

共創的介助システム Walk-Mate の片麻痺歩行への適用

石澤 一紀*・和田 義明**・三宅 美博*

Effects of Co-creative Supporting System "Walk-Mate" on Walking in Poststroke Hemiplegia.
- A Comparison with Rhythmic Auditory Cueing -

Ikki ISHIZAWA*, Yoshiaki WADA** and Yoshihiro MIYAKE*

In this study, to evaluate the effectiveness of the "Walk-Mate", which is based on mutual-entrainment dynamics, we measured the stability of the walking in poststroke patients with hemiplegia by using kinematic analysis of the gait trajectory. The effect of "Walk-Mate" was compared with rhythmic auditory cueing. The symmetry of gait was improved by the both methods, however, the stability of the gait was only improved by the "Walk-Mate". These results indicate that the interactive system "Walk-Mate" is useful for the walking rehabilitation in poststroke.

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。そのような手法の一つとして、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¹⁾。しかし、RAS は被験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という問題が存在する。このような手法の弊害について、栗塚らは擬似障害者が一定テンポの音楽に合わせて歩行する実験で、歩行周期における 1/f ゆらぎが減少することを示した。健常な歩行は、1/f ゆらぎ特性が見られ、安定したダイナミクスを持っているが、一定テンポの音楽に合わせて、そのようなダイナミクスが損なわれることを報告している²⁾。また、河村らは、メトロノームによる一定周期の音刺激を与えた状態で歩行をした場合、健常者の歩行に見られるカオス性が減少することから、一定の周期の刺激に合わせて歩行することで歩行が正常な状態から逸脱することを示唆している³⁾。

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⁴⁾。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あいだに見られる、相互適応的なインタラクションを介した協調歩行の創出過程を、人間と機械のあいだに再構成することを試み、共創的介助システム Walk-Mate

の開発を行ってきた⁵⁾。Walk-Mate 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寄せ協調歩行を実現する。Walk-Mate の特徴であるインタラクションの効果について、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⁶⁾。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⁷⁾。このように、インタラクションを用いない RAS とインタラクションを持つ Walk-Mate を比較することで、インタラクション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、本報告ではわれわれがすでに提案した腰軌道計測装置⁸⁾を用いて、歩行改善効果の運動学的な解析を行った。また、これまでは歩行の改善効果に着目した分析が行われてきたが、よりインタラクションに関連する領域での分析を進めるため、システムと被験者の関係の安定性や定常性という視点から分析を行った。

本研究では、Walk-Mate と RAS を片麻痺患者に適用し、歩行の改善効果と歩行の安定性を比較することで、Walk-Mate の特徴であるインタラクションの有用性を検証する。

2. 実験方法

2.1 研究方針

本研究では、Walk-Mate の共創出プロセスに基づくインタラクションが、片麻痺患者の歩行運動にどのような影響を及ぼすかを分析する。そのために、インタラクションを用いない RAS と、インタラクションを持つ Walk-Mate を片麻痺患者の歩行リハビリテーションに適用し、時系列的視点と運動学的視点の両側面から、2つの方法における影響を分析し比較する。特に、歩行の対称性と歩行の安定性の2つの側面に着目する。まず、片麻痺患者の特徴である歩行運動の左右の非対称性についての改善効果を比較する。さらに、各々の歩

* 東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻
横浜市緑区長津田町 4259

** 日産厚生会玉川病院 世田谷区瀬田 4-8-1

* Department of Computational Intelligence and Systems Science, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta, Midori, Yokohama

