

上肢動作を考慮したリズム歩行支援

○野村 寿敬（東京工業大学）、猿田 百合子（東京工業大学）、河野 大器（東京工業大学）、
太田 玲央（東京工業大学）、関 雅俊（株式会社菊池製作所）、小川 健一朗（東京工業大学）、
一柳 健（株式会社菊池製作所）、三宅 美博（東京工業大学）

Rhythm walking support system in consideration of the upper limb movement

○Toshitaka NOMURA (Tokyo Tech), Yuriko SARUTA (Tokyo Tech), Daiki KONO (Tokyo Tech),
Leo OTA (Tokyo Tech), Masatoshi SEKI (KIKUCHI SEISAKUSHO CO. LTD), Ken-ichiro OGAWA
(Tokyo Tech), Ken ICHIRYU (KIKUCHI SEISAKUSHO CO. LTD) and Yoshihiro MIYAKE (Tokyo
Tech)

Abstract: We have proposed the walking support method which emphasize walking rhythm. Previously, our walking support system used rhythmic auditory stimuli. While on the other hand, in this study, we studied on methods using device changing gait movement by directly inputting rhythmic proprioception. We proposed a method to intervene in the movement of upper limbs and developed the device which drive elbows rhythmically. We evaluated effects of the device on gait in healthy participants with knee joint fixation orthosis. These experimental results showed that inputting proprioception stimulation through upper limbs has a potential to improve the gait pattern. And we researched an effectivity of the walking support method which changed upper limb movement, complementally. In consequence, we will study on walking support consideration of all limb movement.

Keywords: walking assist, walking rhythm, upper limbs, elbow

1. はじめに

1.1. リズム歩行リハビリテーション

人間における歩行は、日常生活の多くの部分を占める基本的な移動運動である。そのような歩行に障害が生じると、生活の範囲が狭まり運動の機会が減少し、さらなる歩行能力の低下に繋がる悪循環を生む。そのため、歩行運動の支援・リハビリテーションは生活の質を保つために重要である。

我々の研究グループでは、歩行の重要な要素であるリズムに注目した歩行支援を提案しており、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の開発を行ってきた。そして、それを適用してリズム障害に対する歩行の改善効果を示してきた[1]。

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ことでリハビリテーションを行う研究が行われている。その例として生体電位信号を読み取り動作するロボットスーツ HAL[®]が挙げられる。固有感覚情報は特に歩行の安定化に大きな影響を持っているため[2]、神経経路の再構築に効果的である可能性がある。また、身体の制御において具体的な位置、動作を知覚することは重要である[3]。これらのことから、

これまでの歩行リズムに基づく歩行支援を聴覚のような間接的な刺激を通してではなく、直接的に動作に介入する形で行う方法を検討している。

その中でも我々は上肢の運動状態に介入する方法を提案する。上肢と下肢の間で協調関係があること[4]や、上肢動作の抑制時に下肢動作の変化[5]が見られるという報告から、上肢動作が歩行リズムに影響を及ぼすと考えられる。また、麻痺側の上肢と非麻痺側の下肢との相互作用関係から非麻痺側の上肢への刺激入力の可能性も示唆される[6]など、支援方法としての可能性も挙げられている。さらに、下肢への動作入力はバランスを崩した際など、特異な状態においては危険性を増大させる可能性もあり、上肢に介入する支援方法は重要であると思われる。このようなことから、上肢へのリズム呈示による歩行支援が考えられる。しかし、上肢に注目した歩行支援はこれまで十分検討されていない。

1.2. 目的

本研究では直接的に歩行時の周期的な上肢動作を変化させる装置を開発し、上肢へのリズム呈示による歩行支援の可能性を示す。

今回は、上肢の中でも自由度が少なく構造が比較的簡単な肘にまず注目し、肘関節の屈伸動作を制御する装置を開発する。そして、開発した装置の効果評価の第一歩として、制限装具を装着した歩行者に装置を適用した。それによって膝関節疾患を想定した擬似的な歩行障害状態に対する歩容改善効果を確認した。

