

リズムアシスト型歩行支援ウェアラブルロボットの開発

○河野 大器, 猿田 百合子, Yap Miao Sin Robin, 松井 裕伸 (東京工業大学),
関 雅俊, 一柳 健 (株式会社菊池製作所), 三宅 美博 (東京工業大学)

Development of Wearable Robot for Rhythmic Walking Support

○Daiki KONO, Yuriko SARUTA, Yap Miao Sin Robin, Hironobu MATSUI
(Tokyo Institute of Technology), Masatoshi SEKI, Ken ICHIRYU (Kikuchi Seisakusho Co. Ltd.)
and Yoshihiro MIYAKE (Tokyo Institute of Technology)

Abstract: We developed the walking-rhythm-assistive wearable robot. This system provides motor input to upper limb and lower limb, to adjust the relationship between upper limb motor rhythm and lower limb motor rhythm while walking. To investigate the natural setting of walking rhythm, relationship between foot contact timing and shoulder angle were preliminary measured while healthy young people's walking. From this information, natural phase difference between upper limb and lower limb. This system is expected to be used for walking assist for healthy elderly people.

Keywords: Walk-Mate, Walking-rhythm-assistive wearable robot, Phase difference between upper limb and lower limb

1 緒言

近年高齢化の急激な進行が社会問題となっており、それに伴い高齢者の健康の維持が注目されている。日常生活において歩行とは基本的な移動動作であり、歩行に問題が生じることは自律的かつ快適な生活を阻害することにつながる。そのため、歩行に障害が生じた患者の歩行機能の再獲得、改善は生活の質を保つためには極めて重要である。しかしながら、社会の急激な高齢化に伴い、必ずしも十分なリハビリテーションが提供されていない現状がある。

そこで近年では新たな手法の導入により、リハビリテーションの幅を広げようとする研究が盛んになっている。例として、歩行におけるリズムの重要性を考慮し、リズム刺激による歩行支援の効果が確認されている[1]。三宅らは使用者の歩行リズムに同調する聴覚刺激により歩行を支援する Walk-Mate の開発を行い、特にリズム障害を持つ患者に対する歩行の改善効果を示してきた[2]。

一方で、ロボット技術などの導入により、直接的に人間の運動状態に介入する研究が行われている。例として生体電位信号を読み取ることで動作するパワードスーツ HAL が挙げられ、下肢麻痺の制御能力の改善等が報告されてきた[3]。また、このような身体装着型装置の研究を通し、固有感覚情報が神経経路の再構築に効果的である可能性や、身体の制御における具体的な位置や動作を知覚することの重要性が示唆されている[4]。

そこで、これまで行われてきたリズムに基づく歩行支援を聴覚のような間接的的刺激ではなく、ウェアラブルロボットを装着することにより直接身体に介入することを検討した。

本研究では身体へ装着し、リズム同調を用いて歩行を支援するウェアラブルロボットの開発を目指す。これまでの装着型装置を用いた歩行支援では、下肢への介入により直接的に歩容を変化させるものが一般的であった。しかし上肢と下肢の間で協調関係があること[5]や、上肢動作の抑制時に下肢動作の変化が見られるという報告[6]から、上肢動作も歩行リズムに大きく影響を及ぼすと考えた。実際に、脳卒中患者において腕の動作が下肢の筋活動に影響を与えることも報告されている[7]。同時に、歩行時の上肢動作を促すことによって歩行における活動量を増加させ、運動能力を向上させる効果も期待できると思われる。上肢の周期的な運動は下肢の筋活動を活性化し[8]、痙性を抑制する可能性も示唆されている[9]。

そこで我々はこれまで上肢の運動に介入することで間接的に歩容を変化させ、歩行を支援する方法を提案してきた。すでに上肢の中でも自由度が少なく構造が比較的簡単な肘に注目し、肘関節の屈曲動作を制御した。片足に障害が見られる患者を擬似的に再現して装置を適用した際の歩容の変化を評価したところ、歩容の安定化が確認され、上肢を介した歩行支援の有効性が示唆された[10]。

本研究ではその発展とし、上肢と下肢の間の協調関係に基づいて上下肢の動作リズムを連動的に支援することを旨とする。介入するチャンネルとして上肢は肩関節、下肢は大腿部とした。先行研究において行われた肘への介入と比較して、肩関節はより腕振り動作へ大きく影響を与え、体幹に近いことから歩行動作全体へ与える影響も強いことが期待される。装置動作はこれまで有効性が示されてきた Walk-Mate システムが生成するリズムに基づいて行った。本研究においては人間とウェアラブルロボット間のリズムの引き込み機構が重要である。Walk-Mate システムに基づいて生成されたリズムを上肢と下肢にリズム入力として与えることで、装着者の歩行リズムを新たな安定リズムへと遷移させることが期待できる。

