

リズム歩行アシストにおける 四肢の協調関係の自己組織化と運動制御

長島 輝匡^{*1} 廣部 祐樹^{*1*2} 関 雅俊^{*3}
中山 正之^{*3} 三宅 美博^{*1*2}

Self-organization of limb coordination and motion control in rhythmic walking assist

Nagashima Terumasa^{*1}, Hirobe Yuki^{*1*2}, Seki Masatoshi^{*3},
Nakayama Masayuki^{*3}, and Miyake Yoshihiro^{*1*2}

Abstract - In rhythm walking assistance for upper limbs, the effect on limb coordination of human has not been sufficiently analyzed, and the walking assist system focusing on its mechanism has not been proposed. In this study, we showed the possibility of controlling phase difference between upper and lower limbs and walking cycle by upper limb motor drive timing through the simulation focusing on Self-organization of limb coordination. Furthermore, we showed that the same effect can be obtained in actual walking assistance in healthy young people through the walking experiment using wearable robot. According to these results, it was suggested that there is a limb coordination in actual walking assistance. Therefore, the feasibility of a system that can change the drive timing of the motor dynamically to control the phase relation and walking cycle was suggested.

Keywords: wearable robot, walking assist, rhythm synchronization, phase difference between upper and lower limbs, walking cycle

1. 緒言

近年、日本における急速な高齢化に伴い、歩行支援の重要性が再認識されている。また自動化技術の向上に伴い、様々な場面でのロボットの適用が進められている。このような背景から近年では、ロボットを用いた歩行支援方法の研究に注目が集まっている。

ロボットを用いた歩行支援方法の一つとして、人の動作を直接的にサポートするパワーアシストがある。代表例として CYBERDYNE 社の HAL があり、これは使用者が筋肉を動かそうとする際に発生する生体電位信号を検知し、パワーユニットによってその動作を直接的に補助するものである^[1]。これに対して人間の歩行リズムや歩行パターンを改善するリズムアシストも存在する。代表例として我々の研究グループで開発している Walk-Mate システムがあり、これは歩行リズムの相互引き込みモデルを用いて使用者の歩行リズムと同調する聴覚リズムを提示することで歩行パターンを改善するものである^{[2][3]}。

さらに我々のグループでは両者の特性を合わせた力覚による直接的なリズム提示を用い、リズム障害に対する様々な歩行支援方法も提案してきた。これまでに肘^{[4][5]}、肩部及び大腿部への支援^[6]により歩行改善効果が確認さ

れた。現在ではモータ駆動を用いた上肢へのリズム提示によるアシストが研究されており、高齢者における歩行実験では腕振り幅、足振り幅及びストライド幅の増加による歩行機能の改善効果が確認された^[7]。この効果は、上肢へのリズム提示が自己組織化される四肢の協調関係に影響を与え、歩行パターンが変化したことによるものと考えられている。

しかし従来の研究では、上肢へのリズム提示が四肢の協調関係に与える影響は十分に分析されておらず、その性質に注目した歩行アシストは提案されていなかった。そのため、歩行アシストロボットを用いて使用者の四肢の協調関係や下肢運動機能を自己組織的に制御することはできなかった。

2. 目的と方針

2.1 研究目的

本研究では、上肢へのリズム提示が四肢の協調関係に与える影響を明らかにし、その性質を活用した自己組織的な運動制御を可能にする新たな歩行アシストの提案を目的とする。

ここで、歩行において四肢間には協調関係があり、歩行動作は四肢の連動した運動によって成り立つことが先行研究から示されている^[8]。また、四足動物の歩行パターンは、四肢に対応する4つの発振器の位相差として表すことができ、その位相差は四肢間の相互作用によって

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究科

*2: JST CREST

*3: 株式会社菊池製作所

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

*3: Kikuchi Seisakusho Co. Ltd.

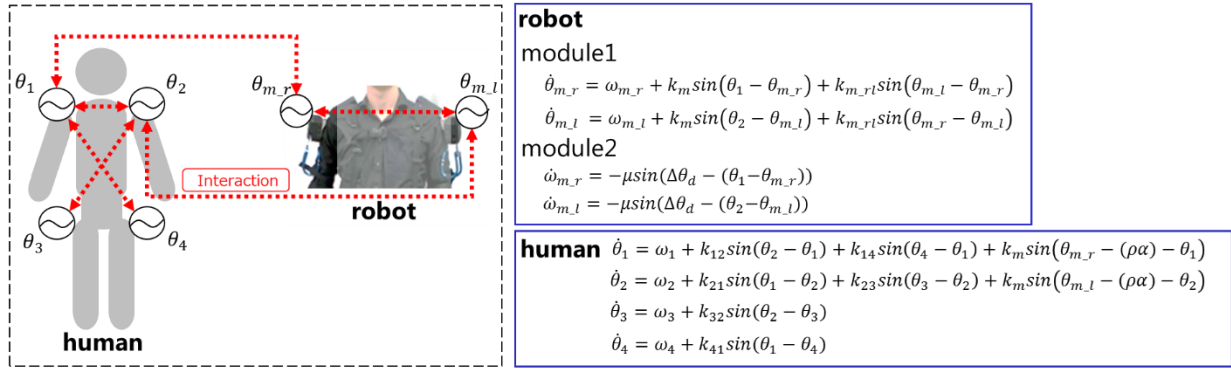


Fig. 1 Model of Limb Coordination Considering Upper Rhythm Assist

図 1 上肢アシストを考慮した四肢の協調モデル

自己組織的に決定されることが先行研究から示されている^[9]. そのため、上肢運動において特定の位相で外力を加えることができる上肢リズムアシストは、四肢の協調関係や下肢運動機能に大きな影響を与えると考えられる. そこで本研究では上肢モータの駆動タイミング条件を複数設け、各条件間の歩行を比較することでその性質を明らかにし、四肢の協調関係に注目した自己組織的な運動制御の実現を目指す.

2.2 研究方針

方針としてははじめに、自己組織化される四肢の協調関係に着目した計算機シミュレーションを行う. ここでは四足動物における四肢の協調モデルと、人間とのリズム同調を実現するロボット側のリズム生成モデルを用い、上肢モータ駆動タイミングの変化が人間の四肢の協調関係や下肢運動機能に与える影響を計算機シミュレーションにより分析する.

次に、計算機シミュレーションで得られた結果に基づき、上肢モータ駆動ウェアラブルロボットを用いた実際の歩行アシストにおいても同様の効果が得られることを、健常若年者による歩行実験によって分析する.

最後に、シミュレーション結果と歩行実験の結果の比較及び考察を行い、四肢の協調関係に基づく運動制御の実現可能性を検討する.

