

相互引き込みに基づく歩行安定化システムの パーキンソン病患者への適用

青木 清志

Mutual-entrainment based walking stabilization of Parkinson's disease patient Kiyoshi Aoki

Abstract: In this research, to evaluate the effectiveness of walking support system Walk-Mate based to on mutual-entrainment dynamics, we applied it to parkinson's disease patient. We analyzed it from the walking cycle and its stability. The results revealed not only the reduction of accelerating walking but also the stabilization of synchronization, suggesting the effectiveness of Walk-Mate system.

1. はじめに

人間のコミュニケーションにおいては、相互に適応しあうことを介して様々な機能をリアルタイムに創り上げる共創のプロセスが重要である¹⁾。このプロセスの例として、病院などで行われている歩行リハビリテーションにおける患者と療士との協調運動があげられる。これは、人と人が運動を相互に引き込むことで、その時の患者の状態や場所の状況に合わせた歩行状態を作り上げるものである²⁾。われわれの研究グループでは、このような歩行リハビリテーションに着目し、人間同士の双方向の適応を介する歩行機能の創出過程を人間-機械系に再構成することを試み、共創型介助システム Walk-Mate の開発を進めてきた。この Walk-Mate は、PC 上に構成した仮想ロボットと人間のそれぞれの歩行リズムを相互に引き込みあうことで、歩行運動の相互適応とリアルタイムの機能創出を実現するシステムである³⁾。これまで Walk-Mate は神経疾患や股関節疾患による歩行障害に適用され、左右脚運動の非対称性や歩行パターンの安定性を改善することが実証されてきた^{5)~8)}。

一方、新たなリハビリテーションとして、音や音楽を提示することで歩行などの運動障害を改善する手法が注目されている。このようなリズムを用いた訓練手法の一つに RAS (Rhythmic Auditory Stimulation) がある。これは、一定のテンポを有する音楽やリズムを提示することで運動障害を改善する方法であり、数多くの研究で改善効果が示されている。例えば、Wolfgang らや E.Van らは RAS をパーキンソン病患者に適用し、歩行速度や歩幅の増加などの歩行能力の改善効果を示している⁹⁾¹⁰⁾。また McIntosh らは、RAS を 3 週間の訓練に用いることで、その効果が 3~4 週間維持されることを示唆した¹¹⁾。これら以外にも数

多くの研究で改善が示されている^{12)~23)}。

これまで Walk-Mate は、片麻痺や股関節疾患など限られた疾患にしか適用されていない。特に、リズム刺激による改善効果が高いといわれているパーキンソン病は、RAS による効果が報告されているが、Walk-Mate の適用はいまだ実現していない。そこで本研究では、Walk-Mate をパーキンソン病患者に適用し、歩行障害の改善効果を評価する。

パーキンソン病とは、大脳基底核にある黒質に異常が起り、脳内のドーパミンが不足し、脳からの指令がうまく伝わらなくなること、身体の動きが遅くなったり、思うように動かさなくなったりする疾患である。主症状として、ふるえ、固縮、動作緩慢、姿勢反射障害がある。これ以外にも、歩いているうちに歩幅が徐々に小さくなる小刻み歩行や早足になってしまう加速歩行、歩き出せなかったり、突然歩けなくなったりするすくみ足などの歩行障害もみられる^{24)~31)}。特に、加速歩行は転倒を引き起こしやすい症状で、転倒によって怪我や骨折などをしてしまうことで、外出を避けたり、寝たきりにつながる可能性がある。

パーキンソン病に様々な歩行障害がみられる理由は、運動制御機構の異常だけではなく、内的なリズム形成が障害されるともいわれている³²⁾。そのため、外的なリズム刺激を与えることによって、内的に安定したリズムが形成され、運動制御機能の異常を緩和すると予想される。そこで、本研究ではパーキンソン病の特徴的な歩行障害である加速歩行に着目し、歩行改善効果を時間的側面から解析を行う。また、よりダイナミクスに関連する領域での評価を進めるため、歩行運動の安定性を時間的側面から分析を行う。Walk-Mate を適用し、加速歩行の改

善効果と歩行運動の安定性を体系的に評価することで、Walk-Mate の特徴である相互適応を介する共創プロセスについて有効性を評価する。

以下、第2章で実験方法と分析方法について述べる。第3章で結果を示し、第4章で考察し、第5章でまとめを行う。

2. 実験

2.1 実験方針

本研究では、パーキンソン病の歩行障害に Walk-Mate を適用し、その改善効果について検証を行う。しかし、パーキンソン病の症状は多様であるため、より特徴的な症状の1つである加速歩行に着目する。患者の単独歩行と Walk-Mate 歩行を時間的側面から比較し、Walk-Mate の加速歩行の抑制効果を検証する(実験1)。また、よりダイナミクスに関連する領域での評価を進めるため、歩行運動の安定性という時間的側面からの分析を行う(実験2)。

2.2 実験課題と被験者

被験者は、Walk-Mate が実装された PC、ヘッドホン、フットセンサを装着し、直線状の30mの廊下を提示されるリズム刺激に歩調を合わせて歩行するように指示された。

本実験は、2つの実験により構成された。実験1の被験者は、Table 1 に示すようにパーキンソン病患者5名(男性3名、女性

2名、60-77歳)であった。症状の程度を表す Hoehn-Yehr stage は3~3.5であった。実験2の被験者は、Table 2 に示すようにパーキンソン病患者6名(男性1名、女性5名、60-80歳)であった。症状の程度を表す Hehn-Yehr stage は1~4であった。どちらの実験の被験者も、介助なしで単独歩行が可能であった。

2.3 実験手順

実験1は、加速歩行を単独歩行と Walk-Mate 歩行の歩行周期変化の勾配で比較し、改善効果を評価した。そのため、2つのセッションから構成され、セッション1でリズム音刺激が提示されない単独歩行を、セッション2で提示されるリズム音刺激に合わせた Walk-Mate 歩行を行った。

