

上肢への運動リズム入力による高齢者の歩行機能促進

猿田百合子^{*1} 河野大器^{*1} 太田玲央^{*1} 関雅俊^{*2}

一柳健^{*2} 小川健一朗^{*1} 三宅美博^{*1}

Facilitation of Walking Function using Motor Rhythmic Stimulation Input to Upper Limbs

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

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

Abstract - We propose the gait facilitation method for elderly people using an elbow driving device. We focused on the synchronization between upper limb and lower limb in walking, and we empirically estimate an ordinary phase difference between the start time of elbow flexion and foot ground contact time in healthy elderly people. Then the phase difference between the start time of elbow flexion and foot ground contact time were controlled by the device. We compared three case of desired phase difference: case 1, case 2, and case 3. In all cases, desired phase difference for both side were set to the same phase difference. The desired phase difference for both side were set to smaller than the ordinary phase difference. The desired phase difference in case3 is the earliest for start time of elbow flexion among the cases. As a result, gait velocity is improved by the device in comparison to the condition without elbow driving device (free condition) in the participants.

Keywords: Walk-Mate, coordination between upper limb and lower limb, elbow driving device, motor rhythmic cue and gait facilitation for elderly people

1. 研究背景

近年、高齢社会の到来に伴い、高齢者が自立した生活を送るための支援が求められている。人間にとって歩行は日常生活において最も基本的な動作であるが、加齢により下肢筋力などの身体機能の衰えが見られ、歩行速度の低下、歩幅の減少、歩隔の増大などの歩行動作が変化することが報告されている[1]。したがって、歩行機能の促進を目指した歩行支援を実施することが重要な課題である。

そのような社会背景から、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様々な新しい方法での歩行支援の研究がなされている。例えば、歩行運動において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、歩行支援の効果が確認されている。三宅らは、人間の歩行リズムと同調するリズム聴覚刺激を呈示することで歩行を支援する Walk-Mate の開発を進めてきた。ここでは特に、リズム障害をもつ患者に対する歩行の改善効果を示してきた[2]。

一方、ロボット技術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。例えば、パワーダンス HAL が挙げられ、下肢麻痺の制御能力の改善効果が報告されてきた[3]。また、このような歩行支援を目的とした身体装着型装置の研究を通し、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[4]。そ

こで、従来行われてきたリズムに基づく歩行支援を、装置によって身体各部の運動リズムの関係に介入する方法で検討する価値があると考えた。

これまでの歩行に関する研究では、歩行動作に大きな影響を与える下肢へ支援するものが一般的であった。しかし、無意識に手足が連動すること、腕振りが歩行時の体幹の運動を安定させること、上肢の周期的な運動が下肢の筋活動を活性化させる報告[5-8]から上肢運動動作も歩行リズムへ影響を及ぼすと考えた。また、上肢運動リズムを変化させ、歩行時の活動量を増加させることで高齢者の歩行機能の促進に繋がる可能性があると考えた。

そこで、本研究では直接的に上肢へ運動リズムを入力することで高齢者の歩行動作の変化を検証し、歩行機能促進の可能性を示すことを目的とした。方針として、上肢の中でも自由度が少ない肘に着目し、支援方法の検討を行う。また、人間の歩行動作の中でも歩幅、歩隔、歩行速度を指標とした。

2. 方法

2.1 肘駆動装置

2.1.1 装置概要

本研究では、Seki らの開発した肘装具の機構[9]を基にして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。図 1(a)、図 1(b)に肘駆動装置(菊池製作所製造)を示す。重さは片方 0.4kg であり、図 1(a)の装置は、螺旋形状の金属部を介して前腕及び上腕に装着できる。図 1(a)に示す制御ボックスによって、装置に内蔵

*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.