3. モデルの構築とシミュレーション

本章では四足動物における歩行時の四肢の協調モデルと、人間とのリズム同調を実現するロボット側のリズム生成モデルを統合することで、上肢アシストを考慮した四肢の協調モデルを新たに構築する. さらに本モデルを用い、上肢モータ駆動タイミングの変化が人間の四肢の協調関係や下肢運動機能に与える影響を計算機シミュレーションにより分析する.

3.1 モデルの構築

3.1.1 四肢の協調モデル

第 2.1 節で既述したように、四足動物の歩行パターンは四肢間の相互作用によって自己組織的に決定されることが報告されている^[9]. また同様の作用は、人間の四足

歩行タスクにおいても観測されることが報告されている^[10]. そこで本研究では、歩行運動を四肢に対応する 4 つの振動子の周期運動として捉え、それらの相互作用を表現した数理的モデル^[9]を人間の二足歩行運動に適用し、リズム歩行アシストにおける歩行パターン生成モデルとする((1)~(4)式).

$$\dot{\theta}_1 = \omega_1 + k_{12} \sin(\theta_2 - \theta_1) + k_{14} \sin(\theta_4 - \theta_1) \quad (1)$$

$$\dot{\theta}_2 = \omega_2 + k_{21} \sin(\theta_1 - \theta_2) + k_{23} \sin(\theta_3 - \theta_2) \quad (2)$$

$$\dot{\theta}_3 = \omega_3 + k_{32} \sin(\theta_2 - \theta_3) \quad (3)$$

$$\dot{\theta}_4 = \omega_4 + k_{41} \sin(\theta_1 - \theta_4) \quad (4)$$

ここで $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ はそれぞれ人間の右腕、左腕、右足、左足の周期運動における、1 周期が 2π かつ運動開始点が 0 (右腕・左足) 及び π (左腕・右足) となるようなリズムの位相を表す. また $\omega_1, \omega_2, \omega_3, \omega_4$ はそれぞれ人間の右腕、左腕、右足、左足のリズムの固有振動数を表す. $k_{12}, k_{14}, k_{21}, k_{23}, k_{32}, k_{41}$ は各振動子間の相互作用における結合強度である. 本研究では第 4 章の歩行実験参加者である健常若年者を想定し、結合の偏りが無い $k_{12} = 0.3, k_{21} = 0.3, k_{14} = 0.3, k_{41} = 0.3, k_{23} = 0.3, k_{32} = 0.3$ を設定した.

3.1.2 ロボット側のリズム生成モデル

人間とのリズム同調を実現するロボット側のリズム生成モデルのモジュール図を Fig.1 に示す. 本システムで扱う相互引き込みモデルは 2 層の動的モデルから構成される.

モジュール 1 は、人間側の歩行リズムとロボット側の生成リズムとの間で相互同調を実現する. ここでは位相振動子を用いた相互引き込みモデルとして構成され、(5)式及び(6)式のように表される.

$$\dot{\theta}_{m,r} = \omega_{m,r} + k_m \sin(\theta_1 - \theta_{m,r}) + k_{m,r,l} \sin(\theta_{m,l} - \theta_{m,r}), \quad (5)$$

$$\dot{\theta}_{m,l} = \omega_{m,l} + k_m \sin(\theta_2 - \theta_{m,l}) + k_{m,rl} \sin(\theta_{m,r} - \theta_{m,l}) \quad (6)$$

ここで $\theta_{m,r}$, $\theta_{m,l}$ はそれぞれ右モータ, 左モータに対応するロボット側の生成リズムの位相を, $\omega_{m,r}$, $\omega_{m,l}$ はリズムの振動数を表す. k_m , $k_{m,rl}$ は結合強度である. また θ_1 , θ_2 はそれぞれ人間側の右腕, 左腕振りの周期運動における位相であり, このモデルにおける入力となる.

モジュール 2 は, 生成した位相関係を制御する層である. 本研究では先行研究^[2]と同様に, 人間側の歩行リズムとロボット側の生成リズム間の位相差を, 事前に設定した目標位相差に接近させるようにモジュール 1 の固有振動数を制御する. モジュール 2 のモデルは(7)式及び(8)式で表される.

$$\dot{\omega}_{m,r} = -\mu \sin(\Delta\theta_d - (\theta_1 - \theta_{m,r})) \quad (7)$$

$$\dot{\omega}_{m,l} = -\mu \sin(\Delta\theta_d - (\theta_2 - \theta_{m,l})) \quad (8)$$

ここで $\Delta\theta_d$ は目標位相差であり, μ はゲインを表す. 本研究では先行研究^[7]と同様に $k_m = 0.5$, $k_{m,rl} = 5.0$, $\mu = 0.16$ を用いた. また, 目標位相差は $\Delta\theta_d = 0$ と設定した.

3.1.3 上肢アシストを考慮した四肢の協調モデル

第 3.1.1 項で定義された四肢の協調モデルに対し, 人間側から観測されるロボットの四肢モータ駆動タイミングによる作用項を考慮することで, Fig.1 に示すような上肢リズムアシストによる人間の歩行パターン生成モデルを構築する((9)~(12)式).

$$\dot{\theta}_1 = \omega_1 + k_{12} \sin(\theta_2 - \theta_1) + k_{14} \sin(\theta_4 - \theta_1) + k_m \sin(\theta_{m,r} - (\rho\alpha) - \theta_1) \quad (9)$$

$$\dot{\theta}_2 = \omega_2 + k_{21} \sin(\theta_1 - \theta_2) + k_{23} \sin(\theta_3 - \theta_2) + k_m \sin(\theta_{m,l} - (\rho\alpha) - \theta_2) \quad (10)$$

$$\dot{\theta}_3 = \omega_3 + k_{32} \sin(\theta_2 - \theta_3) \quad (11)$$

$$\dot{\theta}_4 = \omega_4 + k_{41} \sin(\theta_1 - \theta_4) \quad (12)$$

ここで(9)式及び(10)式の第 4 項は人間側の腕振りリズムとロボット側における生成リズムの相互作用を表す項であり, k_m はその結合強度である. また, α はモータ駆動タイミングを反映する量であり, 駆動タイミングが遅いほど人間から観測される $\theta_{m,r}$ 及び $\theta_{m,l}$ が遅れるように符号を設定した. 実際のアシストでは α が大きいほどモータ駆動タイミングが遅くなり, 人間の腕振り動作に対しパル的にモータが駆動するが, 本モデルではモータ駆動を, 腕振り 1 周期に対して平滑化された微弱かつ連続的な作用とみなすことでシミュレーションを行う. ρ はモータ駆動タイミングの作用項のゲインであり, $\rho = 0.03$ と設定した.

また, ロボット側のリズム生成モデルには前述した(5)~(8)式を用いる.

