

対麻痺者の大振り歩行支援に向けた振り子運動時の上肢負荷低減手法の提案

Method to Reduce Arms Load during Pendulum Motion of Swing-through Gait in Paraplegic

○ 高橋望 (早大) 松本侑也 (早大) 山川宏 (早大) 藤江正克 (早大)

Nozomu TAKAHASHI, Waseda University
Yuya MATSUMOTO, Waseda University
Hiroshi YAMAKAWA, Waseda University
Masakatsu G FUJIE, Waseda University

Abstract: Swing-through gait is one of the way to go around with cane for patients with paraplegia, and has advantage to move quickly. However, a long-time walk is difficult because arms load at the time of the pendulum motion is big. Therefore, we proposed a method that produces an ankle joint plantar flexion and foot joint dorsiflexion which people with one leg bone fracture performs passively in paralyzed foot and derive body to posture being easy to produce pendulum motion. And we performed an experiment to inspect arms load reduction at the time of the pendulum motion by the proposal method. As a result of experiment, it was recognized that the arms load at the time of the pendulum motion using the proposal method reduced 21.56% in comparison with a conventional swing-through gait. We validated the feasibility of our proposed method that can reduce arms load in swing-through gait for paraplegic.

Key Words: Paraplegic, Swing-through gait, EMG, Motion analysis

1. 緒言

1-1 背景

両下肢に麻痺が発生し、随意運動ができなくなる対麻痺という障害がある。主な原因は胸髄以下の損傷、障害であり、特に胸腰髄移行部(T12-L1)の損傷が多い。現在、対麻痺者の主な移動手段は車椅子であるが、下肢の踏ん張りがきかないため、加速、停止時の慣性による座面からの転落の危険や、長期間の座位姿勢による廃用症候群や静脈血栓塞栓症の発生等の問題がある。静脈血栓塞栓症は下肢深部静脈に発生した血栓が肺まで到達し、肺動脈で血栓が詰まってしまう症状であり、最悪の場合は死に至る。これら車椅子を使用する際の問題を解決するためには、立位姿勢や運動による下肢への負荷や血行の正常化が効果的である。そのため、立位での移動手段が必要であるとされており、杖歩行が行われている。胸腰髄移行部を損傷した対麻痺者のリハビリにおける最終的な目標とされる杖歩行は大振り歩行(Fig. 1)である。大振り歩行とは、上肢によって身体を持ち上げつつ、振り子運動によって下肢を前方へ運ぶことで前進する歩行方法であり、移動速度が速く、移動効率も良い。しかし、大振り歩行などの杖歩行は上肢でのみ歩行を行うため、上肢への負荷や消費エネルギーが大きく、特に、Fig. 2に示すような振り子運動開始時における上肢への負荷やエネルギー消費が大きい。そのため、実用的な歩行として見られることが少ない。従って、大振り歩行において消費エネルギーや上肢への負荷を低減する手法が求められる。

1-2 先行研究

対麻痺者の大振り歩行を支援する先行研究として、東京工業大学の佐藤らによって開発された松葉杖型歩行支援機械が挙げられる⁽²⁾。当機械では、直動アクチュエータを含む伸縮リンクによって足底の底板と松葉杖を連結し、底板を持ち上げることで下肢各関節の働きを創成し、歩行を行う。また、姿勢を安定させるためにハーネスを用いて体幹を固定する。先行研究は歩行全体での消費エネルギーという点で検討がなされているが、対麻痺者が可能な動作や機能、能力を活用させることを考える場合、特に上肢負荷の大きい振り子運動開始時における上肢負荷について検討す

る必要がある。

1-3 研究目的

そこで、筆者らは、対麻痺者の大振り歩行における上肢負荷を低減可能な装置の開発を目指している。本稿では、装置開発にあたって必要な、対麻痺者の大振り歩行の振り子運動開始時における上肢負荷の低減に関して、上肢筋の筋活動量を上肢負荷と定義し、筋活動量を低減可能な手法の提案を行う。

2. 大振り歩行時上肢負荷の低減手法

上肢負荷について、大振り歩行の振り子運動開始時における動作を考えると、身体を前方へ移動させるために肩関節の伸展動作が大きく行われる。そのため、本研究では、身体重心を前方へ移動させる際の、肩関節伸展の主動作筋の筋活動量を上肢へかかる負荷と定義した。

