上肢へのリズム運動入力による歩行改善

河野 大器*†，野村 寿敬*†，太田 玲央*，猿田 百合子*，関 雅俊**，
一柳 健**，小川 健一朗*，三宅 美博*

Improvement of Walking using Rhythmic Motor Input to Upper Limbs

Daiki KONO *†, Toshitaka NOMURA *†, Leo OTA*, Yuriko SARUTA*, Masatoshi SEKI**,
Ken ICHIRYU**, Ken-ichiro OGAWA*, Yoshihiro MIYAKE*

We propose a gait rehabilitation method using an elbow driving device. We focused on a coordinative relationship between upper limbs and lower limbs in walking, and the phase difference between the onset timing of elbow flexion and foot contact timing was controlled by the device. At first, we estimated an ordinary phase difference in young people whose right knee is fixed in extension, using motion capture system. Then we compared three settings of the desired phase difference: standard condition, right forward condition, and left forward condition. In the standard condition, the desired phase difference of both legs was set to the ordinary phase difference. In the right and left forward conditions, the desired phase difference of right and left legs were set to a smaller value than that of left and right leg, respectively. The result suggests that the patients with spastic gait improved on their gait stability and symmetry using rhythmic motor input.

Keywords: Walk-Mate, Coordination between upper limb and lower limb, Elbow driving device, Motor rhythmic cue and Gait rehabilitation

1. はじめに

人間にとって歩行とは，日常生活に大きく関わる基本的な移動動作である．それゆえ，歩行に問題が生じることは，自立的かつ快適な生活を阻害することにつながる．また，歩行の機会が減少することで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んでしまう．そのため，歩行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．

そうした中，近年新たな方法で訓練や評価を行い，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．例えば，周期的な運動である歩行においてはリズムが重要な要素とされており，リズム呈示による支援方法の有効性が確認されている[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，これまで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に介入し，リハビリテーションを行う研究が進められている．近年では日常環境でのリハビリテーション利用を目的とした身体装着型装置が多く研究されており，例としてパワードスーツ HAL が挙げられる．これは生体電位信号を読み取ることで動作し，下肢麻痺の制御能力の改善等が報告されてきた[3]．また，固有感覚情報は歩行の安定化に大きな影響を持っていることや[4]，身体の制御において具体的な位置，動作を知覚することの重要性が示唆されている[5]．そこで我々は，これまで行ってきたリズムに基づく歩行支援を聴覚のような間接的刺激ではなく，装置によって身体に直接介入する形で行う方法を検討する価値があると考えた．

そこで本研究では，特に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する．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[6]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[7]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[8]．同時に，歩行時の上肢動作を促すことは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．脳神経系疾患患者においては歩行時の腕振り振幅が減少することが見られているが[9-11]，上肢の周期的な運動により下肢の筋活動を活性化し[12]，過度な痙性を抑制する可能性が示唆されている

* 東京工業大学大学院 総合理工学研究科
神奈川県横浜市緑区長津田町 4259
** 株式会社菊池製作所　東京都八王子市美山町 2161-21
* Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology,
4259 Nagatuta-cho Midori-ku Yokohama-shi, Kanagawa
** Kikuchi Seisakusho Co. Ltd. ,2161-21 Miyama-cho Hachioji-shi, Tokyo
† These authors contributed equally to this work

[13]．また，麻痺側の上肢と非麻痺側の下肢の相互作用関係[6]から，非麻痺側の上肢への刺激入力による歩行支援の可能性等も示唆されている．

そのため，本研究では歩行時の上肢動作を変化させる装置を開発し，上肢への直接的な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注目し，肘関節の屈伸動作を制御することとした．装置は Seki らの開発した肘装具の機構[14]を基にして，これまで歩行リズム生成の観点から有効性が示されてきた Walk-Mate を組み込むことにより構築した．この機構に基づき本装置と人間との間でリズムの相互引き込みが行われることで，歩行リズムが新たな安定リズムへと遷移することが期待できる．また上肢と下肢間の協調関係は，動作リズムが相互に引き込むことで成り立つ．そこで本研究では，人間と装置との相互引き込みにより新たに生成されたリズムを上肢に戻すことにより，下肢の動作へ介入することを検討した．

以下，本稿では，まず第 2 章で今回開発した装置について述べる．第 3 章で上記の装置の評価を行うため行った実験について説明する．第 4 章で結果，第 5 章で考察を示し，第 6 章で本研究のまとめを述べる．

2. 上肢へのリズム運動呈示装置

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肘の駆動により上肢動作に介入する装置を開発した．リズム生成は Walk-Mate システム[2]を上肢へのリズム入力手法へ拡張する形で用いる．拡張するにあたり，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．そこで上肢は肘関節の動作，下肢は足の接地時刻に注目し，それぞれの時間的な関係性を計測した．その結果に基づき，システムを構成する．