実験2は、音刺激リズムと歩行リズムの間の位相差を Walk-Mate 歩行と RAS 歩行で比較し、同調の安定性を評価した。そのため、4つのセッションから構成され、セッション1、セッション3で単独歩行、セッション2で Walk-Mate 歩行、セッション4で RAS 歩行を行った。単独歩行と Walk-Mate 歩行は実験1と同様であり、RAS 歩行も Walk-Mate 歩行と同様に提示されるリズム音刺激に合わせて歩行した。

各試行の間には、十分な休憩を取り、前試行における疲労の影響やリズム音刺激の残留効果を排除し、各セッションの独立性を確保した。

Table 1 Subject of Experiment 1

	Age	Gender	Handedness	Pathogeny	Hoehn-Yahr Stage	Treatment	Gimp stick
Subject 1-A	76	F	R	H12	3	Medication	R
Subject 1-B	77	M	R	H14	3	Medication	R
Subject 1-C	72	M	R	H14	3	Medication	—
Subject 1-D	67	M	R	H13	3	Medication	—
Subject 1-E	60	F	R	H6	3.5	Medication	R

Table 2 Subject of Experiment 2

	Age	Gender	Handedness	Pathogeny	Hoehn-Yahr Stage	Treatment	Gimp stick
Subject 2-A	80	F	R	H18	1	Medication	R
Subject 2-B	64	F	R	H19	4	Medication	R
Subject 2-C	60	F	R	H6	3.5	Medication	R
Subject 2-D	72	M	R	H13	3	Medication	—
Subject 2-E	76	F	R	H14	3	Medication	R
Subject 2-F	77	F	R	H17	1.5	Medication	—

2.4 歩行助システム

歩行助システムとして Walk-Mate を用いた。Walk-Mate は Fig.1 に示すように、使用者と仮想ロボットが足音に対応するリズム音を交換するプロセスを介して、歩行運動の相互適応を実現するシステムである。Walk-Mate は、Fig.2 の二重ダイナミクスモデルを用いて人間との相互適応を介する協調歩行を実現している。二重ダイナミクスモデルとは、環境(人間)に対して開かれたインタラクションを担う身体モデル(module-1)と環境(人間)に対して閉じたインタラクションを担う内部モデル(module-2)という2つのサブモデルの相互拘束から成り立つモデルである。

身体モデルでは人間との間に動的な関係を生成し、内部モデルでは身体モデルを操作することで、人間との間に生成された関係を適切な状態へ修正する。このようなサイクリックなプロセスを用いることで人間との共創プロセスを実現している。

まず、身体モデルは仮想ロボットの歩行リズムを生成する役割を担っており、人間の歩行リズムとの相互引き込みを介して両者の歩行リズムの間に安定な位相関係を自己組織する。相互引き込みは仮想ロボットと人間の歩行リズムが共に非線形振動子で生成されていると仮定し、両者の振動子間に相互作用項を設けることで実現している。また内部モデルは、身体モデルで生成した位相関係を適切な状態に保つ役割を持つ。このような役割を実現するために、両者の歩行リズム間の位相関係を表す位相差を観測し、その位相差が設定された目標位相差に収束するように、身体モデルの固有振動数を修正する機能を持つ。

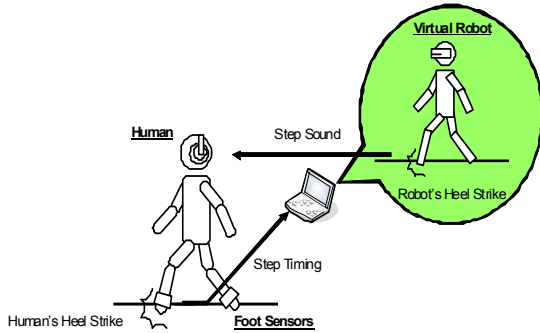


Fig.1 Walk-Mate

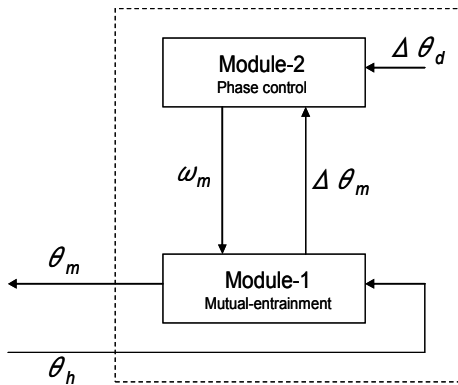


Fig.2 Walk-Mate model

本研究で用いた Walk-Mate の身体モデルは、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いる。(1)、(2)式に示す。

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

$$\dot{\theta}_h = \omega_h + K_h \sin(\theta_m - \theta_h) \quad (2)$$

ただし、式(1)は仮想ロボットの歩行リズムを生成する位相振動子を表し、式(2)では人間の歩行リズムが位相振動子で表されることを仮定している。 ω_m 、 ω_h は、仮想ロボットと人間の歩行リズムの固有振動数である。また、 θ_m 、 θ_h は仮想ロボットと人間の位相である。また、 K_m 、 K_h は、仮想ロボットと人間のインタラクションの強度を表す結合定数である。このような関係によって、両者のリズムの間にインタラクションが働き、相互引き込みを実現している。

また、内部モデルは式(3)のように定義されている。

$$\omega_{m,i+1} = \omega_{m,i} - 2\varepsilon(\phi_d - \phi_{hm,i}) \quad (3)$$

まず、身体モデルで生成された位相関係を位相差 $\phi_{hm,i} = \theta_h - \theta_m$ として評価する。特に、位相差の時間変動が設定した閾値を下回った状態を位相差が収束した状態とみなし $\phi_{hm,i}$ とおく。ここで i は収束状態が生成された回数を表している。この位相差 $\phi_{hm,i}$ が目標位相差 ϕ_d に収束するように式(3)に基づいて身体モデルの固有振動数 $\omega_{m,i+1}$ を生成し、現在の固有振動数を修正する。