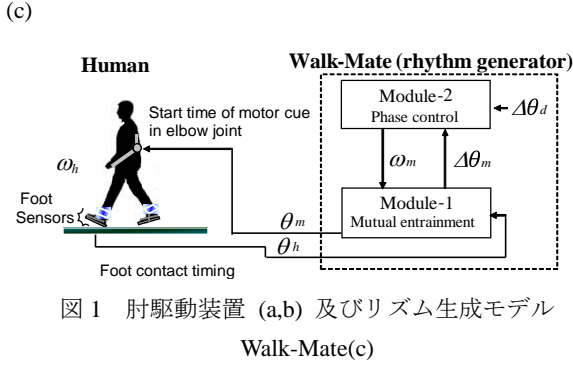
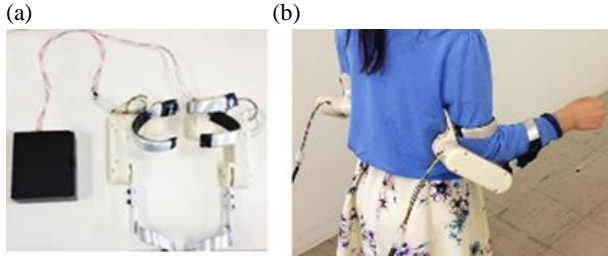


図1 肘駆動装置 (a,b) 及びリズム生成モデル Walk-Mate(c)
Fig.1 Elbow driving device (a,b) and rhythm generation model “Walk-Mate”(c)

されたモータ(スリーピース(株) ギアドモータ: TP-MX157-IGX-500-X941-6)の制御及び電源供給を行い、モータにより歩行中に肘を屈伸させる。本装置は、PC (Panasonic, CF-W5AWDBJR)と接続され、PCは無線受機(スマートセンサーテクノロジー, WM-1019M1F)を介して人間の足に装着したフットスイッチ(オジデン, OT-21BP-G)と通信し、足の接地・離地情報を取得する。そして、Walk-Mateの相互引き込みモデルによって生成されたタイミングに基づき肘関節の屈伸を開始する(図1(c))。具体的には、フットセンサから足接地情報を取得することで人間の歩行リズムと引き込むリズムを生成する。さらに、リズムの引き込みだけでなく、人間の接地時刻と生成するリズムキュー呈示時刻の間に目標位相差 $\Delta\theta_d$ を設定することができ、その値に基づいて接地時刻と装置駆動開始時刻との間の時間差を制御することで装置を駆動させた。

2.1.2 リズム生成モデル Walk-Mate

図1(c)に示す Walk-Mate システムは2層の動的モデルから成り立っている。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、位相振動子を用いた相互引き込みモデル[10]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定義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。

Module-2は、生成した位相関係を制御する役割を持つ。これは、人間と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伸開始タイミング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。

2.1.3 装置制御方法

本実験では、肘駆動装置の目標軌道 x_d^{elb} [deg]を予備的な歩行計測による歩行時の肘屈伸運動に基づき、三角波形として近似し、時間関係により動作させた[11]。

$$x_d^{elb} = \begin{cases} Vt & (0 < t \leq t_1), \\ 2Vt_1 - Vt & (t_1 < t \leq 2t_1), \\ 0 & (t > 2t_1). \end{cases} \quad (3)$$

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伸時間 t_1 、角速度 V は制御ボックスにおい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 Table.1 で示した実験参加者の平均値を参考にし、屈伸時間 $t_1 = 0.42$ [sec]、角速度 $V = 78$ [deg/sec]として設定した。また、装置の軌道制御はポテンシオ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。

