

周期ゆらぎの状態遷移に基づくリズム歩行アシストの評価

橋口 裕徳^{*1} 太田 玲央^{*1} 内富 寛隆^{*1} 織茂 智之^{*2} 三宅 美博^{*1}

Evaluation of gait rehabilitation using rhythmic auditory cue by analysis on gait state space

Hironori Hashiguchi^{*1}, Leo Ota^{*1}, Hirotaka Uchitomi^{*1}, Satoshi Orimo^{*2} and Miyake Miyake^{*1}

Abstract - In previous research, gait rehabilitations using auditory rhythmic cue improve the walking rhythm of patients with Parkinson's disease (PD). Also, gait dynamics is related to severity of PD. Severity of PD were classified using the combination of two dynamic indicators (gait variability and gait fluctuation property). However, effects of the gait rehabilitations on the combination of two dynamic indicators are not confirmed. In this study, we evaluate the gait rehabilitations using rhythmic auditory cue by the combination of two dynamic indicators. As a result, averaged trajectory on the gait state space showed clearly difference between each effect of gait rehabilitation. In addition, it is suggested that the Walk-Mate training is more effective for improvement of the PD patients' walking rhythm.

Keywords: Walk-Mate system, gait rehabilitation, walking dynamics

1. 緒言

歩行は一種のリズム生成運動であり、外界から影響を受ける。特に日常生活において二人が並んで歩く場合、両者の歩行リズムが相互に同調し、徐々に揃っていくことが確認されている^[1]。この現象は、人間の歩行リズムは他者という環境に対して相互に適応することを意味している。この歩行における相互適応は実際にリハビリテーション（リハビリ）の現場で活用されている^[2]。具体的にはパーキンソン病（PD）患者に代表されるリズム生成障害の患者の歩行リハビリなどに応用される。

このような歩行リズム生成障害に対して、聴覚リズムの提示を利用した二つの歩行リハビリが提案されている。一つ目は、人間側の歩行リズムがリズム音に対して強制的に引き込まれる性質を利用した歩行リハビリである。このリハビリ方法の代表例としては、歩行者に対して一定テンポのリズム音を提示する Rhythmic Auditory Stimulation (RAS) がある。このリハビリ方法を PD 患者に適用することにより RAS 適用前より歩行速度や歩幅の増加、歩行周期のばらつき減少など歩行能力の改善が報告されている^[3]。その一方、歩行周期のゆらぎ特性については健常者と異なる特性を示すことがわかっている^[4]。つまり、RAS を PD 患者に適用した場合、歩行周期のばらつき等の改善は期待されるが、逆に健常者の歩行周期のゆらぎ特性が失われる可能性があるということである。二つ目は、双方向的なリズムの引き込みに基づくリズム音提示を利用した歩行リハビリである。この代表例としては、Walk-Mate 歩行リハビリがある^[5]。Walk-Mate においては人間の歩行リズムを計測し、その歩行リズム

に対し、徐々に同調するようリズム音が提示される。

Walk-Mate を PD 患者に適用することにより歩行周期のゆらぎ特性が改善することが示されている^[5]。

このように PD 患者の歩行リハビリにおいてはリズム提示が有効であることがわかっている。一方で、PD 患者の重症度と歩行リズムから算出される二つの特性の関連性が報告されている。一つ目は歩行周期の変動性である。健常者と比較すると、PD 患者の歩行の歩行周期の変動性は大きな値をとる^[6]。二つ目は歩行周期のゆらぎ特性である。健常若年者では $1/f$ ゆらぎ特性が見られるが、PD 患者では健常者と比較してホワイトノイズ特性に近い時系列構造を有する^[4]。これら二つの歩行リズム指標は単体でも健常者と PD 患者の歩行状態を分類する事が可能である。これに加えて、これら二つの指標を組み合わせることにより、姿勢反射障害の重症度に関連して PD 患者の歩行状態を更に細かく分類できることが先行研究において示されている^[7]。これにより PD 患者の歩行リズムを状態空間において評価することが可能となった。