2. 肘駆動装置を用いた実験

2.1. 肘駆動装置

Fig.1 に肘駆動装置を示す。らせん状の金属部に前腕、上腕を差し込む形で図のように装着し、制御ボックスを首にかける形で保持する。肘駆動装置は任意の振幅、周期で両肘を外側から繰り返し屈伸させることが可能である。

装置は Walk-Mate[1]の相互引き込みモデルが生成したタイミングに基づいて前方へ屈曲開始させることとした。Walk-Mate は人間の生成するリズムとの間で相互同調を実現するために、位相振動子を用いた相互引き込みモデル[7]を実装している。

Walk-Mate は人間の脚接地を基準としたリズム生成を行い、生成した外部リズムとの位相関係から位相差を制御する機能を持つ。本研究においては位相関係を人間の足接地と肘の屈曲開始の関係として利用した (Fig.2)。今回は目標位相差を健常者の通常歩行を参考に $\Delta\phi_d = +1.26\text{rad}$ とし、足が接地してから同側の肘が遅



Fig.1 Elbow driving device

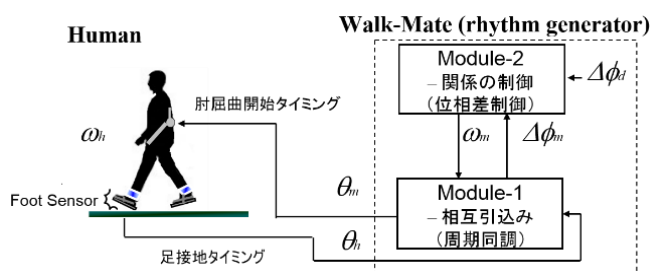


Fig.2 Elbow driving device using Walk-Mate system



Fig.3 Knee fixation orthosis

れて屈曲を開始することとした。

2.2. 実験条件

実験参加者は若年健常者 4 名 (23~24 歳)であった。参加者は下肢疾患を擬似的に再現する膝関節屈曲制限装具を右側に装着し、歩行を行った。装着した状態を Fig.3 に示す。

歩行路は約 60m の直線平坦な屋内の廊下とした。まず、今回は歩行リズムに同調した肘運動を促すことが膝関節疾患患者で多く見られるような歩行状態の改善において有効性があることを検討するため、以下のような条件で実験を行った。実験参加者は全て肘駆動装置を付けた状態であり、装着した状態で肘を固定した場合 (No move)、固定した状態で我々がこれまで提案してきた Walk-Mate システムでリズム生成した音刺激を呈示した場合 (No move + Sound WM)、接地に対応したタイミングで肘駆動装置を屈伸させた場合 (move) の計 3 条件を課した。

2.3. 腰軌道に基づく評価

歩行状態を評価するために、西らによって提案されたフットセンサと加速度計で構成される腰軌道計測システムによる評価[8]を用いた。計測に用いた装置を Fig.4 に示す。実験参加者は 3 軸加速度センサを腰椎 L3 部位付近に装着する。それから計測された加速度情報を二回積分することで歩行中の腰部の空間的な変位を算出した。Fig.5 は歩行運動における下肢の役割の違いに着目し、1 歩行周期を 4 つの相に分割する方法を示している。左右・上下の腰の変位とフットセンサで取得する接地情報とを対応付けた情報から評価した。解析対象は歩き始めの 3 周期と歩き終わりの 4 周期を過渡期とし、それらを除外した範囲内で連続した 10 周期分の歩行周期の変動係数が最小となる範囲とした。



