

上下肢への運動リズム入力による歩行アシスト効果の評価

○猿田百合子, 河野大器, 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)

Evaluation of walking support using Motor Rhythmic Stimulation Input to Upper and Lower Limb

○Yuriko SARUTA, Daiki KONO, 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: In recent years, it is increasingly important to support the elderly walking for health. The purpose of this study is to develop walking assist equipment for promoting the walking function of the elderly. For this purpose, we observe the effect of the walking support by presenting the motion rhythm generated by the equipment to upper limbs and lower limbs. The rhythm was generated in synchronization with the upper and lower limbs thereby driving the shoulder joint and hip joint of participant. The participants were healthy elderly over 70 years of age. They were walking several times with different driving conditions. We analyzed the data on their walking by three-dimensional motion analysis system. As a result, evaluation on stride steps, step width, and walking speed, positive results were obtained.

Keywords: Walking assist equipment, Rhythm synchronization, Motor rhythmic cue

1 緒言

人間にとって「歩行」とは日常生活における基本的な動作であり、健康的かつ自立した生活をおくるための重要な要素である。しかし、加齢に伴う下肢筋力などの身体機能の衰えにより、歩行速度の低下や歩幅の減少や歩隔の増大など歩行パターンの変化が報告されている[1]。この歩行パターンの変化は、直接的に歩行機能の低下と関連する。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。

こ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新たな手法による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が重要な役割を果たしていると考えられており、リズム刺激による歩行支援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、リズム障害を持つ患者に対する歩行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、直接動作情報を与え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、麻痺側の下肢制御能力を拡張することによる動作改善効果が報告されてきた[3]。このような身体装着型装置の歩行支援研究を通じ、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]。そこで我々は、リズムに基づく歩行支援を直接身体各部の運動リズムの関係に介入する方法を検討し、

その第一歩として直接的に上肢へ運動リズムを入力することにより歩行動作を変化させて支援する方法を提案してきた。ここでは、四肢間に協調関係があること、腕振りが歩行時の体幹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[5-7]から上肢運動動作が歩行リズム生成へ及ぼす影響を考慮した。そして、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により高齢者の歩行機能の促進に繋がる可能性を示した[8]。

これらの成果を踏まえ、本研究では、より直接的に身体各部の運動リズムに介入するために四肢間の協調関係に基づいて、上下肢の運動リズムを支援することを目指す。方針として、上肢への支援部位は肩関節、下肢への支援部位は大腿部とした。先行研究で用いた肘への支援と比較して、肩関節はより体幹に近い歩行安定化の効果が期待される。また、歩幅、歩隔、歩行速度を歩行特徴量とした。

2 方法

2.1 上下肢駆動装置

2.1.1 装置概要

本研究では、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。Fig.1 に上下肢駆動装置((株)菊池製作所)を示す。総重量は 5.7kg であり、実験参加者は背負うように装着をし、胸部及び腹部をべ

ルトで固定させることで身体に密着させる。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により固定する。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、上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, 装置の動作制御, 電源供給を行う。

装置は, Walk-Mate の相互引き込みモデルによって生成によって生成されたタイミングに基づいて屈曲を開始する。具体的には, フットセンサ (オデジン, OT-21BP-G) から足接地情報を取得することで人間の歩行リズムと相互に引き込むリズムを生成する。さらに, 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した。

2.1.2 リズム生成モデル Walk-Mate

Fig.2 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。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曲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。上記のモデルはリズム生成に使用された。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。