2 上下肢の歩行リズム分析

2.1 概要

本研究では接地情報に基づいてリズムを生成し、生成したリズムに基づく装置の駆動により上下肢の動作に介入する。リズム生成は Walk-Mate システム[2]をリズム入力手法へ拡張する形で用いる。装置の出力を決定するにあたり、あらかじめ上肢と下肢の運動リズムの関係性を調査する必要がある。そこで肩関節の動作に注目し、足接地時刻を基準とした時間的な関係性を計測した。

2.2 実験方法

実験参加者は男性健常者 4 名（年齢:24.3±1.72 歳、身長:170.8±7.84cm、体重 73±7.26kg）と、女性健常者 2 名（年齢:27±2.83 歳、身長:155.5±3.54cm、体重 46±1.41kg）の計 6 名であった。参加者はトレッドミル（酒井医療(株), T650MES, 日本）上を歩行した。トレッドミルの速度は、実験参加者各々に日常の歩行に最も近い速度

を設定してもらった。参加者にはトレッドミル上で 1 分程度歩行してもらい、設定した速度に慣れた上で計測を開始した。計測範囲は安定歩行時 10 秒間とし、分析の範囲はその間の 5 周期とした。動作計測には光学式 3 次元モーション計測システム(Nobby Tech, VENUS 3D, 日本)を用い、6 台のカメラによって情報を取得した。参加者には反射マーカを右半身の肩峰、上腕骨外側上顆、尺骨頭、外顆に取り付けた。肩関節の角度は肩峰の位置を基準とした鉛直方向軸と上腕骨外側上顆のマーカとの間の角度と定義し、時間変化に伴う角度の変化を算出した。また、接地は外顆のマーカの変位情報から算出した。足を接地させる際、足首は徐々に下降していくが、接地した際は床反力を受け、若干上方へ変化する。その変化点を足首の上下方向の座標変化から取得し、近似的に接地のタイミングとした。

2.3 結果

測定結果の例を Fig.1 に示す。右足接地と右肩関節の角度変位の時間的な関係性を見ると、すべての参加者において同様な傾向が見られた。そこで、接地時刻に対して腕を前方へ振る際と後方へ振る際の角度 0 の点（近似的に肘が体軸を通過する瞬間）の遅れ時間を 1 周期

Table1 Result of shoulder movement measurement

	lag_fwd /stride time	lag_bwd /stride time
sub.1	0.199	0.676
sub.2	0.151	0.656
sub.3	0.172	0.702
sub.4	0.215	0.636
sub.5	0.144	0.623
sub.6	0.177	0.694
Ave.	0.176	0.664
SD	0.023	0.027

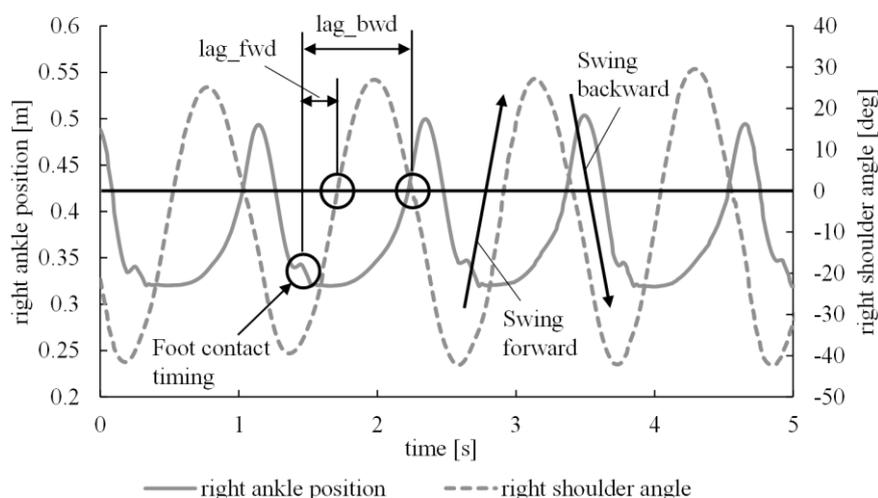


Fig.1 Sample of Temporal relationship between foot ground contact and shoulder angle

ごとに算出することとした。Fig.1 に示すように、接地時刻から腕を前方へ振る際の関節角が 0 になる時刻までの遅れ時間を lag_fwd, 後方へ振る際の遅れ時間を lag_bwd と定義した。また、上肢動作の周期は歩行周期における経過時間と対応関係があるとされている[11]。よって計測した lag の歩行周期に対する割合を算出し、Table1 に全実験参加者の測定値およびその実験参加者における平均値と標準偏差を示した。

