

相互引き込みを用いた歩行リハビリ支援システムの片麻痺への適用

石澤 一 紀

Effects of Supporting System on Walking based on Mutual Entrainment in Poststroke Hemiplegia

Ikki ISHIZAWA

In this study, to evaluate the effectiveness of the "Walk-Mate" system, which is based on mutual-entrainment dynamics, we measured the symmetry and the stability of the walking in poststroke patients with hemiplegia by using kinematic analysis and time-series analysis. The effect of "Walk-Mate" was compared with rhythmic auditory stimulation. 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.

Key Words: Walk-Mate, gait disorder, hemiplegia, mutual adaptation, co-creation system

1. はじめに

人間のコミュニケーションにおいては、相互に適応しつつ多様な機能をリアルタイムに創出する共創のプロセスが重要である¹⁾⁻³⁾。われわれの研究グループでは、このようなプロセスを支援するダイナミクスとしての相互適応を提案し、その一例として、歩行リハビリテーションにおける療法士と患者の協調歩行に着目してきた。そこでは患者と療法士が歩調を相互に適応させあう協調歩行の中で、歩行という機能が共創されているからである⁴⁾。そして、われわれは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の歩行リズムと人間の歩行リズムとのあいだに相互引き込みを発生させることで、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⁵⁾。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^{6),7)}。

一方、人間側からの一方向の適応に基づくリハビリテーションの手法として、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運動障害を改善する方法であり、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ている⁸⁾。また、Prassas らや Matthew らは、モーションキャプチャを用いて、運動学的な改善も示した^{9),10)}。しかし、このように人間が一方向的に適応する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。健康な歩行は、 $1/f$ 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歩くことで、そのようなダイナミクスが損なわれると報告している¹¹⁾。また、河村らは、メトロノームによる一定テンポのリズム音刺激を与えた状態で歩行をした場合、健康者の歩行に見られるカオス性が減少することから、歩行が正常な状態から逸脱することを示唆している¹²⁾。

これまで、このような一方向の適応に基づく RAS と双方向の適応に基づく Walk-Mate を比較することで、Walk-Mate の特徴である相互適応の有用性が調査されてきた。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効果を有することも報告されている¹³⁾。しかし、これらは事例ベースの定性的な評価にとどまっていた。

そこで本研究では、Walk-Mate と RAS を体系的に比較することで、Walk-Mate における相互適応のダイナミクスについて、定量的な評価を行うことを目的としている。特に、本研究ではわれわれがすでに提案した腰軌道計測装置⁷⁾を用いて、歩行改善効果の運動学的な解析を行う。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、歩行運動の安定性という時間的側面からの分析も行う。これらの手法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体系的に比較することで、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のである。

以下、第2章で実験方法について説明し、第3章で両システムを評価するための分析方法について述べる。第4章で結果をまとめ、第5章で考察し、第6章でまとめを行う。

Table 1 Subject characteristics

	Age	Gender	Handedness	Paretic side	Pathomechanism	Territory	Complicating disease	Br.Stage
Subject A	78	M	R	L	Infarction	Temporal lobe	Left hemispatial neglect	V
Subject B	59	M	R	L	Infarction	Corona radiata	-	IV
Subject C	74	M	R	L	Infarction	Watershed	-	IV-V
Subject D	48	M	R	L	Infarction	Corona radiata	-	IV
Subject E	72	M	R	L	Hemorrhage	Thalamus	Left hemispatial neglect	V
Subject F	28	M	L	L	Hemorrhage	Putamen	-	V
Subject G	58	M	R	R	Hemorrhage	Thalamus	Aphagia	IV

Br.Stage:lower-limb Brunnstrom Stage

2. 実験方法

2.1 研究方針

本研究では, Walk-Mate の相互適応プロセスが, 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, 一方向の適応に基づく RAS と, 双方向の適応に基づく Walk-Mate を片麻痺患者の歩行リハビリテーションに適用し, その改善効果を検証する. しかし, 実際のリハビリテーションの効果を評価するには, 長期的な適用が必要になるため, 本研究ではその第一歩として, これらのシステムの短時間の適用が片麻痺患者の歩行に与える影響について調べる. 特に, 片麻痺患者の特徴である歩容の非対称性についての改善効果を比較する. さらに, リズム音刺激と被験者の歩行リズムと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, 提示されるリズム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.

被験者は Table 1 に示すように, 男性 7 名 (28-78 歳) で, すべての被験者が脳梗塞または脳出血による脳卒中が原因の片側性麻痺を有しており, 歩行に障害が見られる. 症状の程度を表す Brunnstrom stage は下肢 IV ~ V であり, 介助なしで被験者単独の歩行が可能であった.