2.2 実験参加者と実験条件

本実験では, 上下肢への運動リズム入力による歩行動作に与える影響を明らかにした。

実験参加者は, 70 歳以上の健常高齢者 3 名 (男性 1 名

(年齢: 74 歳, 身長: 162cm, 体重 72kg), 女性 2 名 (年齢: 71 歳, 身長: 154±3.0kg, 体重: 59.5±2.5kg)) であった。参加者は, 平坦な廊下 (約 55m) を条件ごとに 2 回ずつ歩行した。まず, 駆動装置を装着せず上下肢が自由な場合 (free 条件) をコントロール条件として 1 回課した。その後, 出力のタイミング設定の変化による歩行の推進効果を見るため, 足接地に対する上肢・下肢それぞれの装置屈曲開始のタイミングを 3 水準設定した。具体的には, 高齢者の歩行速度が減少することから歩行速度を上昇させることを目的として水準を決定した。肘を歩行中に基準となるタイミングよりも早めに屈曲することによって歩行速度が増加することが報告されている[8]。装置屈曲開始の標準的なタイミングを調べるため, 事前計測として, 足接地時刻を基準とした右肩関節屈曲との時間関係を調査した[9]。若年健常者男女 6 名には日常の歩行に近い速度でトレッドミル上を歩行してもらい, 歩行中に三次元動作計測を行った。その結果, 人間の足接地と肩関節屈曲開始タイミングの間の時間遅れは歩行周期に対する割合で 15~20% となった。今回もこの値を基準と考え, 両肩を位相進みの 3 水準設定した。(assist1: 上肢動作 5% 遅れ, assist2: 上肢動作 15% 遅れ, assist3: 上肢動作 25% 遅れ)。次に, 上肢と下肢の両方を逆位相で駆動する条件を 3 条件設定した。(assist4: 上下肢動作 5% 遅れ, assist5: 上下肢動作 15% 遅れ, assist6: 上下肢動作 25% 遅れ)。