** Nissan Tamagawa Hospital, 4-8-1 Seta, Setagaya, Tokyo

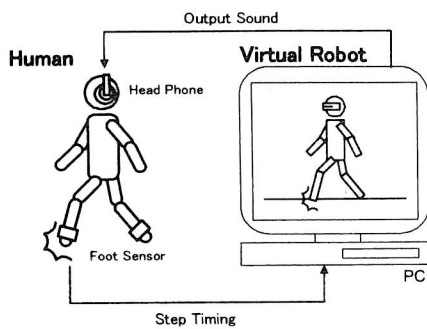


Fig. 1 Human and virtual robot on Walk-Mate

行介助システムの適用中における被験者とシステムの関係の時間発展から、歩行運動の安定性を比較する。

2.2 実験課題と被験者

被験者は、RAS と Walk-Mate が実装された 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。歩行路は直線状の 30 m の廊下であり、30 秒ごとに折り返して一定時間歩行を続ける。

また、被験者は片麻痺患者の歩行の多様性を考慮し、腰軌道の形状と装具装着の有無を基準に 3 種類の群に区分した。本報告では腰軌道が輪を描く形状であり、装具を装着していない群に属する 5 名の中から、歩行の再現性が高い 1 名について報告する。被験者は 78 歳の男性であり、左側半身に麻痺症状を持つ。症状の程度を表す Brunstrom stage は III-IV-V(上肢-手指-下肢)で、杖なしでの単独歩行が可能である。失語、失認は見られず、実験課題に関する指示も理解可能だった。

2.3 実験手順

本実験では、被験者に対して、Walk-Mate 歩行と RAS 歩行の 2 種類の試行を実施した。各試行では、3 つの状態から構成される 240sec の歩行状態を計測する。最初の 60sec は音刺激が提示されない状態での単独歩行での計測を行い、基準となる歩行状態を計測する。続く 120sec を Walk-Mate または RAS を適用した状態で歩行する。そして最後の 60sec では、再び単独歩行を行う。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することで、各試行の独立性を確保した。

2.4 歩行介助システム

歩行介助システムとしては Walk-Mate および RAS を用いる。これらは、いずれも模範的な歩行リズムに対応した音刺激を被験者に提示することで、歩行中の下肢の運動パターンに影響を及ぼすシステムである。また、本研究では小型 PC (Panasonic, CF-W5AWDBJR) に Walk-Mate および RAS を実装し、密閉型ヘッドホン (Bose, Triport Headphones) から音刺激を出力する。

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システムである。Walk-Mate は Fig. 2 に示した二重ダイナミクスモデルを用いて人間との共創的インタラクションを用いた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 (body-model) と環境

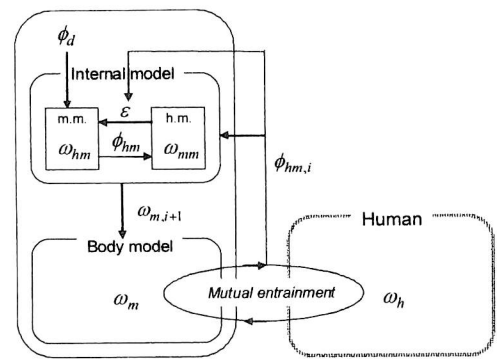


Fig. 2 Dual dynamics model

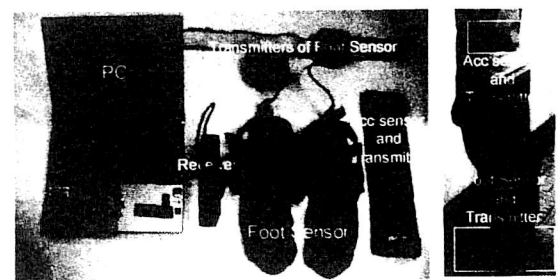


Fig. 3 Walk-Mate system

(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 (internal-model) 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⁵⁾。

身体モデルでは人間とのあいだ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、人間とのあいだ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的インタラクションを実現している。

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実現することで、両者の歩行リズムのあいだ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接近するように、身体モデルの固有振動数を修正する機能を持つ。

本報告で用いた 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^{9), 10)}。(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、両者のリズムのあいだ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。

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

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音刺激を人間側に提示することで、リズム音刺激と人間の歩行リズムのあいだにインタラクションを用いた安定な位相関係を生成している。また、人間の歩行リズムは Fig. 3 に示したフットセンサを用いて人間の足接地情報を検出し、仮想ロボットに入力している。

