

# 共創型歩行介助システム Walk-Mate の片麻痺歩行への適用

東京工業大学大学院 ○石澤 一紀,青木 清志,三宅 美博, 日産厚生会玉川病院 和田 義明  
Co-creative System “Walk-Mate” and its Support for Hemiplegic Patient

○Ikki ISHIZAWA, Kiyoshi AOKI, Yoshihiro MIYAKE Tokyo Institute of Technology,  
Yoshiaki WADA Nissan Tamagawa Hospital

**Abstract:** In this research, to evaluate the effectiveness of walking support system Walk-Mate based on mutual-entrainment dynamics, we applied it to a hemiparetic stroke patient and evaluated by kinematic analysis of the gait trajectory. We compared it with a previous gait training method to reveal the effectiveness of Walk-Mate. The symmetry of gate motion was improved in the both conditions; however the stability was increased only in the Walk-Mate. These results suggest the effectiveness of Walk-Mate with interaction for the gait rehabilitation.

## 1. はじめに

歩行障害などの運動障害に対して、リズム音を与えることで改善を促す手法が注目されている。そのような手法の1つとして、歩行中に一定のテンポを有する音楽やリズムを提示する RAS (Rhythmic Auditory Stimulation) がある。Thaut らは、RAS を片麻痺患者に適用し、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た<sup>1)</sup>。しかし、RAS では、通常歩行に見られるような歩行の自然さが損なわれ、歩行が不安定化するという問題点が報告されている<sup>2)</sup>。これは使用者が一定テンポのリズムに一方的に適応することが求められるため、無理が生じることが原因であると考えられる。一方、歩行運動のリハビリテーションの多くは、患者と理学療法士が歩調を「相互に適応させあう」協調歩行によって行われている<sup>3)</sup>。この方法では、相互に身体運動に係わる情報をやり取りすることで、両者の歩行リズムが同調し、安定した歩行状態を実現していると考えられる。

これまで、われわれは理学療法士と患者の間に見られる相互適応による協調歩行の創出過程を人間と機械の間に再構成することを試み、共創型歩行介助システム Walk-Mate の開発を行ってきた<sup>4)</sup>。Walk-Mate システムは、システム内に実装された仮想ロボットと使用者が、足音に対応するリズム音を交換することで、歩行リズムを相互に引き込ませ協調歩行を実現する。このような Walk-Mate における相互適応の効果について、高梨らは擬似障害者に Walk-Mate を適用した場合、RAS と比較して歩行の円滑性が改善することを示した<sup>5)</sup>。また、実際の片麻痺患者において、Walk-Mate が RAS に比べて歩行障害を改善することが報告されている<sup>6)</sup>。このように、一方的な適応を必要とする RAS と相互適応する Walk-Mate を比較することで、Walk-Mate のもつ相互適応の有用性が示されてきた。

しかし、これらの研究では、歩行リズムの変動という時間的側面から歩行を分析したものが多く、歩行のような複雑な運動を分析するには限界がある。そこで、本研究ではわれわれがすでに提案した腰軌道計測装置を用いて<sup>7)</sup>、Walk-Mate と RAS の歩行改善効果を分析・比較し、運動学的側面から Walk-Mate の相互適応の有用性を検証する。

## 2. 方法

### 2.1 研究方針

本研究では、使用者が一方的に適応する RAS と相互適応する Walk-Mate を片麻痺患者の歩行リハビリテーションに適用し、運動学的・時間的視点から両者の歩行改善を比較する。

特に、片麻痺患者の歩行障害の特徴である歩容の非対称性と歩行の安定性の2つに着目して改善効果の評価を行う。

### 2.2 実験課題と被験者

被験者は、Walk-Mate と RAS が実装された小型 PC、ヘッドホン、フットセンサ、腰軌道計測装置を装着し、提示される音刺激に歩調を合わせて歩行するように指示されている。直

線状の 30 m の廊下を端で折り返し計 60 m を歩行する。被験者は 68 歳の男性 1 名で、脳梗塞が原因で左下肢に麻痺症状を持つ。下肢 Brunnstrom stage IV~V で、短距離であれば杖なしでの独歩が可能である。

### 2.3 実験手順

本実験では、以下の 3 パターンの歩行実験を行った。

- (1) 基準となる歩行状態を計測するため、リズム音が提示されない状態で自由歩行の計測を行う。
  - (2) RAS を適用した状態の歩行運動を計測する。
  - (3) Walk-Mate を適用した状態の歩行運動を計測する。
- 各歩行の間には十分な休憩を取り、1 つ前の歩行パターンの影響や疲労の影響を排除することを試みた。