2.2 実験参加者と実験条件

本実験では、上肢に与える運動リズム入力の歩行動作に与える影響を明らかにした。

実験参加者は、健常高齢者8名(男性5名: 73.8 ± 2.5 歳、身長 167.8 ± 7.3 cm、体重 65.1 ± 10 kg; 女性3名: 76 ± 2.2 歳、身長 155 ± 1.6 cm、体重 51.5 ± 10.6 kg; ここで平均 \pm 標準偏差)であった。参加者は、平坦な屋内楕円形コース2周(約55m)を条件ごとに2回ずつ歩行した。まず、肘駆動装置を装着せず上肢が自由な場合 (free 条件) をコントロール条件として1回課した。その後、足接地に対する装置屈伸開始の目標位相差 $\Delta\theta_d$ を3水準設定し、装置を装着させて被験者ごとにランダムに割り当てて各条件を2回ずつ連続で課した。そして、両肘に運動リズムキューを与えない free 条件と肘屈伸運動リズムキューを与える3条件との比較を行った。さらに、装置により足接地時刻と肘屈伸開始時刻の位相差を変化させることによる影響を3条件間の比較によって検討した。

先行研究において、膝関節疾患を模擬した若年健常者にトレッドミル上を歩行させ、三次元動作計測を行った。

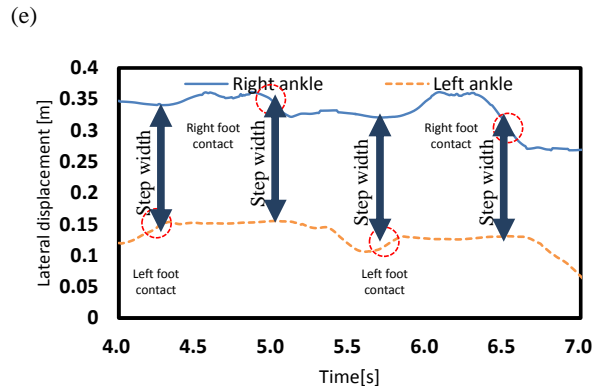
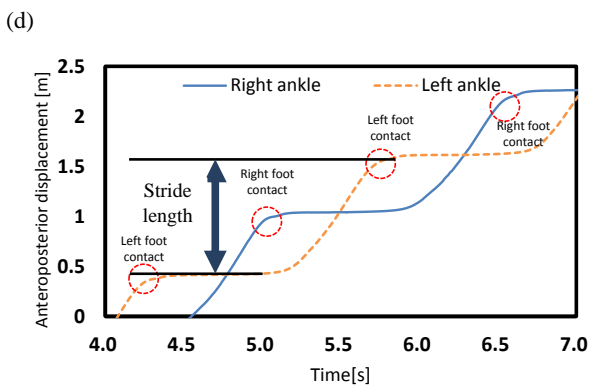
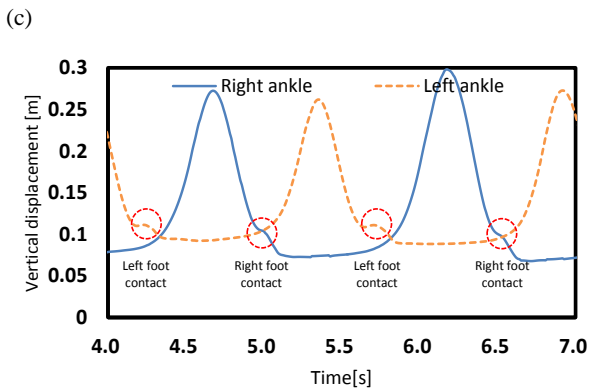
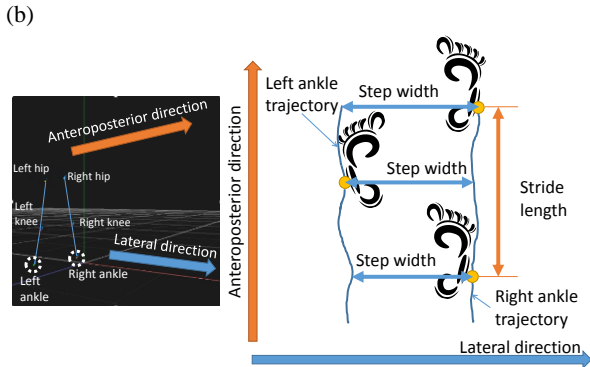