上肢負荷を低減する手法について、片足骨折者が大振り歩行とほぼ同様の動作を行う3点歩行を行う際に自然に行っている、足関節と足指MP関節の動作に着目した。そして、対麻痺者の弛緩麻痺した足関節と足指MP関節を他動的に動作させることにより、杖が床に対し垂直となる姿勢まで対麻痺者の身体を誘導することを提案する(Fig. 3)。

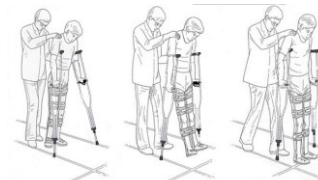


Fig. 1 Swing-through gait⁽¹⁾

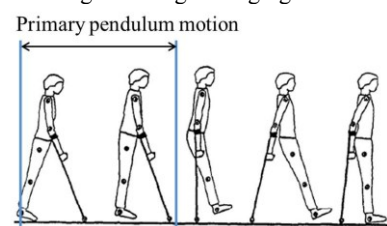


Fig. 2 Pendulum motion

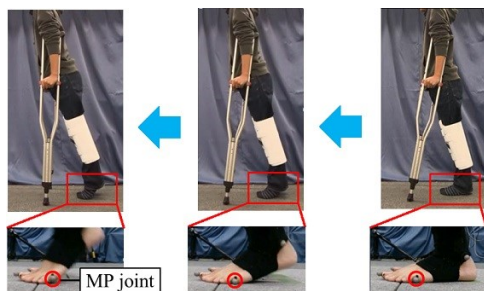


Fig. 3 Proposal method

足部の動作を行った場合の大振り歩行と従来の大振り歩行、それぞれの振り子運動開始時の重心位置を、Fig. 4 に示す人体を矢状面を見た2次元剛体リンクモデルを用いて算出した。その際、リンクモデルの各体節の長さは人体比率⁽³⁾や杖の長さの基準式⁽¹⁾⁽⁴⁾を、重心位置や重さは日本人アスリートのデータ⁽⁵⁾を用いた。

$$L_c = (H/2) + 0.03 \quad (1)$$

ただし、 L_c [m]を杖の長さ、 H [m]を身長とする。計算の結果、各大振り歩行の振り子運動開始初期身体重心位置から身体が杖を通り抜ける際の身体重心位置までの距離は、提案する足部の動作によって従来の約半分となった。そのため、振り子運動発生時に身体を前方へ移動させるために上肢で消費されるエネルギーが減少することが示唆された。上肢で消費されるエネルギーが低減するその際の上肢への負荷の低減が期待される。従って、提案する足部の動作による上肢負荷の低減について、実験によって従来手法と提案手法それぞれにおける上肢負荷の値の計測および従来手法と提案手法の比較を行う。

3. 提案手法による大振り歩行時上肢負荷の低減検証実験

3-1 実験目的

本実験では、対麻痺者の大振り歩行の振り子運動発生時における上肢負荷に関して、提案手法による上肢負荷の低減を検証することを目的とする。

3-2 被験者

膝関節を伸展位で拘束し対麻痺状態を模擬した若年健康者3名を対象に実験を行った。本実験は早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理審査委員会の承認(承認 No. 2015-041)を受け、被験者からインフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

3-3 実験タスク

実験時の環境を Fig. 5 に、被験者の様子を Fig. 6 に示す。実験タスクは以下に示す2種類で、各タスク5試行の計10試行を1セットとし、全3セット行った。各セット内のタスク順序はランダムとし、セット内5試行終了段階とセット間に3~5[min]の休憩を入れた。

- (1) 実験時の計測環境を Fig. 5 に、被験者の様子を Fig. 6 に示す。実験タスクは以下に示す2種類を行った。被験者に足関節と足指 MP 関節を動作させ杖を床面に対し垂直にするように指示し、その後上肢のみを使用し前進する大振り歩行
- (2) 足関節および足指 MP 関節を動作させずに上肢のみを使用し前進する、従来の大振り歩行

3-4 実験装置

被験者の肩関節伸展の主動筋の筋電位を計測するために、筋電計 SX230-1000(Biometrics Ltd.)を用い、肩関節伸展の主動筋である三角筋後部と大円筋に貼付した(Fig. 7)。また、振り子運動発生に用いる、動作時の身体および松葉杖の各特徴点(左右の肩、肘、手首、杖先、股関節、

足関節、MP 関節、つま先)の3次元座標を計測するために、光学式モーションキャプチャシステム Raptor-E[®](MotionAnalysis 社)を用いた。また、足および杖の床反力を計測するために、床反力計 OR-6-7-2000 (AMTI 社)を用いた。