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できる。さらに、左右脚別個で目標位相差を設定可能であるため、右脚の動きを促進し、左脚の動きを抑制するというような制御も可能であり、これを用いて左右脚運動のバランスを改善することなどが可能である。

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、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 で動作するようにする。 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から求める。

2.5 歩行計測システム

被験者の歩行状態は、足接地、離地タイミングを検出する足接地タイミング計測装置と、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からの解析が可能になっている。この 2 つの計測装置は、互いに同期しており、時間的側面と運動学的側面の情報を関連づけて解析することができる。

2.5.1 足接地タイミング計測装置

Fig. 3 に示すようなフットセンサを用いて、歩行中の接地、離地のタイミングを検出する。フットセンサには、テープ状

の圧力センサ（オジデン、OT-21BP-G）が組み込まれており、足底の一部に一定の圧力が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¹²⁾。Fig. 3 の装着例のように、サンダル型のフットセンサをマジックテープで靴に固定し、センサを接続した送信機を足首にバンドで固定する。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。

2.5.2 腰軌道計測装置

3次元加速度センサを用いた腰軌道計測装置を用いて、腰部の空間的な変位を計測する。腰軌道計測装置は、センサボックスに 3次元加速度センサ（ANALOG DEVICE 社、ADXL202E）が組み込まれており、これを Fig. 3 の装着例のように腰部にバンドで固定することで、腰部の加速度変化を計測する。腰部の空間的な変位を正確に表現するために、体の廻旋の影響が少ない腰椎（L4）付近に装着する。計測した加速度から上下方向、左右方向、進行方向の 3次元の変位を計算し、Fig. 4 に示すような腰部の軌道として出力することが可能である。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⁸⁾。

3. 分析方法

運動学的視点と時系列的視点の両側面から歩行改善の効果を分析する。特に、歩行の対称性と安定性の 2 つの側面に着目する。まず、歩行の対称性に関しては、片麻痺患者の特徴である歩容の左右の非対称性を、腰軌道の上下運動における上昇と下降の対称性から評価する。また、歩行の安定性に関しては、仮想ロボットと人間の歩行リズムにおける位相差の時間変化から歩行中の安定性を評価する。

3.1 歩行の対称性評価について

歩行の対称性に関しては、片麻痺患者に見られる腰軌道の上昇量と下降量の非対称性の改善という側面から評価する。Fig. 4 上段の図は、縦軸に歩行中の腰軌道の上下方向の変位を、横軸に時刻を示したもので、歩行を側面から捉えた矢状面である。Fig. 4a 上段に健常者の矢状面の一例を示した。この図では、LHC(Left Heel Contact:左足接地)後の左脚支持期(Left Stance Phase)の上昇量 YU_L と下降量 YD_L は同