図2 実験風景(a), 動作計測項目(b)及び算出方法(c,d,e)
 Fig.2 Experiment image (a), movement measurement item (b) and calculation method (c,d,e)

その結果, 人間の足接地と肘関節屈曲開始のタイミングの間の時間遅れは歩行周期に対する割合で 15%と報告されている [12]. この値は位相差に換算すると $\Delta\theta_d = 0.94[\text{rad}]$ となる. 今回は, 高齢者と模擬患者はともに歩行速度が減少することからこの値を目標位相差の基準と考え, $\Delta\theta_d = 0.94[\text{rad}]$ に対して両肘を位相進みの3水準 (case1: $\Delta\theta_d = 0.63 [\text{rad}]$, case2: $\Delta\theta_d = 0.2[\text{rad}]$, case3: $\Delta\theta_d = -0.31 [\text{rad}]$) を設定した. $\Delta\theta_d = 0$ は, 足接地時刻と肘屈曲開始時刻が同時となるような設定を表し, $\Delta\theta_d = -0.31$ は足接地に対して肘屈曲開始時刻が歩行周期の 5% 分遅くなるような設定, $\Delta\theta_d = 0.63 [\text{rad}]$ は足接地に対して肘屈曲開始時刻が歩行周期の 10% 分遅くなるような設定を表す.

2.3 歩行速度計測と三次元動作解析

本研究では, 上肢への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, 歩行速度と歩幅, 歩隔に注目し, 一定距離を歩くのにかかった時間の計測と三次元動作計測を行った. 歩行速度は楕円形コースを2周するのにかかった時間をストップウォッチで計測し, コースの距離から平均速度を算出した. 三次元動作計測では光学式三次元動作解析システム(Nobby Tech Ltd., Venus 3D)を用い, 6台のカメラにより反射マーカの位置情報を計測した(図2(a)). また, 歩幅(重複歩長)と歩隔を算出するために, 参加者には反射マーカを左右の外顆に取り付けた(図2(b)).

歩幅と歩隔を算出する方法を以下に示す. まず, 外顆に取り付けたマーカの上下方向変位から足接地を検出する. 図2(c)に示すように足首の下降中には, やや上方へ変化するときが見られる. これは, 接地によって床反力を受けた結果と考えられる. その変化点を, 近似的に接地タイミングとした. その上で, 本研究では足接地から同側の足接地までの進行方向変位を歩幅(図2(d)), 各足接地時刻における両足首間の左右方向距離を歩隔(図2(e))と定義した. また, 分析範囲はコース中の直線約3mとした.

表 1 動作計測結果

Table1 movement measurement result

	stride length [m]				step width [m]				walking speed [m/s]			
	free	case1	case2	case3	free	case1	case2	case3	free	case1	case2	case3
sub 1	0.92	1.03	0.97	1.00	0.17	0.19	0.16	0.18	0.65	0.42	0.54	0.69
sub 2	1.19	1.23	1.32	1.31	0.21	0.19	0.21	0.19	0.71	0.70	0.73	0.73
sub 3	1.20	1.30	1.32	1.34	0.19	0.20	0.18	0.20	0.81	0.89	0.85	0.98
sub 4	0.74	1.02	0.89	1.10	0.23	0.19	0.21	0.21	0.65	0.83	0.77	0.85
sub 5	1.23	1.33	1.43	1.33	0.18	0.18	0.18	0.19	0.60	0.76	0.73	0.84
sub 6	1.20	1.35	1.27	1.37	0.23	0.22	0.22	0.23	0.77	0.91	0.95	1.05
sub 7	1.20	1.10	1.05	1.15	0.23	0.22	0.23	0.19	0.73	0.78	0.82	0.81
sub 8	1.24	1.25	1.28	1.31	0.22	0.17	0.20	0.21	0.83	0.97	0.98	1.01
sub ave.	1.12	1.20	1.19	1.24	0.21	0.19	0.20	0.20	0.72	0.78	0.80	0.87

