

上肢への運動リズム入力による歩行安定化

河野 大器^{*1} 猿田 百合子^{*1} 太田 玲央^{*1} 関 雅俊^{*2}

一柳 健^{*2} 小川 健一郎^{*1} 三宅 美博^{*1}

Stabilization of Walking using Motor Rhythmic Stimulation Input to Upper Limbs

Daiki Kono^{*1}, Yuriko Saruta^{*1}, Leo Ota^{*1}, Masatoshi Seki^{*2},

Ken Ichiryu^{*2}, Ken-ichiro Ogawa^{*1} and Yoshihiro Miyake^{*1}

Abstract - 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 measured the time delay of onset timing of elbow flexion from foot contact timing. We estimated an ordinary phase difference between the onset timing of elbow flexion and foot contact timing in young people whose right knee is fixed in extension. Then we used the ordinary phase difference as a desired phase difference, which is a control parameter of the device. Furthermore, 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/left forward condition, the desired phase difference of right/left leg was set to a smaller value than that of left/right leg. The result indicates that the gait stability is improved by the device from the condition without elbow driving device or the condition when both elbows were fixed by the device.

Keywords: Walk-Mate, coordination between upper limb and lower limb, elbow driving device, motor rhythmic cue and gait rehabilitation

1. 研究背景

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。歩行に問題が生じることは、移動すること自体を困難にし、自立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とされている。

そうした中、近年では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、歩行運動においてはリズムの生成が重要な役割を果たしていると考えられており、リズムによる歩行支援の効果も確認されている。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[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、下肢麻痺の制御能力の改善等が報告されてきた[2]。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[3]。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刺激ではなく、装置によって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。

本研究では、特に上肢の運動状態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[4]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[5]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。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[6]、過度な痙性を抑制する可能性が示唆されている[7]。また、麻痺側の上肢と非麻痺側の下肢の相互作用関係[4]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、本研究では直接的に歩行時の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。装置は Seki らの開発した肘装具の機構[8]を基にしてシステムを構築した。従来のリハビリテーションロボット研究では、運動のトリガとして神経系からの遠心性情報として筋電などが注目されていたが[8]、検出遅れや誤検出に対する較正が課題となる。そのため、上肢と下肢の運動リズム状態の関係性に注目し、

*1: 東京工業大学大学院 総合理工学研究科

*2: 株式会社 菊池製作所

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

*2: Kikuchi Seisakusho Co. Ltd.

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。装置は歩行障害を持つ患者への適用を想定し、膝関節屈曲制限装具を装着した歩行者に適用することで効果に対する評価を行った。

2. 方法

2.1 肘駆動装置の開発

本研究では接地情報に基づいてリズムを生成し、肘の駆動により上肢動作に介入する装置を開発した。動作リズム生成は Walk-Mate システム[1]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状態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。

以下に装置概要および使用したリズム生成モデルを述べる。さらに上下肢の時間的な関係性調査のため、3次元モーション計測システムを用いた動作計測を行い、その結果に基づいた装置の制御方法について説明する。

2.1.1 装置概要

図 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 綑 ギアドモータ:TP-MX157-IGX-500-X941-6)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)と接地、離地を検出するフットセンサ(オジデン, OT-21BP-G)、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)、受信機(スマートセンサーテクノロジー, WM-1019M1F)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。



図 1 肘駆動装置

Fig.1 Elbow driving device

2.1.2 リズム生成モデル Walk-Mate

Walk-Mate は人間-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(図 2)。Module-1 は人間の歩行リズムと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[9]を参考に以下のモデルで構成されている。

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

θ_m はシステム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[1]。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[1]と同様に、 $K_m = 0.5$ 、 $\mu = 0.32$ を用いた。左右の振動子間の相互作用の係数 K_{lr} は経験的に調整された。

目標位相差 $\Delta\theta_d$ は、人間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 2.1.3 に示す動作計測を基に設定した。

2.1.3 上下肢の歩行リズム分析

本実験では、上肢と下肢の運動リズムの時間的な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。

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 60±2.8kg)であった。参加者はトレッドミル(セノー, ラボード LXE1200)上を 1 分間歩行した。実験参加者には事前に膝関節屈曲制限装具(図 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、

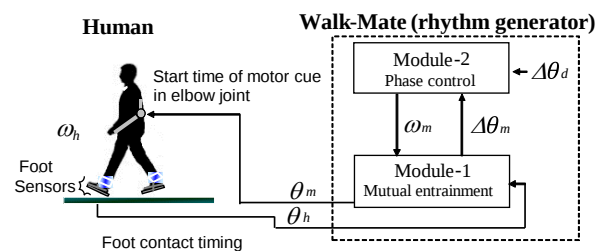


図 2 リズム生成モデル Walk-Mate

Fig.2 Rhythm generating model



図3 膝関節抑制装具

Fig.3 Knee fixation orthosis

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ーを左右の肩峰，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，尺骨頭のマーカー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ーの変位情報から算出する．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．