### 2.4 歩行介助システム

#### 2.4.1 Walk-Mate

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歩行介助システムである。このようなプロセスを実現するために、Walk-Mate には身体モデルと内部モデルという 2 つのサブモデルから構成される二重ダイナミクスモデルが採用されている。

非線形振動子として構成される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持ち、人間の脚運動との相互引き込みを実現することで、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。また内部モデルは、身体モデルで生成した両者の位相関係における位相のズレ(位相差)を制御する機能を持ち、位相差を設定された目標位相差に接近するように、身体モデルの固有振動数を修正する。位相差を制御することで、歩行を同調させるだけでなく、左右の脚運動を促進・抑制することも可能である。

#### 2.4.2 RAS (Rhythmic Auditory Stimulation)

RAS とは一定リズムの音刺激を発生させ、その音に合わせ患者が歩行することで、使用者の歩行リズムとの間で強制的な引き込みを発生し、使用者の歩行を改善させるものである。本研究では、提示するリズムの周期を被験者の左右それぞれ歩き始めの 5 歩で得られた歩行周期のうち、最大と最小を除いた平均値で定義している。

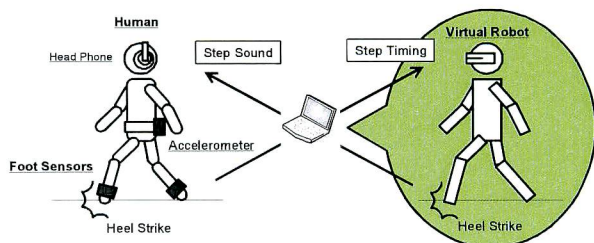


Fig.1 Walk-Mate システム

## 2.5 歩行計測システム

患者の歩行状態は、Fig.1のように足接地・離地タイミングを検出するフットセンサと、腰の動きを計測する腰軌道計測装置で計測され、時間的側面と運動学的側面の両側面からの計測が可能になっている。

フットセンサは、テープ状の圧カスイッチ（大阪自動電気株式会社,OT-21BP-G）が組み込まれたサンダル型のセンサで、足底の一部に一定の圧力が加わったタイミングを「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。

腰軌道計測装置は腰部に取り付けた3次元加速度センサ（ANALOGDEVICE社, ADXL202E）を用いて計測した加速度から、歩行中の上下方向、左右方向、進行方向の3次元の変位を計算し、Fig.2に示すような腰部の軌道として出力する。この装置は、歩行する場所を限定する必要がないため長距離の連続計測も可能である<sup>7)</sup>。

## 3. 結果

Fig.2に健常者（23歳男性）の腰軌道の一例を示した。腰軌道は、Y軸に腰軌道の上下方向の変位を、X軸に左右方向の変位を示した図で、歩行を前方から捉えた図になっている。全体の軌道はV字型をしており、左右の持ち上げの高さは対称になっている。また、足接地点を見ると、左右ともにばらつきが小さいことがわかる。また、左右方向の振幅が小さく、左方向と右方向の振幅は対称になっている。

また、Fig.3に被験者の単独歩行（基準歩行）、RAS歩行、Walk-Mate歩行の腰軌道を示した。これらからRAS歩行、Walk-Mate歩行とともに、単独歩行に比して歩容の非対称性の改善が見られる。また、歩行の安定性に関して、RAS歩行では接地点のばらつきが増したが、Walk-Mate歩行では単独歩行と同程度にとどまっていた。さらにWalk-Mate歩行では左右振幅が小さく顕著な安定化が観察された。

### 3.1 歩容の対称性について

Fig.2に示された被験者の腰軌道において、単独歩行では健側である右側の持ち上げが大きく、患側である左側の持ち上げが小さかった。それと比べて、Walk-Mate歩行では、患側である左側の持ち上げが改善し、健常者のV字型に近いおり、非対称性が改善したと考えられる。また、RAS歩行、Walk-Mate歩行の両方で、左方向と右方向の振幅が対称になる傾向が見られる。