次に、Walk-Mate の実装に関して、Fig.1 に示されるように仮想ロボットの歩行リズムに対応するリズム音刺激を人間に提示することで、リズム音刺激と人間の歩行リズムとのあいだに相互引き込みを用いた安定な位相関係を実現している。このシステムは Fig.3 に示す、PC、ヘッドホン、無線送受信機、フットセンサを用いて実現されている。人間の歩行リズムはフットセンサと無線送受信機(横山製作所, YMI03A 有限会社スマートセンサーテクノロジー, 送信機:S-1019M1F, 受信機:WM-1019M1F)からなる足接地タイミング検出装置を用いて検出し、無線送受信機を介してPC内の仮想ロボットに送られる。また、仮想ロボットの歩行リズムは、ヘッドホンを介してリズム音刺激として人間に提示される。

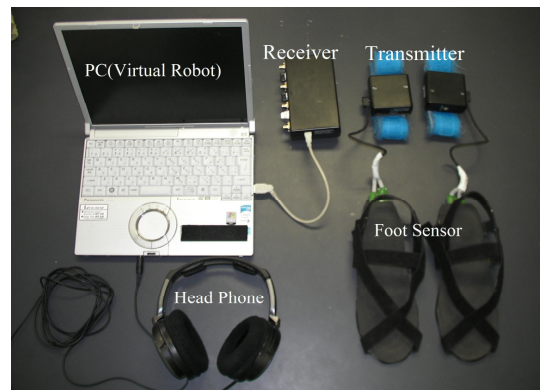


Fig.3 Walk-Mate system

また、Walk-Mateを実際に使用する場合には、目標位相差を変化させることによって、人間側の歩行を変化させることが可能である。目標位相差を0に設定すると、両者の足接地タイミングを同調させることができる。また、目標位相差を負方向に設定することで、人間の足接地タイミングに先行してロボットの歩行リズムであるリズム音刺激が出力され、それに人間が合わせようとすることで、人間の歩行を促進することが可能になる。また、正方向に設定することで逆の効果を及ぼし、人間の歩行を抑制することが可能になる。

2.5 RAS

RASは一定テンポのリズム音刺激を発生させ、その音に合わせて被験者が歩行することで、被験者の歩行リズムとの間で強制的な引き込みを発生し、被験者の歩行を改善させるものである。

本研究では、人間とのインタラクションを行わず、固定された振動数で作動するWalk-MateとしてRASを構成した。式(1)の結合強度を $K_m = 0$ とすることで相互作用項を持たないものとし、常に固定された振動数 ω_m で動作する。 ω_m は被験者の固有振動数に近い値を用いるために、被験者の単独歩行の歩行周期を計測し、歩き始め及び立ち止まりの影響を避けるために、歩行が安定してから立ち止まる3歩前までの歩行周期の平均値を算出し決定する。

2.6 パーキンソン病歩行への適用

Walk-Mateとの協調歩行による歩行周期の時間発展の影響をFig.4に示す。0~60秒までをStage I、60~180秒までをStage II、180~240秒までをStage IIIとする。Stage I、Stage IIIでの目標位相差は0rad、Stage IIでの目標位相差は $\pm 0.5\text{rad}$ とする。このとき、Stage Iの歩行周期はほぼ一定で推移しているが、Stage IIになると、歩行周期が変化する。目標位相差が $+0.5\text{rad}$ のとき、歩行周期が長くなり歩行リズムが抑制される。一方、目標位相差が -0.5rad のとき、歩行周期が短くなり歩行リズムが促進される。Stage IIIは、Stage Iと同様に目標位相差が0radであるため、徐々に初期の歩行周期に収束する。このようにWalk-Mateを適用した協調歩行において、位相差を制御することで歩行の促進および抑制が可能である。

パーキンソン病の加速歩行は、歩行周期が徐々に短くなるため、Walk-Mateの目標位相差を正方向に設定する。ロボットの歩行リズムの音刺激が、人間の足接地タイミングより遅れて出力されることで、人間の足接地タイミングを遅らせることが可能となる。

2.7 歩行計測システム

被験者の歩行状態は、Fig.3に示す足接地タイミング検出装置を用いる。この装置は、足の接地および離地のタイミングを検出し、時間的側面からの解析が可能である。フットセンサには、テープスイッチ(オジデン、OF-21BP-G)が組み込まれている。

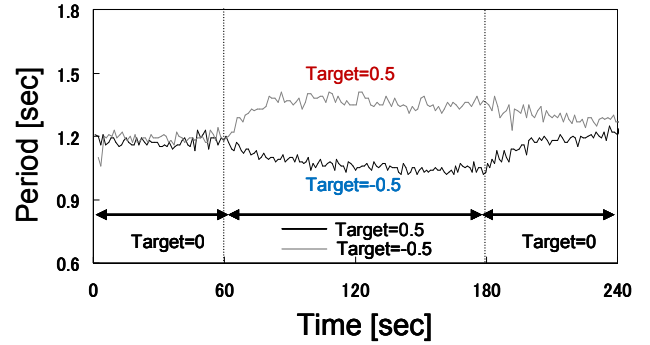


Fig.4 Temporal development of period



Fig.5 Foot sensor and Transmitter

足底の一部に一定の圧力(220g/cm^2)がかかったタイミングを接地、圧力が一定まで下がったタイミングを離地として検出する。フットセンサは、サンダル型をしており、Fig.5の装着例のようにマジックテープで靴に固定し、足首にバンドで固定した送信機に接続する。また、検出した接地、離地タイミングのデータは、送信機から無線で送信され、PCに接続した受信機で受信する。

2.8 分析方法

2.8.1 加速歩行の分析

パーキンソン病患者の加速歩行は、時間的側面から定量的に解析を行う。その指標として、歩行周期の時間発展を用いた。歩行周期は、一方の脚が接地し次に同側脚が接地するまでの時間を1周期とする。歩行周期は以下のように定義する。

$$T_L(n) = t_L(n+1) - t_L(n) \quad (1)$$

左足の歩行周期を $T_L(n)$ とする。 $T_L(n)$ は、 $n+1$ 歩目の左脚接地時間 $t_L(n+1)$ と n 歩目の $t_L(n)$ の差分である。左右の歩行周期は対称であるとし、左足の歩行周期を用いる。