2.3 実験手順

本実験では, 被験者に対して, Walk-Mate 歩行を含む Walk-Mate 試行と RAS 歩行を含む RAS 試行の 2 種類の試行を実施した. 各試行では, 2 つの歩行状態から構成される 180sec の歩行計測を行う. 試行の最初の 60sec はリズム音刺激が提示されない状態での単独歩行を行い, 基準となる歩行状態を計測する (単独歩行). 続く 120sec を Walk-Mate または RAS を適用した状態で歩行する (Walk-Mate 歩行または RAS 歩行). 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 Walk-Mate および RAS を用いる. これらは, いずれも歩行リズムに対応した音刺激を被験者に提

示し, 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. 本研究では, 小型 PC (Panasonic, CF-W5AWDBJR) に Walk-Mate および RAS を実装し, ヘッドホン (Victor, HP-RX500) からリズム音刺激を出力する.

2.4.1 Walk-Mate

Walk-Mate は Fig. 1a 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. 1b に示した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

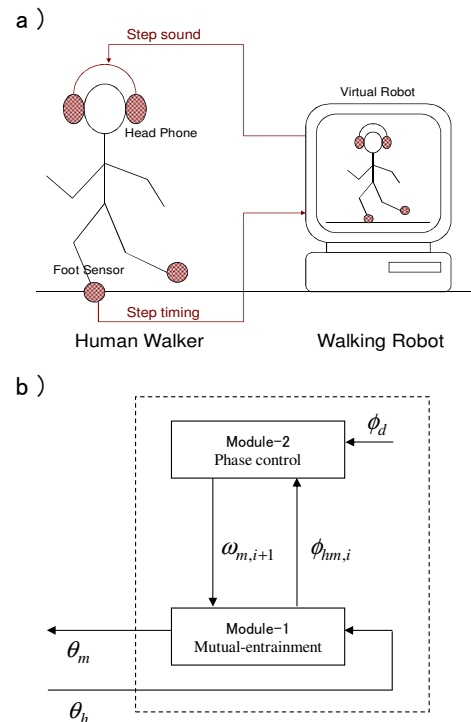


Fig. 1 Walk-Mate system
a:Human-robot interaction,b: Dual dynamics model¹⁴⁾

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。

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^{15),16)}。(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。

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

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側に提示することで、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. 2 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 (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、ヘッドホンを通じてリズム音刺激として人間に提示される。

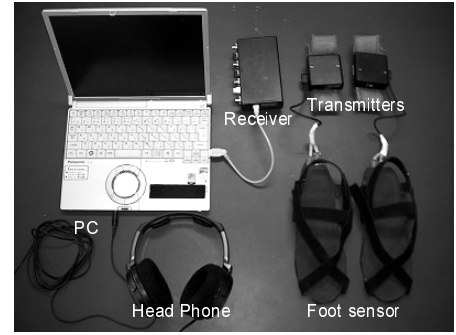


Fig. 2 Experimental system

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できる。さらに、左右脚別に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によって、左右脚運動のバランスを改善することなども可能である。

2.4.2 RAS(Rhythmic Auditory Stimulation)

RAS とは一定テンポのリズム音刺激を発生させ、その音に合わせ被験者が歩行することで、被験者の歩行リズムとのあいだ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動作する 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。

2.4.3 片麻痺歩行への介助方法

Fig. 3a に見られるように、健常者の歩行では左足接地から右足接地までの時間 T_{LR} と、右足接地から左足接地までの時間 T_{RL} は等しくなっている。しかし、片麻痺患者の歩行では、Fig. 3b に見られるように、麻痺症状が原因で患側 (Paretic side) の支持時間が短くなるため T_{LR} が短く、一方、健側 (None-Paretic side) の支持時間は長くなるため T_{RL} が長くなる傾向がある¹⁷⁾。

このような患側と健側の支持時間の非対称性に対して、Walk-Mate では、Fig. 3c のように患側の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、人間の患側接地を早める。一方、健側に正方向の目標位相差を設定することで人間の健側接地を遅める。このように患側と健側に別方

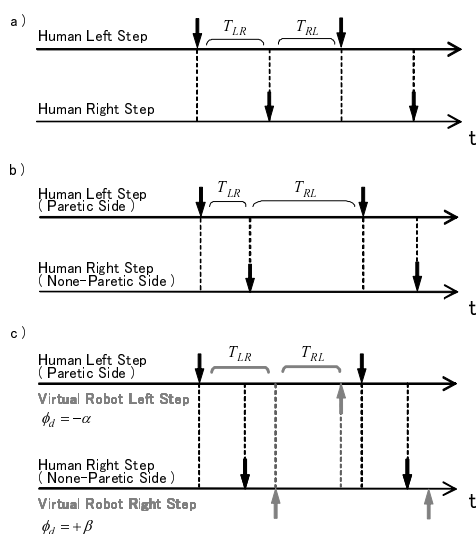


Fig. 3 Hemiplegia gait pattern and phase control
a: Normal subject, b: Left hemiplegia patient,
c: Phase control for improving symmetry

向の位相差制御を用いることで、 T_{LR} と T_{RL} の対称性の改善を試みる。目標位相差は、基準値から患側に -0.2rad 、健側に $+0.2\text{rad}$ とした。