3.2 シミュレーション方法

3.2.1 シミュレーション環境及び条件

シミュレーションには数値解析ソフトウェアである MATLAB (MathWorks, 米国) を用い, (5)~(12)式においてモータ駆動タイミング α を変化させたときの四肢の協調関係と下肢運動機能に与える影響をシミュレーションにより分析する. モータ駆動タイミング α は, 人間が腕を進行方向に振り出してから腕振り角度が最大になるまでの間でモータがパル的に駆動する実際のアシストを想定し, ① $\alpha = 10$, ② $\alpha = 20$, ③ $\alpha = 30$, ④ $\alpha = 40$ の 4 条件を設定した. また実際のロボットのモータ駆動は使用者が歩行を開始した後, 安定歩行に入った段階で出力されるように設計されているため, 本シミュレーションにおいても安定歩行に移行した段階(シミュレーション時間 $t \geq 15[\text{sec}]$)で(9)~(12)式を適用した. $t < 15[\text{sec}]$ ではモータ駆動を考慮しない四肢の協調モデル(1)~(4)式が適用される. ロボット側の各パラメータ初期値は, 実際のウェアラブルロボットに実装されている $\theta_{m,r} = 0$, $\theta_{m,l} = 0$, $\omega_{m,r} = 4.0$, $\omega_{m,l} = 4.0$ とした. また, 人間側のパラメータ初期値を $\theta_1 = 0$, $\theta_2 = \pi$, $\theta_3 = \pi$, $\theta_4 = \pi/2$, 各固有振動数を $\omega_1 = 5.2$, $\omega_2 = 5.2$, $\omega_3 = 5.1$, $\omega_4 = 5.1$ とし, いずれもロボット側の各パラメータ初期値と異なるように設定された.

3.2.2 分析方法

本研究では, 四肢の協調関係を表す指標として上下肢位相差 $\theta_4 - \theta_1$ を用いる. これは人間の右腕振り運動の位相 θ_1 と, 対角側の左足振り運動の位相 θ_4 の位相差であり, 歩行時の四肢の位相関係の変化を表すパラメータとなる.

また下肢運動機能の変化を分析するための指標として足振り運動の変位 $A \sin \theta_4$ を用いる. これは人間の左足振り運動を, 位相 θ_4 に従う振幅 $A[\text{deg}]$ の周期運動とみなした場合の変位を表すパラメータである. ここで振幅 A は実際の人間の足振り角を想定し, $A = 30[\text{deg}]$ と設定した. なおシミュレーションモデルでは力学モデルを導入していないため, 上肢アシストによる振幅の変化は考慮しない.

3.3 結果

Fig.2 に上下肢位相差 $\theta_4 - \theta_1$ の推移を, Table 1 に軌道安定時の上下肢位相差 $\theta_4 - \theta_1[\text{rad}]$ 及び 1 周期における位相差の割合 $(\theta_4 - \theta_1)/2\pi[\%]$ を示す. Table 1 より, 上下肢位相差の収束値は $\alpha = 10$ で最小, $\alpha = 40$ で最大であり, モータ駆動タイミングが遅いほど上下肢位相差が増加した.

Fig.3(a)に全シミュレーション時間における足振り運動

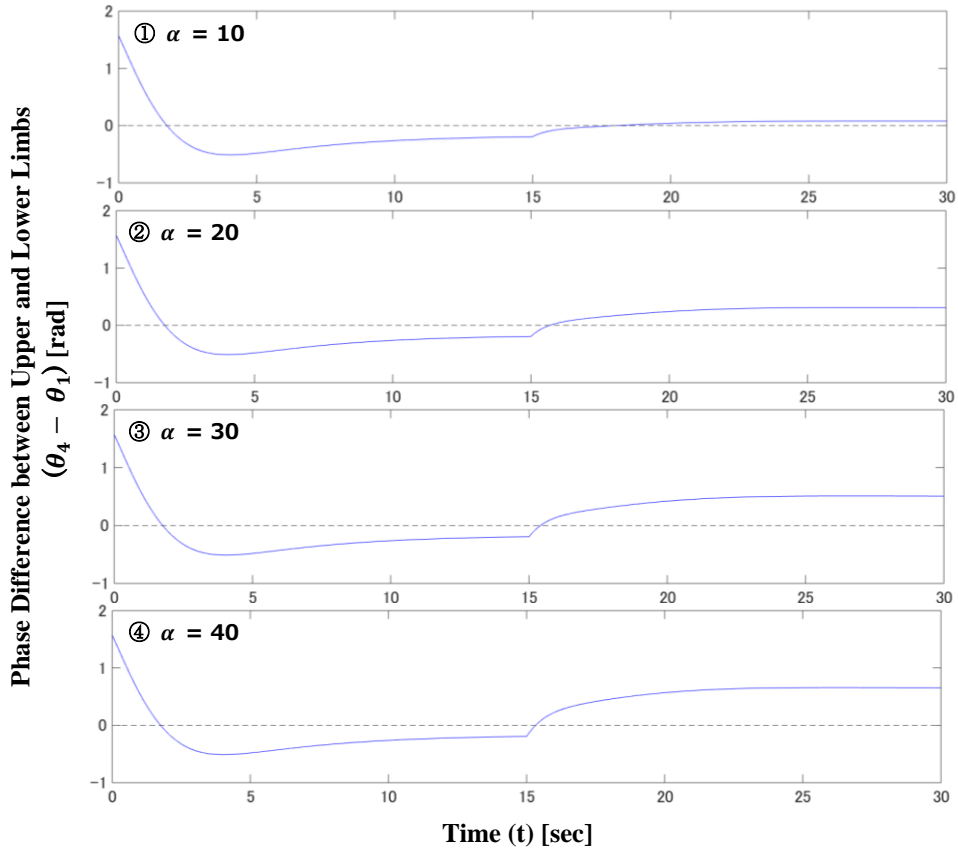


Fig.2 Displacement of Phase Difference between Upper and Lower Limbs for Motor Drive Condition