加速歩行は、歩行周期が時間変動とともに減少するものとする。この歩行周期の時間発展を、最小2乗法を用いて $y = \alpha x + \beta$ に線形近似し、この直線の傾き α より評価する。 α は(2)式により定義される。

$$\alpha = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2} \quad (2)$$

傾きを算出するときには、歩き始め及び立ち止まりの影響を避けるために、歩行が安定してから立ち止まる前の3歩までを用いる。

前実験より、歩行周期と時間の関係から傾き $\alpha = -0.001$ 以下のものを加速歩行と定義した。

2.8.2 安定性の分析

歩行運動の安定性は、人と仮想ロボットの歩行リズムの位相差の時間変化から両リズムの同調に関わる安定性を評価する。時間発展に応じた位相差の変化が少なく、両者の歩行リズムの位相関係が定常に保たれている状態を安定であると評価し、位相差の変化が大きい状態を不安定であると評価する。

位相差は、仮想ロボットと人間の歩行リズムを生成する振動子の位相の差である。特に、人間が足接地した時刻(人間の位相が0になる時刻)に計算を行い、定義する。

$$\Delta\theta_i = \theta_h(t_i) - \theta_m(t_i) \quad (3)$$

ここで、 $\Delta\theta_i$ は i ステップ目の左の位相差であり、 t_i は i ステップ目の人間の左接地時刻($\theta_h = 0$ となる時刻)である。また、 $\theta_h(t)$ は時刻 t における人間の位相、 $\theta_m(t)$ は時刻 t における仮想ロボットの位相とする。人間の位相が仮想ロボットの位相よりも先行している場合、リズム音刺激が人間の足接地より後に提示されていることを示し位相差は正值になる。

また、安定性の指標として、位相差の標準偏差を用いる。標準偏差が小さいほど位相差のばらつきが小さく安定であるとする。この標準偏差を(4)式に定義する。

$$PdSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\Delta\theta_i - \overline{\Delta\theta})^2} \quad (4)$$

ここで、PdSDは左脚の位相差の標準偏差、 $\Delta\theta_i$ は i ステップ目の左脚の位相差である。

3. 結果

3.1 加速歩行の抑制効果

加速歩行の抑制効果では、Walk-Mate を適用することで改善傾向がみられた。典型例として Fig.6 に単独歩行と Walk-Mate 歩行での歩行周期の時間発展を示す。Fig.6 a)の勾配が大きいときには、単独歩行の歩行周期が時間とともに短くなり、加速歩行をしていることがわかる。これに対して、Walk-Mate 歩行でも、歩行周期が短くなっているものの、短くなる割合が減少して、加速歩行が緩和されていることがわかる。Fig.6 b)の勾配が小さいときにも、単独歩行では加速歩行がみられる。それに対して、Walk-Mate 歩行では、歩行周期が短くならなかった。

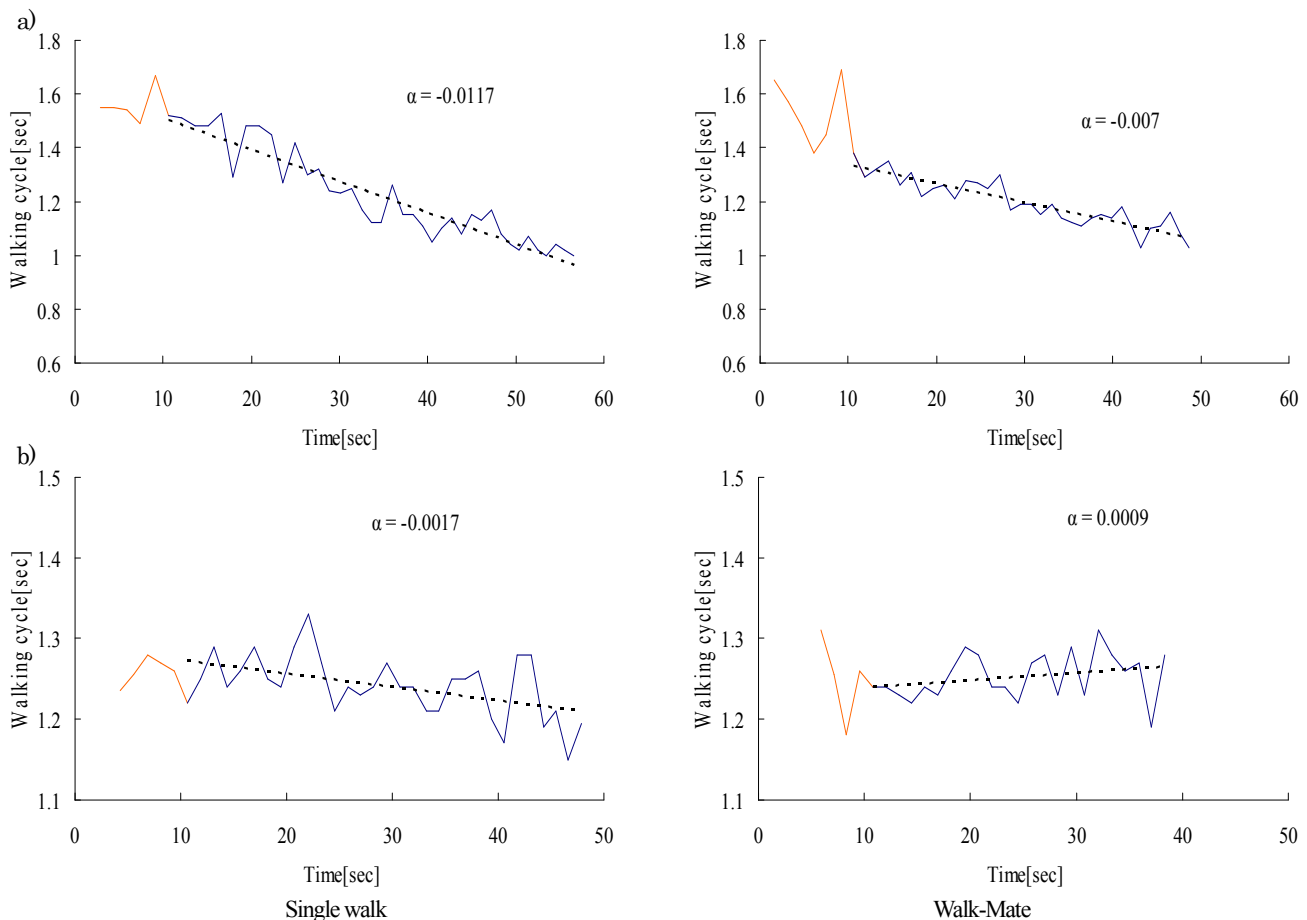


Fig.6 Walking cycle

Table 3 Gradient of walking period

Subject	A	B	C-1	C-2	D	E-1	E-2
Single Walk	-0.0024	-0.0017	-0.0103	-0.0021	-0.0013	-0.0111	-0.0136
Walk-Mate	-0.0017	0.0009	-0.0013	-0.001	0.0015	-0.007	-0.0073