2.2 駆動装置

Fig.1 に(株)菊池製作所が製造した肘駆動装置を示す．重さは片方 0.4kg であり，歩行者はアルミニウム製スパイラルウェアを前腕，上腕に通して左右の腕に装着する．モータ（スリーピース㈱，ギアドモータ：TP-MX157-IGX-500-X941-6，日本）によって，前腕部に装着したスパイラルウェアが回転することで前腕を動かし，歩行中の肘の屈伸動作を実現する．接続された制御ボックス(図 1 左)により，装置の動作制御，電源供給を行う．

肘駆動装置は，Walk-Mate システムによって生成されたリズムに基づいて屈曲開始する．システムは，リズム生成を行うモデルを実装した PC (Panasonic，CF-W5AWDBJR，日本)と接地，離地を検出するフットセンサ(オジデン，OT-21BP-G，日本)，接地，離地の情報を無線でやり取りする送信機(スマートセンサーテクノロジー，S-1019M1F，日本)，受信機(スマートセンサーテクノロジー，WM-1019M1F，日本)によって構成される．小型 PC で計算され出力される信号を制御ボックスに送信し，信号を屈曲開始トリガとして利用する．

2.3 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.2)． 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[15]で構成されている，

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

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，

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

$\Delta\theta_m$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，$\mu$ 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，μ= 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．

目標位相差$\Delta\theta_d$は，足の接地と肘の屈曲開始（装置の駆動開始）のタイミングの位相関係を定義することに使用する．本実験では人間の自然な歩行状態での位相関係を基本目標位相差と定義し，次の 2.4 に示す動作計測を基に設定した．

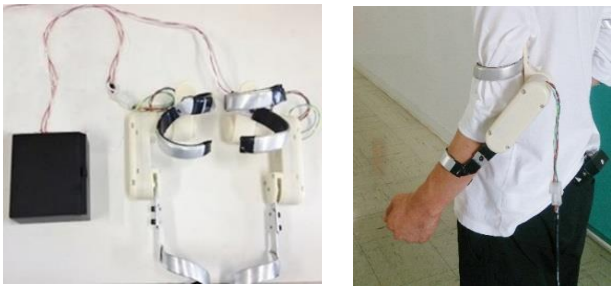


Fig.1 Elbow driving device

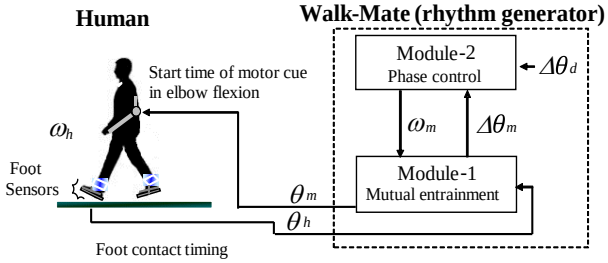


Fig.2 Rhythm generating model

Fig.3 Knee fixation orthosis

2.4　上下肢の歩行リズムの分析

本実験では，上肢と下肢の運動リズムの時間的関係性を調査するため，3 次元モーション計測システムを用いた歩行動作計測を行った．本節では，歩行動作計測における実験方法及びその結果を述べる．

(1) 実験方法

実験参加者は男性健常者 8 名（年齢:25.3±2.8 歳，身長:172±2.58cm，体重 65.1±8.13kg）であった．参加者はトレッドミル（セノー，ラボード LXE1200，日本）上を 1 分間歩行した．トレッドミルの設定速度は膝関節疾患がある状態での人間の自然な歩行速度とした．そのため，実験参加者には事前に膝関節屈曲制限装具(Fig.3)を右足に装着した状態で直線平坦な廊下を歩行してもらい，歩行速度を計測した．その際の各参加者の平均値 3.78km/h を膝関節疾患がある状態での人間の自然な歩行速度と仮定し，トレッドミルの設定速度とした．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)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左右の肩峰，上腕骨外側上顆，尺骨頭，外顆に取り付けた．肩峰，上腕骨外側上顆，尺骨頭のマーカの相対位置から肘関節の角度を定義し，その角度の変化を肘動作とした．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) 結果

測定結果の例を Fig.4 に示す．右肘の角度変化と右足接地（右足首の座標特徴点）との関係を見ると，全ての参加者で同側の足接地に対して，肘の屈曲開始の時間が若干遅れていた．そこで，この遅れを装置の制御対象とする上下肢の関係性として定義する．i 周期目の右肘の屈曲開始時刻をTe_{ri}，右足の接地時刻をTf_{r_i}とし，そのときの時間遅れを，

$$lag_{ri} = Te_{ri} - Tf_{r_i} \qquad (3)$$

として，これを 1 周期ごとに計算した．分析範囲は計測開始から 10 秒間を除いた 10 周期とした．また，肘の動作に関するパラメータとして，1 周期ごとの最大屈曲角度までの変位角とそこに達するまでの屈曲時間を測定した．

Table1 に全参加者の各パラメータの測定値およびその平均値と標準偏差を示す．人間の上肢動作は歩行速度や身長に影響を受けることが報告されている [16, 17]．