図2 各モータ駆動条件における上下肢位相差の変化

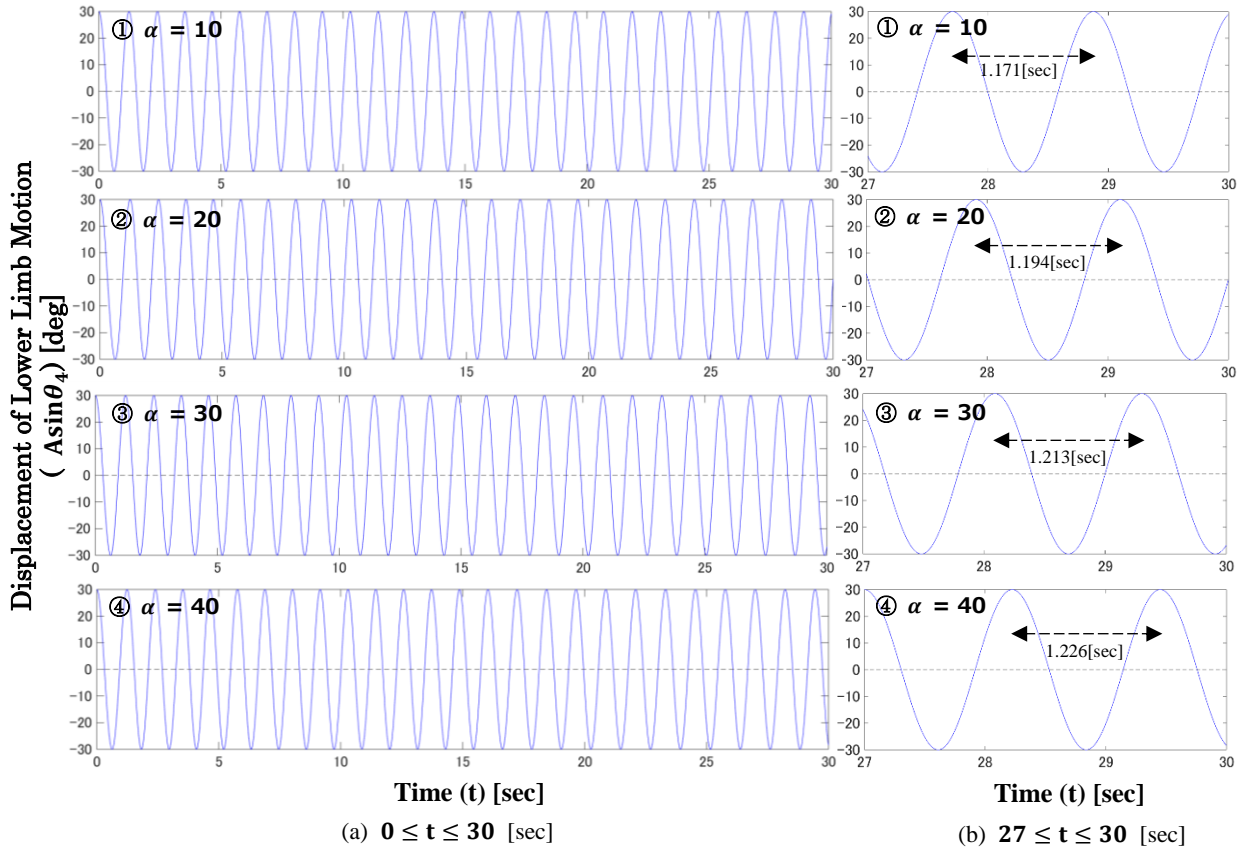


Fig.3 (a) Displacement of Lower Limb motion ($0 \leq t \leq 30$ [sec])

(b) Displacement of Lower Limb motion ($27 \leq t \leq 30$ [sec]) and Convergence Value of Walking Cycle

図3 (a) 足振り運動の変位 ($0 \leq t \leq 30$ [sec]) (b) 足振り運動の変位($27 \leq t \leq 30$ [sec]) と歩行周期の収束値

Table 1 Convergence Value of Phase Difference between
Upper and Lower Limbs
表 1 上下肢位相差の収束値

| Condition | | $\alpha = 10$ | $\alpha = 20$ | $\alpha = 30$ | $\alpha = 40$ |
|---------------------|-------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Phase Difference | [rad] | 0.080 | 0.310 | 0.509 | 0.656 |
| | [%] | 1.27 | 4.93 | 8.10 | 10.44 |

Table 2 Convergence Value of Walking Cycle
表 2 歩行周期の収束値

| Condition | $\alpha = 10$ | $\alpha = 20$ | $\alpha = 30$ | $\alpha = 40$ |
|------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Walking Cycle [sec] | 1.171 | 1.194 | 1.213 | 1.226 |

の変位 $Asin\theta_4$ の推移を、Fig.3(b)にシミュレーション時間 $t \geq 27$ における $Asin\theta_4$ の推移の拡大図を示す。また足振り運動の変位 $Asin\theta_4$ の周期（歩行周期）の収束値を Fig.3(b)及び Table 2 に示す。Fig.3(b)及び Table 2 より、 α の値によって歩行周期が変化することが示された。歩行周期の収束値は $\alpha = 10$ で最小、 $\alpha = 40$ で最大であり、モータ駆動タイミングが遅いほど歩行周期が増加した。

3.4 考察

Fig.2 及び Fig.3 より、モータ駆動タイミング α が大きいほど、上下肢位相差 $\theta_4 - \theta_1$ 及び足振り運動の変位 $Asin\theta_4$ の周期（歩行周期）が単調に増加することが明らかになった。上肢モータ駆動タイミング α が人間側の右腕位相 θ_1 及び左腕位相 θ_2 に作用し、四肢間の相互作用によって θ_3 、 θ_4 及び θ_1 、 θ_2 、 θ_3 、 θ_4 間の相対的な位相差が調節されたと考えられる。また本結果より、ウェアラブルロボットを用いた実際の歩行アシストにおいても、使用者の四肢の運動の協調作用を仮定し上肢モータ駆動タイミングを変化させることで、上下肢位相差や歩行周期が変化する可能性が示された。

4. 歩行アシストロボットによる実験

本章では、第 3 章で得られたシミュレーション結果に基づき、ウェアラブルロボットを用いた歩行アシストにおける、上肢モータ駆動タイミングを変化させたときの使用者の上下肢位相差及び歩行周期に与える影響を分析する。

4.1 システム構成

4.1.1 ロボット仕様

本実験で用いるウェアラブルロボット（株式会社菊池製作所、日本）を Fig.4 に示す。ロボットは肩部と腰部に左右 1 箇所ずつ、計 4 箇所に DC ブラシレスモータ（DR-4316-X14B00420、シナノケンシ株式会社、日本）を搭載し、上下肢それぞれにリズムを提示することができる。上肢ユニットではモータは左右両側の三角筋上に固定されるように設計された。モータには使用者の身体に装着するためのアルミ製フレームが固定されており、