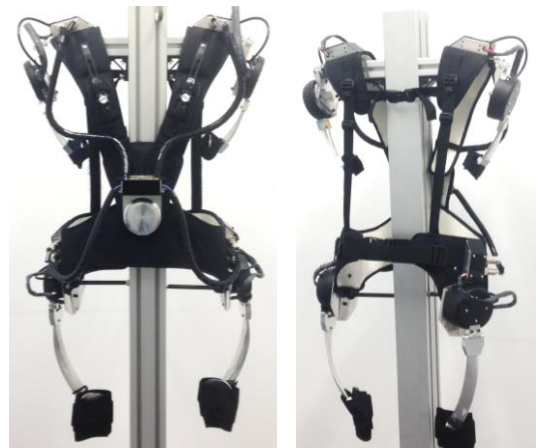


Fig.1 Wearable robot for walking support

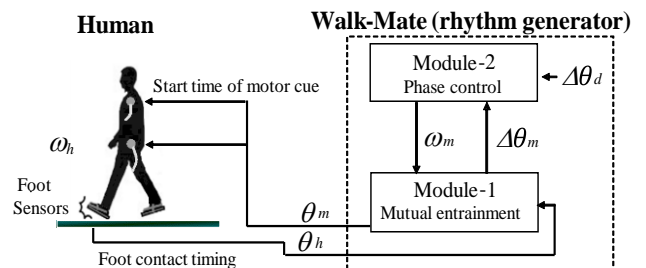


Fig.2 Rhythm generating model

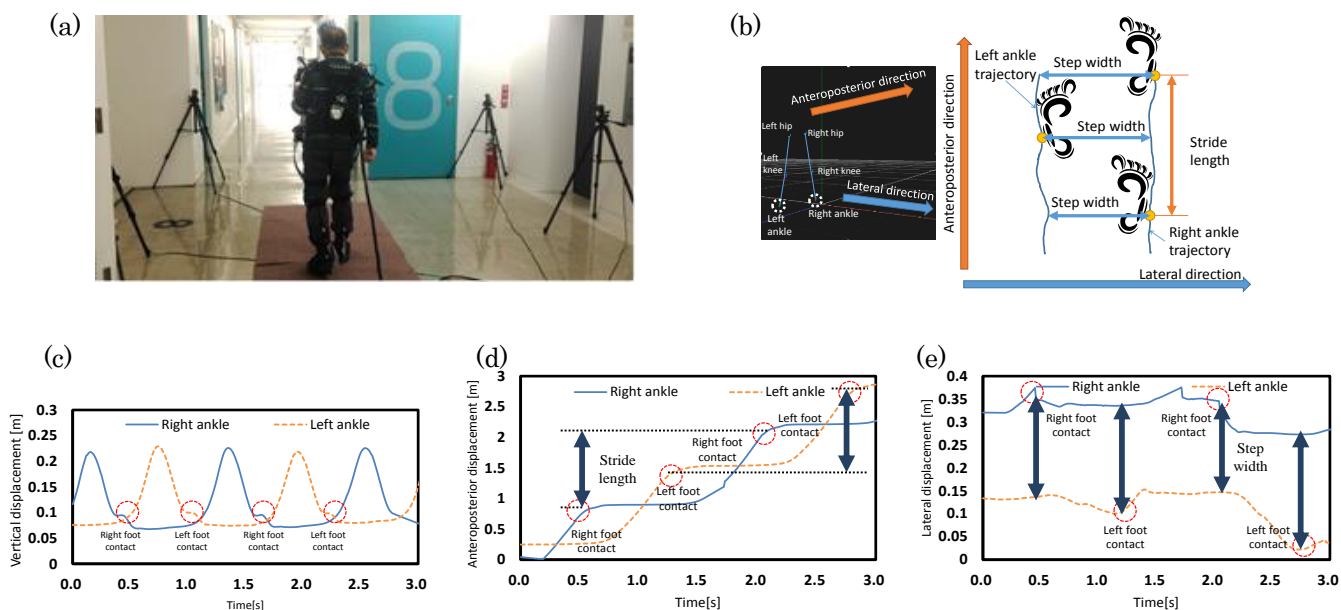


Fig.3 Experiment image (a), Movement measurement indices (b), and calculation method (c, d, e)

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、一定距離を歩くためにかかった時間の計測と三次元動作計測を行った。歩行速度は平坦な廊下を歩行するのに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, VENUS 3D, 日本)を用い、6台のカメラにより反射マーカークの位置情報を計測した。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ークを左右の外脛に取り付けた(Fig.3(a))。

歩幅と歩隔を算出する方法を以下に示す。まず、外脛に取り付けたマーカークの上下方向変位から足接地を検出する。Fig.3(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(Fig.3(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(Fig.3(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。

3 結果

3.1 上肢へのリズム入力による歩行動作の変化

Fig.4(a, b, c)に全実験参加者の駆動条件ごとの歩行パラメータの平均値を示す。ここでは、装置を装着しない free 条件と肩関節部位にリズムを呈示した assist1~3 条件における左右外脛の進行方向変位と左右方向変位

と歩行速度に着目した。まず、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の平均値を算出すると、free 条件と比較して装置を駆動させた条件(assist1~3)ではそれぞれ歩幅が増大した。次に、左右の足接地時刻における両外脛の左右方向距離として歩隔の平均値を算出すると free 条件と比較して装置を駆動させた条件(assist2, 3)ではそれぞれ歩隔が減少した。また、基準点を通過する時間を計測した結果、装置を駆動させた条件(assist1, 2)では free 条件と比較してそれぞれ歩行速度が増大した。さらに、足接地から肩関節部位へのリズム呈示のタイミングを早めるほど歩行速度が増大する傾向が見られた(assist1>assist2>assist3)。

3.2 上下肢へのリズム入力による歩行動作の変化

3.1 と同様に、全実験参加者の歩行パラメータを Fig.4(d, e, f)に示した。free 条件と比較して、assist6 条件で歩幅が増大し、assist4~6 条件で歩隔が減少し、assist4~6 条件で歩行速度が増大する傾向がみられた。

また、駆動条件間で比較すると、足接地から肩関節部位及び大腿部位へのリズム呈示のタイミングを早めるほど歩隔が減少し(assist4<assist5<assist6)歩行速度は増大する(assist4>assist5>assist6)傾向が見られた。

4 考察

本研究では、上下肢へのリズム入力による歩行支援の可能性を検討し、肩関節及び股関節部位に着目した。そして、装置の適用対象は高齢者とし、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、歩行速度の