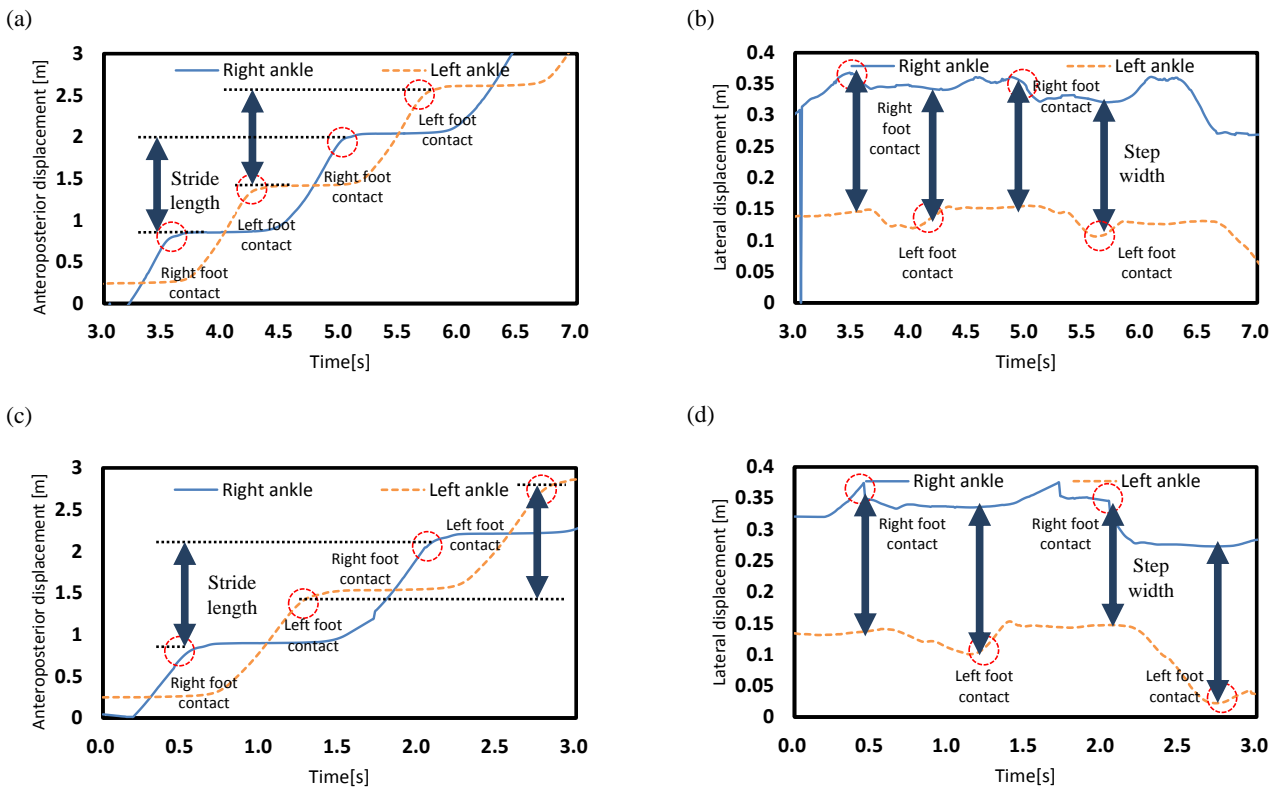


図 3 実験参加者 2 の外腿の軌道(a,b: free 条件の結果, c,d : case3 条件の結果)

Fig.3 Leg trajectory of the subject2

(a, b: free condition c, d: case3 condition)