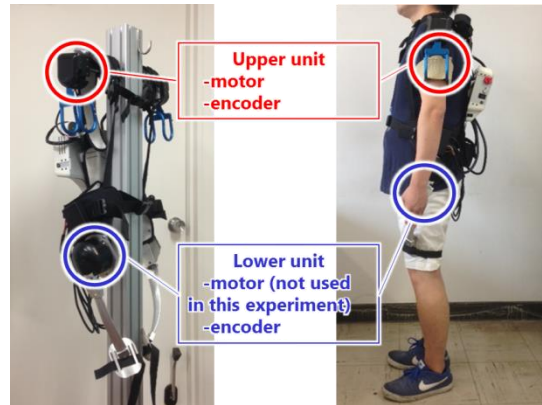


Fig.4 Appearance of Wearable Robot

図 4 ウェアラブルロボットの外観

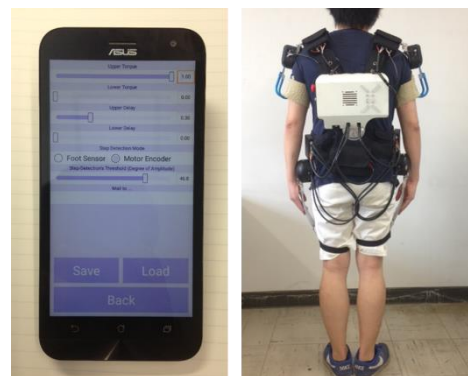


Fig.5 (a)Operation Screen (b) Control Unit for Motor

図 5 (a)操作画面 (b) モータコントロールユニット

モータ動作に合わせて回転する。フレームは布製のベルトを用いて使用者の上腕部に固定される。モータは(5)～(8)式で決定されるリズムに基づいてパルス的に駆動し、フレームを通して腕振り動作に瞬間的に介入することで使用者の歩行リズムに影響を与える。下肢ユニットではモータは大転子上に固定されるように設計された。モータに固定されたアルミ製フレームは布製のベルトによって使用者の大腿部に固定され、上肢と同様にパルス的なモータ駆動によるリズム提示を行うことができる。また各モータにはエンコーダが搭載されており、鉛直下向きを基準とした $-180[\text{deg}]$ から $180[\text{deg}]$ までのモータ回転角度の時系列データが取得される（サンプリング周波数は 50Hz ）。ここでモータ回転角は矢上面からの肩関節及び股関節の屈曲・伸展角度に相当する。

各ユニットは肩・背中・腰装着用の布製のベルトによって連結され、使用者を背負う様にロボットを装着する。加えて、胸部・腹部装着用の布製ベルトを用いて身体へロボットを密着させ固定する。背中のベルト部には 4 つのモータへの電源・信号の入出力を行う接続端子が統合されており、各ケーブルが接続される。

なお本実験では、上肢リズム提示による上下肢位相差と歩行周期への影響を分析するため、モータ駆動は上肢のみとした。下肢のモータは駆動させず、エンコーダに

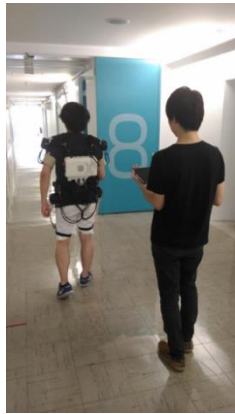


Fig.6 Walking Experiment

図 6 歩行実験

よるモータ回転角度データ取得のみ行った。

4.1.2 制御モジュール仕様

モータ駆動時のトルクの最大出力及び駆動タイミングは、Fig.5 (a)に示す外部の携帯端末 (ZE500KL, Android5.0.2, ASUS, 台湾) を用いて設定する。モータ出力タイミングの制御は Walk-Mate システムに基づいて決定される。ここで Walk-Mate システムは第 4.1.3 項で示すリズム生成モデル(5)~(8)式で記述される。その際の信号の入出力は、Fig.5 (b)に示すマイコン (SH-4A SH7734 CPU ボード, 株式会社 ALPHA PROJECT, 日本) を用いて行われる。信号はマイコンに接続された上下肢のモータドライバに入力される。モータへの出力電圧は上下肢計 4 つのモータにそれぞれ個別に設定可能であり、モータドライバを通して制御される。また電源供給は、モータドライバに接続されたリチウムイオン電池パック (7LPP545483AHR-1M01-WS, 日立マクセル株式会社, 日本) によって行う。入力装置として各モータに搭載されたエンコーダを用い、モータ回転角度の情報を読み込む。

4.1.3 リズム生成モデル

モータ出力タイミングの制御には、第 3 章で用いた(5)~(8)式のリズム生成モデルを用いる。ここで θ_1 , θ_2 は、それぞれ使用者の右腕, 左腕振り開始タイミングから推定された運動リズム位相である。本実験では先行研究^[7]と同様に、モータ回転角度の変化量が負から正に変わるタイミングを腕振り開始タイミングと定義した。これは歩行中、腕を進行方向と逆方向に振り切った時刻に相当する。

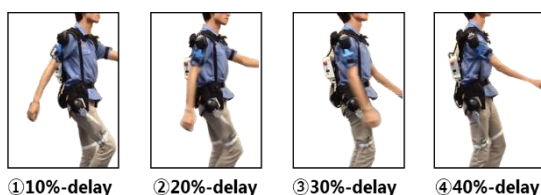


Fig.7 Upper Motor Drive Timing

図 7 上肢モータ駆動タイミング

4.2 実験方法

4.2.1 参加者と実験環境

本実験への参加者は健康若年者計 9 名 (男性 8 名, 女性 1 名, 平均年齢 24.3 ± 4.82 歳, 身長 168.9 ± 4.62 cm, 体重 66.4 ± 8.09 kg) とした。参加者はウェアラブルロボットを装着した状態で、距離約 55m の直線廊下を歩行する (Fig.6)。廊下には勾配はなく、障害物のない状態で歩行実験を行った。なお実験時、参加者は各自履き慣れた運動靴を使用した。本実験は東京工業大学・研究倫理審査委員による承認の下、参加者からの計測の同意を得た上で行われた。

4.2.2 実験条件

本実験では腕振り開始 (=0%-delay) を基準とする上肢モータの駆動タイミングを 5 条件設定した。駆動タイミング条件は Fig.7 のように、①腕振り開始直後に相当する 10%-delay 条件、②腕の振りが体軸を通過する直前に相当する 20%-delay 条件、③腕の振りが体軸を通過する瞬間に相当する 30%-delay 条件、④腕の振りが体軸を通過した直後に相当する 40%-delay 条件、⑤ロボットを着用した状態でモータを駆動させない no-move 条件の計 5 条件である。モータは各条件において、Fig.7 に示すタイミングでパルスの駆動することで使用者の腕振りに瞬間的に介入する。パルス幅はロボット側の生成リズム 1 周期の 30%分の時間として決定され、モータ駆動タイミングはパルスの出力開始時刻を決定するパラメータとなる。また、モータトルクの大きさは $0.729[\text{N} \cdot \text{m}]$ と小さく、人間の腕振りを強制しない程度の外力による力覚的なリズム提示を行えるように設定された。そのため本実験においては、モータの駆動による歩行中の体重心位置の移動などの物理的な影響は考慮しないものとする。参加者は条件ごとに 5 回ずつ、1 回につき約 55m を歩行する。参加者は、実験者の合図で歩行を開始し、55m の距離を直進した後、実験者の合図で歩行を止めるように指示された。参加者は自身にとって自然な速度で歩行を開始し、その後はモータによるリズム提示を受けながら歩行を続ける。ただし、参加者は駆動するモータの動きに合わせて必ずしも腕振りを合わせる必要はないものとした。駆動条件は 5 条件を 1 セットとし、セット内で条件をランダムに提示した。また、2 セットごとに 5 分間の休憩時間を設けた。