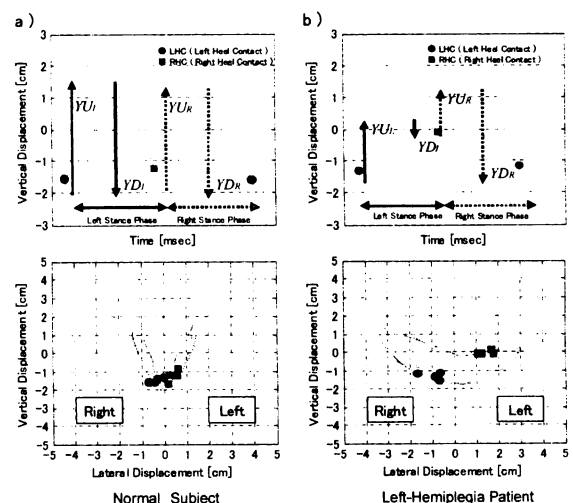


Fig. 4 Gait trajectory

等であり、また RHC(Right Heel Contact:右足接地) 後の右脚支持期 (Right Stance Phase) の上昇量 YU_R と下降量 YD_R も同等であり、両脚共に上昇量と下降量が対称であることがわかる。これに対して Fig. 4b 上段に片麻痺患者の矢状面の一例を示した。患側支持期である左脚支持期 (Left Stance Phase) では上昇量 YU_L に比べて下降量 YD_L が小さい。また、健側支持期である右脚支持期 (Right Stance Phase) では上昇量 YU_R に比べて、下降量 YD_R が大きい。このような特徴を、片麻痺患者の非対称性を表す指標の1つとして捉え、上昇量と下降量の対称性を、歩行の対称性の評価に用いる。

左脚支持期における、LHC 後の最下点から最高点までの距離を左支持上昇量 YU_L 、最高点から次の最下点までの距離を左支持下降量 YD_L と定義する。右脚支持期に関しても、同様に YU_R 、 YD_R とする。

また、上昇量と下降量の対称性は式 (4) に示すように、左支持上昇量 YU_L を上下動の全体 $YU_L + YD_L$ で除し、0.5 を減じた Y_{sym_L} として定義した。上昇量と下降量が対称になる 0% を最も対称性が高いと評価し、パーセンテージの絶対値が大きくなるほど対称性が低いと評価する。同様に、右脚支持期の対称性を Y_{sym_R} とし式 (5) のように定義した。

$$Y_{sym_L} = YU_L / (YU_L + YD_L) - 0.5 \quad (4)$$

$$Y_{sym_R} = YU_R / (YU_R + YD_R) - 0.5 \quad (5)$$

また、Fig. 4 の下段は、縦軸に腰軌道の上下方向の変位を、横軸に左右方向の変位を示したもので、歩行を前方から捉えた前額面である。Fig. 4a 下段の健常者の例では、全体的な腰軌道は V 字型をしており、左右の形状も対称になっている。Fig. 4b 下段の片麻痺患者では、輪を描くような形状になっており、接地点の位置が左右で異なっている。このような違いも、上下運動量の非対称性によって生じており、前額面から定性的に対称性を観測することが可能である。

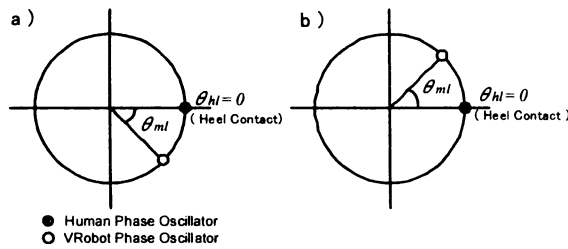


Fig. 5 Phase difference between human and robot

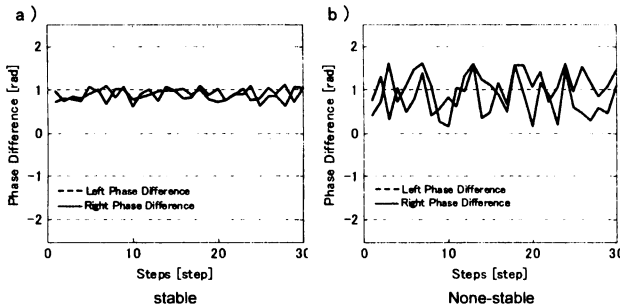


Fig. 6 Temporal development of Phase difference

3.2 歩行の安定性評価について

歩行の安定性に関しては、仮想ロボットと人間の歩行リズムの位相差の時間変化から歩行中の安定性を評価する。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する。逆に、位相差の変化が大きい場合、不安定な状態であると評価する。