前述のように聴覚リズムの提示を利用した歩行リハビリの効果は、歩行周期の変動性とゆらぎ特性のそれぞれの特性について個別には評価されている^[3-5]。しかし、先行研究^[7]で定義された歩行状態空間においての歩行リハビリの効果は確認されていない。そこで本研究ではこの歩行状態空間における聴覚リズム刺激提示型歩行リハビリの効果の評価することを目的とする。実験の方針を以下に示す。まず、参加者を 3 つの群に分ける。それぞれの群ごとに Walk-Mate, RAS, 聴覚リズム刺激提示なしの 3 つの歩行リハビリを 4 日間行う。そして、各群での歩行状態の変化の平均を算出し、歩行状態空間上で比較することにより、各歩行リハビリの効果の評価する。

2. 方法

2.1 実験参加者

本実験は、関東中央病院倫理審査委員会の承認を得た

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究科

*2: 公立学校共済組合関東中央病院

*1: Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology

*2: Kanto Central Hospital of the Mutual Aid Association of Public School Teachers

上で行われた。実験参加者は、PD 患者 24 名(実験中は抗パーキンソニアン薬物が効いている状態であり単独歩行可能, Hoehn and Yahr stage 1.0~3.0, 男性 13 名, 女性 11 名, 平均±標準偏差として, 年齢は 69.8±8.5 歳, 罹患歴は 6.1±4.0 年)であり, 事前に書面にて説明し同意を得た。

2.2 実験条件

24 名の参加者をランダムに 8 名ずつ, 3 つの条件に分け, それぞれ Walk-Mate 条件, RAS 条件, 聴覚リズム刺激提示なし(Nosound)条件とする。これらの条件での参加者の歩行周期を分析し, 歩行状態空間上で比較することによって各条件のリハビリ効果の差を評価する。以下には各条件間の差について記載する。

2.2.1 Walk-Mate 条件

Walk-Mate は人間と仮想ロボットが足接地タイミングに対応したリズム音刺激を交換するプロセスを介して, 歩行運動の相互同調を実現するシステムである。Walk-Mate は身体モデルと内部モデルの二つの動的なモデルによって実現されている^[5]。

身体モデルは仮想ロボットの歩行リズムを生成し, 人間の歩行リズムとの相互引き込みを介して安定な位相関係を生成する。身体モデルは位相振動子を用いた相互引き込みモデルを参考に構成されており, 人間の歩行リズムと音リズムの間に相互作用項を設けることで相互引き込みを実現している^[5]。式としては以下のように示される。

$$\dot{\theta}_m = \omega_m + K_m \sin(\theta_h - \theta_m) \quad (1)$$

ここで, θ_m は仮想ロボットの歩行リズムの位相であり, ω_m はそのリズムの固有振動数を示している。 θ_h は人間側の足接地タイミングから推定された人間の歩行リズムの位相であり, この振動子に対する入力となる。また, K_m は結合強度である。

内部モデルは人間の歩行リズムと仮想ロボットの歩行リズムの位相差を制御する機能を持ち, 設定された目標位相差に接近するように, 身体モデルを制御する。また, 目標位相差を変化させることで, 歩行リズムを同調させることが可能になる。式としては以下のように示される。

$$\dot{\omega}_m = -\mu \sin(\Delta\theta_a - \Delta\theta_m) \quad (2)$$

ここで, $\Delta\theta_m$ は歩行者の接地と音提示タイミングの間の位相差を示しており, $\Delta\theta_m = \theta_h - \theta_m$ として表される。また, $\Delta\theta_a$ は目標位相差であり, μ はゲインを表している。本研究では先行研究^[5]と同様に, $K_m = 0.5$, $\mu = 0.32$, $\Delta\theta_a = -0.2$ を用いる。

