

# ウェア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

○松井裕伸, 長島輝匡, 廣部祐樹, 小川健一朗 (東京工業大学)  
関雅俊, 中山正之, 一柳健 (株式会社菊池製作所), 三宅美博 (東京工業大学)

## Walking assist effects based on rhythm input on upper limbs by the wearable robot

○Hironobu MATSUI, Terumasa NAGASHIMA, Yuki HIROBE, Ken-ichiro OGAWA, (Tokyo Institute of Technology), Masatoshi SEKI, Masayuki NAKAYAMA, Ken ICHIRYU (Kikuchi Seisakusho Co Ltd.) and Yoshihiro MIYAKE (Tokyo Institute of Technology)

**Abstract:** With recently rapid aging in Japan, it becomes important to conduct walking support for the elderly person whom walking function decreased gradually with increase of aging. On the other hand, it became clear the importance of the cooperative relationship between upper and lower limbs in walking. This study aims to promotion of walking function of elderly person by rhythm input to upper limbs. Specifically, we inspected a walk assist effect using wearable robot which let upper limbs drive by rhythm input. The rhythm to input was generated based on swing movement of upper limbs in walking. In this experiment, the wearable robot was applied to normal elderly person under three conditions with different drive timings of the wearable robot. We analyzed the data on their walking measured by the encoder and accelerator sensor. Finally, we obtained positive results on the evaluation of stride lengths and upper and lower swing degrees.

**Keywords:** Wearable robot, Walking assist equipment, Rhythm synchronization

## 1 緒言

### 1.1 背景

「歩行」は人間の日常生活における最も基本的な動作の1つである。歩行能力に問題が生じると、日常生活を送る上で多くの困難が生じる。それゆえ、健康的かつ自立した生活を営むために歩行は重要な要素となる。しかし、高齢者は加齢に伴い下肢筋力等の身体機能が衰えることで、歩行速度の低下や歩幅の減少、歩隔の増大など歩行パターンが変化することが報告されている<sup>[1]</sup>。このような歩行パターンの変化は、人の歩行を阻害する原因となる。そのため、歩行機能の促進を目指した歩行支援の実施が重要な課題となっている。

### 1.2 先行研究

このような社会的背景から近年では歩行補助器具を用いるだけでなく、高齢者や障害者に向けた新たな歩行支援手法の研究がなされている。例えば、ロボット技術の導入により、身体に取り付けた筋電位センサーを元にして直接動作情報を身体へフィードバックする研究が行われている。例として、パワードスーツ HAL が挙げられ、麻痺側の下肢の制御能力を拡張することによる動作改善効果が報告されている<sup>[2]</sup>。このような身体装着型装置を用いた歩行支援を通じ、運動制御における運動と知覚の一体化の重要性が示唆されている<sup>[3]</sup>。

一方で、歩行運動においてリズム生成が重要な役割を果たしていると考えられており、リズム刺激呈示による歩行支援効果が確認されている<sup>[4]</sup>。我々の研究グ

ループは、人間の歩行リズムと同調する聴覚刺激を呈示することで歩行を支援する Walk-Mate システム<sup>[4]</sup>の開発を進めてきた。特に、歩行リズム生成障害を持つ患者に対して歩行改善効果を示してきた。

以上のような先行研究を踏まえると、リズム刺激を力覚情報として直接身体にフィードバックさせることで、より歩行機能を促進できると考えた。そこで我々は、ウェアブルロボットを装着することによりリズムを直接身体に入力する方法についても研究を進めている。その中で、Walk-Mate システムを用いて直接的に上部部位へ運動リズムを入力することにより歩行を変化させて支援する方法が提案した<sup>[5]</sup>。これは、上下肢間に協調関係があること<sup>[6]</sup>、腕振りが走行時の体幹の回転運動を抑えて安定させること<sup>[7]</sup>、上肢の周期的な運動が下肢の筋活動を活性化させること<sup>[8]</sup>などの知見に基づいていた。

### 1.3 目的

本研究では、Walk-Mate システムを用いて、より直接的に身体各部の運動リズムに介入するために、四肢間の協調関係に基づいて上肢の運動リズムを支援する歩行支援ウェアブルロボットの開発を目的とする。方針として、肩関節に力覚刺激を与えることで上肢への支援を行う。先行研究で用いた肘への支援と比較して、肩関節はより体幹に近い歩行動作全体へ与える影響も強いことが期待される。呈示リズムについては装着者の歩行中の上腕振り角度の情報に基づいて生成される。装置の適用対象は健常高齢者として装置の駆動