4.2.3 分析方法

本研究では上肢モータの回転角度を腕振り角度、下肢モータの回転角度を足振り角度として定義する。

上下肢位相差については Fig.8 に示すように、左足振り角度が進行方向に最大となってから再びその位置に戻るまでの周期 $P[\text{sec}]$ と、左足振り角度が進行方向に最大となってから右腕振り角度が進行方向に最大となるまでの時間 $Q[\text{sec}]$ との比、 $Q/P[\%]$ で定義する。すなわち上下

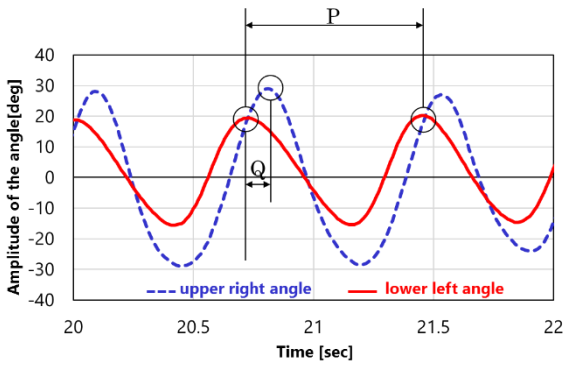


Fig.8 Analysis Method of Phase Difference

図 8 上下肢位相差の分析方法

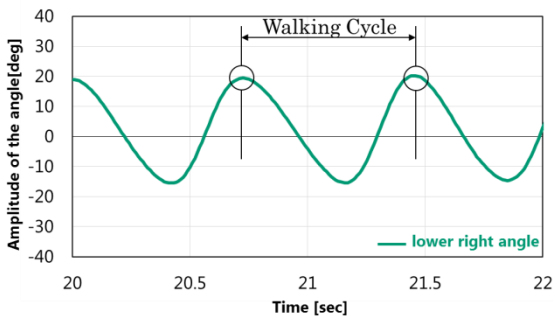


Fig.9 Analysis Method of Walking Cycle

図 9 歩行周期の分析方法

肢位相差は、左足と右腕の運動位相関係を表す指標となる。振り角度の時系列データは左足及び右腕モータのエンコーダから取得した。分析範囲はモータが駆動しはじめてから駆動が終わるまで（もしくは 55m を歩き終わるまで）の間において、左足振り角度が進行方向に最大となる瞬間の時刻と右腕振り角度が進行方向に最大となる瞬間の時刻が交互に検出された 5 周期以上の連続したデータ箇所全ととした。統計分析については、独立変数をモータ駆動タイミング(5 条件：10%-delay, 20%-delay, 30%-delay, 40%-delay, no-move), 従属変数を上下肢位相差として分散分析を行った。さらに、Holm の方法によって有意水準を調整した上で、Wilcoxon の符号順位和検定を一对ごとに繰り返すことで多重比較を行った。

歩行周期については Fig.9 に示すように、右足振り角度が進行方向に最大となってから、再びその位置に戻るまでの時間と定義した。振り角度の時系列データは右足モータのエンコーダから取得した。分析範囲はモータが駆動しはじめてから駆動が終わるまで（もしくは 55m を歩き終わるまで）の間において、前後 5 周期歩行を除いた区間とした。また、各参加者及び各条件における歩行周期の平均値±10%範囲外のデータを外れ値として除外した。統計分析については、独立変数をモータ駆動タイミング(4 条件：10%-delay, 20%-delay, 30%-delay, 40%-delay), 従属変数を歩行周期として分散分析を行った。さらに、Holm の方法によって有意水準を調整した上で、Wilcoxon の符号順位和検定を一对ごとに繰り返すこ

Table 3 The Mean Value of Phase Difference between Upper and Lower Limbs

表 3 上下肢位相差の平均値

| [%] | no-move | 10%-delay | 20%-delay | 30%-delay | 40%-delay |
|------|---------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Mean | 6.55 | 0.97 | 2.92 | 8.15 | 16.57 |
| SD | 3.33 | 2.81 | 4.26 | 5.67 | 4.71 |

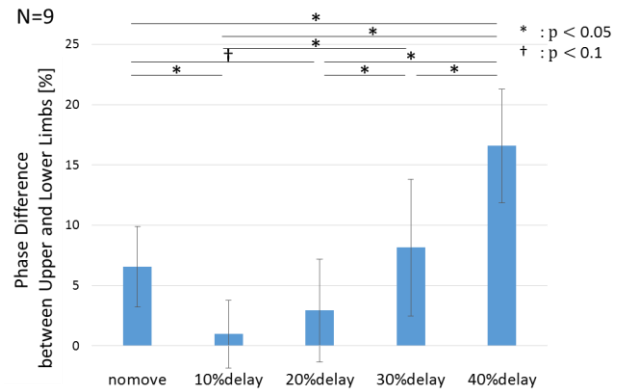


Fig.10 The Mean Value of Phase Difference between Upper and Lower Limbs

図 10 上下肢位相差の平均値

Table 4 The Mean Value of Walking Cycle

表 4 歩行周期の平均値

| [sec] | 10%-delay | 20%-delay | 30%-delay | 40%-delay |
|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Mean | 1.415 | 1.419 | 1.420 | 1.445 |
| SD | 0.072 | 0.089 | 0.097 | 0.088 |

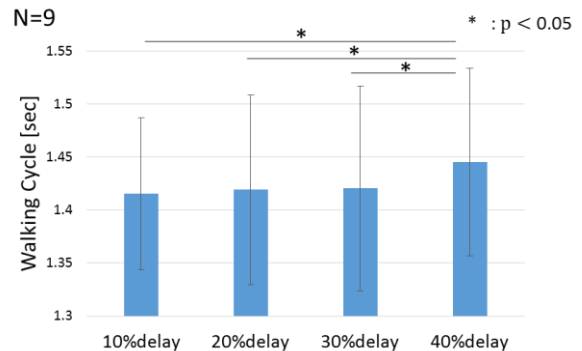


Fig.11 The Mean Value of Walking Cycle

図 11 歩行周期の平均値

とで多重比較を行った。

4.3 結果

Table 3 及び Fig.10 に、上肢モータ駆動タイミングを変えたときの実験参加者の上下肢位相差の平均値を示す。エラーバーは標準偏差を示す。上下肢位相差の平均値は、10%-delay 条件が最小、40%-delay 条件が最大であり、モータ駆動タイミングが遅いほど上下肢位相差が増加した。分散分析の結果 4 群間で有意な群間差が認められた。多重比較の結果、no-move 条件と比較して 40%-delay 条件が

有意に高い値を示し($p<0.05$), 10%-delay 条件と比較して no-move 条件, 30%-delay 条件, 40%-delay 条件が有意に高い値を示した($p<0.05$). また, 20%-delay と比較して 30%-delay 条件, 40%-delay 条件が有意に高い値を示し($p<0.05$), 30%-delay 条件と比較して 40%-delay 条件が有意に高い値を示した($p<0.05$). さらに 10%-delay 条件と比較して 40%-delay 条件が有意に高い傾向を示した($p<0.1$). 10%-delay 条件と 20%-delay 条件, no-move 条件と 30%-delay 条件の間では有意な差は確認されなかった.