Table 4 T-test of gradient

	Single Walk	Walk-Mate
Average	-0.0061	-0.0023
Standard Error	0.0020	0.0013
Standard Deviation	0.0053	0.0035
P-Value	0.0146	

Table 5 T-test of gradient

	PD Walk-Mate	Health Single Walk
Average	-0.0023	0.0001
Standard Error	0.0013	0.0002
Standard Deviation	0.0035	0.0006
P-Value	0.1370	

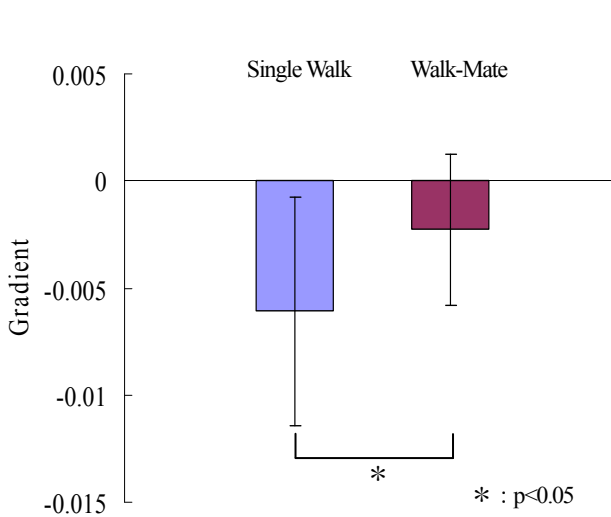


Fig.7 T-test of gradient

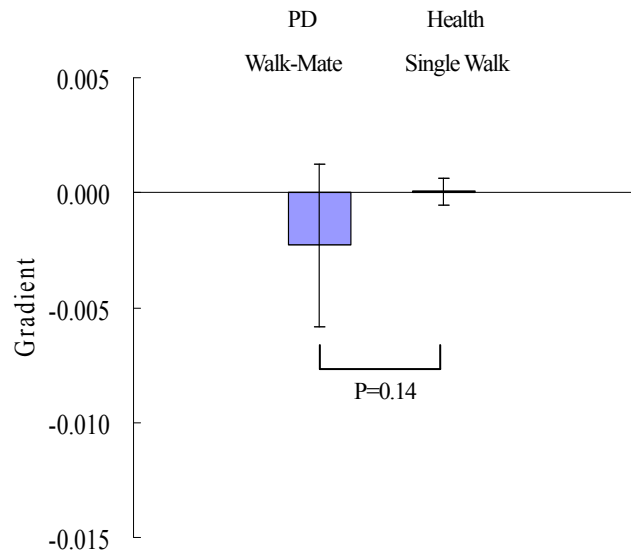


Fig.8 T-test of gradient

全ての被験者の歩行周期の減少を、回帰直線の傾きとして算出し Table 3 に示す。Table 3 より、全ての被験者において Walk-Mate 歩行による加速歩行の緩和が観察された。また、この傾きを対応のある 2 つの母平均の検定で評価したものを Table 4, Fig.7 に示す。Walk-Mate 歩行では、単独歩行に比べて傾きが 0 に近づいており、加速歩行が改善していることがわかる。また、傾きにおいて単独歩行と Walk-Mate 歩行との間に有意な差($t(7)=2.500$, $p<0.05$)がみられた。また、歩行周期がほぼ一定で安定している健常者の単独歩行とパーキンソン病患者の Walk-Mate 歩行の傾きを対応のない 2 つの母平均の検定で評価したものを Table 5, Fig.8 に示す。健常者(男性 7 名, 23~25 歳)のデータは、過去に計測したものを利用した。その結果、両者の間に有意な差($t(7)=2.447$, $p<0.137$)はみられなかった。

3.2 歩行の安定性

歩行リズムの安定性に関して、Walk-Mate 歩行において顕著な安定性が観測された。典型例として、Fig.9 に Walk-Mate 歩行と RAS 歩行における仮想ロボットと被験者の位相差の時間変化を示す。Walk-Mate 歩行では、位相差がある一定の範囲にとどまり、ゆらぎが小さいことがわかる。一方、RAS 歩行では、位相差が時間とともに大きく変動していることがわかる。Fig.9 a)では、RAS 歩行での位相差が徐々に増加していることから、被験者の足接地タイミングが提示されるリズム音よりも徐々に速くなっている。逆に、Fig.9 b)では、位相差が徐々に減少していることから、足接地タイミングは徐々に遅れている。どちらも位相差が大きくなり、同調が外れてしまっている。

全ての被験者の安定性の指標を Table 6 に示す。7 例中 6 例で Walk-Mate の方が RAS より指標が小さく、時間発展におけるゆらぎが小さいことがわかる。