Table1 Result of elbow movement measurement

	extention time [sec]	extention angle [deg]	lag [sec]	lag / stride time
sub1	0.46	20.02	0.20	0.16
sub2	0.40	45.90	0.13	0.11
sub3	0.48	32.23	0.14	0.13
sub4	0.41	44.71	0.14	0.12
sub5	0.40	45.45	0.23	0.21
sub6	0.42	14.24	0.19	0.16
sub7	0.41	36.68	0.12	0.12
sub8	0.40	24.36	0.13	0.12
subject ave.	0.42	32.95	0.16	0.14
subject SD	0.029	11.553	0.038	0.031

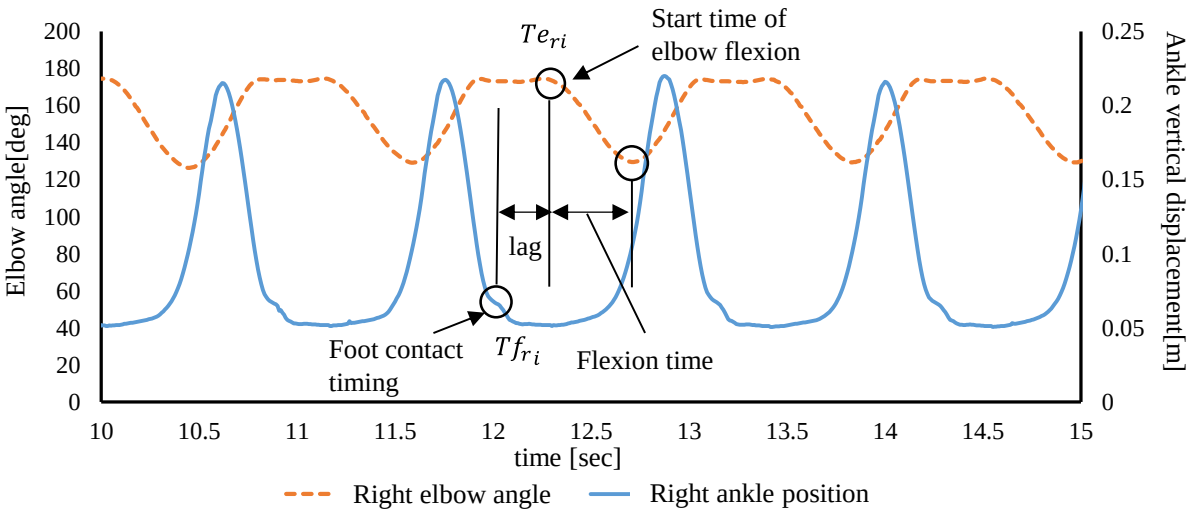


Fig.4 Sample of Temporal relationship between foot ground contact and elbow flexion

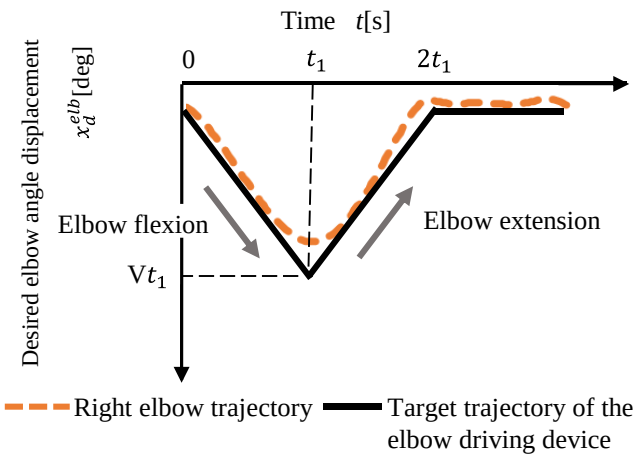


Fig. 5 Target trajectory of the elbow driving device

そのため本研究では適用対象を比較的体格が近い男性とし，各実験参加者の測定結果の平均値を装置の目標軌道として設定することで実験の統制を図った．以降の実験に関しても実験参加者は同様の条件内の人としている．

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ため [18]，計測した lag と共に歩行周期に対する割合を Table1 に示した．この結果より，同側の足が接地してから歩行周期の約 10～20%分の時間が経過してから肘が前方に屈曲開始していることがわかる．そこで，本実験では歩行周期の 15%分の時間肘を遅らせて屈曲開始することが人間の自然な歩行状態での位相関係であると定義し，$\Delta\theta_d = 2\pi \times 0.15 \cong 6.28 \times 0.15 = 0.94$[rad]を基本目標位相差として設定した．

2.5 装置制御方法

Fig.4 の肘の動作計測結果より，肘の動作は屈伸状態と伸展状態に大きく分かれていることがわかる．そこで，装置の一歩行周期中の目標軌道を Fig.5 に示すような三角波として近似して設定することとした．目標軌道$x_d^{elb}(t)$[deg]は，

$$x_d^{elb}(t) = \begin{cases} Vt & (0 < t \leq t_1), \\ 2Vt_1 - Vt & (t_1 < t \leq 2t_1), \\ 0 & (t > 2t_1). \end{cases} \quad (4)$$