Table 4 及び Fig.11 に, 上肢モータ駆動タイミングを変えたときの実験参加者の歩行周期の平均値を示す. エラーバーは標準偏差を示す. 歩行周期の平均値は 10%-delay 条件が最小, 40%-delay 条件が最大であり, モータ駆動タイミングが遅いほど歩行周期が増加した. 分散分析の結果 4 群間で有意な群間差が認められた. 多重比較検定の結果, 40%-delay 条件は 10%-delay, 20%-delay, 30%-delay 条件と比較して有意に高い値を示した($p<0.05$).

4.4 考察

Fig.10 及び Fig.11 より, モータ駆動タイミングが遅いほど, 上下肢位相差及び歩行周期が増加することが明らかになり, 第 3 章での人間の四肢の協調に基づくコンピュータシミュレーション結果と同様の効果が確認された.

また Fig.10 より, no-move 条件と 10%~40%-delay までの駆動条件のうち, no-move 条件と 30%-delay 条件間のみ有意差が確認されなかった. このことから 10%~40%-delay までの駆動条件においては 30%-delay 条件が最も no-move 条件時と近い四肢の協調関係を保ったままアシストを受けることのできる条件であることが示唆される.

5. 総合考察

5.1 シミュレーションと歩行実験の比較

第 3 章及び第 4 章より, シミュレーション結果と歩行実験結果の両方において, 上肢モータ駆動タイミングが遅いほど上下肢位相差及び歩行周期が増加するという共通した特徴が見られた. これより, 実際の歩行アシストにおいても第 3.1.3 項で示したような四肢の協調関係が存在する可能性が示された. また上肢アシストによる歩行機能改善効果^[7]は, この性質に基づく歩行パターンの変化によって実現されている可能性が示された.

5.2 四肢間の相互作用と環境適応

モータ駆動タイミングによって上下肢位相差と歩行周期が変化した理由として, 四肢間の相互作用に基づくリズム運動の環境適応による影響が考えられる. 歩行パターンを四肢の位相差とみなすと, この値はトレッドミル速度などの環境パラメータに応じて多様な固有パターンを示すことが報告されている^[9]. これはトレッドミル速度として表現される環境の変化に対し, 四肢間の相互作用に基づいて四肢それぞれの運動が調節され位相差が最

適化されたためだと考えられている. 本研究では上肢モータ駆動タイミングの変化に応じて, 四肢の運動周期が調節され上下肢位相差が変化したことから, 上肢モータ駆動タイミングが環境パラメータとして作用していることが示唆される.

5.3 四肢の協調関係に基づく運動制御

上肢リズムアシストが四肢の協調関係に基づいて実現されていると仮定すると, 第 5.2 節のように上肢モータ駆動タイミングを環境パラメータとみなすことで, その動的変化により四肢の協調関係や歩行周期を制御できると考えられる. これは独立制御が困難な複数の関節動作を, 上肢モータ駆動タイミングという少数自由度のパラメータで自律的に制御できることを意味する.

身体運動に関する複数の関節動作を独立に制御することの困難さはベルンシュタイン問題として知られ, 神経生理学的な筋シナジーと脊髄の中樞パターン生成器(Central Pattern Generator : CPG)の概念に基づく運動制御メカニズムに関する研究が行われてきた. CPG はリズム発生部と信号形成部から成り, 各肢の運動リズムの変化が運動ニューロン信号パターンを変化させ, 筋活動を自律的に制御していると考えられている^{[12][13]}.

同様に本節で提案した運動制御では, 上肢リズムへの介入による身体運動の自律的な制御によってベルンシュタイン問題を緩和できると考えられる. そのため, 複数の関節に対して独立した制御を行うよりも歩行環境に対して動的に柔軟かつ安全なアシストを実現できると考えられる.

5.4 駆動タイミングによる腕振り幅の変化

補足分析として, 本実験で得られた上肢モータ回転角度の時系列データを用いて参加者の腕振り幅の平均値を

Table 5 The Mean Value of Right Arm Swing Angle

表 5 腕振り幅の平均値

| [deg] | no-move | 10%-delay | 20%-delay | 30%-delay | 40%-delay |
|-------|---------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Mean | 50.34 | 62.08 | 68.38 | 69.72 | 66.41 |
| SD | 18.02 | 21.76 | 18.66 | 18.98 | 18.88 |

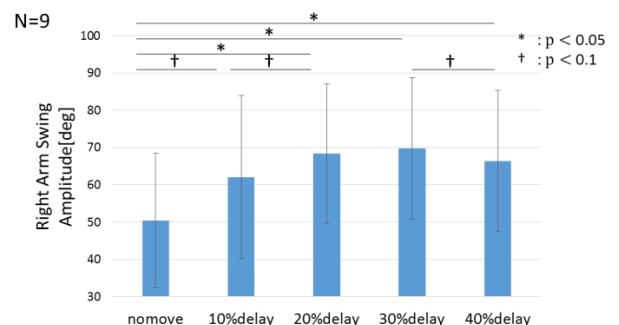


Fig.12 The Mean Value of Right Arm Swing Amplitude

図 12 腕振り幅の平均値

算出した。ここで腕振り幅は歩行 1 周期における腕振り角度の変位の絶対値と定義した。結果、腕振り幅の平均値はモータ駆動タイミングが遅いほど増加し 30%-delay 条件で最大となった後 40%-delay 条件で減少することが明らかになった (Table5 及び Fig.12)。これは 30%-delay 条件が腕の単振り子運動における最下点に到達するタイミングに相当し、進行方向への腕振り速度が最大となる瞬間で同方向に外力を加えることができるためだと考えられる。これより、ロボットによる腕振りアシスト効果においても 30%-delay 条件のように腕が体軸を通過する瞬間でのアシストが多く、使用者にとって違和感のない標準的なアシストタイミングであることが示唆される。

5.5 今後の展望

第 5.3 節で提案した、四肢の協調関係を活用した運動制御により、従来よりも高度な歩行アシストが実現できると考えられる。例えば歩行中の上下肢位相差が極端に小さな値をとった時は、上下肢位相差と歩行周期の対応関係より、使用者にとって早いリズムが提示されていることが予想される。そこで上下肢位相差の値に応じてモータ駆動タイミングを動的に変化させれば、加速したりリズムを減速させ適切な歩行状態に収束させるなどの効果が期待される。これは、リズムアシストの主な適用対象者であるパーキンソン病患者に多く見られる加速歩行^[13]に対し Fig.12 The Mean Value of Right Arm Swing あると考えられる。

