療法士に脇に手を当ててもらいながら歩行している. 上半身が後方によるめきながら歩行しており, 歩行速度は患者 C よりも遅い.

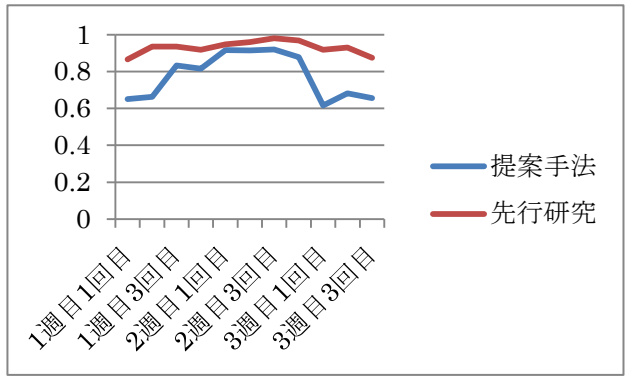
[患者 E]

- 理学療法士に腰部に手を当ててもらいながら, 腰を 90 度曲げた状態で歩行している. 患者 D に歩行速度に近い.

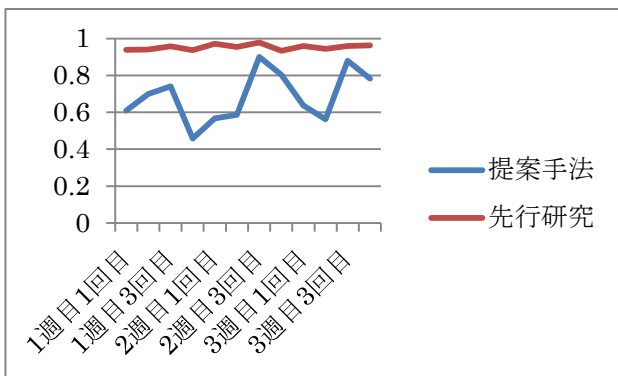
提案手法で示した方法を元に患者の歩行データから 1 歩ごとの相関値を算出した. 1 歩ごとの角速度を自動分割する際にメディアンフィルタの区間幅を 19, バイラテラルフィルタのパラメータを $w=50$, $\sigma_S = \sigma_R = 200$ に設定した.