2.2.2 RAS 条件

RAS は一定のリズム音刺激を提示し, その音に合わせて歩行することで, PD 患者の歩行を改善させる条件である。Walk-Mate と異なり, 装置から参加者への常に一方向的な歩行支援方法である。なお, 本装置においては $K_m = 0$, $\mu = 0$ とすることにより RAS 条件として一定の聴覚リズム刺激を提示する。

2.2.3 Nosound 条件

他の 2 条件と異なり, リズム音刺激を提示しない条件である。聴覚リズム刺激を伴わない基準となる歩行を評価するために用いる。

2.3 実験課題

参加者には 4 日間の実験課題を行ってもらおう。各日程での課題は 3 回の独立した試行から構成されている (図 1)。各試行の間には 5 分間の休憩を挟む。各試行において, 参加者にはリズム音刺激提示用のヘッドホンおよび歩行リズム検出用のフットセンサを装着してもらい, 提示されるリズム音刺激を聞きながら, 1 周 200m の水平な廊下を歩行するよう指示する。各日程の一回目の試行ではリズム音刺激なしでの歩行 (単独歩行) の周期を計測する。2 回目と 3 回目の試行ではリズム音刺激ありでの歩行 (リズム歩行) を行ってもらおう。リズム音刺激は歩き始めてから 20sec 後から提示される。なお, Nosound 条件では 3 試行とも聴覚リズム刺激なしでの歩行を計測する。

2.4 実験装置

本研究では小型 PC(Panasonic, CF-W5AWDBJR, 日本) に Walk-Mate および RAS を実装する。人間の歩行周期計測のためにはフットセンサ(オジデン, OT-21BP-G, 日本)を参加者の靴に装着する (図 2)。なお, フットセンサの圧力が離地タイミングのデータは足首につけられた送信機(スマートセンサーテクノロジー, S-1019M1F, 日本)から無線で送信し, 小型 PC に接続された受信機(スマートセンサーテクノロジー, WM-1019M1F, 日本)で受信する。そして, 密閉型ヘッドホン(Victor, HP-RX500, 日本)からリズム音刺激を参加者に提示する。

2.5 分析方法

4 日間の課題の内, 各日程における 1 回目の試行での歩行周期データを分析に用いる。歩行周期は一方の脚が接地してから次に同側脚が接地するまでの時間とし, 今回は左脚の歩行周期を分析対象とする。本研究では, 歩行周期の変動性と歩行周期のゆらぎ特性の分析を行う。これら二つの分析により, 算出される二つの指標を組み合わせた歩行状態空間においてリズム音刺激による歩行への影響を検証していく。

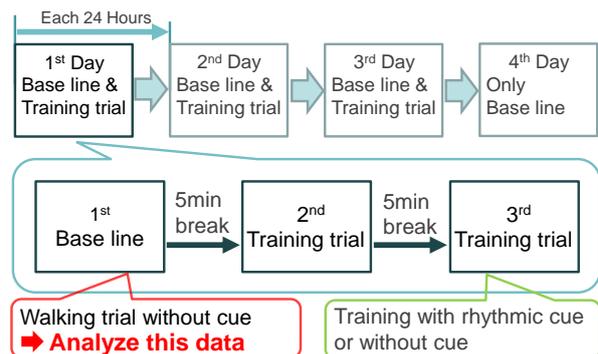


Fig. 1 Experiment tasks.