位相差は 2.4.1 項で述べたように、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、Fig. 5 に示すように、人間が足接地した時刻 (人間の位相 θ_{hl} が 0 になる時刻) に計算を行い、式 (6)(7) のように定義する。

$$\phi_{l,j} = \theta_{hl}(T_{l,j}) - \theta_{ml}(T_{l,j}) \quad (6)$$

$$\phi_{r,j} = \theta_{hr}(T_{r,j}) - \theta_{mr}(T_{r,j}) \quad (7)$$

ここで、 $\phi_{l,j}$ 、 $\phi_{r,j}$ は j ステップ目の左右の位相差であり、 $T_{l,j}$ 、 $T_{r,j}$ は j ステップ目の人間の左右の接地時刻 ($\theta_{hl} = 0$ または $\theta_{hr} = 0$ となる時刻) である。また、 $\theta_{hl}(T)$ 、 $\theta_{hr}(T)$ は時刻 T における人間の位相、 $\theta_{ml}(T)$ 、 $\theta_{mr}(T)$ は時刻 T における仮想ロボットの位相とする。Fig. 5 左図では、人間の位相が仮想ロボットの位相よりも先行しており、音刺激が人間の接地よりも後に提示されていることを示し、位相差は正值になる。逆に右図では仮想ロボットの位相が先行しており、音刺激が人間の接地に先行して提示され、位相差は負値になる。

次に、Fig. 6 に位相差の時間発展の模式図を示した。Fig. 6a の例のような場合は、位相差は一定の値を保っており大きな変化は見られないため、システムは安定な状態であると評価する。一方、Fig. 6b の例のような場合は、位相差が時間発展とともに不規則に変化しており、不安定な状態であると評価する。

安定性の指標を式 (8)(9) に示す。安定性は左右足における位相差のそれぞれの標準偏差 $PdSd_L$ 、 $PdSd_R$ として定義する。標準偏差が小さいほど、位相差のばらつきが小さいと考え、システムと被験者の関係が安定であると評価するここで、 $\phi_{l,j}$ 、 $\phi_{r,j}$ は全歩行 N ステップ中の j ステップ目の左右の位相差である。

$$PdSd_L = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (\phi_{l,j} - \bar{\phi}_l)^2} \quad (8)$$

$$PdSd_R = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (\phi_{r,j} - \bar{\phi}_r)^2} \quad (9)$$

4. 結果

4.1 歩行の対称性について

歩行の対称性については、Walk-Mate 歩行、RAS 歩行の両者で改善が見られた。Fig. 7 に対照のための健常者の腰軌道、被験者の単独歩行、Walk-Mate 歩行、RAS 歩行における腰軌道を示した。上段の矢状面から、単独歩行では健側患側の両脚において上昇量と下降量の非対称性が見られる。これに対して、Walk-Mate 歩行、RAS 歩行ともに、上昇量と下降量の非対称性が緩和されていることがわかる。Table1 に、各歩