タイミングをずらした 3 条件を設定し、歩行計測を行う。評価指標としては上下肢の平均振り角度及びストライド幅とする。

## 2 システム構成

### 2.1 概要

本研究では、上肢と下肢の運動リズム状態の関係性に着目してシステムを構築した。Fig. 1 に構築したシステムを搭載したウェアブルロボット（(株) 菊池製作所, 日本）を示す。総重量は約 6.7kg であった。本体の 4 箇所（肩部 2 箇所と腰部 2 箇所）にモータ（DC ブラシレスモータ）を装着し、使用者の上下肢それぞれに運動リズムを入力できるように設計された。タイミング制御は Walk-Mate システムを用いた。上肢モジュールではモータは左右両側の三角筋上に固定されるよう設計した。モータには使用者の身体への装着するためのフレームが固定されており、モータ動作に合わせて回転する。フレームは使用者の上腕部へベルトで巻くことによって装着される。モータからのリズム入力により、固定されたフレームを通して上腕が前へ押し出され、歩行中の腕の振り出し動作をアシストする。下肢モジュールも同様な構成となっており、大転子上にモータが固定される。モータに固定されたフレームはベルトにより大腿部に装着される。運動リズムはフレームが大腿部を持ち上げるように入力され、股関節の屈曲動作をアシストする。

各モジュールは肩・背中・腰装着用の布製ベルトにより接続され、使用者は背負うように装着する。さらに、胸部・腹部装着用ベルトを用いて身体へ密着させ固定する。背中ベルト部には 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。

### 2.2 制御モジュールの構成

装置駆動時の最大出力及び駆動タイミングの設定は外部の携帯端末 (ASUS\_Z00ED, Android4.4.2, 台湾) により行う (Fig. 2(a))。モータ出力は Walk-Mate システムに基づくタイミング制御により決定される。その際の信号の入出力はマイコン (SH-4A SH7734 CPU ボード, ALPHA PROJECT, 日本) により行われる (Fig. 2(b))。信号はマイコンに接続している上下肢のモータドライバへ送られる。モータへの出力電圧は 4 つのモータそれぞれ個別に設定されており、モータドライバを通して制御される。また、モータドライバには電源 (リチウムイオン電池パック, 日立マクセル, 日本) を接続することで、電源供給を行う。入力装置としては各モータに組み込まれているエンコーダから上下肢の腕振り角度

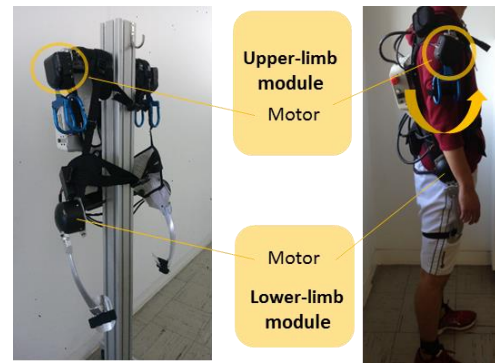


Fig. 1 Wearable robot for walking support

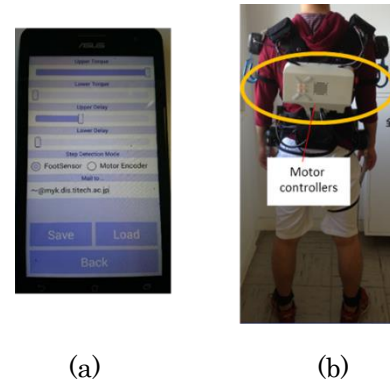


Fig. 2 (a) Operation screen and (b) Control unit

の情報を読み込む。

### 2.3 リズム生成モデル Walk-Mate

Fig. 3 にリズム生成モデル Walk-Mate システムのモジュール図を示す。Walk-Mate システムの相互引き込みモデルは 2 つのモジュール層から成り立っている。

モジュール 1 は、人間の歩行リズムとシステムが生成するリズムとの間で相互同調を実現するための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ている。このモデルは以下の式で表される。

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

ここで  $\theta_m(t)$  は Walk-Mate システム側の生成リズムの位相であり、 $\omega_m(t)$  は生成リズムの振動数を示している。 $\theta_h(t)$  は、使用者の腕振り開始タイミングから推定された人側の運動リズムの位相であり、この振動子に対する入力となる。今回腕振り開始の定義としては歩行中の腕振りごとに、振り角度の変化量が負から正になるタイミングとする。すなわち歩行中の振り角が逆方向最大になる時を意味する (Fig. 4)。また、 $K_m$  は結合強度である。