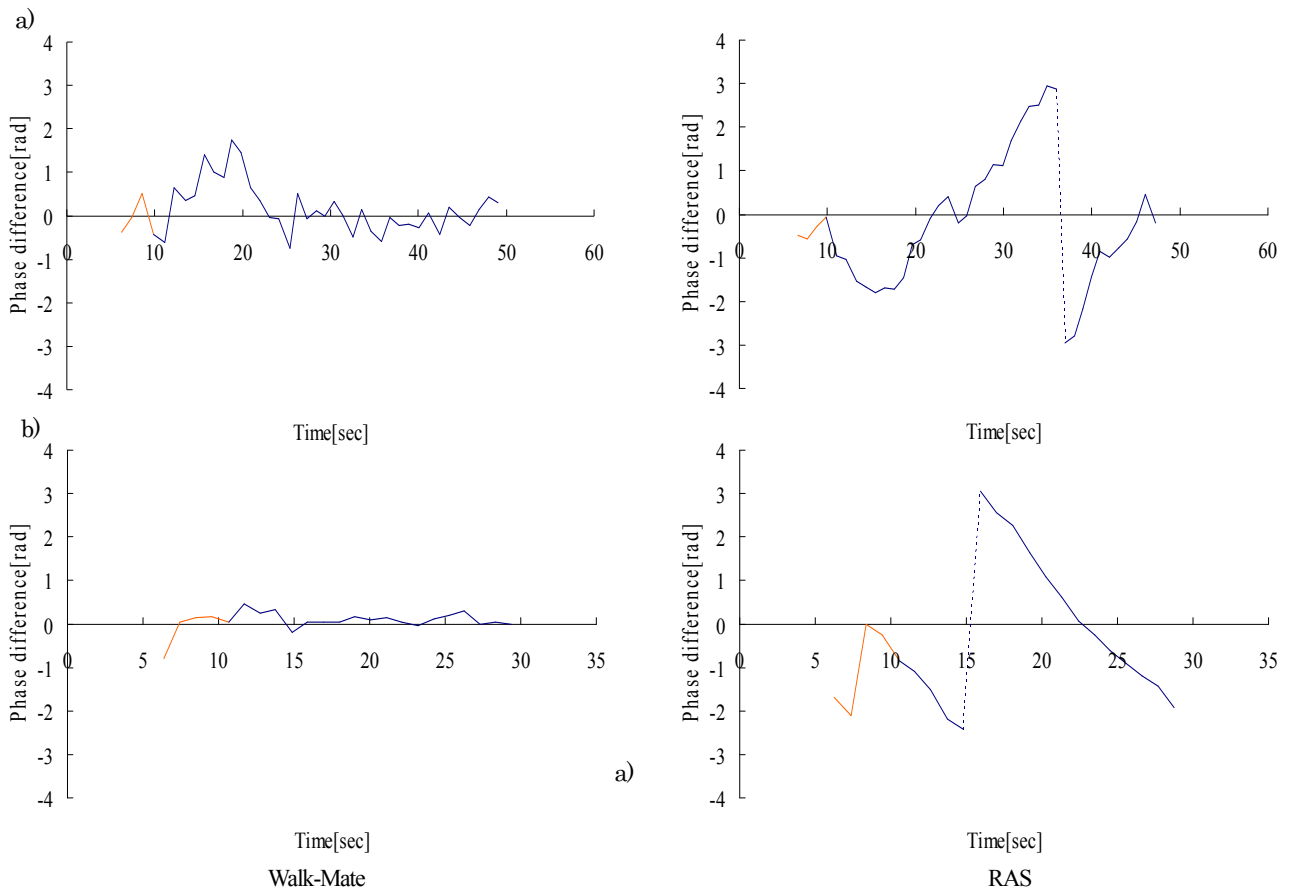


Fig.9 Phase difference

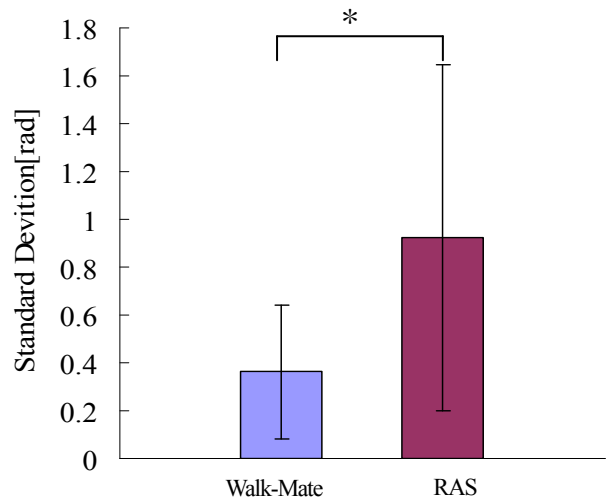
Table 6 Stability of walking synchronization

Subject	A	B	C-1	C-2	D	E	F
Walk-Mate	0.1274	0.5791	0.8448	0.4975	0.1319	0.1508	0.2053
RAS	0.2494	1.5320	1.8519	0.4404	0.2776	1.6834	0.4475

Table 7 T-test of Stability

	Walk-Mate	RAS
Average	0.3624	0.9261
Standard Error	0.1064	0.2735
Standard Deviation	0.2816	0.7236
P-Value	0.0469	

Walk-Mate 歩行と RAS 歩行での安定性の指標を対応のある 2 つの母平均の検定で評価したものを Table 7, Fig.10 に示す. 両者の間に有意水準 5%($t(7)=2.447$, $p=0.047$)で差がみられた. この結果より, Walk-Mate 歩行では指標の値が小さく, 安定性を維持していることがわかる. 逆に, RAS 歩行では値が大きくなっており, 歩行リズムが不安定化していることがわかる.



* : $p < 0.05$

Fig.10 T-test of Stability

4. 考察

本研究では、パーキンソン病患者の歩行障害に Walk-Mate を適用し、加速歩行の改善効果を検証した。また、歩行運動の安定性を時間的側面から検証した。

4.1 加速歩行の抑制効果

パーキンソン病患者の加速歩行は、歩行周期が徐々に減少していく傾向がある。このような傾向に対し、Walk-Mate を適用し歩行リズムを抑制するように位相差を制御した。その結果、歩行周期の有意な減少がみられ、加速歩行が改善した。Walk-Mate 歩行と健常者の通常歩行の周期勾配を比較した結果、有意な差はみられなかったことから、その改善効果は高いといえる。

従来の歩行リハビリテーションは、運動機能を維持し自立した生活を行うことを目標とした歩行訓練が主体であった³⁾。一方、近年は、運動機能の維持、回復だけではなくリズム形成障害の視点から運動機能を助けるような試みがなされている。これは、内的リズム形成障害を外部からのリズム刺激によって改善するというものである。