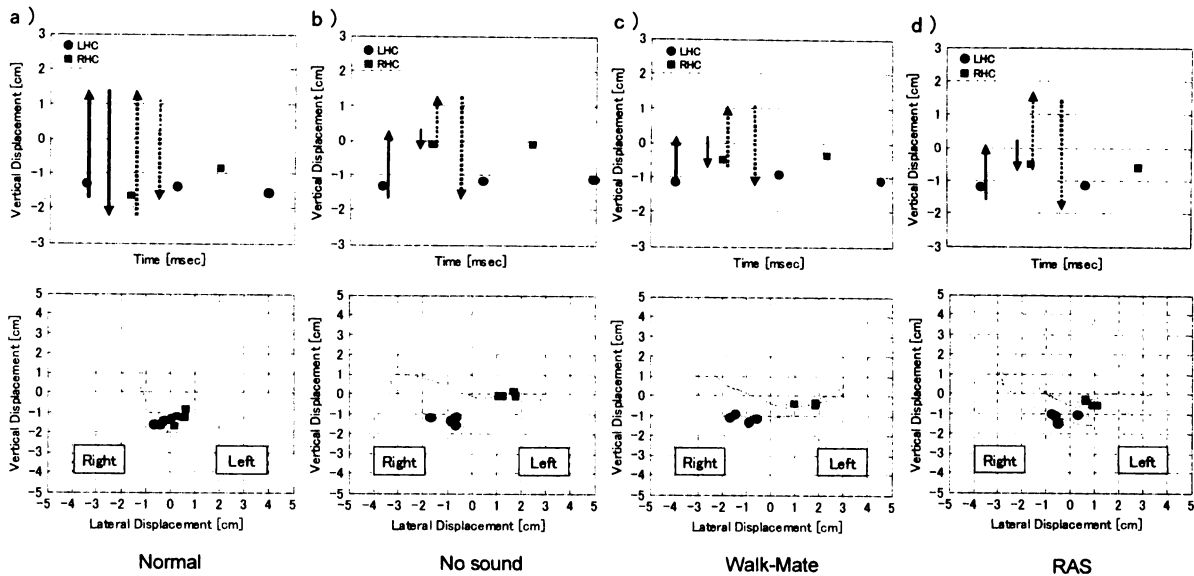


Fig. 7 Gait trajectory and development by gait support systems a:normal subject, b:patient no sound, c:patient with Walk-Mate, d:patient with RAS

Table 1 Symmetry and stability of each walking

	Y_{symL}	Y_{symR}	$PdSdL$	$PdSdR$
No Sound	0.216	-0.171	—	—
Walk-Mate	0.108	-0.076	0.397	0.348
RAS	0.220	-0.115	1.292	1.258

*: $p < 0.01$ (t-test), +: $p < 0.01$ (F-test)

行パターンにおける対称性 Y_{symL}, Y_{symR} の平均値を示した。単独歩行における Y_{symL}, Y_{symR} は、それぞれ 21.6%, 17.1% と大きな値を示している。これに対して、Walk-Mate 歩行では、 Y_{symL} は 10.8%, Y_{symR} は 7.6% と両脚において顕著な改善が見られた。単独歩行との平均値の差を t 検定を用いて検定した結果、両脚において $p < 0.01$ で有意差が見られた。一方、RAS 歩行では、 Y_{symR} が 11.5% となり $p < 0.01$ で有意差が見られたが、 Y_{symL} は 22.0% となり $p=0.785$ と有意差は見られなかった。

4.2 歩行の安定性について

歩行の安定性については、Walk-Mate 歩行においてのみ顕著な安定性が観測された。Fig. 8 に Walk-Mate 歩行、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した。Walk-Mate 歩行では、左右足ともに位相差がある一定の値にとどまり変化が少ないことがわかる。一方、RAS 歩行では、位相差が時間と共に大きく変化していることがわかる。

Table1 に、各歩行パターンにおける位相差の標準偏差 $PdSdL, PdSdR$ を示す。RAS では、 $PdSdL$ が 1.292, $PdSdR$ が 1.258 と大きな値を示しており、これは位相差が顕著に変化していることを示している。一方 Walk-Mate では、 $PdSdL$ が 0.397, $PdSdR$ が 0.348 と RAS と比較して有意に小さく、位相差の変化が少ないことを示している。また、F 検定を用いて両者の分散の差を検定した結果、 $p < 0.01$ で有意差が見られた。

5. 考 察

5.1 歩行の対称性に関して

4.1 節より、RAS 歩行、Walk-Mate 歩行の両者において、上昇量と下降量の対称性が改善することが示された。片麻痺患者において、患側の支持時間が短く、健側の支持時間が長い傾向がある¹³⁾。これに対して、RAS では一定周期のリズムに合わせることによって、左右脚の支持時間を同一にすることを試みた。また、Walk-Mate 歩行では、健側の接地タイミングを遅らせることで患側の支持時間を長くし、患側の接地タイミングを先行させることで健側の支持時間を短くすることで支持時間のバランスの改善を試みた。その結果、2つの方法で上下運動量の対称性の改善が見られた。