モジュール 2 は、生成した位相関係を制御する役割を持つ。今回の場合、使用者の歩行リズムと Walk-Mate システムの生成リズム間の位相差を、予め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<sup>[4]</sup>。このモデルは以下の式で表される。

$$\dot{\omega}_m(t) = -\mu \sin(\Delta\theta_d - \Delta\theta_m(t)). \quad (2)$$

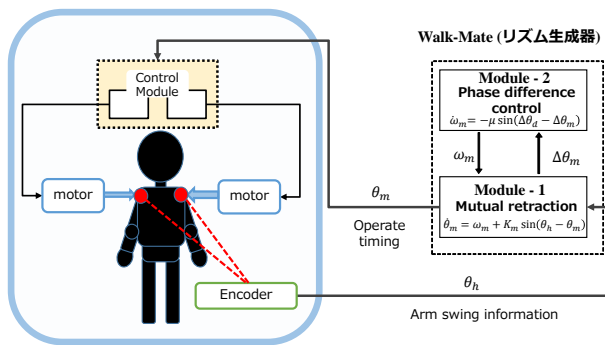


Fig. 3 Walk-Mate System (Rhythm generating model)

ここで、 $\Delta\theta_m(t)$ は使用者の腕振り開始時とウェアラブルロボットの屈曲開始タイミング間の位相差であり、 $\Delta\theta_m(t) = \theta_h(t) - \theta_m(t)$ と表される。 $\Delta\theta_d$ は目標位相差であり、 $\mu$ はゲインを表している。本研究では、先行研究<sup>4)</sup>と同様に、 $K_m = 0.5$ 、 $\mu = 0.32$ を用いた。また、目標位相差は、 $\Delta\theta_d = 0$ と設定した。



Fig. 4 Arm swing start timing (timing when angle becomes maximum in the opposite direction for each arm swing)

### 3 実験方法

#### 3.1 実験参加者と実験環境

本実験では、上肢への運動リズム入力による歩行動作に与える影響を明らかにした。実験参加者は健康高齢者 11 名（男性 5 名，女性 6 名，平均年齢:72.9±3.2 歳，身長:162.5±10.8cm，体重 62.3±13.8kg）とした。参加者は、平坦な廊下（約 55m）を条件ごとに 5 回ずつ歩行した。まず、装置を着た状態で装置を駆動させずに歩行(nomove 条件)を行った。その後、トルク出力タイミングの違いによる歩行の推進効果を比較するため、腕振り開始に対する上肢の装置屈曲開始のタイミングを 3 条件設定した。具体的には、腕振りの開始タイミングに相当する 0%delay 条件，腕の振りが体側を通過する直前に相当する 20%delay 条件，体側の通過直後に相当する 40%delay 条件を設定した。

#### 3.2 ウェラブルセンサ

本実験では歩行時に 3 軸加速度，3 軸角速度を計測することができるウェアラブルセンサ(Fig. 5 (a), TSND121, ATR-Promotions)を足首に取り付けた。センサの座標系は鉛直方向が X，進行方向が Y，側面方向が Z である(Fig. 5(b))。計測レンジは加速度を±8 G，角速度を±1000 dps，サンプリング周波数を 100 Hz として使用した。足首軌道推定アルゴリズムは先行研究<sup>9)</sup>のものを使用した。



Fig. 5 Sensor device

#### 3.3 歩行動作解析

本研究では、上肢への運動リズム入力による歩行動作の変化を評価する指標として、歩行定常期の上下肢振り角度，ストライド幅に注目した。歩行定常期は歩行開始直後と歩行終了直前の 10 歩分の歩行を除いたデータ区間とした。統計分析は独立変数をウェアラブルロボットの駆動タイミング，従属変数を各種指標として分散分析を行った。さらに、分散分析によって有意差が認められた項目について多重比較検定（有意水準 5%）を用い、nomove 条件と各腕振りタイミング条件の比較を行った。

### 4 結果

Fig.6(a)~(c)に上肢ヘリズムを呈示した際の実験参加者の各歩行特徴量の平均値を示す。ここで、各グラフに記載されているエラーバーは標準誤差を表している。分散分析の結果、上下肢の歩行中の平均腕振り角度，ストライド幅において 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、上肢振り角度は nomove 条件と比較して、0%，20%，40%delay 条件で有意に高い値を示した(p<0.01)。さらに下肢振り角度は nomove 条件と比較して 20%delay 条件で有意に高い値を示し(p<0.05)，40%delay 条件で有意に増加する傾向があった(p<0.10)。またストライド幅については nomove 条件と比較して 0%delay 条件で有意に増加する傾向が見られ(p<0.10)，20%，40%delay 条件で有意に高い値を示した(p<0.05)。