この結果、同側の足が接地してから歩行周期の約 15~20%分の時間が経過してから前方へ向けて肘が体軸を通過し、約 60~70%分の時間で後方へ向けて通過しているのがわかる。そこで、本実験ではこの結果を元にモータの出力を設定し、出力タイミングの設定を変化させることによる歩行の促進効果や抑制効果の可能性を考えた。

3 ウェアラブルロボットの開発

3.1 装置概要

Fig.2 に(株)菊池製作所が製造した歩行支援ウェアラブルロボットを示す。総重量は 5.7kg であり、歩行者は背負うように装着し、胸部・腹部のベルトで固定して身体へ密着させる。さらに上腕と大腿部にリズム入力を行うためのスパイラルウェアをベルトを通して固定する。モータは左右両側の三角筋上と大転子上に固定されるよう設計されており、前腕部と大腿部に装着したスパイラルウェアが回転することで歩行中の振り出し動作をアシストする。また、外部に接続された PC (DELL, E5430, 米国), モータドライバ, I/O ユニット (CONTEC, DIO-1616LX-USB, 日本), 電源装置 (COSEL, PBA600F-24, 日本) により、装置の制御、電源供給を行う。

装置は、Walk-Mate システムによって生成されたリズムに基づいて動作を行う。入力は接地、離地を検出するフットセンサ(オジデン, OT-21BP-G, 日本)にて行われ、リズム生成を行うモデルを実装した PC によって装置への出力タイミング、トルクが決定させる。

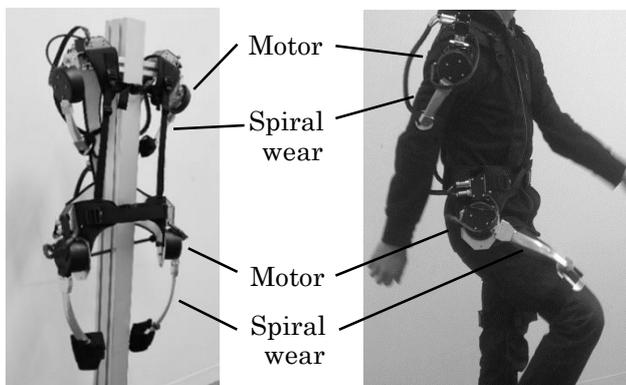


Fig.2 Wearable robot for walking support

3.2 リズム生成モデル Walk-Mate

Walk-Mate は人間と装置間でのリズムの相互同調を実現するためのシステムであり、2 層の動的モデルから成る(Fig.3)。Module-1 は人間の歩行リズムとの間で相互同調するリズムを生成するために、位相振動子を用いた相互引き込みモデル[12]で構成されている、

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

θ_m は装置側の生成リズムの位相であり、 ω_m はそのリズムの固有振動数を示している。 θ_h は人間側の足接地タイミングから推定された人間の歩行リズムの位相であり、この振動子に対する入力となる。また、 K_m は結合強度である。

Module-2 は生成した位相関係を制御する役割を持つ。これは、人間-刺激(装置)間の位相差を制御し、設定された目標位相差に接近するように Module-1 の固有振動数 ω_m を制御することで実現している[2]。Module-2 のモデルは以下の式で表される、

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

$\Delta\theta_m$ は歩行者の接地と装置の屈曲開始タイミングの間の位相差を示しており、 $\Delta\theta_m = \theta_h - \theta_m$ として表される。また、 $\Delta\theta_d$ は目標位相差であり、 μ はゲインを表している。上記のモデルは左右脚それぞれに適用された。本研究では先行研究[2]と同様に、 $K_m = 0.5$, $\mu = 0.32$ を用いた。速く目標位相差に収束させるために式(1)と式(2)は経験的に調整された。また、目標位相差 $\Delta\theta_d$ は本研究においては 0 に設定された。

3.3 装置制御方法

本装置はモータの回転により、前方への腕振り動作ならびに足の伸展動作をアシストするものである。動作リズム、トルクの決定はモータコントローラへ与えられる電圧を制御する事によって実現する。出力のタイミングは上肢動作を基準とし、下肢動作は同側の上肢動作の逆位相で行われていると仮定した。2.3 に記述した歩行動作の時間的關係性の結果より、接地に対する前方へ振る際に腕が体軸を通過する遅れの割合、後方へ振る際の遅れの割合を取得した。Table1 の参加者の平均より、前方へは約 18%遅れ、後方へは約 66%遅れとなっており、ほぼ逆位相となっていることが確認で