また、RAS では一定テンポのリズム音刺激を提示し、そのテンポに合わせることで T_{LR} と T_{RL} が等しい歩行になることを見込んでいる。

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. 4a 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 ($220\text{g}/\text{cm}^2$) 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¹⁹⁾。Fig. 4a 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

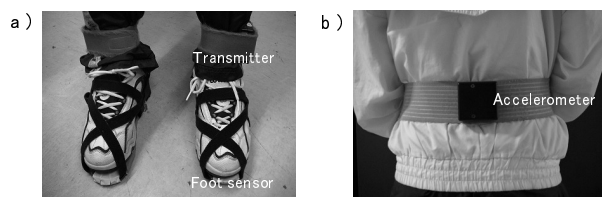


Fig. 4 Gait analysis system
a: Foot sensors, b: Waist sensor

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⁷⁾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、Fig. 4b に示したようなセンサボックスに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。腰部の空間的変位を正確に表現するために、体の回旋の影響が少ない腰椎（L3）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、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。加速度データも足接地タイミング計測装置と同様に、センサボックスに組み込まれた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。

3. 分析方法

歩行の対称性と安定性の2つの側面に着目して分析を行う。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非対称性を、腰軌道の上下運動における上昇量と下降量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

片麻痺患者の歩行では、2.4.3 項で示したように患側と健側の支持時間が非対称であることが原因で、歩容にも非対称性が生じていると考えられる。そこで、Walk-Mate および RAS を用いた支持時間の対称性の改善が、歩容の対称性に及ぼす影響を分析する。特に、本研究では片麻痺歩行に見られる歩容の対称性の1つとして、各脚支持中の腰軌道の上昇量と下降量の対称性に着目し、その改善効果について評価を行った。

Fig. 5 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、歩行中の上下運動を示している。まず、Fig. 5a に健常者の一例を示した。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. 5b に左片麻痺患者の一例を示した。患側支持期である左脚支持期では上昇量 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、片麻痺患者の歩容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。このとき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，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 $Ysym_L$ 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，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 $Ysym_R$ とし式 (5) のように定義した．

$$Ysym_L = YU_L / (YU_L + YD_L) - 0.5 \quad (4)$$

$$Ysym_R = YU_R / (YU_R + YD_R) - 0.5 \quad (5)$$

3.2 歩行の安定性評価

歩行の安定性は，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 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. 6 のように人間が足接地した時刻（人間の位相 θ_{hl} および θ_{hr} 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. 6 では，人間の位相が仮想口

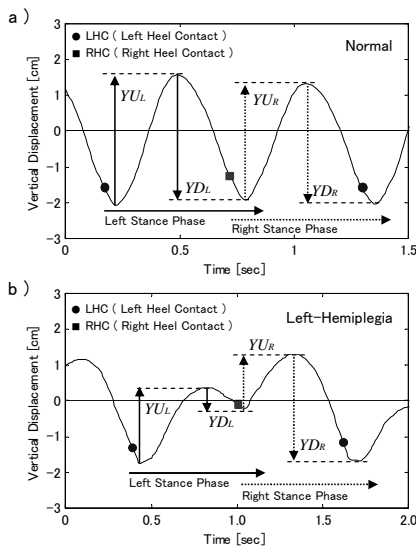


Fig. 5 Temporal development of gait trajectory
a: Normal subject, b: Left-hemiplegia patient

ボットの位相よりも先行しており，リズム音刺激が人間の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．

次に，Fig. 7 に位相差の時間発展の様式図を示す．Fig. 7a の例では，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. 7b の例では，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．