測定結果の例を図4に示す．肘の動作は多少の変動があるが，屈伸動作をしている部分と伸展状態の部分に大きく分けることができる．そのため，装置の目標軌道を図中に示すように三角波として近似して設定することとした．また，右肘の角度変化と右足接地（右足首の座標特徴点）との関係性を見ると，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} ，右足の設置時刻を Tf_{ri} とし，そのときの時間遅れを，

$$\text{lag}_{ri} = Te_{ri} - Tf_{ri} \quad (3)$$

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．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．

また，上肢動作の時間的關係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[10]，計測した lag を基に歩行周期に対する割合を算出した．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%経過してから肘が前方に屈曲開始していることがわかった．そこで，本実験では歩行周期の 15%分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， $\Delta\theta_d = 2\pi \times 0.15 \cong 6.28 \times 0.15 = 0.94[\text{rad}]$ を基本目標位相差として設定した．

2.1.4 装置制御方法

上下肢の歩行リズム分析にて得られた結果より，装置の一歩行周期中の目標軌道を図5に示すように三角波として近似し，時間関係により動作する目標軌道 $x_d^{elb}[\text{deg}]$ とした．

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

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

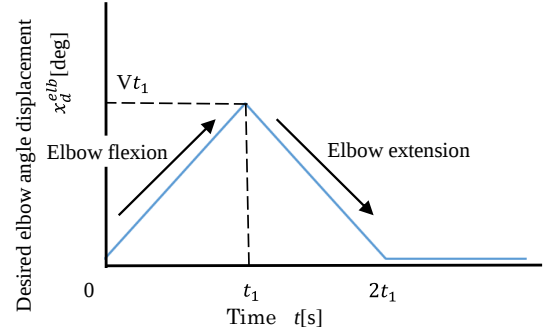


図5 肘駆動装置の目標軌道

Fig. 5 Target trajectory of the elbow driving device

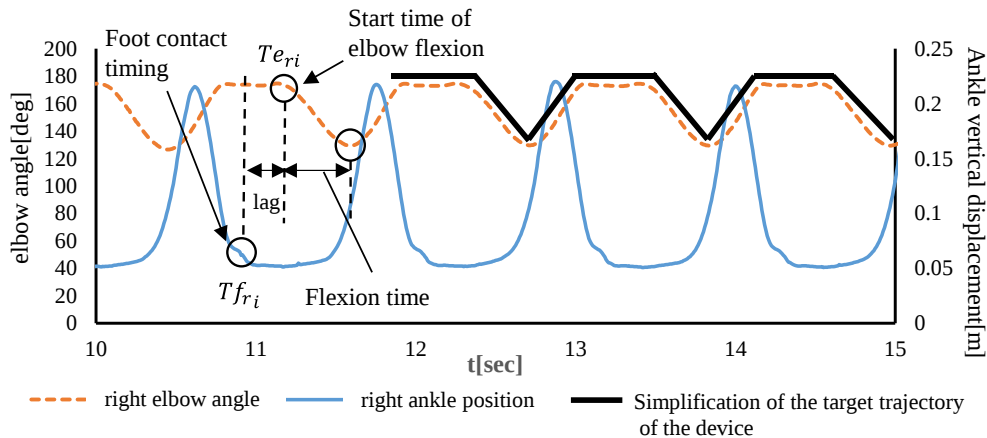


図4 足の接地と肘屈曲の時間的關係性

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

の屈曲時間 t_1 ,角速度 V は制御ボックスにて多段階で設定可能であり, 事前に設定を行う. 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 $t_1=0.42[\text{sec}]$, 角速度 $V = 78[\text{deg/sec}]$ 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 $x_d^{elb} [\text{deg}]$, 実際の関節角度を $x^{elb} [\text{deg}]$, 偏差を $e(t) [\text{deg}]$, 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 $V(t)$ として, 以下の制御式が定義される.

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

ただし, K_p は経験的に調整された.

2.2 評価実験

本研究で用いる装置は上肢動作の中でも肘の動作状態に影響を与えるものである. そこで, 評価実験として肘運動の変化による歩容の変化を調査することとした. 同時に, 装置のより適切な設定を検討するため, 設定の変化による歩容への影響を検討した.