一方、第 3.1.3 項のシミュレーションモデルは実際の人間の神経モデルと必ずしも一致せず、高齢者やパーキンソン病患者では四肢の結合方法や結合強度が健常若年者と異なる可能性がある。今後はこれらの問題を考慮したシミュレーションモデルの見直しが課題となる。また本研究では、モータ駆動は力覚的なリズム提示のみを行うものとみなしており、歩行中の体重心位置の移動等への影響を考慮していない。今後は力学モデルを導入したシミュレーション及び歩行中の体重心位置の移動等を考慮した歩行実験を行う必要がある。さらに、本研究ではモータ回転角度データから計算可能な上下肢位相差及び歩行周期に注目し分析を行ったが、運動制御の観点からは歩行速度や歩幅などの歩行評価指標についても考慮する必要があると考えられる。今後は加速度センサ等を併用した歩行実験の実施及び歩行評価指標の追加分析が課題となる。

6. 結言

本研究では、上肢へのリズム提示が四肢の協調関係に与える影響を明らかにし、その性質を活用した自己組織的な運動制御を可能にする新たな歩行アシストの提案を目的とした。はじめに、上肢リズムアシストにおけるモータ駆動タイミングを変化させたときの四肢の協調関係及び下肢運動機能に与える影響を、自己組織化される四

肢の協調関係に着目したシミュレーションにより分析した。結果、駆動タイミングが遅いほど、上下肢位相差と歩行周期が増加した。次に、健常若年者によるウェアラブルロボットを用いた歩行実験を行い、同様の効果が実際の歩行アシストにおいても得られることを明らかにした。これより、実際の人間の歩行においても四肢間には協調関係が存在し、上肢リズムアシストによる歩行機能改善効果はこの性質に基づく歩行パターンの変化によって実現されている可能性が示された。さらにモータ駆動タイミングの動的変化を用いた、四肢の協調関係に基づく運動制御の実現可能性を示すことで、上肢へのリズム提示による新たな歩行アシストを提案した。

参考文献

- [1] 新宮正弘, 江口清, 山海嘉之: バイオフィードバックを用いたポリオ経験者の筋神経系制御能力の改善とロボットスーツ HAL による麻痺肢動作支援; 日本機械学会論文集, vol.76, No.722, pp.3630-3639 (2010).
- [2] Miyake, Y.: Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot; IEEE Transactions on Robotics, vol.25, No.3, pp.638-644 (2009).
- [3] Uchitomi, H., Ota, L., Orimo, S., Miyake, Y.: Interactive Rhythmic Cue Facilitates Gait Relearning in Patients with Parkinson's Disease; PLoS One, vol.8, No.9, e72176 (2013).
- [4] 野村寿敬, 太田玲央, 関雅俊, 小川健一朗, 一柳健, 三宅美博: 上肢へのリズム入力を用いた歩行支援方法; ヒューマンインタフェースシンポジウム 2013 論文集, pp.83-84 (2013).
- [5] 猿田百合子, 河野大器, 太田玲央, 関雅俊, 一柳健, 小川健一朗, 三宅美博: 上肢への運動リズム入力による高齢者の歩行機能促進; ヒューマンインタフェースシンポジウム 2014 論文集, pp.89-94 (2014).
- [6] Yap, M.S.R., Kono, D., Saruta, Y., Ogawa, K., Miyake, Y.: Development of a Wearable Gait Assist Robot using Interactive Motor Rhythmic Stimulation to Upper and Lower Limbs; SICE Annual Conference 2015, pp.1470-1475 (2015).
- [7] 松井裕伸, 長島輝匡, 廣部祐樹, 小川健一朗, 関雅俊, 中山正之, 一柳健, 三宅美博: ウェアラブルロボットによる上肢リズム入力と歩行アシスト効果; 自立分散システムシンポジウム 2015, pp.217-220 (2015).
- [8] Dietz, V.: Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders; Journal of Neurology, vol.258, No.8, pp.1406-1412 (2011).
- [9] 伊藤聡, 湯浅秀男, 羅志偉, 伊藤正美, 柳原大: リズム運動の環境適応に関する数理的モデルについて; 計測自動制御学会論文集 vol.18, No.9, pp.1237-1245 (1998).
- [10] MacLellan, M. J., Ivanenko, Y. P., Catavittello, G., La Scaleia, V., Lacquaniti, F.: Coupling of upper and lower limb pattern generators during human crawling at different arm/leg speed

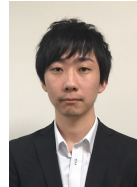
combinations, *Exp Brain Res*, vol.225, pp.217-225 (2013).

- [11] Ivanenko, Y., Poppele, R., Lacquaniti, F.: Motor Control Programs and Walking, *The Neuroscientist*, vol.12, No.4, pp.339-348 (2006).
- [12] Rybak, I., Shevtsova, N., Lafreniere-Roula, M., McCrea, D.: Modelling spinal circuitry involved in locomotor pattern generation: insights from deletions during fictive locomotion, *The Journal of Physiology*, Vol.577, No.2, pp.617-639 (2006).
- [13] Jankovic, J.: Parkinson's disease: clinical features and diagnosis, *Neurol Neurosurg Psychiatry* 2008, vol.79, pp.368-376 (2008).

(2017年3月28日受付, 9月19日再受付)

著者紹介

長島 輝匡



2015年東京理科大学理工学部電気電子情報工学科卒業。同年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修士課程進学。現在に至る。

廣部 祐樹



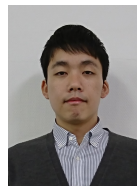
2011年東京大学大学院修士課程修了。修了と同年、株式会社キーエンス入社。2013年同社退社。その後、様々なシステム開発・講義の業務に携わり、東京工業大学産学官連携研究員として従事し現在に至る。

関 雅俊



2009年早稲田大学大学院修士課程修了。2011年早稲田大学大学院博士後期課程単位取得退学の後、株式会社菊池製作所入社。装着型生活支援ロボットや災害対応ロボットなどの研究開発に従事。

中山 正之



2015年早稲田大学大学院修士課程修了。在学中は生活支援ロボットなどの研究に従事。修了と同年、株式会社菊池製作所入社。現在に至る。ものづくりメカトロ研究所にて設計・開発業務を行う。

三宅 美博 (正会員)



1989年東京大学大学院薬学系研究科博士課程修了(薬学博士)。金沢工業大学情報工学科助手、講師、助教授を経て、1996年より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助教授、2007年より同准教授、2012年より同教授。1999年よりミュンヘン大学客員教授併任。主として生命的自律性の研究に従事、生物物理学会、ヒューマンインタフェース学会、IEEEなどの会員。