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

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

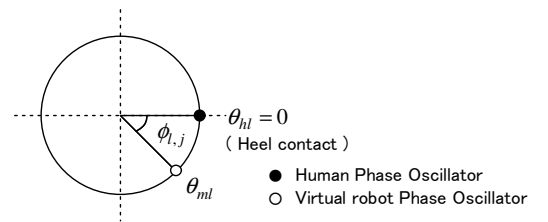


Fig. 6 Phase difference between human and robot

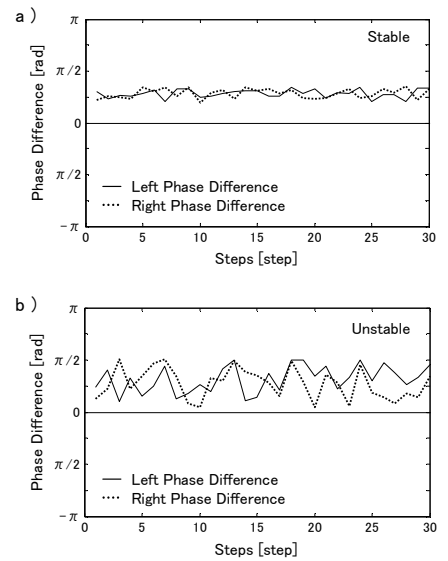


Fig. 7 Temporal development of phase difference
a: Stable, b: Unstable

Table 2 t-test of symmetry

	Y_{sym} during Walk-Mate trial					Y_{sym} during RAS trial						
		Single-walk	Walk-Mate	p	Effect	Improvement		Single-walk	RAS	p	Effect	Improvement
Subject A	L	0.216	0.102	**	++	0.114	L	0.231	0.221	0.612	+	0.010
	R	-0.172	-0.074	**	++	0.098	R	-0.141	-0.117	*	++	0.024
Subject B	L	0.461	0.359	**	++	0.102	L	0.330	0.294	*	++	0.036
	R	-0.157	-0.138	**	++	0.019	R	-0.120	-0.116	0.465	+	0.004
Subject C	L	0.405	0.312	**	++	0.093	L	0.350	0.333	0.580	+	0.017
	R	-0.207	-0.171	**	++	0.036	R	-0.190	-0.190	0.970	-	0.000
Subject D	L	-0.056	-0.017	**	++	0.039	L	-0.033	-0.061	**	--	-0.028
	R	0.049	0.014	**	++	0.035	R	0.028	0.052	**	--	-0.024
Subject E	L	0.412	0.315	**	++	0.097	L	0.205	0.148	0.211	+	0.057
	R	-0.257	-0.263	0.810	-	-0.006	R	-0.148	-0.124	0.620	+	0.024
Subject F	L	-0.021	-0.038	**	--	-0.017	L	-0.024	-0.028	0.550	-	-0.004
	R	0.018	0.036	**	--	-0.018	R	0.025	0.027	0.850	-	-0.001
Subject G	L	-0.255	-0.369	*	--	-0.114	L	-0.229	-0.354	**	--	-0.126
	R	0.244	0.338	0.127	-	-0.093	R	0.285	0.318	0.053	-	-0.033

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ (t-test)

++ : significant improvement, + : improvement tendency, -- : significant decline, - : decline tendency

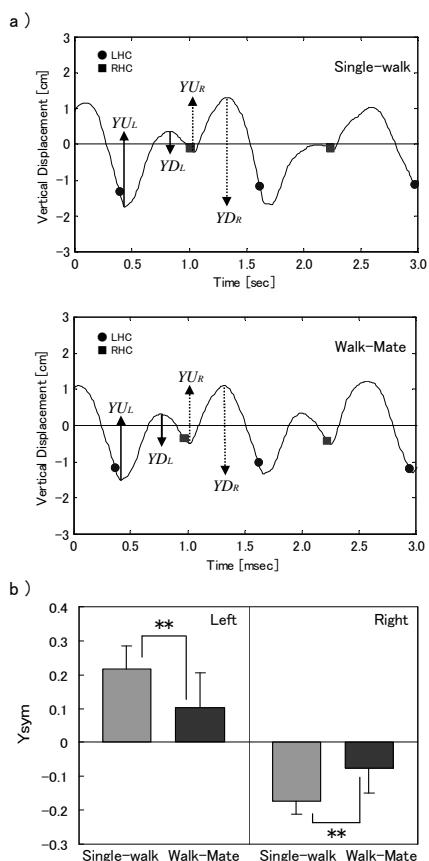


Fig. 8 Symmetry of gait trajectory (SubjectA)
a: Temporal development of gait trajectory,
b: t-test of Y_{sym} (* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$)

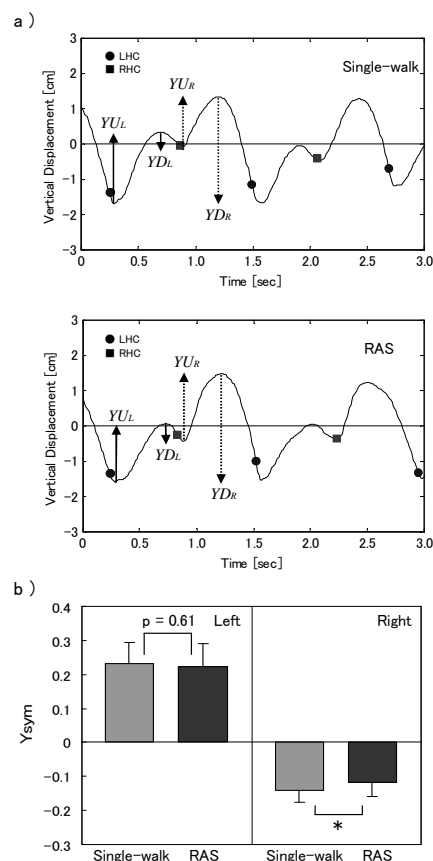


Fig. 9 Symmetry of gait trajectory (SubjectA)
a: Temporal development of gait trajectory,
b: t-test of Y_{sym} (* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$)