2.2.1 実験方法

実験参加者は男性健常者 14 名だった. 実験の統制を図るため, 2.1.3 で行った実験と同様な体格の範囲内とした. 参加者はいずれも図 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抑制されている状態(fixed 条件)を測定した. 続けて, 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 条件を課した.

standard 条件は 2.1.3 において基本とした $\Delta\theta_d = 0.94[\text{rad}]$ とし, 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とした. 本研究では下肢片側に関節疾患を生じ, 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することができる可能性があると考えた. 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 ($\Delta\theta_{mr} = 0.63[\text{rad}]$), 左肘を位相遅れ ($\Delta\theta_{ml} = 1.25[\text{rad}]$) にし, Lfwd 条件はその位相差設定を左右逆 ($\theta_{mr} = 1.25[\text{rad}], \Delta\theta_{ml} = 0.63[\text{rad}]$) にしている. なお, その他の駆動パラメータ t_1 , V は 2.1.4 で示した値を全ての条件で設定している.

2.2.2 分析方法

歩容の変化を確認するために, 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[11]を用いた. 実験参加者は 3 軸加速度センサを腰椎

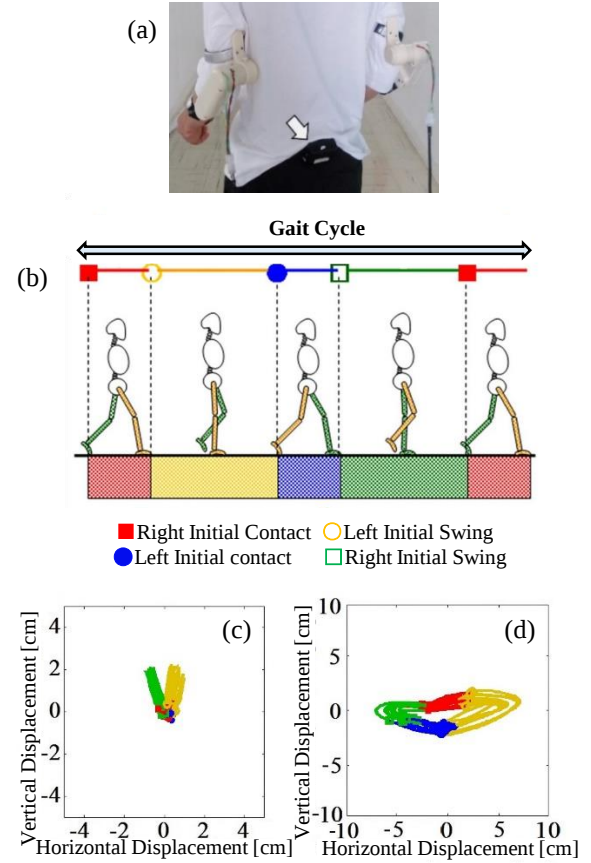


図 6 腰軌道評価システム

- (a) 腰部加速度計 (b) 歩行周期の分割方法
(c) 健常者の腰軌道例 (d) 片麻痺患者の腰軌道例

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 left hemiplegic patient

L3 部位付近に装着する(図 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. 図 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. 図 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. 健常者では図 6(c)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. 図 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, 図 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

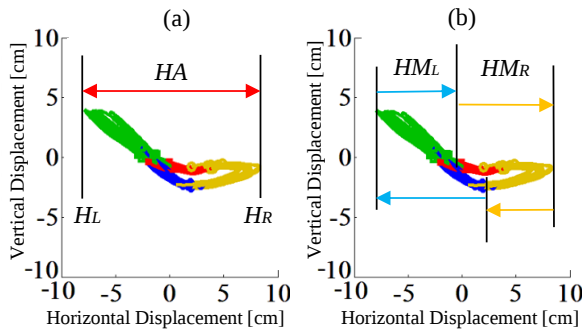


図 7 腰軌道の特徴量

- (a) 左右方向の振幅
(b) 立脚中期における左右非対称性

Fig.7 Definition of trunk trajectory

- (a) Horizontal amplitude
(b) Asymmetry of horizontal movement displacement in stance phase

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。

- ・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 を定義した。図 7(a)に前顔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} を分析範囲中の中央値を用いて次のように定義した。

$$HM_{asym} = \frac{|HM_L - HM_R|}{HA} \quad (6)$$

図 7(b)に前顔面の腰軌道を示し、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、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。

3. 結果

図 8 に各実験条件における腰軌道の一例を示す。健常者における左右振幅は 4.5cm 以内とされており、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。条件間で比較すると、free 条件に比べて装置を駆動