5.2 歩行の安定性に関して

4.2 節より、RAS 歩行中は、時間発展に応じて位相差が大きく変化する傾向が観測された。このことから、片麻痺患者の場合、RAS のような一定間隔の音刺激に合わせて歩行することが難しいことが示唆された。今回の結果から、片麻痺患者においてはリズム形成や、音刺激のタイミングなどの時間認知、また外部の環境への適用に障害がある可能性が示された。

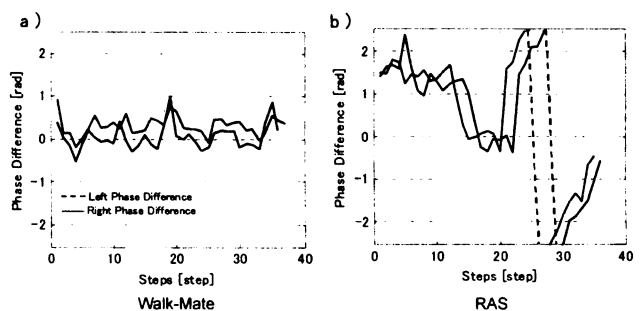


Fig. 8 Phase difference of Walk-Mate and RAS

これらのことから,RAS のように刺激に対して被験者が一方的に適応する必要がある訓練方法は,片麻痺患者にとって実施が困難であり,無理に実施することで負荷や危険性を伴う可能性が示唆された。

一方,Walk-Mate 歩行では,一定の位相差を保ち,時間発展に応じた変化が小さいことが示された。これは,Walk-Mate を使用した場合に,Walk-Mate の特徴である相互引き込みと位相差制御によって,Walk-Mate の側からも被験者の歩行に適応するためである。このような特徴によって,音刺激への適用が難しい被験者においても,定常的な位相関係が維持され,安定した歩行状態での使用が可能であることが示唆された。

5.3 インタラクションの効果に関して

本報告では,被験者とのインタラクションを用いないRASと,被験者とのインタラクションを持つWalk-Mateを片麻痺患者に適用し,歩行改善の効果を比較することによって,インタラクションの有用性を明らかにすることを目的としていた。その結果,RAS歩行,Walk-Mate歩行の両者で歩行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歩行のみが安定な歩行状態を維持できることを示した。特にRAS歩行では,安定性が顕著に減少する傾向が観察された。これらの結果から,Walk-Mateの特徴であるインタラクションを用いた歩行介助は,歩行を安定化する効果と歩行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。またRASのようなインタラクションを用いない歩行介助は,歩行の対称性を改善する効果を示したが,歩行の安定性という視点からは,むしろ著しく不安定化する可能性があることが明らかになった。

6. ま と め

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・時間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インタラクション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歩行の両者で歩行の対称性に関する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のみが安定した状態を維持することを示した。特にRASでは,安定性が顕著に減少する傾向が観察された。このことからインタラクションを用いることで,安定した歩行状態を維持しながら歩行改善を行える可能性を示した。今後は症例数を増やすとともに,歩行の改善効果に関してさらなる分析を進める予定である。また,パーキンソン病のような他の歩行障害に関しても適用範囲を広げることで,実際の臨床現場での適用を目標としている。

謝辞 本研究を進めるにあたり,計測において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いたします。

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) 河村,松田,藤田,松田,感本: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,**2006**-10,345-1/345-5(2006)
- 4) 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)
- 5) 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)
- 6) 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)
- 7) 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)
- 8) 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)
- 9) Y.Kobayashi and Y.Miyake:New ensemble system based on mutual entrainment,Proc. of 2002 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics(SMC2002),Hammamet,Tunisia,MPIJI,1/6(2002)
- 10) Y.Kuramoto:Chemical oscillation, waves and turbulence, Springer-Verlag(1984)
- 11) 野本竜太,三宅美博,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)
- 12) 武藤,栗津原,一宮,三宅:片麻痺疑似体験装置を用いた歩行訓練シミュレーション,ヒューマンインタフェースシンポジウム2007,921/926(2007)
- 13) 細田,柳沢:理学療法ハンドブック第3巻,603/615,協同医書出版社(2005)