という関数形で表される．小型 PC で計算されたリズムに対応する信号が制御ボックスに送られると，肘駆動装置の内部時間 t が t =0 とリセットされ，動作を開始する．目標軌道を規定する装置の屈曲時間t_1,角速度Vは制御ボックスにて多段階で事前に設定可能である．本研究においては実験参加者の平均値を参考にし，屈曲時間t_1=0.42[sec]，角速度$V = 78$[deg/sec]と設定した．また，装置の軌道制御はポテンショメータのフィードバック情報に基づいた位置に関する比例制御を行うことで実現する．

具体的には，左右の肘関節に装着された肘駆動装置の関節角度の目標値を $x_d^{elb}(t)$ [deg]，実際の関節角度を$x^{elb}(t)$ [deg]，偏差を$e(t)$ [deg]，肘駆動装置のモータに与える制御入力としての電流を制御するモータコントローラへ与える電圧を$E(t)$として，以下の制御式が定義される，

$$E(t) = K_p e(t) = K_p\{x_d^{elb}(t) - x^{elb}(t)\}. \quad (5)$$

ただし，K_pは経験的に調整された．

3. 評価実験

3.1 概要

装置の評価は，実際の患者に対する適用の前段階として健常な歩行者に膝関節屈曲制限装具を装着することで行った．動作のリズム生成を行う Walk-Mate はこれまで神経変性疾患等の患者への有効性を示してきたが，本研究では適用対象を筋骨格系疾患へ拡張することを考える．具体的な適用対象として，高齢者等に多く見られる関節疾患の初期症状に着目し，特に関節可動域制限を伴う患者を想定した．膝関節屈曲制限装具を装着することで，歩行者は装着側の膝関節可動域が減少する．可動域制限は変形性膝関節症等の初期症状に観察され [19]，非常に多くの高齢者に見られる症状である．こうした関節疾患は初期症状時に適切な処置を行い，進行を遅らせることが極めて重要とされる．また，こうした症状は一般的に左右非対称に進行するために歩行の安定性が損なわれ，健側の脚に負担がかかると考えられる．そこで，こうした可動域制限が起きた患者を適切な歩行へ誘導することで，関節疾患の予防や進行の防止が期待できると考えた．本研究では，制限装具により関節に可動域制限の見られる患者を擬似的に再現し，この症状の改善を目的とする．評価実験としては，肘運動の有無による歩容の変化，駆動設定の変化による歩容への影響を調査し，装置の適切な設定を検討した．歩容の変化は腰軌道を分析することによって行った．

3.2 実験方法

実験参加者は男性健常者 14 名（年齢:24.6±2.7 歳，身長:172.9±4.24cm，体重 66±8.21kg）とした．実験の統制を図るため，2.4 で行った実験と同様な年齢層，体格とした．参加者はいずれも Fig.3 に示す膝関節屈曲制限装具を右足に装着し，約 60m の直線平坦な屋内の廊下を歩行した．参加者は，肘駆動装置を装着せず上肢が自由な状態(Free 条件)と，駆動装置を装着しているものの動作せずに肘の屈曲が制限されている状態(Fixed 条件)を測定した．加えて，足の接地に対する装置屈曲開始のタイミングに変化を与えている Standard 条件，Rfwd 条件，Lfwd 条件の計 5 条件を 2 回ずつ課した．なお，実験参加者の制限装具に対する適応を考慮し，各条件はランダムに課した．歩行の回数を追うごとに制限装具への適応が増すことが懸念させるが，このような措置により，各条件を行う順序が統計的な結果に与える影響は軽減すると考えられる．また，長時間の装着による適応を避けるため，実験の全行程を 90 分以内で完

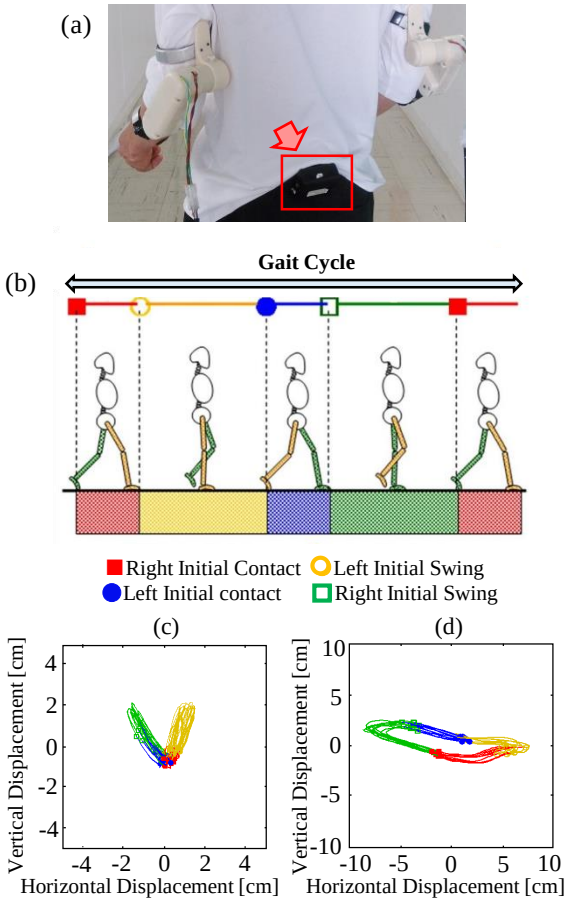


Fig.6 Gait analysis system based on trunk trajectory

(a) Acceleration sensor attached to the trunk
(b) Division of gait cycle
(c) Sample of trunk trajectory in healthy participant
(d) Sample of trunk trajectory in right hemiplegic patient