パーキンソン病は、大脳基底核回路の一部に変性が起こることが原因であると言われている。大脳基底核回路は運動制御を司るものの1つであり、自発的リズム形成に重要な役割を担っていると考えられている。パーキンソン病の歩行障害は、この大脳基底核回路の変性により、自己ペース運動にリズム障害を引き起こしていると考えられる。これに対し、小脳—大脳運動回路は外的ペース運動に関与している。この回路に外部からリズム刺激を与えることによって、体内に安定したリズムを誘発し、変性した大脳基底核回路を補佐する役割を担っていると考えられる。

そのため、パーキンソン病の歩行訓練にリズム音刺激を用いることは、内的なリズム形成を助け運動機能の維持に大きく役立つものである。加速歩行の改善効果が示されたことは、歩行訓練中の安全性を高めたといえる。以上から、Walk-Mate を用いた歩行リハビリテーションの有効性が示された。

4.2 歩行の安定化

RAS 歩行では時間発展とともに位相差が大きく変動した。これは、身体を思い通りに動かさないために、初期からの微小なズレを修正できず、蓄積されていくためである。このことは、パーキンソン病患者のような運動制御機構に異常がみられる疾患に対する RAS の適用の限界を示している可能性がある。RAS のリズム提示が、内的リズムを誘発し、歩行改善効果を示した研究は存在する。その一方で、一方向的な適応が 1f ゆらぎやカオス性を正常な状態から逸脱させる結果も報告されている³⁴⁾³⁵⁾。

これに対し、Walk-Mate 歩行では、位相差が一定の範囲に保たれ、時間発展における変動が小さかった。これは、Walk-Mate の特徴である相互引き込みによって、提示されるリズムに対し、患者が無理せずに歩行リズムを形成できるからであると考えら

れる。

一方向の適応に基づく RAS と双方向の適応に基づく Walk-Mate を比較し、Walk-Mate の有用性を示した研究がいくつかある。高梨らは擬似障害者に Walk-Mate を適用した場合、RAS と比較して歩行周期のゆらぎが減少し、歩行の円滑性が改善することを示した⁸⁾。

本研究においても、RAS のような一定テンポのリズム音刺激への適応が難しい患者においても、Walk-Mate では定常的な位相関係が維持され、安定した歩行状態が実現可能であることが示された。

4.3 リズムに合わせた歩行リハビリテーション

前述したとおり、パーキンソン病は大脳基底核回路の一部に変性が起こることが原因であると言われている。Walk-Mate の適用は、リズムを提示することで、小脳—大脳運動回路などの神経ネットワークを活性化させ、内的なリズム形成を助長し、運動制御機構の安定化をもたらしたと考えられる。

音楽や音刺激を用いたリハビリテーションの方法は多岐にわたるが、Walk-Mate も有効な手法となる可能性が示された。今後は、提示するリズムを個人にとって最適に調整することで、より一層の改善効果が期待される。

4.4 加速歩行の定量化

歩行周期を扱った先行研究に、継続的な時間変化を計測したものはない。また、パーキンソン病の加速歩行の明確な定義もなされていない。医療機関の診断指標も患者からのアンケートもしくは平均歩行周期が 0.9 秒以下のときとしており、歩行中の周期変動を時間発展で計測し診断したものではない。本研究では、フットセンサを用いることで時間発展に伴う歩行周期を計測することが可能であった。また、前実験より加速歩行は、歩行周期の減少勾配 $\alpha = -0.001$ 以下と定義したが、今回の被験者もこの値を満たしていた。

加速歩行を定量化したことで、これまでの診断指標や目視による観察、自覚症状ではわからなかった潜在的な加速歩行についても早期発見が可能となった。加速歩行は転倒にもつながり、怪我や骨折などを引き起こす恐れがある。パーキンソン病を発症する年齢は中高年層が多く、転倒が原因で外出や運動が減り、さらなる骨萎縮や身体機能の低下を引き起こすことも危惧される。加速歩行を早期に発見し、早期に治療を開始することは、転倒予防のみならず生活の質を維持、向上させるために重要であると考えられる。

5. まとめ

本研究では、パーキンソン病の特徴的な歩行障害である加速歩行に Walk-Mate を適用し、その症状の緩和効果について定量的に評価した。まず、加速歩行を歩行周期の減少プロセスとしてその勾配を算出し、単独歩行と Walk-Mate 歩行の歩行周期勾

配を比較した。その結果、Walk-Mate は単独歩行に比べて有意に加速歩行を抑制する効果があることが示された。また、Walk-Mate と RAS を適用し、歩行リズムの安定性の観点から両者を比較した。その結果、Walk-Mate は RAS に比べて有意に安定した歩行形態を維持することが示唆された。これらのことから、パーキンソン病の加速歩行および歩行リズムの安定性について、Walk-Mate の双方向の適用を活用することで、症状緩和およびその有効性が示唆された。これは、安全に歩行リハビリテーションを支援できる可能性を示している。また今回、加速歩行を定量的に計測できたことで潜在的な加速歩行を早期に検出することが可能となった。今後、Walk-Mate がパーキンソン病の早期発見、早期治療に有益な装置となることが期待される。

謝辞

本研究を進めるにあたり、多くのご指導を賜りました三宅美博准教授に深く感謝いたします。また、実験において快く協力していただきました公立学校共済組合関東中央病院・神経内科の織茂智之先生、職員の皆様ならびに、日産玉川病院・脳神経内科の和田義明先生、みとま神経内科クリニックの三苦博先生に深く感謝いたします。そして、装置開発及び解析において多くの助言を賜りました三宅研究室の方々にも心より感謝いたします。