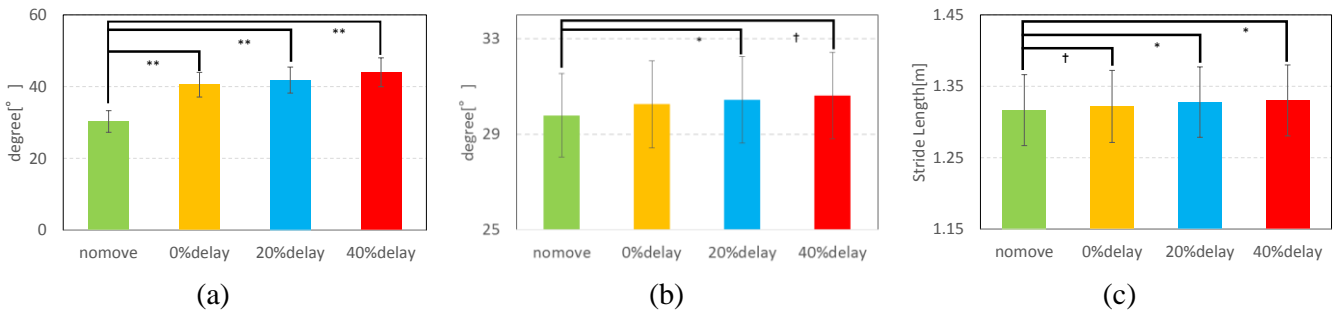


Fig. 6 The mean value of walking measurement results ( $\dagger < 0.1$ ,  $* < 0.05$ ,  $** < 0.01$ ) (a)upper limb swing degree,(b)lower limb swing degree, (c)stride length ,Bar graph shows the average + standard error of the participants.

## 5 考察

実験の結果から、歩行中の上肢動作へリズム呈示することにより、上下肢の振り角度が有意に増加した。また、足首につけた加速度センサーにより計測されたデータの分析から、上肢動作へリズム呈示をした場合に、歩行中のストライド幅が増加していることが確認できた。

先行研究より、リズム運動中に下肢動作と連動した上肢動作を能動的に行うことで下肢の筋活動の活発化が見られることから、上下肢間の神経の結合が示唆されている<sup>[11]</sup>。今回の実験において歩行中に上肢の動作にリズムを与えた際に、上肢と下肢の間の神経結合を通して下肢の筋活動が活発化したことにより、下肢の振り角度及びストライド幅が増大したと考えられる。

歩行中に運動リズムを呈示する条件の中でも 20% delay 条件時に最も有意に下肢の振り角及びストライド幅が増加した。これは歩行中に腕が体側を通過する直前のタイミングであり、人の自然な腕振りリズムを大きく崩すことなく腕振りがアシストされている可能性がある。一方で 0%delay 条件の様に、腕の降り始めに相当する条件では腕が逆向き方向に進んでいるタイミングで進行方向にアシストを受ける可能性がある。これにより、運動リズムが崩れてしまい歩行促進効果が低くなったと考えられる。

## 6 結言

本研究では高齢者の歩行機能促進を目的とし、歩行中の上肢への運動リズムを入力することによる歩行機能の促進の可能性を検討した。具体的には、歩行中の実験参加者の腕振り情報に基づいて生成されたリズムによって上腕部を駆動させるウェアブルロボットを健常高齢者に適用した。結果として上肢の動作に力覚刺激によるリズムを入力することで歩行動作に変化を与えることができた。これを活用することで高齢者の歩行促進に繋がる可能性が示唆された。

## 参考文献

- [1] 猪飼哲夫：高齢者・片麻痺患者の転倒とバランス機能，高齢者・片麻痺患者の転倒とバランス機能, 43,8,523/530(2009)
- [2] 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(C 編),76,772, 448/458, (2010)
- [3] 内藤栄一：身体像の獲得に体性感覚入力果たす役割-ニューロイメージング研究から-バイオメカニクス学会誌；31,4,178/185 (2007)
- [4] Y.Miyake: Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot, IEEE Transactions on Robotics , 25, 3, 638/644 (2009)
- [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, 89/94 (2014)
- [6] J.L.Stephenson, A.Lamontagne, S.J.DeSerres : The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals ; Gait & Posture, 29, 11/16 (2009)
- [7] Arellano, Christopher J. and Rodger Kram. : The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? ; The Journal of experimental biology, 217,14, 2456/2461 (2014)
- [8] N.Kawashima,D.Nozaki,M.O.Abe,K.Nakazawa: Shaping appropriate locomotive motor output through interlimb neural pathway within spinal cord in humans ; Journal of Neurophysiology, 99,6, 2946/2955 (2008)
- [9] 堀宏有, 廣部祐樹:ウェアブルセンサを用いた足首軌道推定と歩行支援への展開, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2015 予稿集, 571/574(2015)
- [10] Huang ,Helen J., Daniel P. Ferris : Upper and Lower Limb Muscle Activation is bidirectionally and ipsilaterally coupled, Medicine and science in sports and exercise,41,9, 1778/1789 (2009)