3. 結果

3.1 歩行時の外腿の運動軌道の肘運動による変化

図 3 に、表 1 中に示した実験参加者 2 の free 条件と case3 条件における左右外腿の進行方向変位と左右方向変位の一例を示す。図 3(a)と図 3(c)はそれぞれ free 条件と case3 条件における左右外腿の進行方向変位を示し、時間経過とともにそれぞれの足が交互に前へ振り出されていることを表している。そして、図のように連続する右足の接地時刻における進行方向変位の変化量として歩幅を算出した。その平均値を算出すると free 条件では 1.19m, case3 条件では 1.31m となった。また、図 3(b)と図 3(d)はそれぞれ free 条件と case3 条件における左右外腿の左右方向変位を示しており、左右の足接地時刻における両外腿の左右方向距離として歩隔を算出した。そ

の平均値を算出すると、free 条件では 0.21m, case3 条件では 0.19m となった。この参加者の場合、肘駆動装置を装着しなかった free 条件に比べて肘駆動装置を適用した case3 条件では歩幅が増大し、歩隔が減少した。また、基準点を通る時間を計測した結果、case3 条件での歩行速度は 0.73m/s となり free 条件のときの 0.71m/s と比較して速くなった。

3.2 歩幅・歩隔・歩行速度の肘運動による変化

表 1 及び図 4 に、全実験参加者の各実験条件における動作計測結果を示す。全実験参加者の特徴量の平均値を比較すると、free 条件に比べて肘駆動装置を適用した 3 条件では装置のいずれの設定においても、歩幅の増大、歩

4. 考察

本研究では、上肢へのリズム入力による歩行支援の可能性を検討し、肘に着目した。そして、装置の適用対象を健康高齢者とし、歩行動作への影響を検証した。高齢者の歩行の特徴としては、歩行速度の低下、歩幅の減少、歩隔の増大が見られる。本実験でこのような特徴的な歩行動作の改善が見られれば、高齢者の歩行機能が促進し、各人のモチベーション維持に繋がることを示唆できると考えた。まず、装置を適用しない free 条件と比較して、肘駆動装置を駆動させる条件(case1, case2 または case3)では、歩行速度が上がり、歩幅が増大し、歩隔が減少した。特に、free 条件と肘屈曲開始時刻を最も早めた case3 条件と比較すると歩幅が増大し歩行速度が増加する統一的な傾向が見られた。このような傾向から上肢へリズムを呈示することで、歩行動作に変化を与えることが出来ると示唆された。これを利用することにより歩行機能を改善させる可能性が示された。

一方、本実験において3つの指標に対し8人の参加者各々で最も改善がみられる条件が異なったことから、個人の歩容により最適な条件が異なる可能性が考えられる。今後、実験参加者数を増やし更なる検証実験を行うことにより、各々の歩行状態の特徴を確認し適切な装置出力条件を検討する予定である。

謝辞

本研究に用いた肘駆動装置作成にあたり、(株)菊池製作所及び早稲田大学の藤江正克教授に御協力頂いた。ここに感謝の意を表する。

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；リハビリテーション医学, vol.43, no.8, pp.523-530, (2006).
- [2] Y. Miyake : Interpersonal synchronization of body motion and the Walk-Mate walking support robot ; IEEE Transactions on Robotics, 99vol.25, no. 3, pp.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(C編), vol.76, no.772, pp.448-458, (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-バイオメカニクス学会誌；vol31, no.4, pp.178-185,(2007).
- [5] 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, vol.29, pp.11-16, (2009).
- [6] S.H.Collins, P.G.Adamczyk, A.D.Kuo : Dynamic arm swinging in human walking ; Proc. Biol. Sci.,vol.276, pp.3679-3688, (2009).