### 3.2 歩行の安定性について

まず、腰軌道上にプロットされた接地点の分散の大きさから、安定性の評価を行った。接地点の分散が大きい場合、歩行の再現性が低いと言え、歩行運動が安定でないことを意味する。特に不安定化しやすい麻痺側の左足接地点に注目する。RAS歩行においては、接地点の分散が大きくなったことから、歩行が不安定化していると考えられる。一方、Walk-Mate歩行では、単独歩行と同等の接地点の分散を保持していた。このことから、Walk-Mateを用いることで歩行の安定性を維持できることが示唆された。

また、歩行は左右方向の振幅が大きいほど不安定化し、健常な歩行に近づくほど振幅は小さくなる傾向がある。Walk-Mate歩行では、単独歩行に比しても左右振幅が顕著に減少しており、この結果からWalk-Mateが歩行を安定化する

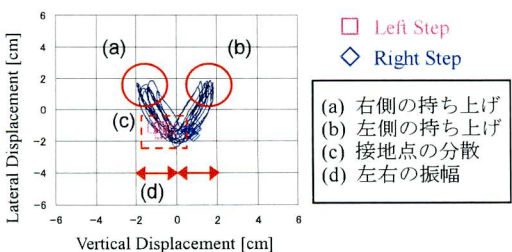


Fig.2 健常者の腰軌道

ことが示唆された。一方、RAS歩行では、振幅が増加する傾向が見られ、RASが歩行を不安定化させることが示唆された。

## 4. 考察

本研究では、片麻痺患者にRASとWalk-Mateを適用し、その歩行改善効果について、運動学的分析を用いて評価した。また、RAS歩行とWalk-Mate歩行を比較することで、Walk-Mateの共創出プロセスにおける相互適応が歩行改善にどのような影響があるかを分析した。

その結果、RAS歩行、Walk-Mate歩行の両方で歩容の対称性の観点から、単独歩行に比して改善効果が示された。また、歩行の安定性の観点からは、Walk-Mate歩行のみが単独歩行に比して改善効果を示した。特にRAS歩行では、安定性が減少する傾向が観察された。

これらの結果から、Walk-Mateにおける相互適応は歩行を安定化する効果と歩容の対称性を改善する効果の両方を有することが示された。RAS歩行は、歩容の対称性を改善する傾向を示したが、歩行の安定性という観点からは、むしろ不安定化してしまうことが明らかになった。

## 5. まとめ

本研究では、Walk-Mateの共創出プロセスにおける相互適応の効果を運動学的側面から分析した。そして、歩容の対称性の改善および歩行の安定化に効果のあることが示された。今後は症例数を増やすとともに、運動学的分析の定量化を進める予定である。

## 6. 謝辞

本研究を進めるにあたり、計測に快くご協力いただいた玉川病院リハビリテーションセンターの皆様へ深く感謝致します。

## 参考文献

- 1) M.H.Thaut, G.C.McIntosh, R.R.Rice: Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation, *Journal of the Neurological Sciences*, **151-2**, 207/212 (1997)
- 2) 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, **41-10**, 866/875 (2005)
- 3) 長谷川, 中島: 寝たきりにさせない看護技術, 62/74, 医学芸術社 (2001)
- 4) 三宅, 宮川, 田村: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, **37-11**, 1087/1096 (2001)
- 5) 高梨, 三宅: 共創出型介助ロボット Walk-Mate の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文集, **39-1**, 74/81 (2003)
- 6) T.Muto, B.Herzberger, J.Hermsdorfer, Y.Miyake, E.Poppel: Interactive gait training device "walk - mate" for hemiparetic stroke rehabilitation, *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2268/2274 (2007)
- 7) 小林, 三宅, 和田, 松原: 加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム—股関節疾患の術後リハビリにおけるWalk-Mate有効性評価への適用, 計測自動制御学会論文集, **42-.5**, 567/576 (2006)

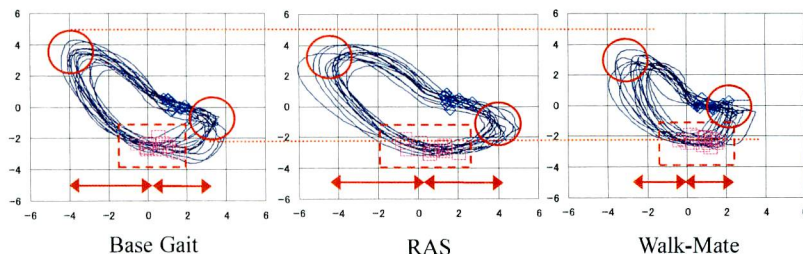


Fig.3 被験者の腰軌道