Fig.4 Gait analysis system based on trunk trajectory

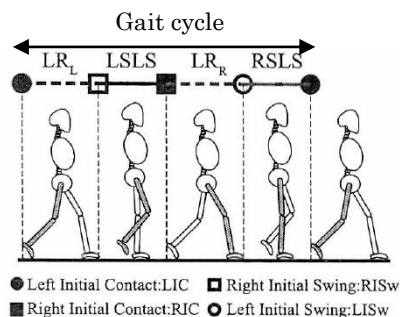


Fig.5 Division of gait cycle

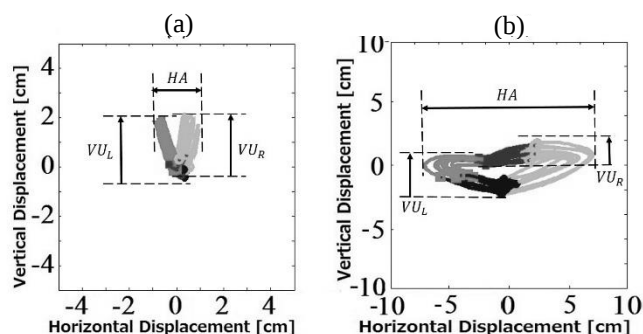


Fig.6 Sample of trunk trajectory

(a) Healthy participant (b) Hemiplegic patient

Fig.6 は縦軸を上下方向、横軸を左右方向の変位とし、前額面を後方から観測した場合の腰軌道を示している。健常者では Fig.6(a) のように ∞ 字型や V 字型の形状を示すことが多く、上下左右の各方向への変位はほぼ対称となる。Fig.6(b) には片麻痺患者の腰軌道の例を示す。片麻痺患者では、多くの場合拘縮が見られ、下肢を固定した状態のように関節を正常に屈曲できないようになる。そのような状態であると、Fig.6(b) のように健常者と大きく異なるパターンを示す。

このような腰軌道パターンの特異性を定量的に示すための特徴量を定義した。まず、歩行時の左右方向の振幅に注目した。腰が最も左側に寄った位置から最も右側に寄った位置までの移動距離と定義した。下肢疾患患者では HA が健常者に比べて有意に大きくなることが先行研究において報告されており [8]、値が小さいほど

健常者の歩行に近いと評価した。また、振幅の大きさと歩行速度に相関があることが報告されており [9]、振幅が小さいほど歩行速度は速いと評価した。

次に腰の持ち上げ幅に注目した。Fig.6 中に示した左右の腰の持ち上げは健常者 (Fig.6(a)) ではほぼ対称になるが、例えば片麻痺患者の場合 (Fig.6(b)) これに非対称性が生じる。片麻痺歩行では、麻痺側の足関節を十分に背屈できない場合などに麻痺側を引きずりながら歩行することがあり、これを回避するために腰を過度に持ち上げることがあるからである。そこで腰の持ち上げ幅の左右非対称性を (1) 式のように定義する。

$$VU_{asym} = \frac{|VU_L - VU_R|}{VU_L + VU_R} \quad (1)$$

VU_{asym} は 1 周期ごとに 1 サンプルが算出され、値が 0 に近いほど健常者の歩行パターンに近いと評価した [8]。

3. 実験結果

Fig.7 に各歩行条件時の腰軌道の結果例を示す。いずれの条件においても膝関節制限装具の影響を受け、左脚支持期 (右足を上げる際) での腰の持ち上げが大きくなっており、軌道に左右非対称性が現れていることがわかる。また条件間で比較すると、肘を固定した場合 (No move, No move+soundWM) に比べ、肘駆動装置で屈伸させた場合 (Move) の方が、左右への変位、腰の持ち上げ幅の左右非対称性が小さくなっている。

Table.1 に各実験参加者の腰軌道から算出した HA 、 VU_{asym} の値を示す。 HA は全ての被験者で肘を固定した場合に比べ、肘を駆動装置で屈伸させた場合の方が減少していることがわかった。また、 VU_{asym} の値では参加者によってバラつきが見られるが、 HA のように肘を駆動装置で屈伸させた場合において減少する傾向が見られた。対して、肘を固定した状態でリズム音刺激を呈示した場合では HA 、 VU_{asym} 共に変化が見られない場合が多かった。

4. 考察

本研究では、運動状態への介入による歩行リズム呈示による歩行支援の可能性を検討した。特に我々は上肢へのリズム呈示を行う方法に注目した。今回は歩行中の肘を足接地のリズムに対応して屈伸させる装置を開発した。そして、その装置を下肢疾患を想定した抑制装具を装着した健常者に適用し、その効果を検討した。