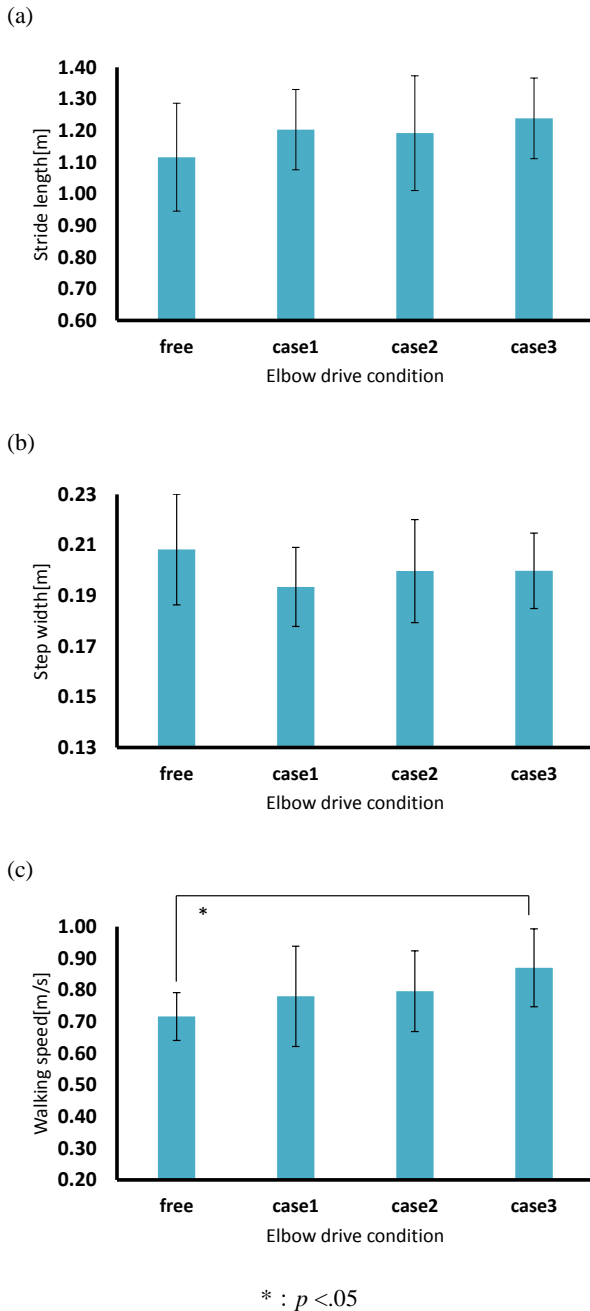


図4 歩行計測結果の平均値(n=8)

(a: 歩幅, b: 歩隔, c: 歩行速度)

Fig.4 The mean value of the walking measurement result

(a: stride length, b: step width, c: walking speed)

隔の減少、歩行速度の増大という傾向が確認できる。また、歩幅は case3 条件で最も大きくなり、歩行速度は case3 条件で最も速くなった。一方、歩隔は肘駆動条件間の傾向が一致していなかった。

また、異なる装置駆動条件間で歩行速度について一元配置分散分析を行った結果、装置の駆動条件を変化させたことによる主効果は有意であった($F(3,27) = 3.03, p = 0.046$)。また、Holm の調整法を用いて下位検定を行うと free 条件と case3 条件の間に有意な差が見られた($p = 0.015$)。

- [7] S.M.Bruijn, O.G.Meijer, J.H.vanDieen, I.Kingma, C.J. Lamoth : Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organization of total body angular momentum ; *Gait & Posture*, vol. 27, pp.455-462, (2008).
- [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*, vol99, pp2946-2955,(2008).
- [9] 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, pp.141-149, (2012).
- [10] Y.Kuramoto : *Chemical oscillation,waves and turbulence* ; Springer-Verlag,(1984).
- [11] 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の安定化; ヒューマンインターフェースシンポジウム 2014,京都工芸繊維大学に投稿
- [12] 野村寿敬 : 上肢へのリズム入力による歩行支援方法 ; 平成 25 年度東京工業大学修士論文, (2014).