参考文献

- [1] 三宅美博: 場と共創(分担: “コミュニケーションと共生” 第4章 339/397), NTT出版(2000)
- [2] 長谷川, 中島: 寝たきりにさせない看護技術, 62/67, 医学芸時術社(2001)
- [3] 武藤, 三宅: 歩行介助を目的とする人間-ロボット協調系における共創出過程の解析, 計測自動制御学会論文集, Vol.38, No.3, 316/323, (2002)
- [4] 野本, 三宅: 共創型介助システム Walk-Mate による歩行リズム制御, 第18回自律分散システム・シンポジウム資料, 17/22, (2006)
- [5] 渥美, 三宅, 國見, 野村, 別府: 歩行介助システム Walk-Mate の時間的・運動力学的な有効性評価, 計測自動制御学会論文集, Vol.41, No.4, 380/382, (2005)
- [6] 小林, 三宅, 和田, 松原: 加速度センサを用いた運動学的分析システム-股関節疾患の術後リハビリにおける Walk-Mate の有効性評価への適用, 計測自動車学会論文集, Vol.42, No.5, 567/576, (2006)
- [7] Muto, T, Herzberger, B., Hermsdorfer, J., et al. : Interactive Gait Training Device “Walk-Mate” for Hemiparetic Stroke Rehabilitation, Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, (2007)
- [8] 高梨, 三宅: 共創型介助ロボット “Walk-Mate” の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文集, Vol.39, No.1, 74/81, (2003)
- [9] van Wegen E, Lim I, de Goede C, Nieuwboer A, Willems A, Jones D, Rochester L et al.: The effects of visual rhythms and optic flow on stride patterns of patients with Parkinson’s disease, PARKINSONISM & RELATED DISORDERS, Vol.9, No.1, 21/27, (2006)
- [10] Wolfgang Enzensberger, Peter-A Fisher : Metronome in Parkinson’s disease, The Lancet, Vol.347, 1558, (1996)
- [11] McIntosh G C, Brown, S H, Rice R R, et al. Rhythmic auditory motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson’s disease, Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. Vol.62, No.1, 22/26, (1997)
- [12] M.H.Thaut, G.C.McIntosh, R.R.Rice : Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation, Journal of the Neurological Sciences, Vlo.15, No.2, 207/212, (1997)
- [13] Esther Cubo, Sue Leurgans, Dhrisopher G Goetz : Short-term and practice effects of metronome pacing in Parkinson’s disease patients, Parkinsonism & Related Disorders, Vol.10, 507/510, (2004)
- [14] E.van Wegen, C. de Goede, I. Lim, M.Rietberg, A. Willems, D.Jones, L. et al. : The effect of rhythmic somatosensory cueing on gait in patients with Parkinson’s disease, Juurnal of Neurological Sciences, Vol.248, 210/214, (2006)
- [15] Thaut MH, Mcintosh GC, Rice RR, et al : Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson’s disease patients. Mov Disord , No.11, : 193/200, (1996)
- [16] Anne-Marie Willems, PhD, Alice Nieuwboer, PhD, Fabienne Chavret, MSc, Kaat Desloovere, PhD, et al. : Turning in Parkinson’s Disease and Controls : The Effect of Auditory Cues, Movement Disorders, Vol.22, No.13, 1871/1878, (2007)
- [17] Hayashi A, Masanori N, Yoshikumi M : Music therapy in parkinson’s disease: Improvement of Parkinson gait and depression with rhythmic auditory stimulation, Parkinsonism and Related Disorders, No.12, S76, (2006)
- [18] Yoram B, Ariel M : Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis, Journal of the Neurological Sciences, No.254, 90/94, (2007)
- [19] Thaut, M.H, Miller, R., Lange, H.W., et al.: Velocity modulation and rhythmic synchronization of gait in Huntington’s disease., Movement Disorders, Vol.14, No.5, 808/819, (1999)
- [20] Prassas, S., Thaut M., McIntosh, G, et al. : Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients, Gait and posture, Vol.6, 218/223, (1997)
- [21] Suteerawattananon, M., Morris, GS., Etnyre, B.R., et al. : Effects of visural and auditory cues on gait in individuals with Parkinson’s disease, Neurological Sciences, No.219, 63/69, (2004)

- [22] Willems, A.M., Nieuwboer, A., Chavret, F., et al. : Turning in Parkinson's Disease Patients and Controls: The Effect of Auditory Cues, Vol.22, No.13, 1871/1878, (2007)
- [23] del Olm., M.F., Cudeiro, J., : Temporal variability of gait in Parkinson's disease: effects of a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues, Parkinsonism & Related Disorders, No.11, 25/33, (2005)
- [24] 福原, “国立療養所神経筋難病研究グループ提供 神経筋難病情報サービス” (オンライン), <http://www.niigata-nh.go.jp/nanbyo/index.htm#start>
- [25] 葛原, “厚生労働科学研究費補助 難治性疾患克服研究事業 神経変性疾患に関する調査研究班(平成 14 年度～19 年度)” (オンライン), <http://plaza.umin.ac.jp/neuro/>
- [26] 高田, “財団法人 東京都医学研究機構 東京都神経科学総合研究所 パーキンソン病” (オンライン), <http://www.tmin.ac.jp/index.html>
- [27] 渡嘉敷, パーキンソン病ってなんだろうーその症状と治療についてー, 循環器系総合内科学講座
- [28] 谷岡, 甲斐, 井上, 松田, 菅原, 高坂, Betty, パーキンソン症候群の歩行動作特性の解析, 日本機械学会 福祉工学シンポジウム論文集, (2001)
- [29] 眞野, 森本 : コントロール系異常による病的歩行, 総合リハビリテーション, Vol.15, No.10, 945/955, (1987)
- [30] 阿部: パーキンソン病におけるすくみ足と両下肢協調運動障害, リハビリテーション医学, Vol.43, No.5, 315/321, (2006)
- [31] 日本神経学会 : パーキンソン病治療ガイドライン, http://www.neurology-jp.org/guidelinem/neuro/parkinson/parkinson_index.html
- [32] Brown P, Williams D : Basal ganglia local field potential activity : character and functional significance in the human. Clinical Neurophysiology, Vol.116, No.11, 2510/2519, (2005)
- [33] 介護.net, リハビリと介護, <http://www.care-guide.net/>
- [34] 栗塚, 三宅, 小林: 音楽的コミュニケーションに基づく歩行介助システム, 計測自動制御学会論文集, Vol.41, No.10, 866/875, (2005)
- [35] 河村, 藤田, 松田, 感本, Hossain, M Z., ; 歩行動作のカオス解析と環境による影響に関する実験的・理論的研究, 日本機械学会 Dynamics & Design Conference 論文集, Vol.10, 345-1/345-5, (2006)