4. 結果

被験者 A の各タスク1試行分の各計測筋の筋電位の時間変化を Fig. 8, Fig. 9 に示す。大振り歩行では遊脚期に入る前後、特に前に肩関節伸展動作の主動筋を活動させて振り子運動を発生させる。そのため、床反力計および光学式モーションキャプチャの計測データから、足底が床面から離れ遊脚期に入った時間を特定し、特定し離床時間の前後に存在する各測定筋の筋電位 Peak 値を左右別々に抽出し、合計したものを各試行の上肢負荷の値とした。特定した時間の前後両方に Peak 値が存在した場合、特定した時間の前に存在する Peak 値を抽出した。そして、抽出した筋電位を被験者ごとおよびタスクごとに集計し、筋電位の平均値を算出した。平均値を同一被験者内のタスク間で比較したところ、被験者 C の大円筋以外では上肢負荷の低減が確認された。被験者ごとおよびタスクごとの三角筋後部と大円筋の筋電位ピーク値の平均と、従来手法と比較した際の提案手法による低減率を Table 1, Table 2 に示す。本稿にて使用した筋電計の分解能は小数点以下第4位であるため、有効数字は4桁とした。また、被験者ごとにタスク間の有意差検定(t検定)を行ったところ、被験者 A の三角筋後部と大円筋、被験者 B の大円筋、被験者 C の三角筋後部で有意差($p < 0.05$)が見られた(Fig. 10, Fig. 11)。

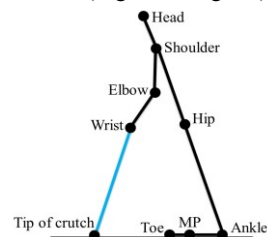


Fig. 4 Link model

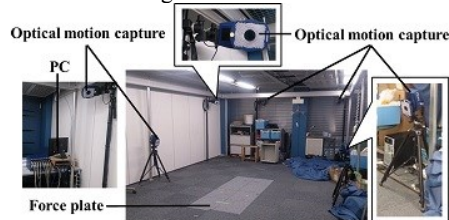


Fig. 5 Experimental system of environment

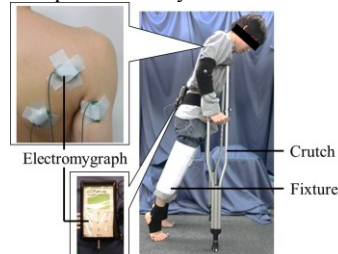


Fig. 6 Experimental system of subject

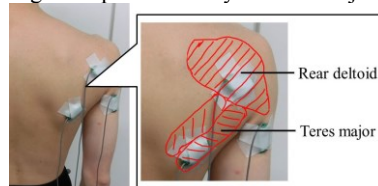


Fig. 7 Measurement muscle

5. 考察

従来手法と比較し、全被験者において提案手法による肩伸展筋の筋電位低減が確認された。しかし、被験者 B と C では、筋電位が有意に低減した筋肉が異なっていた。異なっていた原因としては、筋肉量の個人差や筋肉ごとの筋肉量の違いが考えられる。また、振り子運動開始時に大きく活動する肩伸展筋は、個人ごとに異なる可能性も考えられる。しかし、肩伸展の主動筋、という範囲で見れば筋電位は低減しており、被験者 B に関しては確かな有意差は見られないものの、提案手法による三角筋後部の筋電位の低減が確認された。従って、本提案手法は大振り歩行の振り子運動開始時の上肢負荷低減に有効であるといえる。

一方、被験者 C の大円筋にて、他の被験者と異なり提案手法による筋電位の増加が確認された。被験者 C の Task1 の光学式モーションキャプチャの計測データを確認したところ、大円筋の筋電位が大きい試行ほど、提案する足部の動作を完了させてから離陸開始までの時間間隔が短く、大円筋の筋電位が平均値以上の試行の時間間隔は平均で 0.3944[s]であったのに対し、大円筋の筋電位が平均値以下の試行の時間間隔は平均で 0.5552[s]であった。また、最も大円筋の筋電位が大きい試行では、足部の動作の完了が見られず、完了せずに離床していた。以上のことから、提案手法による上肢負荷の低減を安定させるためには、足部の動作を完結させてから離陸開始までの間隔を一定時間設ける必要があることが判明した。そのため、今後は装置製作に向け、上肢負荷を安定に低減するための適した時間間隔を特定する必要がある。