本実験では歩行者全てが抑制装具によって右膝を伸展位で固定した状態で歩行を行った。そのため歩行状態の左右非対称性や左右への振幅増大が発生した。このような歩行パターンは片麻痺患者など拘縮の症状が

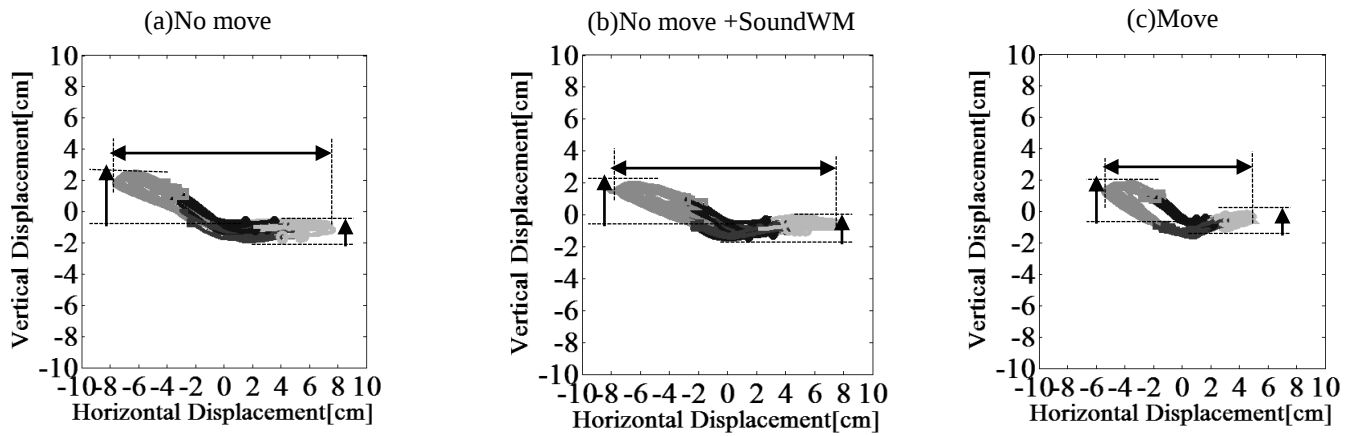


Fig.7 Trunk trajectory in each conditions(Sub1)

(a)No move (b)No move + soundWM (c)move

Table.1 Average of HA and VU_{asym} in each elbow condition

	sub1			sub2			sub3			sub4		
	Nomove	Nomove+ soundWM	move	Nomove	Nomove+ soundWM	move	Nomove	Nomove+ soundWM	move	Nomove	Nomove+ soundWM	move
HA [cm]	14.30	14.08	9.65	17.11	16.53	15.08	15.90	18.48	11.38	14.37	12.20	9.87
VU_{asym}	0.53	0.57	0.36	0.15	0.28	0.09	0.19	0.29	0.15	0.15	0.52	0.44

ある人においてよく見られるものであり、今回の実験でこのような歩行パターンを改善することができれば、実際の患者の歩行改善に繋がる可能性がある。

結果として、まず肘駆動装置で歩行リズムに対応させて駆動させることで HA の値が減少することが確認された。このことは、歩行中の左右への動きが減少し推進力が増していることを示しており、これは余分な動作を減らした効率的な移動状態であると考えられる。本実験では全ての条件で肘駆動装置を装着した状態で歩行した。装置装着時でも肩関節の動作は自由であったが、装置の重量によって上肢が動かしにくくなっており、装置を駆動させない場合は腕振り動作全体が小さくなるようになっていた。上肢運動は歩行時の下肢の駆動によって起こる体幹の回旋と反対方向に回転モーメントを生み出すことで重心のバランスを保持する役割があると考えられる[10]。腰軌道の左右への揺れは重心の左右移動と関係しており、装置によって肘を屈伸させることによって上肢動作を生み出し、重心移動が少なくなったことをこの結果は表していると考えられる。