了させた．

Standard 条件は 2.4 において基本とした$\Delta\theta_d = 0.94$[rad]を設定し，左右対称な装置設定とした．それに対して，Rfwd 条件,Lfwd 条件は左右の装置の目標位相差が異なるものとし，左右非対称な装置設定を行った．Walk-Mate システムでは左右足別個で目標位相差を設定でき，左右の目標位相差をずらして聴覚刺激を呈示することで，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が可能であるという報告がある[20]．本研究では下肢片側の関節に可動域制限が生じ，歩行において左右非対称性が見られる患者を想定している．そのため，今回用いる肘駆動装置の出力も左右でずらすことによって左右非対称性を抑制できる可能性があると考えた．そこで，装置の左右差が歩容に及ぼす影響を確認すると共に，装置のより効果的な設定の選定のために左右非対称な 2 条件を設定した．本実験においては基本目標位相差を$\Delta\theta_d = 0.94$[rad]としているが，これを基準として片側の装置の位相を早める

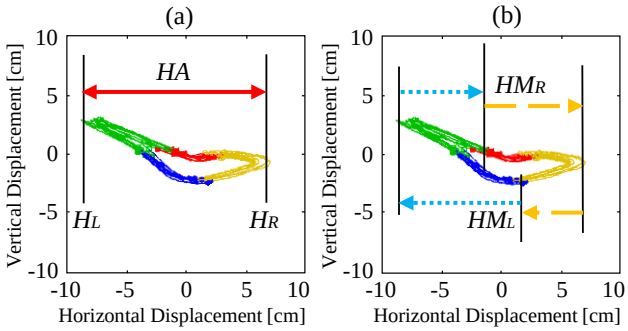


Fig.7 Definition of trunk trajectory
(a) Horizontal amplitude
(b) Asymmetry of horizontal movement displacement in stance phase

($\Delta\theta_d = 0.63$[rad])，または遅くする($\Delta\theta_d = 1.25$[rad])ことで装置の左右差を実現した．Rfwd 条件は基本とした目標位相差に対して右肘を位相進み($\Delta\theta_{mr} = 0.63$[rad])，左肘を位相遅れ($\Delta\theta_{ml} = 1.25$[rad])にし，Lfwd 条件はその位相差設定を左右逆($\theta_{mr} = 1.25$[rad], $\Delta\theta_{ml} = 0.63$[rad])にしている．なお,その他の駆動パラメータt_1, Vは 2.5 で示した値を全ての条件で設定している．

3.3 分析方法

装置の適用による歩容の変化を確認するため，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[21]を用いた．本研究では，上肢動作のリズムに介入することによって歩容に変化をもたらし，歩行の改善を目指している．歩行は下肢だけでなく上肢との協調関係の基に成り立つ運動であり，全身体系の動作を評価する必要がある．そこで，歩行における重心移動の中心である腰の動作に着目し，全身体系の歩行ダイナミクスを包括的に検討することができる指標として腰軌道を評価した．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(Fig.6(a)).その加速度計から計測された加速度情報を二階積分することで歩行中の腰部の空間的な変位を算出し，接地情報と対応付けた情報からこれを評価した．Fig.6(b)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．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.6(c),(d)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(c)のような V 字型や，∞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(d)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(c)のような健常者のパターンとは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評

価するために以下の特徴量を定義した．

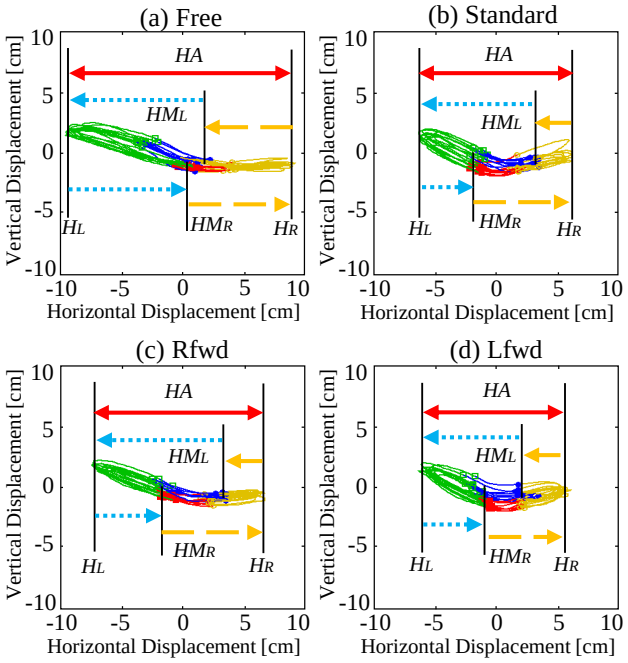


Fig.8 Sample of trunk trajectory in each conditions
(a) Free: not wear elbow driving device
(b) Standard: devices setting symmetrically
(c) Rfwd: right device drives earlier than left
(d) Lfwd: left device drives earlier than right