4. 結果

4.1 歩行の対称性

歩行の対称性では、Walk-Mate 試行、RAS 試行の両者で改善傾向が見られた。一例として、SubjectA の結果を示す。Fig. 8a に単独歩行と Walk-Mate 歩行での上下方向の腰軌道の時間発展を示した。単独歩行では左脚において上昇量 Y_{UL}

と下降量 Y_{DL} に大きな差が見られ、右脚においても Y_{UR} と Y_{DR} に大きな差が見られる。これに対して、Walk-Mate 歩行では、 Y_{UL} と Y_{DL} との差、 Y_{UR} と Y_{DR} との差が小さくなっており、両脚で歩容の非対称性が緩和されていることがわかる。また、同一被験者における単独歩行、Walk-Mate 歩行での対称性の指標 Y_{sym} の平均値を t 検定で評価したものを Fig. 8b に示す。Walk-Mate 歩行では、単独歩行と比

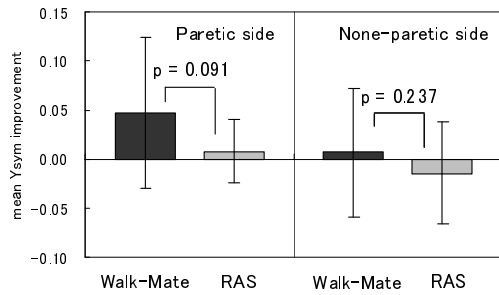


Fig. 10 Wilcoxon signed-rank test of mean Y_{sym} improvement

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ (N=7)

べて両脚の指標が0に近づいており、対称性が改善していることがわかる。また、両脚の歩容の対称性において単独歩行と Walk-Mate 歩行とのあいだに有意な差が見られた。また、Fig. 9a に同一被験者の単独歩行と RAS 歩行における上下方向の腰軌道の時間発展を示した。RAS 歩行においても、単独歩行と比べて YU_L と YD_L との差、 YU_R と YD_R との差が小さくなり、両脚で非対称性が緩和されていることがわかる。また、Fig. 9b では、RAS 歩行が単独歩行と比べて、両脚の指標が0に近づいており対称性が改善していることがわかる。また、右脚においては有意な差が見られた。

Table 2 に、被験者7人分の Walk-Mate 歩行、RAS 歩行における Y_{sym} の平均値を示した。それぞれ、L の行が Y_{sym_L} 、R の行が Y_{sym_R} に対応している。また Improvement の列には、単独歩行と Walk-Mate または RAS 歩行とのあいだの Y_{sym} の改善量を示した。改善量は単独歩行の Y_{sym} の絶対値から Walk-Mate または RAS 歩行の Y_{sym} の絶対値を減じた値で、対称性が改善している場合は正值に、悪化している場合は負値になる。全被験者7名において、Walk-Mate 歩行では Subject A, B, C, D の4名で両脚に有意な改善が見られた。Subject E では、片脚に有意な改善が見られた。しかし Subject F, G では、対称性が有意に悪化または悪化する傾向が見られた。Subject F においては、他の被験者と比べて対称性の値が非常に小さく健常に近いため、逆に非対称性が増加した可能性がある。また、Subject G のみ患脚に短下肢装具を装着しており他の被験者と歩容が異なるため、同一の指標では評価が難しいと考えられる。一方 RAS 歩行では、Subject A, B で片脚に有意な改善が見られた。また、Subject C では片脚に Subject E では両脚に改善傾向を示した。また、Subject D, F, G においては、両脚で対称性が有意に悪化、または悪化する傾向が見られた。

また、Fig. 10 に Walk-Mate 試行、RAS 試行での全被験者の改善量 (Improvement) を患脚、健脚ごとに平均した値を示した。Wilcoxon の符号付き順位検定を用いて差を検定した結果、患脚、健脚の両者において有意な差は見られなかったが、Walk-Mate の方が改善効果大きい傾向が見られた。また、RAS 試行では健脚の改善量において、各被験者では改

Table 3 F-test of stability

		Walk-Mate	RAS	p	Stability
Subject A	L	0.301	1.494	**	$W > R$
	R	0.226	1.527	**	$W > R$
Subject B	L	0.160	0.949	**	$W > R$
	R	0.157	0.970	**	$W > R$
Subject C	L	0.237	0.780	**	$W > R$
	R	0.256	0.877	**	$W > R$
Subject D	L	0.233	0.384	**	$W > R$
	R	0.199	0.362	**	$W > R$
Subject E	L	0.510	1.111	**	$W > R$
	R	0.560	1.035	**	$W > R$
Subject F	L	0.140	0.317	**	$W > R$
	R	0.146	0.355	**	$W > R$
Subject G	L	0.506	1.900	**	$W > R$
	R	0.528	1.815	**	$W > R$

* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$ (F-test)