また左右非対称性を評価する一つの指標である VU_{asym} が減少する傾向が見られた。この傾向は足を進めるために下肢を持ち上げる際の過剰な片側への負荷を減少させることができ、安定した歩行パターンに誘導できる可能性があることを示唆する。上肢と下肢で

の周期的な動作時には四肢間で自動化された協調関係が見られ、その関係は脊髄神経系において制御されているとされている[11][12]。この制御系に基づく関係性は身体の力学状態を変化させても維持される場合もあるとされ[13]、下肢抑制装具を用いた今回の実験条件においても維持されていたと考えられる。そのため、今回の左右非対称性の減少は、肘駆動装置によって左右の上肢に左右対称な運動情報を入れたことにより、この左右対称な周期運動の状態が下肢にも影響を与えたことによるものであると考えられる。

しかしながら、今回は接地のタイミングとそれに対応する装置の屈曲開始タイミングとの関係や、装置の屈曲量などは単一の値で行っており、実際の肘動作と腰軌道の指標の間の変化の関係性は調査されていない。そのため、各動作パラメータの調整を行い、歩行改善を行う上でより適切と思われる装置の使用法を検討しなければならない。

また、上肢動作の中でも今回は、関節自由度の少なからず肘の動作に注目した。しかしながら、歩行時の上肢動作という点では肩関節から下の動作が大きく、歩容に対しても大きな影響を与えている可能性がある。そのため、これからは歩行における上肢動作の中でも肘から下の動作と肩から下の動作の役割の違い、歩容全体に対する影響度の違いなどを検討したうえで、装置の構造を再検討していく必要があると考えられる。

5. 上肢・下肢の動作支援への発展の可能性

我々は、今回四肢の協調関係を前提として上肢へのリズム入力による支援方法を提案した。しかしながら、そもそも中枢神経障害によって歩行時の四肢の協調関係が崩れてしまう症状が報告されている[14][15]。そのような患者においては、四肢全体の協調関係自体を変化させるために上肢・下肢両方の制御を行うことが重要である可能性がある。その可能性を検討する前に、まず、下肢へのリズム呈示を行った場合の影響を、製品化されている HONDA 製リズム歩行アシスト®[16]で確認することとした。歩行アシスト(Fig.8)は歩行時の股関節角度センサの情報をもとに股関節部のモータを駆動することで所定の歩行リズムに誘導し、歩行パターンを変化させることを可能にする装置である[17]。確認実験は若年健常者で行い、Fig.3 に示した制限装具を左足に装着した状態で歩行した。歩行状態の評価は 2.3 に示したものと同様に、加速度計から算出した腰軌道を基に行った。

Fig.9, Table.2 に歩行アシスト適用前、適用中、適用後の岸軌道による結果を示した。アシスト適用前に対して歩行アシストを適用した場合は、左右への移動量、左右非対称性が減少していることが確認され、適用後の単独歩行時においても、適用前と比較すると、腰軌道における同様の効果が確認できた。このことから下肢へのリズム入力という方法が歩行支援において有効であり、リズム支援を行う場合下肢状態も考慮する必要があることが示唆された。今後は上肢と下肢の影響度、歩行を構成する上での役割の違いなどを調査することで、四肢全体のリズムを考慮した歩行支援法の具体化を検討していく。