Table2 Sample of HA and HM_{asym} in each condition

	Free	Standard	Rfwd	Lfwd
HA[cm]	17.43	12.05	13.25	11.19
HMasym	0.21	0.19	0.28	0.21

・腰の左右振幅：HA

腰軌道の左右方向の極大値（最も右側に位置する座標）をH_R，極小値（最も左側に位置する座標）H_Lとし，その差として腰の左右振幅 HA を次のように定義した．

$$HA = H_R - H_L \qquad (6)$$

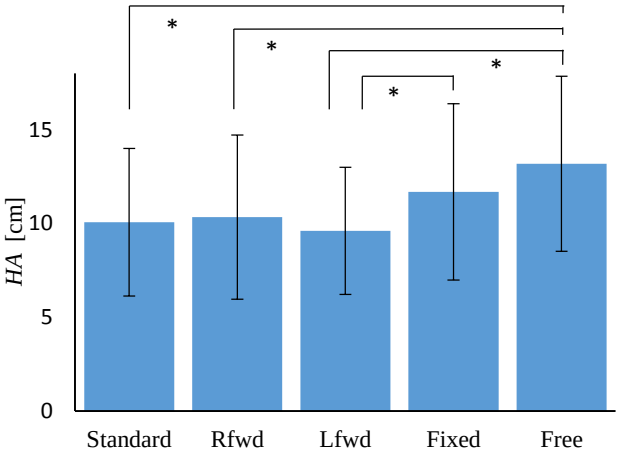
Fig.7(a)に前額面の腰軌道における腰の左右振幅 HAに対応する部分を示した．この値が大きいほど，左右方向の腰の移動が大きいことを表す．

・腰の立脚期における左右非対称性：HM_{asym}

立脚期における左右方向の総移動量の左右非対称性の定義を行った．左足(右足)における左足(右足)が接地してから右足(左足)が接地するまでの腰の総移動量$HM_R(HM_L)$を定義する．HA によって正規化した立脚期における総移動量の左右非対称性HM_{asym}を次のように定義した．

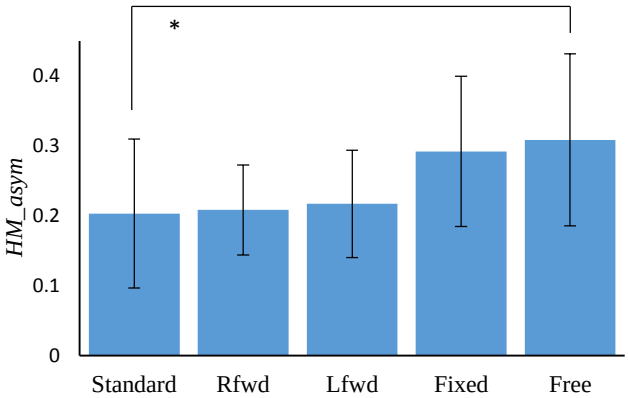
$$HM_{asym} = \frac{|HM_L - HM_R|}{HA} \qquad (7)$$

Fig.7(b)に前額面の腰軌道を示し，立脚期における総移動量に対応する部分を示した．この値が大きいほど，



*: $p < .05$

Fig.9 Average and SD of *HA* in all subject



*: $p < .05$

Fig.10 Average and SD of HM_{asym} in all subject

左右で立脚期中の左右方向の腰の総移動量に差が見られることを表す．

各特徴量の代表値は，各実験参加者の分析対象となる安定 10 周期中の中央値とした．

4. 実験結果

Fig.8 に各実験条件における腰軌道の一例を示す．実験参加者は関節屈曲制限装具を装着し，歩行に障害のある状態を擬似的に再現している．健常者における左右振幅は 4.5cm 以内とされているのに対し [21]，Free 条件においては左右方向への揺れが健常な状態に比べ大きくなっていることがわかる．また，左右の各立脚期での上下，左右の移動量についても健常な状態は対称な形状であるのに対し，非対称性が生まれていることが確認できる．

Table2 にこの参加者の腰軌道評価の特徴量の値を示す．条件間で比較すると，装置のいずれの駆動条件においても，*HA* は装置を適用しない Free 条件と比べて小さくなった．また，HM_{asym}は Standard 条件において Free 条件に比べて小さくなった．この例の場合，*HA* は Lfwd