$W > R$: Walk-Mate is more stable than RAS

$W < R$: RAS is more stable than Walk-Mate

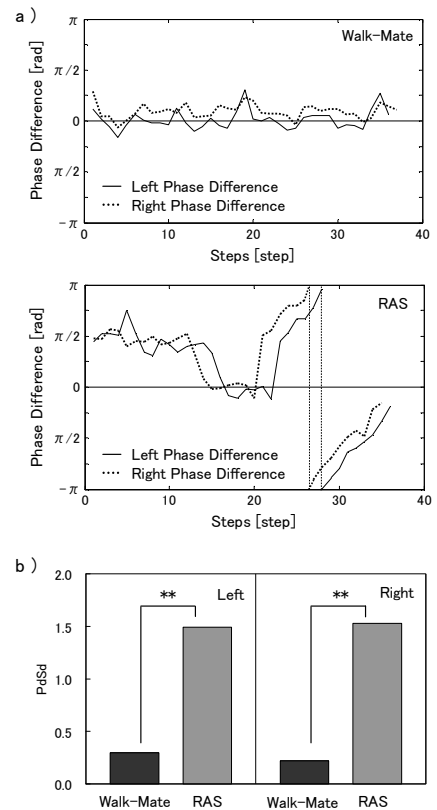


Fig. 11 Stability of phase difference (Subject A)

a: Temporal development of phase difference,

b: F-test of $PdSd$ (* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$)

善傾向が見られる場合があったが、全被験者での平均値が負値となり、統計的な改善効果は見られなかった。

4.2 歩行の安定性

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。一例として、Fig. 11a に Subject A の 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、位相差が時間と共に

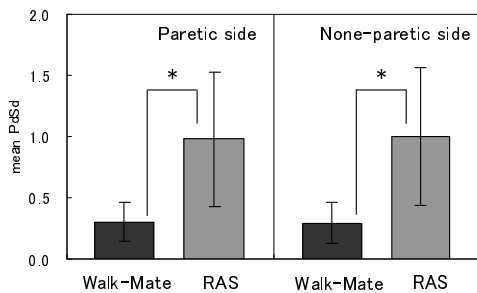


Fig. 12 Wilcoxon signed-rank test of mean $PdSd$
 *: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$ (N=7)

大きく変動していることがわかる。また、同一被験者における Walk-Mate 歩行, RAS 歩行での安定性の指標 $PdSd$ の差を F 検定で評価したものを Fig. 11b に示す。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を示している。逆に, RAS 歩行では値が大きくなっており, 歩行が不安定化していることがわかる。また, 検定結果より, 両者の間に有意な差が見られ, Walk-Mate 歩行の方が RAS 歩行と比べて, 歩行中の安定性を維持していることが示された。

Table 3 に, 被験者 7 人分の Walk-Mate 歩行, RAS 歩行における位相差の標準偏差 $PdSd$ を示した。それぞれ L の行が $PdSd_L$, R の行が $PdSd_R$ に対応している。また, F 検定を用いて各被験者における Walk-Mate 歩行と RAS 歩行の $PdSd$ の差を検定した結果, すべての被験者において RAS 歩行と比較して, Walk-Mate 歩行の方が有意に安定であることが示された。また, Fig. 12 に全被験者の Walk-Mate 歩行, RAS 歩行での $PdSd$ を患脚, 健脚ごとに平均した値を示した。Wilcoxon の符号付き順位検定を用いて差を検定した結果, 有意水準 5%(患脚: $p = 0.018$, 健脚: $p = 0.018$) で有意な差が見られ, RAS 歩行と比較して Walk-Mate 歩行が有意に安定であることが示された。

5. 考 察

本研究では, 片麻痺患者に Walk-Mate と RAS を適用し, その歩行改善効果について, 歩行の対称性と安定性の 2 つの視点から評価した。

5.1 歩行の対称性について

片麻痺患者の歩行では, 麻痺症状が原因で患側の支持時間が短く, 健側は患側を代償しようとするため支持時間が長くなる傾向がある。このような傾向に対して, Walk-Mate では患脚使用の促進として患脚の支持時間を長く, かつ代償の防止として健脚の支持時間を短くするように位相差を制御することを試みた。また, RAS では一定テンポのリズムに合わせて, 支持時間の対称性の改善を試みた。

また, このような片麻痺患者に見られる左右脚の支持能力の違いが原因で, 歩容に非対称性が生じていると考えられる。

特に, Fig. 5b のように腰部の上下運動に非対称性が観察された。まず, 患側では上昇量に比べて下降量が小さくなる傾向がある。この下降量の減少は, 遊脚の踏み出しの減少が関連していると考えられる。つまり, 上述のように患側は麻痺症状のため支持能力が低く, 歩行中の患側荷重は少ない傾向があり^{17), 20)}, そのため遊脚となる健側脚の踏み出しが減少し, それに対応する下降量も減少すると考えられる。一方, 健側では上昇量に比べて, 下降量が大きくなる。健側は十分な荷重が可能なため, 遊脚となる患側脚の踏み出しが健側脚と比べて大きく, 対応して下降量も大きくなるためと考えられる。このような傾向に対して, 上述したように Walk-Mate, RAS を用いて患側と健側の支持時間の対称性の改善を試みたことで, 4.1 節の結果のように上昇量と下降量の対称性も改善した。また, Walk-Mate 試行と RAS 試行における対称性の改善量を全被験者で平均した値を比較した結果, 有意な差は見られなかったが RAS よりも Walk-Mate の方が改善効果が大きい傾向にあることが示された。