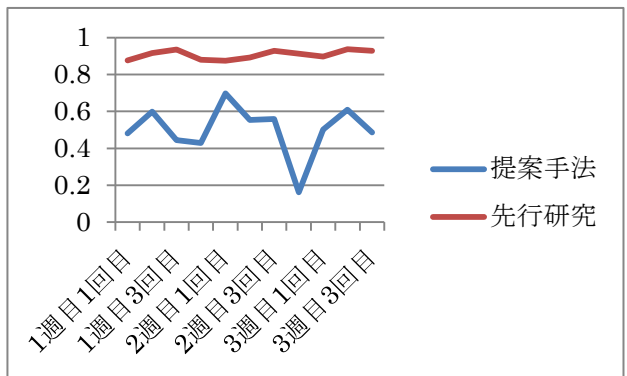
患者 A



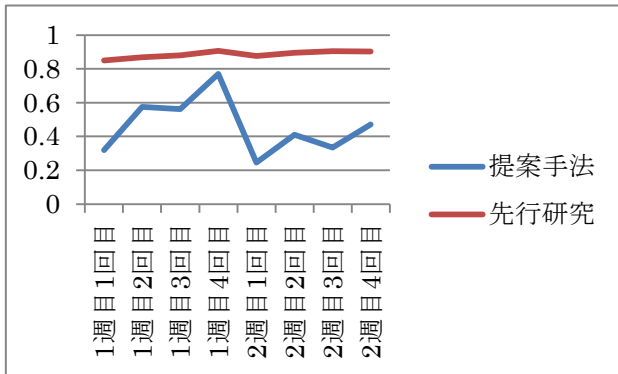
患者 B



患者 C



患者 D



患者 E

図 5 : 提案手法と先行研究の結果比較

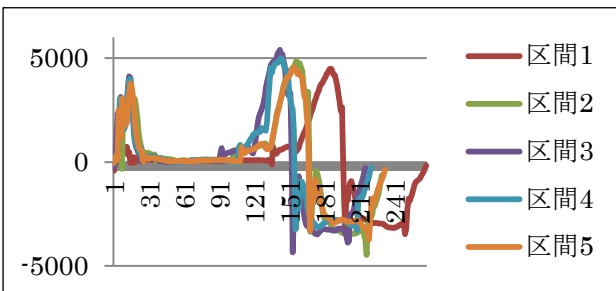


図 6 : 患者 A の 1 週目 3 回目の分割された波形

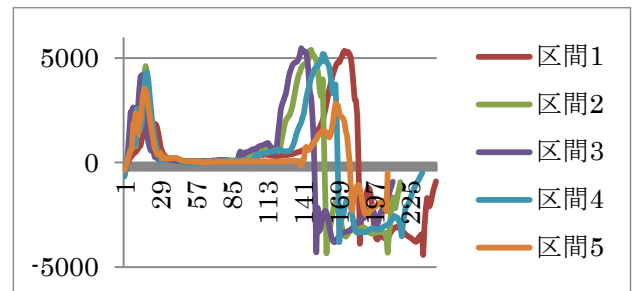


図 7 : 患者 A の 1 週目 1 回目の分割された波形

4.2. 実験結果

提案手法と先行研究を比較した結果を図4に示す。実験結果から、歩行の所要時間を考慮した場合との特徴の現れ方を比較する。

図5の比較結果すべてから、相関値は先行研究よりも提案手法のほうが大きく下がっている。また、先行研究の結果は0.9を超える相関値を示す患者A・B・Cと0.9を下回る相関値を示す患者D・Eに分かれた。

健常者に近い歩行をしていた患者A・Bと歩行の際に理学療法士に支えられていた患者D・Eの提案手法による結果は、先行研究の結果に比べて相関値の差がはっきりとしている。患者Aと患者Bは筆者の目視による観察では歩容に差がないが、提案手法による結果からは患者Aの相関値が低い。先行研究では結果の特徴パターンが相関値の全体的な高低としか現れないが、提案手法による結果からは患者の経過による相関値の変化パターンが多数みられる。

5. 考察

5.1. 患者Aと患者Bの違い

患者A・Bの歩行は映像から比較することは難しいが図4の患者Aと患者Bの結果からは差が見られる。これは、提案手法が算出した相関値は考慮されていなかった歩数の所要時間(テンポ)の変化が大きく影響していると考えられる。特に患者Aは1週目の相関値が低くなっており、患者Bの歩行と特徴が異なることが考えられた。そこで、図6の患者Aの分割された角速度を確認したところ、1歩目の所要時間が他の歩数と比べて長くなっていることが分かった。

このように提案手法では1歩ごとのテンポの違いを相関値の差として顕著に表すことができるため、患者の歩行がスムーズであるか、また周期性の高さを理学療法士の経験年数によらず参照することができる。

5.2. 先行研究と提案手法の違い

図4の患者Aの結果を見ると先行研究の結果では3週目1回目の相関値が1に限りなく近づいており、逆に提案手法の結果では相関値が0.5より低くなっている。図7は患者Aの3週目1回目の分割した歩行の角速度である。

この歩行の角速度から先行研究で相関値が高い値を示した理由として、着床から着床までの下肢の動作のうち、離床までの時間がバラバラであるが足の

蹴りだしの軌跡と所要時間が近いものであったと考えられる。先行研究の計算方法である相互相関関数の極大値をとる場合は、角速度の値が高い振れ幅となる足の蹴りだし動作の所要時間がすべての一歩で合っていれば高い相関値を算出すると考えられる。

したがって患者Aの3週目1回目のような歩行では提案手法が歩行の所要時間のバラつきを示しているのに対し、先行研究では足の軌跡と蹴りだし動作の所要時間の正確さを示していることがわかった。

6. おわりに

本稿では、理学療法士が歩行のリハビリテーションで観察する、下肢の動作の特徴を客観的に示すため、歩行の踵の角速度波形から1歩ごとの時間間隔に着目して数値化する手法を提案した。リハビリテーションを受けている患者の歩行時の角速度から提案手法による結果を出力し先行研究との比較を行った。実験の結果、テンポを考慮することにより、先行研究では表れなかった歩行1歩の所要時間のバラつきを示すことができた。以上の結果から、先行研究で良いとされる高い相関値を示すデータであっても、テンポを考慮することで異なる側面を見つけ出すことが可能であることが示唆された。

今後、この先行研究で見えるものと、本稿で示される結果を統合し、歩行観察における理学療法士の知見との関係について検討したい。

謝辞

研究を進めるにあたり助言を頂いた、盛岡医療生活協同組合 川久保病院リハビリテーション科理学療法士飯澤葉弓氏に感謝の意を表す。

参考文献

- [1] 米本恭三, 岩谷力, 石神重信, 他, "リハビリテーションにおける評価 Ver.2", 医歯薬出版, (2008)
- [2] 仁昌寺克行, 他, "踵運動の周期性に着目した歩行リハビリ効果の定量化", 情報処理学会, 第74回全国大会, 5ZH-1, (2012)