Fig.8 Walking assist device

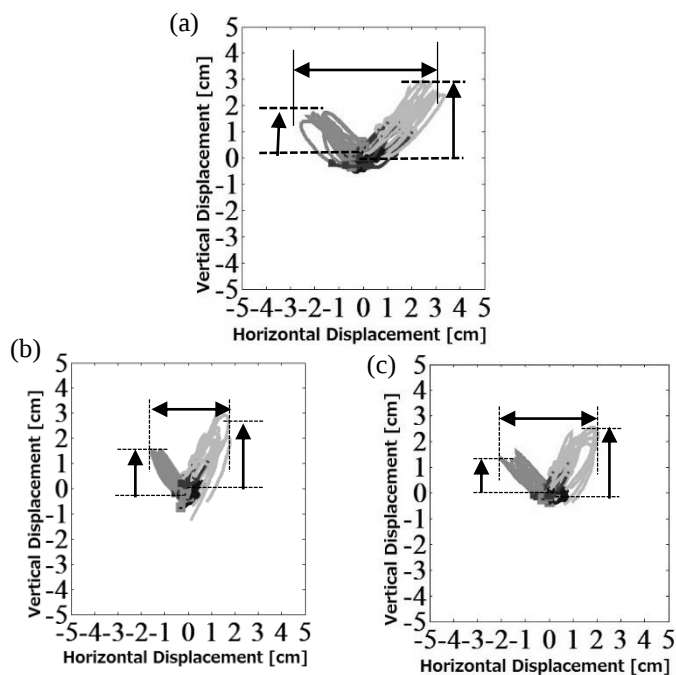


Fig.9 Trunk trajectory when applying Walking assist device

(a) No assist (b) Optimal assist (c) After applying

Table.2 Average of HA and VU_{asym} applying Walking assist device

	No assist(before applying)	Optimal assist	No assist(after applying)
$HA[cm]$	4.33	2.61	2.9
VU_{asym}	0.31	0.13	0.19

謝辞

本研究に用いた肘駆動装置作成にあたり、早稲田大学の藤江正克教授にご協力いただいた。ここに感謝の意を表する。

参考文献

- [1] Miyake, Y. : Interpersonal Synchronization of Body Motion and the Walk-Mate Walking Support Robot, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol.25, No.3, 638/644 (2009)
- [2] Pearson, K.G. : Proprioceptive regulation of locomotion; *Curr. Opinion Neurobiol.* 5, 786/791 (1995).
- [3] 内藤栄一：身体像の獲得に体制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*, Vol.31, No.4, 178/185(2007)
- [4] Muto, T, Miyake, Y : Dual-Hierarchical Control Mechanism of Interpersonal Embodied Interactions in

- Cooperative Walking; Journal of Advanced Computational Intelligence and Intelligent Information, Vol.15, No.5, 534/544 (2011).
- [5] Umberger, B. R.: Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking; Journal of Biomechanics Vol.41, 2575/2580 (2008)
 - [6] Dietz, V. : Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders, Journal of Neurology,
 - [7] Kuramoto, Y. : Chemical oscillation, waves and turbulence, Springer-Verlag (1984)
 - [8] 西辰徳, 和田義明, 三宅美博 : 腰軌道の運動学的分析に基づく片麻痺歩行評価システム, 計測自動制御学会論文集, vol.47, No.1, 8/16 (2011)
 - [9] 小林哲平, 三宅美博, 和田義明, 松原正明 : 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テーションにおける Walk-Mate 有効性評価への適用, 計測自動制御学会論文集, vol.42, No.5, 567/576 (2006)
 - [10] 田中真一, 村田伸, 兒玉隆之 : 立位動作に及ぼす上肢の影響について, 理学療法科学, Vol.25, No.2, 177/180(2010)
 - [11] Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. Neuroscientist;10:347/361(2004)
 - [12] Zehr EP, Carroll TJ, Chua R, Collins DF, Frigon A, Haridas C, et al. : Possible contributions of spinal CPG activity to rhythmic human arm movement. Can J Physiol Pharmacol ;82,556/568.(2004)
 - [13] Donker SF, Mulder T, Nienhuis B, Duysens J. Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking. Experimental Brain Research;146:26–31 (2002)
 - [14] Wagenaar RC, Van Emmerik REA. Dynamics of pathological gait. Human Movement Science;13:441/471.(1994)
 - [15] Dietz V, Michel J. Locomotion in Parkinson's disease: neuronal coupling of upper and lower limbs. Brain ,131:3421/3431(2008)
 - [16] 本田技研工業
<http://www.honda.co.jp/robotics/rhythm/>
 - [17] 安原謙, 島田圭, 小山泰司, 井土哲也, 菊池敬士郎, 遠藤洋介 : リズム歩行アシスト, Honda R&D Technical Review, vol.21, No.2, 54/62 (2009)