条件において最も小さくなった．

Fig.9，Fig.10 に全実験参加者の特徴量の平均値および標準偏差を示す．平均値を比較すると HA, HM_{asym}どちらの指標においても，Free 条件，Fixed 条件に比べ，肘駆動させた 3 条件では小さかった．全条件で各指標に対して一元配置分散分析を行ったところ，肘駆動条件間における主効果が有意であることが確認された(HA: $F(4,64)=3.56$，HM_{asym}: $F(4,64)=4.04$，$ps<0.05$)．そこで，どの条件間に差があるか調べるため，Holm の方法で多重比較を行った．結果として，HA の指標においては Free 条件と装置を駆動させた 3 条件すべての間に有意差が見られた($ps<0.05$). 特に Free 条件と Lfwd の間に最も大きな差が見られ($p=0.017$)，Fixed 条件と Lfwd 条件の間にも有意差が見られた．HM_{asym}の指標においては，Free 条件と Standard 条件の間に有意差が見られた($p=0.032$)．また, Free 条件と Rfwd 条件, Lfwd 条件の間で有意傾向($ps<0.10$)が見られ，Fixed 条件と肘駆動させた 3 条件の間にも有意傾向($ps<0.10$)が見られた．

5. 考察

本研究では，歩行障害の生じた患者の歩行リズムに同調するリズム運動刺激を上肢へ入力することによる歩行支援の可能性を検討した．介入するチャネルとして特に肘に注目し，歩行のリズムに対応して肘を屈伸させる装置を開発した．装置の適用対象としては下肢片側の関節に可動域制限が見られ，左右非対称な歩行状態となった患者を想定した．全ての歩行者は装具によって右膝を伸展位で固定した状態で歩行を行い，装置の適用による歩容の変化を検討した．歩行者は膝関節屈曲制限装具によって歩行状態の左右非対称性と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変形性関節疾患などの症状がある患者においてよく見られるものである．従来そのような患者に対しては，大腿四頭筋を中心とした下肢の筋力訓練，大腿四頭筋やハムストリングのストレッチングなどの運動療法が行われてきた．一方，本研究では作業仮説として，上記したように患者の歩行リズムに同調するリズム刺激運動を上肢へ入力することにより，四肢の協調関係に基づき患者の歩行を改善することができると考えた．例えば変形性関節疾患は関節軟骨の進行性の変性病変を主体とした骨の変形性変化として定義されるが [19]，四肢の協調関係に障害が生じているわけではない．このことから，当該の作業仮説により歩行の改善が期待される．それゆえ，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．

まず，装置を適用しない Free 条件に比べて，肘駆動装置を歩行リズムに対応させて駆動させることで HA の値が有意に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いる．また，上肢運動は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 [22]．したがって上肢動作を促進することは，重心移動を減らし，より効率的な移動状態へ誘導することにもつながったと言える．

駆動条件間でも HA の値に差が見られ, 駆動タイミングの違いによる歩行への影響が示唆された. HA は Lfwd 条件において最も大きく減少した．今回の実験参加者は全て右脚に制限装具を装着している．そして Lfwd 条件は健側の上肢を通常の四肢の位相関係と比べて，早めのタイミングで動作させる設定になっていた．この設定により，上肢が早めに先行して動作することで下肢動作を追従させることができたと考えられる．これが本来の動きよりも遅くなってしまった患側の動きを促進させることにつながり，より健常者に近い歩行へ誘導する可能性がある．また，Standard 条件，Rfwd 条件においても HA は有意に減少した．この結果は，装置を駆動させて腕振りを促進するだけでも，歩行の改善につながる可能性を示唆している．装置を装着しているものの駆動させない Fixed 条件と Free 条件の間には有意差は見られないことから，実際に腕を振ることが歩行へ大きく影響をあたえることが示された．

左右非対称性を評価する一つの指標であるHM_{asym}も肘駆動により有意に減少した．このことにより過剰な片側への負荷が緩和し，患側も可能な範囲で利用できるようになったと考えられる．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 [23,24]. 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り [25]，下肢の屈曲を制限し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リズム的な動作を加えたことによって，下肢のリズム状態が上肢のリズムに誘導されたことによるものであると考えられる．

HM_{asym}においては Standard 条件で最も大きく減少した. Standard 条件は左右対称なタイミングで肘を動作させる．したがって，対称なタイミングで肘を屈曲させたことで左右非対称となっていた歩行のリズムに影響を与え，リズムの改善につながったと考えられる．

これらの結果から，左右非対称な歩行パターンを持つ患者に対しては，装置出力の非対称性も考慮して肘を動作させることで，特徴的な歩行パターンが緩和され健常な歩行パターンに近づく可能性があることを示唆された．これにより，少なくとも軽度の変形性関節疾患の患者に本装置を適用した場合に歩行の改善が期待される．

しかしながら本研究では健常者を用いて疾患を再現しているため，制限装具に対する適応等が考えられる．

実験結果への影響は低減させるよう措置をとったが，適応の影響を完全に避けることは困難である．そのため，今後は関節可動域制限が見られる患者等へ実際に適用する事により，有効性を評価する必要がある．一方で，今回 2 つの指標においてそれぞれ最も改善が見られる条件が異なった．そこで，実際の患者へ適用する前に，さらなる検証実験を行うことで，より信頼性のある適切な使用方法を構築が不可欠である．また，患者では重症度や非対称性の度合いも個人によって異なる．そのため，個々人の歩行状態に合わせた評価指標の細分化や新指標の導入も今後検討する必要がある．