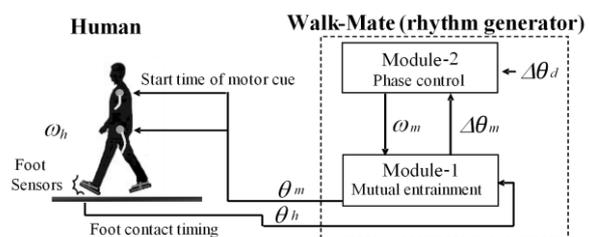


Fig.3 Rhythm generating

Table2 Walking speed when wearing the robot (m/s)

Free	Assist		
	5% -delay	15% -delay	25% -delay
1.261	1.354	1.332	1.281

きる。そこで、この18%遅れを制御上の基準位相遅れとした。この腕が体軸を通過する際は、腕振りの速度がピークとなる瞬間であると予想させる。よって本研究ではこの基準位相遅れにおいて、モータ出力のピークが来るよう設定することで自然な動作アシストを実現することとした。モータコントローラへ与える電圧は1周期を360分割した出力電圧の変位に基づいて制御され、その瞬間の位相により出力が決定される。出力変位の決定にあたり、モータ動作の滑らかな立ち上がりためシグモイド関数、

$$s_a(x) = \frac{1}{1 - e^{-ax}} \quad (3)$$

を導入することとした。ここでゲイン a は経験的に設定された。上肢への電圧出力は基準位相遅れである18%遅れをピークとし、下肢への出力はその逆位相と設定した。

以上のようなロボットを使用することによって、歩行中の上下肢の運動リズムを相互に誘導しあう過程を実現する基盤を構築できると考えられる。

4 高齢者への適用

開発した装置を高齢者へ適用することにより、装着および動作の確認をおこなった。フットセンサから取得した足接地に対する出力の位相ずれを変化させることにより、装着者の歩行リズムは変化するはずである。そこで、女性高齢健常者1名に対し、装置を適用した際の歩行の変化を検討した。基準とした位相遅れである18%遅れを基に、5%遅れ、15%遅れ、25%遅れの3条件を設定し、約55mの廊下を歩行した際の歩行速度を計測した。その結果をTable2に示す。装置を装着していない状態（Free条件）に対し、5%遅れ、15%遅れの条件では歩行速度が速くなり、25%遅れの条件では遅くなっていることがわかる。また、接地に対する出力の遅れ幅を小さくするほど歩行速度が速くなる傾向も見られ、位相差の変化による歩行の変化が確認できた。

5 結言

本研究では、上肢と下肢へのリズム運動入力による歩行アシストを実現するため、ウェアラブルロボットの開発をおこなった。上肢へのリズム歩行入力を用いて間接的に歩容を変化させ、歩行を支援する方法はこれまで有効性を示してきたが、それを肩関節へ介入す

ることでより効果的な上肢運動の促進へつながることが考えられる。それと合わせて、下肢への直接的な支援を同時に行うことで、上肢と下肢のリズムの関係に直接的に介入することができると考えられる。モータへの出力の位相差を変化させることによって装着者の歩行の位相を変化させることを確認し、高齢者の歩行促進や歩行障害者の歩行安定化等への応用が期待される。

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 Neurological Sciences*, 151, 207/212 (1997)
- [2] Y. Miyake: Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot, *IEEE Transactions on Robotics*, 25, 3, 638/644 (2009)
- [3] 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*, 76, 722, 3630/3639 (2010)
- [4] 内藤栄一: 身体像の獲得に体性感覚入力が果たす役割-ニューロイメージング研究から-, *バイオメカニズム学会誌*, 31, 4, 178/185 (2007)
- [5] V. Dietz: Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders, *Journal of Neurology*, 258, 1406/1412 (2011)
- [6] M.P. Ford, R.C. Wagenaar, K.M. Newell: Phase manipulation and walking in stroke, *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 31, 85/91 (2007)
- [7] J.L. Stephenson, S.J. De Serres, A. Lamontagne: The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke, *Gait and Posture*, 31, 109/115 (2010)
- [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, 2946/2955 (2008)
- [9] P. Meyns, S.M. Bruijn, J. Duysens: The how and why of arm swing during human walking, *Gait and Posture*, 38, 555/562 (2013)
- [10] 河野大器, 猿田百合子, 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歩行安定化, *ヒューマンインタフェースシンポジウム2014論文集*, 95/100 (2014)
- [11] J. Perry, J. M. Burnfield, 武田 功 (翻訳): ペリー歩行分析-正常歩行と異常歩行, 医歯薬出版 (2007)
- [12] Y. Kuramoto: *Chemical oscillation, waves and turbulence*, Springer-Verlag (1984)