これらの結果をリハビリテーションという視点から考えると, 近年までの歩行リハビリテーションでは, 歩行能力の効率的な改善という視点から, 健脚が患脚を代償する歩行訓練が主体であった。その一方, 患側肢の反復訓練によって運動皮質を再組織化する強制誘発運動療法 (Constraint-Induced movement therapy: CI 療法) が注目されてきている¹⁸⁾。これは健側肢による代償を防ぎ, 患側肢を積極的に使用する手法で, これによって脳の可塑的变化, すなわち損傷された脳に新たな神経回路が再編されることで患側肢の機能が改善することが示されている。これまでは特に上肢運動の改善効果が報告されてきた²¹⁾が, 下肢訓練への適用も行われ, 患側肢の自律的運動の出現などの効果が示されてきている²²⁾。このような背景から, Walk-Mate や RAS を用いて, 健側脚運動を抑制することで代償を防ぎ, 患側脚運動を促進することで健常な歩行へ近づける試みは妥当なものであると考えられる。実際, Walk-Mate や RAS を適用することで, 健側の代償によって生じていた非対称な歩行傾向が, 患側を積極的に使用することで対称な歩行傾向に移行することが示されており, 長期的なりハビリテーションに Walk-Mate や RAS を適用することで, CI 療法に対応する効果を得られる可能性がある。

5.2 歩行の安定性について

4.2 節の結果より, 7 名すべての被験者において, RAS 歩行では時間発展の中で位相差が大きく変動する傾向が観測された。この結果から, 片麻痺患者の場合, RAS のような一定テンポのリズム音刺激に合わせて歩行することが難しいことが示された。すでに中島らは, 健常若年者に RAS を適用する実験を行い, 健常者では時間発展における位相差のゆらぎが小さいという結果を示している²³⁾。また, その後の調査で健常高齢者においても位相差のゆらぎが小さいことを報告している。このような健常者は歩行運動に大きな非対称性は生じていないことから, 位相差が大きく変動する現象は, 片麻痺患者のように, 歩行運動が対称ではない患者に特徴的な現

象であると考えられる。このことから、RAS のように一定のテンポの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、患者が無理に適用しようとする事で負荷の増大や転倒の危険性を伴う可能性が示唆された。

一方、Walk-Mate 歩行では、すべての被験者において、一定の範囲に位相差が保たれ、時間発展におけるゆらぎが小さいことが示された。これは、Walk-Mate を使用した場合に、その特徴である相互引き込みによって、Walk-Mate の側からも被験者の歩行に適応し、歩行運動が対称でない患者においても適応が容易になったためと考えられる。このように Walk-Mate では、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、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。

また、Subject A, E, G では、他の被験者と比べて Walk-Mate 歩行、RAS 歩行ともに $PdSd$ の値が大きくなっていった。Table 1 から Subject A と Subject E では左半側空間無視を呈していることがわかる。半側空間無視は大脳半球を損傷することで、その対側の空間を無視する症状で、特に右半球の損傷が原因で左半側空間無視を呈する人が多い。このような場合、左側にある建物を呼称できない、食事を左側だけ残すなどの現象が起こる²⁴⁾。また、聴覚機能においても右側と比べて左側の音源定位能力が低下することが報告されている²⁵⁾。さらに、Subject A と E に関しては、事前インタビューで左耳が聞こえづらいと訴えていた。そのため、左半側空間無視が原因で、左側のリズム音刺激への注意が低下し、リズム音刺激への適応が難しかったことが考えられ、その結果 $PdSd$ が大きい値を示した可能性がある。また、Subject G では唯一短下肢装具をつけていたことから、全被験者の中で最も歩行障害が重いと考えられ、運動としてリズム音刺激へ適応することが難しく安定性が減少していたと考えられる。

5.3 リハビリテーションにおける相互適応の効果

本研究では、被験者が一方的に適応する RAS と、双方向的に適応する 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、相互適応の有用性を調査することを目的とした。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 の特徴である双方向の適応を用いた歩行リハビリテーションは、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 のように一方向の適応を必要とする場合は、歩行の対称性を改善する効果は示されたが、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のあることが明らかになった。