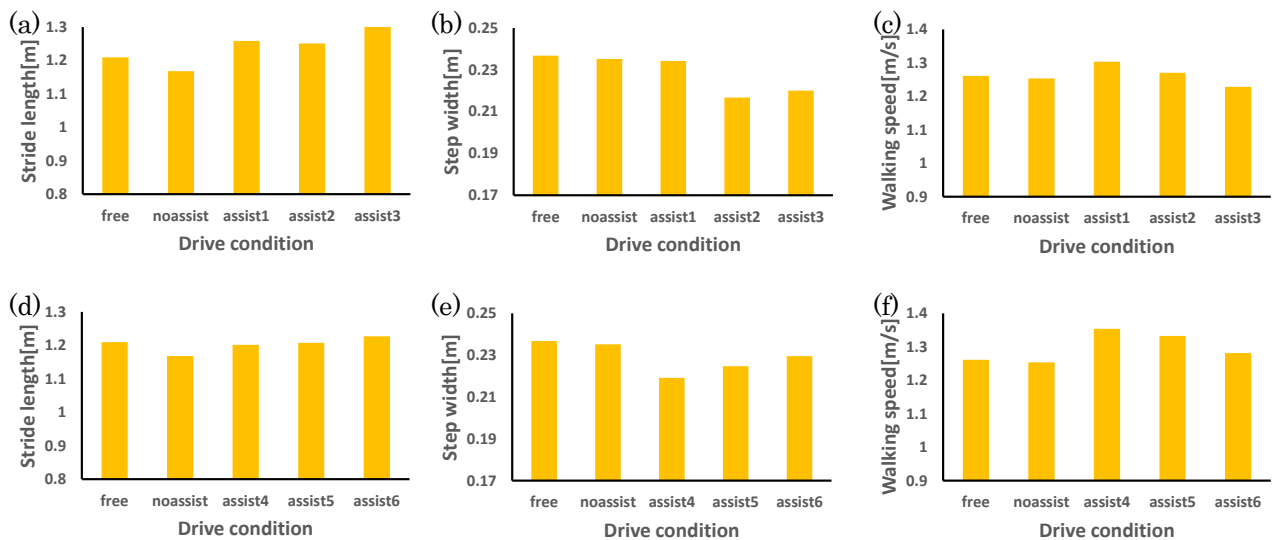


Fig.4 The mean value of the walking measurement result (a,d : stride length, b,e : step width, c,f : walking speed, a~c : Support of the upper limbs, d~f : Support of the upper and lower limb, Bar graph shows the average value of the participants.)

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歩行特徴量において改善が見られれば、高齢者の歩行機能が促進したことを示唆できると考えた。また、歩行機能の改善は、各人のモチベーション維持に繋がるのが期待できる。

本実験では、装置を適用しない free 条件と比較して、上肢のみ及び上下肢両方を駆動させた両条件で歩行特徴量の変化が確認された。具体的には、歩幅が増加し、歩隔が減少し、歩行速度が増大する傾向が観察できた。先行研究において、リズム運動中に受動的な下肢の動作と連動した上肢動作を能動的に行うことで下肢の筋活動の増加が見られたことが報告[10]されており、上肢と下肢の神経結合が示唆されている。上肢動作にリズム入力を与えることで、上肢と下肢の神経結合を介して、下肢の筋活動が賦活され、歩幅と歩行速度の増大に寄与したことが考えられる。

一方、本実験で用いた装置は、上肢と下肢を同様のリズムにより逆位相で駆動させた。しかし、同側の上肢と下肢に逆位相のリズム入力を与えることが、全実験参加者の歩行リズムに合った位相関係と必ずしも一致していない可能性が考えられる。したがって、リズム呈示のタイミングの調整及び下肢動作のみの働きかけとの関連が重要である。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歩行者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していく。

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, 高齢者・片麻痺患者の転倒とバランス機能, 43, 8, 523/530(2009)

[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(C 編), 76, 772, 448/458, (2010)

[4] 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クス学会誌; 31, 4, 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, 29, 11/16 (2009)

[6] S.H.Collins, P.G.Adamczyk, A.D.Kuo: Dynamic arm swinging in human walking; Proc. Biol. Sci, 276, 3679/3688 (2009)

[7] N.Kawashima, D.Nozaiki, 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)

[8] 猿田百合子, 河野大器, 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高齢者の歩行機能促進, ヒューマンインタフェースシンポジウム, 89/94 (2014)

[9] 河野大器, Yap Miao Sin Robin, 松井裕伸, 関雅俊, 一柳健, 三宅美博: 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, 第 27 回自律分散システム・シンポジウムに投稿(2014)

[10] Helen J. Huang, Daniel P. Ferris: Upper and Lower Limb Muscle Activation Is Bidirectionally and Ipsilaterally Coupled; NIH Public Access, 41, 1778/1789 (2009)