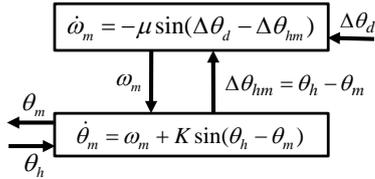
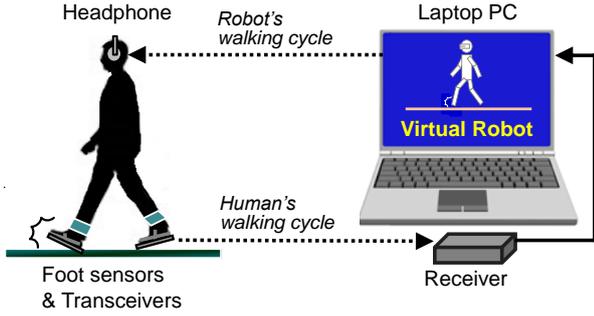


Fig. 2 Rhythm generating model.

歩行周期の変動性を表す指標としては変動係数 CV を用いる。変動係数は下の式に示すように歩行周期データ u の標準偏差 u_{sd} を歩行周期データの平均値 $\langle u \rangle$ で割ることにより算出する。

$$CV = \frac{u_{sd}}{\langle u \rangle} \times 100 [\%] \quad (3)$$

先行研究においては健常者の歩行周期の変動係数はわずか 2% 程度と小さいが、PD 患者においては 3% 以上と大きい値を示すことが報告されている^[6]。

ゆらぎ特性の分析には DFA (Detrended Fluctuation Analysis) を用いて、スケーリング指数 α を算出する^[6]。この値から元の時系列データのダイナミクスを評価する。ここで n は分割するボックスサイズ、 N' はデータ長 N を n で割った時の値、 $y_n(k)$ は分割したボックス内の線形トレンドである。

$$y(i) = \sum_{k=1}^i [u(k) - \langle u \rangle] \quad (4)$$

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N'} \sum_{k=1}^{N'} (y(k) - y_n(k))^2} \propto n^\alpha \quad (5)$$

スケーリング指数が 0.5 に近いほど元の時系列データがホワイトノイズ特性を持ち、1.0 に近いほど $1/f$ ゆらぎ特性を持つということを示している。先行研究では若年健常者の歩行周期から算出されるスケーリング指数 α は 1.0 に近い値を示し、PD 患者の場合は 0.5 に近い値を示すことを報告されている^[4]。

以上の二つの分析方法より、4 日間の単独歩行データから変動係数 CV とスケーリング指数 α を算出する。

その後、条件ごとに 1 日目と 4 日目の CV および α の群内の平均値を算出する。次に、 CV と α で構成される歩行状態空間上に、算出した平均値をプロットする。そして、歩行状態空間において条件ごとの変化の方向を評価することにより条件間の歩行改善効果の差を評価する。

3. 結果

図 3 に Walk-Mate 条件における歩行状態空間上での変化を示す。破線の矢印は個別の参加者の変化を示し、実線の矢印は条件ごとの平均の変化を示す。各矢印の始点は 1 日目、終点は 4 日目の CV と α をプロットしたものである。Walk-Mate 条件の (CV, α) の参加者間平均をみると CV は減少、 α は増加し、全体的な変化は歩行状態空間において左上の方向を向いていた。参加者ごと変化を個別に見た際には、8 人の内 4 人が左上の方向を向いていた。図 4 に RAS 条件における歩行状態空間上での変化を示す。RAS 条件の (CV, α) の参加者間平均は CV と α 共に減少し、歩行状態空間において左下の方向を向いていた。個別に見た際には 8 人の内 4 人が左下の方向を向いていた。図 5 に Nosound 条件における歩行状態空間上での変化を示す。Nosound 条件の (CV, α) の参加者間平均をみると CV と α 共に変化は小さくなった。図 6 に 3 条件を比較するために、各条件の変化の平均を同じ状態平面上に並べて示す。3 条件を比較した際に Walk-Mate 条件のみが α について増加傾向を示した。それに対し、RAS 条件は α が減少する傾向を示し、Nosound 条件は他の条件と比較しても変化量は小さかった。 CV については Walk-Mate および RAS 条件がともに減少する傾向を示した。Nosound 条件についてはわずかに減少傾向を示した。