5.4 人間とエージェントの関係として

これを人とエージェントとの相互適応という観点から捉え

れば、Walk-Mate は、人間の歩行運動の変化と双方向の適応をしながらリアルタイムに協調歩行を共創することができるエージェントとみなせる。しかも、Walk-Mate を使用すると、人間と一緒に歩行しているかのような一体感が得られるというアンケート結果も示されている²⁶⁾。近年では、HRI(Human-Robot Interaction) や HAI(Human-Agent Interaction) において、ロボットやエージェントが人と円滑なコミュニケーションを実現するためには双方向の適応が不可欠であると考えられており、ここに本研究成果を活用できる可能性がある。そしてロボットやエージェントが、人間と共同注意をすることや²⁷⁾、身体の引き込み現象を用いることでインタラクションを構成する²⁸⁾ 取り組みもなされつつある。そして、このような相互適応の研究が進められる中で、共創的コミュニケーションを支援する、人間と人工物のインタラクションが実現されるであろう。

6. ま と め

本研究では、片麻痺患者に RAS と Walk-Mate を適用し、比較することで、Walk-Mate の相互適応が共創プロセスとしての歩行改善にどのような影響があるかを評価した。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 歩行のみが安定した状態を維持することを示した。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。これらのことから Walk-Mate における双方向の適応性を活用することで、安定した歩行状態を維持しながら歩行リハビリテーションを支援できる可能性が示された。

謝辞 本研究を進めるにあたり、熱心なご指導をいただきました。三宅美博准教授に心より感謝申し上げます。また、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和田義明先生、松井理絵子様はじめ理学療法士の皆様へ深く感謝いたします。また Walk-Mate に関してご指導をいただきました青山学院大学の武藤剛助教に深く感謝いたします。また、研究活動を進める上でたくさんの助言をしていただき公私共にお世話になった三宅研究室の皆様へ深く感謝いたします。

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) 三宅美博：「生命」における設計、現代思想、25-6、301/317（1997）
- 3) 三宅美博：「2 中心モデル」とインターフェース表現、日本フエジ学会誌、9-5、637/647（1997）
- 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) 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）
- 8) M.H.Thaut, G.C.McIntosh, R.R.Rice : Rhythmic facili-

- tation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation, *Journal of the Neurological Sciences*, **151-2**, 207/212 (1997)
- 9) S.Prassas, M.H.Thaut, G.McIntosh, R.Rice : Effect of auditory rhythmic cuing on gait kinematic parameters of stroke patients, *Gait & Posture*, **6-3**, 218/223 (1997)
 - 10) M.P.Ford, R.C.Wagenaar, K.M.Newell : The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke, *Gait & Posture*, **26-1**, 150/155 (2007)
 - 11) 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)
 - 12) 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)
 - 13) T.Muto, B.Herzberger, J.Hermsdörfer, Y.Miyake, E.Pöppel : 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)
 - 14) Y.Miyake : Interpersonal Synchronization of Body Motion and the Walk-Mate Walking Support Robot, *IEEE Transaction on Robotics* (in press)
 - 15) 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)
 - 16) Y.Kuramoto:Chemical oscillation, waves and turbulence, Springer-Verlag(1984)
 - 17) 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)
 - 18) E.Taub, N.E.Miller, T.A.Novack, E.W.3rd.Cook, W.C.Fleming, C.S.Nepomuceno, J.S.Connell, J.E.Crago : Technique to improve chronic motor deficit aFter stroke, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, **74**, 347/354(1993)
 - 19) 武藤, 栗津原, 一宮, 三宅 : 片麻痺擬似体験装具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)
 - 20) 土屋和夫 : 臨床歩行分析入門, 15/20, 医歯薬出版 (1995)
 - 21) R.Hakim, S.Kelly ,M.Grant-Beuttler, B.Healy, J. Krem-pasky, S.Moore : A modified constraint-induced therapy (mCIT) program for the upper extremity of a person with chronic stroke, *Physiotherapy theory and practice*,**21-4** ,243/256(2005)
 - 22) 沼田, 中林, 福田, 金, 村山, 高杉 : 下肢に対する Modified constraint induced movement therapy の試み, *理学療法学*, **34-1**, 34/40(2007)
 - 23) 中島, 三宅 : 歩行運動における時間認知機構の解析とリハビリへの活用, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2004 講演会予稿集, 1132/1136 (2004)
 - 24) 森岡周 : リハビリテーションのための認知神経科学入門, 21/26, 協同医書出版社 (2006)
 - 25) 田中, 蜂須賀 : 半側空間無視と聴覚 - 音源 (音像) 定位 -, 日本リハビリテーション医学会誌, **38-2**, 106/108(2001)
 - 26) 三宅 : コミュニティ・インタフェースへ向かう共創システム - 歩行介助システム Walk-Mate を介する場づくり -, 日本ロボット学会誌, **24-6**, 700/707 (2006)
 - 27) Kozima : Infanoid: A Babybot that Explores the Social Environment, K. Dautenhahn, A. H. Bond, L. Canamero and B. Edmonds(eds.), *Socially Intelligent Agents: Creating Relationships with Computers and Robots*, 157/164 ,Amsterdam: Kluwer Academic Publishers(2002)
 - 28) 小野, 今井, 石黒, 中津 : 身体表現を用いたインタラクションロボットシステム, 日本機械学会論文集, **42-6**, 1348/1358(2001)