6. 結言

本研究では、股関節以下に麻痺を呈する対麻痺者の大振り歩行における振り子運動開始時の上肢負荷を低減する装置の開発を目指し、麻痺した足関節と足指 MP 関節を他動的に動作させることで杖が床に対し垂直となる姿勢まで誘導することを提案した。本手法による上肢負荷低減の効果を検証するために、膝関節を拘束することで対麻痺者を模擬した健常者を対象とした大振り歩行実験を行った。肩伸展の主動筋の筋活動量を上肢負荷と定義し、従来の大振り歩行と提案手法を用いた大振り歩行それぞれで計測し比較したところ、全被験者において肩伸展の主動筋の1つである三角筋後部の筋電位が平均 21.56%低減した。今後は、今回提案した手法による上肢負荷低減を安定させる、足部の動作から離床までの時間を特定し、対麻痺者が使用可能な上肢負荷低減装置の開発を目指す。

参考文献

- (1) 武田功, 脊髄損傷の理学療法, p. 140, 医歯薬出版株式会社, 2006.
- (2) 佐藤秀太ら, 松葉杖型歩行支援機械の開発, 日本機械学会2008年度年次大会講演論文集, vol. 7, pp. 207-208, 2008.
- (3) J. シェパード, やさしい美術解剖図—人物デッサンの基礎, pp. 12-13, マール社, 1980.
- (4) 勝平純司ら, 介助にいかすバイオメカニクス, p. 38, 医学書院, 2011.
- (5) 阿江道良, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニクス, vol. 11, pp. 23-33, 1992.

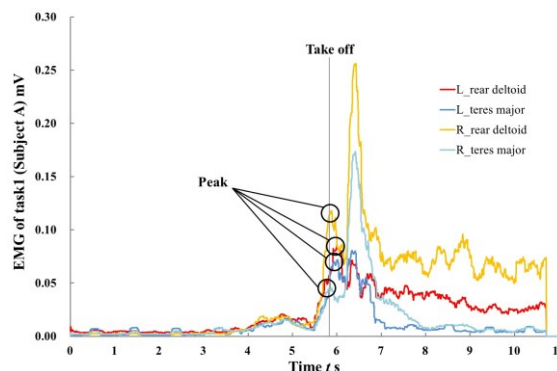


Fig. 8 EMG signal of subject A in task 1

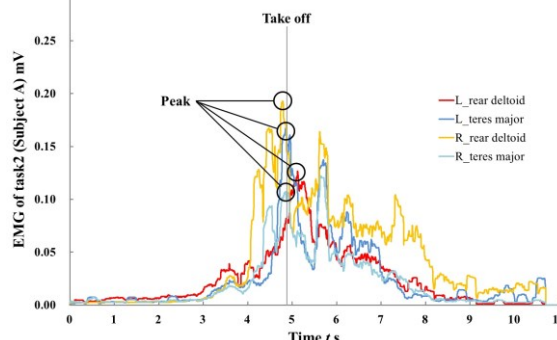


Fig. 9 EMG signal of subject A in task 2

Table 1 EMG average of rear deltoid

Subjects	EMG average mV		Decrease rate %
	Task 1	Task 2	
A	0.1853	0.2749	32.58
B	0.5595	0.6648	25.84
C	0.4834	0.6262	22.79
Average	0.4094	0.5219	21.56

Table 2 EMG average of teres major

Subjects	EMG average mV		Decrease Rate %
	Task 1	Task 2	
A	0.1013	0.2112	52.05
B	0.5078	0.7914	35.84
C	0.4493	0.4180	-7.476
Average	0.3528	0.4736	25.50

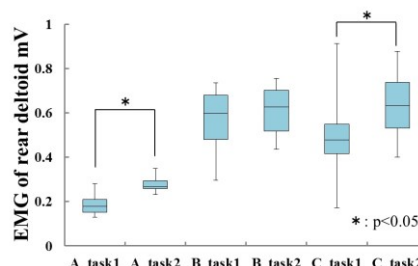


Fig. 10 Box plot of rear deltoid

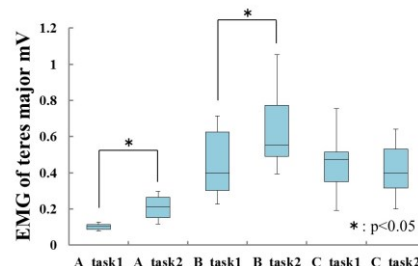


Fig. 11 Box plot of teres major