4. 考察

本研究では歩行状態空間において聴覚リズム刺激提示型歩行リハビリの効果の評価した。実験の結果、各条件についてそれぞれ異なる結果を示し、歩行状態空間を用いることにより、リハビリ効果の違いを評価することが可能であることが示された。以下においては今回の条件ごとのリハビリ効果について説明する。

α については Walk-Mate 条件において増加、RAS 条件について減少が確認された。これは先行研究同様の傾向を示した^[8]。この両条件の差は、相互に引き込みながらリズムを変化させ提示するか、一方向的にリズムを変化させることなく提示するかである。これらの結果より歩行周期のゆらぎ特性の改善には双方向的な歩行リズムの提示が必要である可能性を示唆した。これは双方向的な引き込みを介する歩行リズムの提示を用いることにより、健常者の歩行周期のゆらぎ特性^[4]が PD 患者においても獲得される可能性を示唆している。

CV の減少は Walk-Mate 条件と RAS 条件に共通して見られる傾向であった。特に Walk-Mate 条件における CV の減少傾向は先行研究においては示されておらず、今後とも注目していくべき点であると考えられる。そして、これら 2 条件の共通点は聴覚リズム刺激を提示することである。これは先行研究同様、聴覚リズム刺激を用いたりハビリは PD 患者の歩行リズムの変動性を減少させる効果がある事を補強するものであると考えられる^[3]。

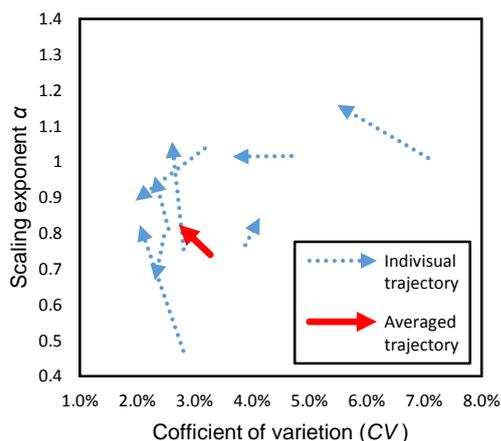


Fig. 3 Trajectory on gait state space about Walk-Mate training.

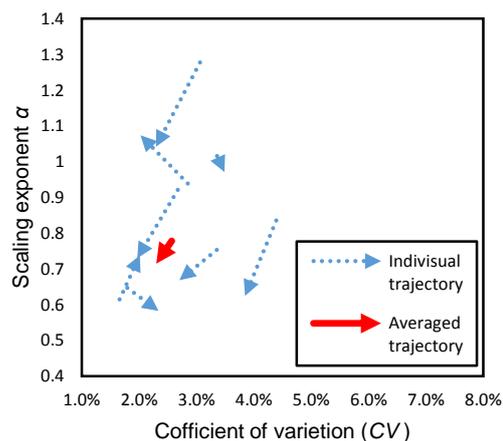


Fig. 4 Trajectory on gait state space about RAS training.

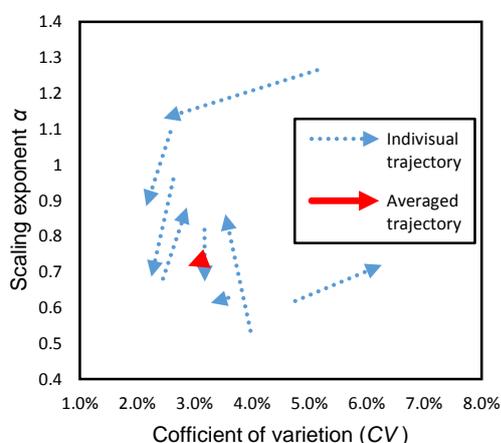


Fig. 5 Trajectory on gait state space about Nosound condition.