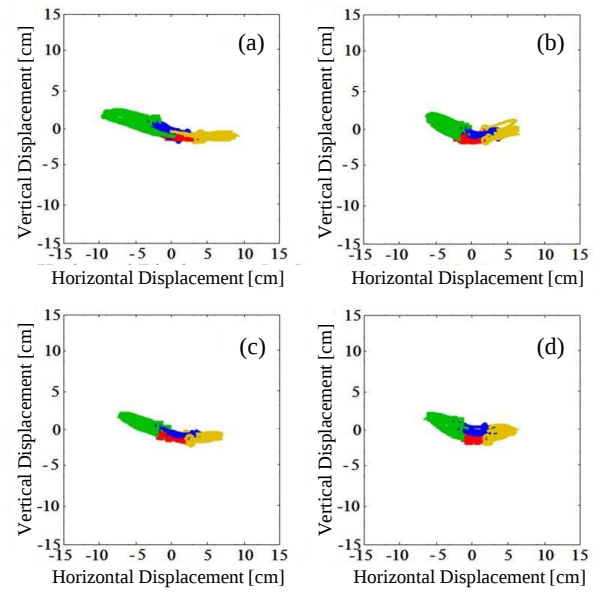
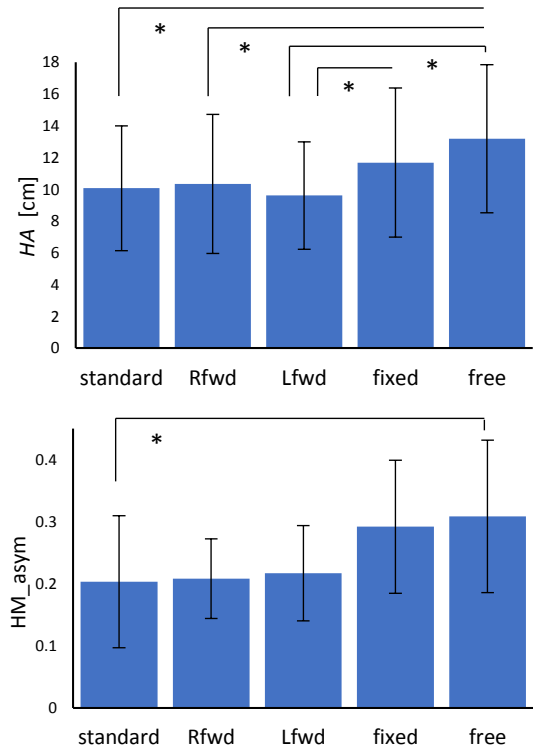


図 8 計測された各条件における腰軌道一例

- (a) free 条件 (b) standard 条件
(c) Rfwd 条件 (d) Lfwd 条件

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



∗: $p < .05$

図 9 全参加者での HA , HM_{asym} の平均及び標準偏差

Fig.9 Average and SD of HA , HM_{asym} in all subject

させた 3 条件では左右への揺れが小さくなり、左右の非対称性がやや緩和されている。

図 9 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。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 条件では小さくなる傾向が見られた。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が見られた。

4. 考察

本研究では、歩行リズム呈示による歩行支援の可能性を検討した。介入するチャンネルとして上肢、特に肘とし、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障害が見られ、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。

まず、装置を適用しない free 条件に比べて、肘駆動装置を駆動させることで HA の値が有意に減少することが確認された。HA は Lfwd 条件において最も大きく減少し、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。また、fixed 条件と free 条件間に有意差は見られないことから、腕を駆動させることが大きな影響をあたえていることが示された。

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。 HM_{asym} においては standard 条件で最も大きく減少した。歩行においてはリズムが重要であるとされていることから、standard 条件が大きなリズムの改善効果を生んだと考えられる。

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健常な歩行パターンに近づける可能性があることが示唆された。

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ことから、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する必要がある。また、患者では重症度の差があり、非対称性の度合いも個人によって異なる可能性もあるため、個々人の歩行状態の特徴や

評価指標の細分化も今後検討する必要があると思われる。

謝辞

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] Y. Miyake : Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot; IEEE Transactions on Robotics, Vol.25, No.3, pp.638-644 (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, Vol.76, No.722, pp.3630-3639, (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-; バイオメカニズム学会誌, Vol.31, No.4, pp.178-185 (2007).
- [4] V. Dietz : Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders; Journal of Neurology, Vol.258, pp.1406-1412, (2011).
- [5] M.P. Ford, R.C. Wagenaar, K.M. Newell : Phase manipulation and walking in stroke; Journal of Neurologic Physical Therapy, Vol.31, pp.85-91 (2007).
- [6] 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, Vol.99, pp.2946-2955 (2008).
- [7] P. Meyns, S.M. Bruijn, J. Duysens : The how and why of arm swing during human walking; Gait and Posture, Vol.38, pp.555-562 (2013).
- [8] 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, Vol.24, No.1, pp.141-149 (2012).
- [9] Y. Kuramoto : Chemical oscillation, waves and turbulence; Springer-Verlag (1984).
- [10] Jacquelin Perry, Judith 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).
- [11] 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, pp.8-16 (2011).