6. おわりに

本研究では，歩行リズムと相互同調するリズムの上肢への入力による歩行支援の可能性を検討した．介入するチャネルとして特に肘に注目し，歩行のリズムに対応して肘を屈伸させる装置を開発した，また，装置を利用した歩行支援方法の効果検証として片足に可動域制限が見られる患者を擬似的に再現し，歩容の変化を評価した．その結果，擬似的な歩行障害に対する歩容の改善が見られ，上肢を介して運動リズムを与えることによって歩行の安定化へつながることが示唆された．また，片麻痺歩行等に特有な歩行障害に対する改善も確認され，左右非対称な歩行状態となった患者に対しての本提案手法の有効性が示された．

謝辞　本研究に用いた肘駆動装置の作成にあたり，(株)菊池製作所および早稲田大学の藤江正克教授に御協力いただきました．心より感謝申し上げます．

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) K. G. Pearson: Proprioceptive regulation of locomotion，Current opinion in neurobiology ，**5**，786/791 (1995)
5) 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，**31**-4，178/185 (2007)
6) V. Dietz: Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders，Journal of Neurology，**258**，1406/1412 (2011)
7) B. R. Umberger：　Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking，Journal of Biomechanics，**41**，2575/2580 (2008)
8) 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)
9) M.D.Lewek, R.Poole, J.Johnson, O.Halawa, X.M.Huang：Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson’s disease，Gait and Posture，**31**，256/260 (2010)
10) P. Meyns, L. Van Gestel, F. Massaad, K. Desloovere, G. Molenaers, J. Duysens：　Arm swing during walking at different speeds in children with Cerebral Palsy and typically developing children, Research in Developmental Disabilities，**32**，1957/1964 (2011)
11) M.P.Ford, R.C.Wagenaar, K.M.Newell：Phase manipulation and walking in stroke.，Journal of Neurologic Physical Therapy，**31**，85/91 (2007).
12) 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)
13) P. Meyns, S. M. Bruijn, J. Duysens: The how and why of arm swing during human walking，Gait and Posture，**38**，555/562 (2013)
14) T. Ando, M. Watanabe, K. Nishimoto, Y. Matsumoto, M. Seki, M. G. Fujie: Myoelectric Controlled Exoskeletal Elbow Robot to Suppress Essential Tremor: Extraction of Elbow Flexion Movement Using STFTs and TDNN，Journal of Robotics and Mechatronics，**24**-1，141/149 (2012)
15) Y. Kuramoto: Chemical oscillation，waves and turbulance，Springer-Verlag (1984)
16) M. P. Muttay: Gait as a total pattern of movement，American Journal of Physical Medicine，**46**，290/333 (1967)
17) 山崎昌広 : ヒトの歩行--歩幅，歩調，速度およびエネルギ-代謝の観点から，人類学雑誌，**98**-4，385/403 (1990)
18) 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)
19) 立花陽明 : 変形性膝関節症の診断と治療，理学療法科学，**20**-3，235/240 (2005)
20) 石澤一紀，和田義明，三宅美博：共創的 Walk-Mate の片麻痺歩行への適用，第 21 回自律分散システムシンポジウム論文集，117/122 (2009)
21) 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，**47**-1，8/16 (2011)
22) 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，**25**-2，177/180 (2010)
23) E. P. Zehr, J. Duysens: Regulation of arm and leg movement during human locomotion，Neuro-scientist，**10**，347/361 (2004)
24) E. P. Zehr, T. J. Carroll, R. Chua, D. F. Collins, A. Frigon, C. Haridas, et al.: Possible contributions of spinal CPG activity to rhythmic human arm movement.，Can J Physiol Pharmacol，**82**，556/568 (2004)
25) S. F. Donker, T. Mulder, B. Nienhuis, J. Duysens: Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking，Experimental Brain Research，**146**，26/31 (2002)

［著者紹介］

河野　大器

2013 年東京理科大学基礎工学部電子応用工学科卒業．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．

野村　寿敬

2014 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修了．

太田　玲央

2013 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修了．同年博士課程進学．現在に至る．

猿田　百合子

2013 年埼玉県立大学保健医療福祉学部卒業．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．

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．日本学術振興会特別研究員．受動歩行を規範とした歩行シミュレーション，および装着型生活支援ロボットの研究に従事．

一柳　健

1959 年名古屋大学工学部機械工学科卒業．同年日立製作所日立研究所入社．1981 年日立製作所機械研究所主任研究員，同年名古屋大学博士号取得．1986 年日立建機技術研究所主管研究長．1996 年東京工科大学機械制御工学科教授．2006 年菊池製作所ものづくりメカトロ研究所長，2014 年同社副社長．現在，東京工科大学名誉教授，中国吉林大学客員教授併任．油圧制御工学，ロボット工学，機械創造学などの研究に従事．

小川　健一朗

2011 年東京工業大学総合理工学研究科知能システム科学専攻博士後期課程修了．博士（理学）．現在，東京工業大学総合理工学研究科知能システム科学専攻助教．細胞間コミュニケショーンの数理モデルの構築，実社会における対面コミュニケーションネットワークの分析などの研究に従事．日本物理学会会員．

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．