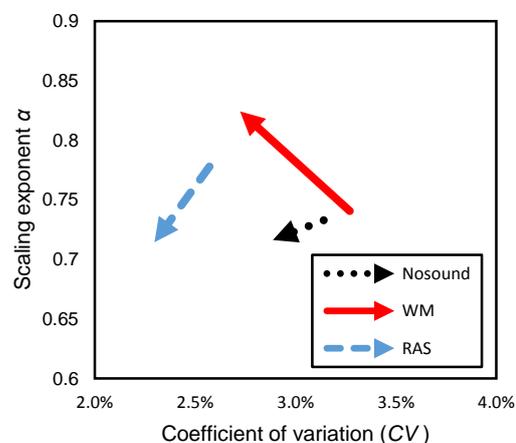


Fig. 6 Comparison of averaged trajectory on gait state space.

これらを踏まえて歩行状態空間上での条件ごとの変化の方向を考える。歩行状態空間は CV と α を組み合わせたものである。先行研究から考えると、CV は小さくかつ α が大きい値を取る場合がより健常者に近い歩行状態を示すことになる^{[4][6]}。つまり、歩行状態空間上では左上方向に向かうリハビリ方法が最も良いリハビリ方法であると判断できる。そして今回の実験結果からその方向に向かう変化を示しているのは Walk-Mate のみである。

以上のように、歩行状態空間においても聴覚リズム刺激提示型歩行リハビリの効果を分類することができた。加えて、今回の結果から PD 患者の歩行状態がより健常者に近づくためには歩行周期の変動性およびゆらぎ特性共に改善傾向を示す Walk-Mate リハビリを行う方がより有効である可能性が示された。

謝辞

本研究にあたり、関東中央病院神経内科の関係者の方々にご協力を頂いた。記して心から感謝の意を表す。

参考文献

[1] A. Z. Zivotofsky, J. M. Hausdorff: The Sensory Feedback Mechanisms Enabling Couples to Walk Synchronously: An Initial Investigation; Journal of Neuro Engineering and

Rehabilitation, Vol. 4, Issue 28, pp. 1-5 (2007).
 [2] T. Muto, B. Herzberger, J. Hermsdoerfer, E. Poppel, Y. Miyake: Interactive Gait Training Device "Walk-Mate" for Hemiparetic Stroke Rehabilitation; Proc. of Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems; pp. 2268-2274 (2007).
 [3] P. Brown, D. Williams: Basal Ganglia Local Field Potential Activity: Character and Functional Significance in the Human; Clinical Neurophysiology, Vol. 11, pp. 2510-2519 (2005).
 [4] J. M. Hausdorff: Gait Dynamics in Parkinson's Disease: Common and Distinct Behavior among Stride Length, Gait Variability, and Fractal-like Scaling; Chaos, Vol. 19, Issue 026113, pp. 1-14 (2009).
 [5] Y. Miyake: Interpersonal Synchronization of Body Motion and the Walk-Mate Walking Support Robot; IEEE Transactions on Robotics, Vol. 25, Issue 3, pp. 638-644 (2009).
 [6] J. M. Hausdorff, M. E. Cudkowicz, R. Firtion, J. Y. Wei, A. L. Goldberger: Gait Variability and Basal Ganglia Disorders: Stride-to-Stride Variations of Gait Cycle Timing in Parkinson's Disease and Huntington's Disease, Movement Disorders, Vol. 13, No. 3, pp. 428-437, (1998).
 [7] L. Ota, H. Uchitomi, K. Ogawa S. Orimo, Y. Miyake: Relationship between Neural Rhythm Generation Disorders and Physical Disabilities in Parkinson's disease Patients' Walking; PLoS ONE, Vol. 9, Issue 11, e112952 (2014).
 [8] H. Uchitomi, L. Ota, K. Ogawa, S. Orimo, Y. Miyake: Interactive Rhythmic Cue Facilitates Gait relearning in Patients with Parkinson's Disease; PLoS ONE, Vol. 8, Issue. 9, e72176 (2013).