

装着型ロボットのアシストタイミングが歩容に与える影響の実験的検証

Experimental Investigation of the Effects of Assist Timing on Gait in Wearable Robot

○正 秋山 靖博 (信州大) 近藤 輝一 (名古屋大)
正 岡本 正吾 (都立大) 正 山田 陽滋 (豊田高専)

Yasuhiro AKIYAMA, Shinshu University, akiyama_yasuhiro@shinshu-u.ac.jp
Kiichi KONDO, Nagoya University
Shogo OKAMOTO, Tokyo Metropolitan University
Yoji YAMADA, National Institute of Technology, Toyota Collage

In this study, the relationship between different assist patterns and gait changes were investigated through gait experiments under various assist conditions. We found that under an assist pattern, the overall muscle activity during the gait cycle did not increase, and the energy required for walking was reduced compared to the condition without assist. The reduction in muscle activity was observed in the hip flexor and extensor muscles, knee flexor muscles, and plantar flexor muscles. Furthermore, when using the motion-based assist, the activity of the plantar flexor muscles was significantly lower than that of C1, indicating its effectiveness in providing targeted assistance to the plantar flexor muscles.

Key Words: Exoskeleton, Gait assist, Gait analysis

1. 緒言

加齢に伴う歩行能力の低下は、生活の質に大きな影響を及ぼすことが認識されている。この問題に対処するために、歩行アシストデバイスが開発され、歩行の負荷軽減が試みられている。具体的には、装着型歩行アシストロボットが歩行周期に合わせて脚の振り出しや支持をアシストする方法が開発されている。

これらのアシストロボットは、エンコーダ等のセンサを用いて装着者の歩行リズムを計測・推定する点で概ね共通しており、それを用いて特定の歩容位相でアシストを行う。アシストを行うタイミングに関しては複数の研究が実施されている。例えば、股関節伸張アシストのタイミングを検証し、アシストの継続時間が長く、関節速度が大きいタイミングでのアシストが効果的であることが示された[1]。一方、股関節の伸張と屈曲のアシストタイミングの影響を検証し、屈曲と伸張それぞれについて効果的なアシストタイミングを同定する研究もおこなわれた[2]。

これらの研究は股関節アシストを対象としているが、歩行アシストロボットでは複数の下肢関節、特に股・膝関節を対象としたアシストが行われることが多い。しかし、股・膝関節両方を対象としたアシストタイミングの研究はまだ公表されておらず、適切なアシストタイミングに関する知見は不十分である。

この研究では下肢装着型アシストロボットについて異なるアシストパターンを印加した際の歩容を比較することを目的としている。具体的には、アシストパターンと歩容変化の関連性を明らかにすることを試みる。

2. 歩行実験

本実験は名古屋大学工学部倫理部会の承認の下に実施した。(21-2)

2.1 アシストロボット

実験に使用したアシストロボット (MALO : Motor Actuated Lower-Limb Orthosis) を図 1 に示す。MALO は下肢装着型のアシストロボットであり、左右の股関節・膝関節に取り付けられ

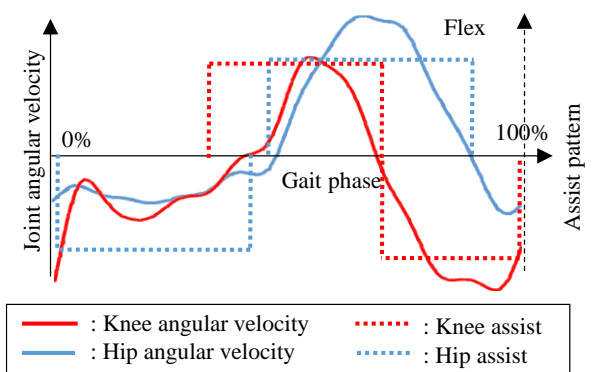


Fig. 1 MALO

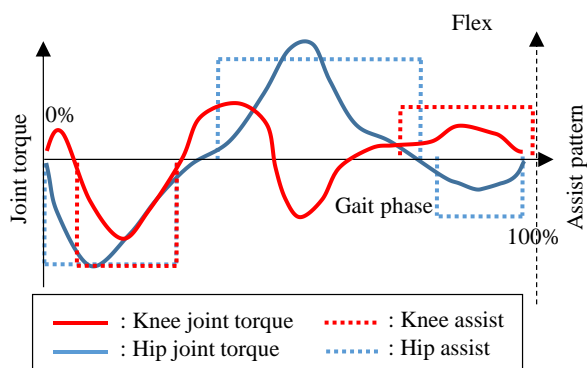
た DC モータ (RE40, MAXON) により各関節にアシストトルクを加える。靴底のかかと、つま先部分にはフォースプレートが固定され、歩行中の接地・離地を検出するとともに、床反力を計測する。

歩行位相の推定は、床反力の時系列波形に対しアダプティブオシレータを適用してリアルタイムに行う。アダプティブオシレータは人体の中枢パターン生成器を模した発振器であり、周期性のある入力信号の位相および周波数を推定できる[3]。本研究では、アシストパターンを歩行位相に対応して定義し、アシストトルクを推定された歩行位相に合わせて印加することでアシストを行った。

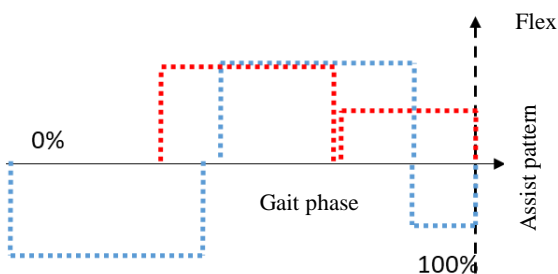
本実験で用いたアシストトルクパターンを図 2 に示す。装着者の関節角速度パターンに合わせたモーションベースのアシストを図 2 (a)に示す。図中の実線は健常者の歩行時の角速度を示しており、赤色が膝関節、青色が股関節に対応している。アシストトルクは図中の点線で表されている。このアシストでは、関節が動作するタイミングに合わせてアシストを行う。



(a) Motion-based assist



(b) Torque-based assist



(c) C1 condition

Fig. 2 Assist pattern (Signals were smoothed)

次に、図 2 (b)にトルクベースのアシストを示す。図中の実線は健常者の歩行時の関節トルクを示しており、赤色が膝関節、青色が股関節に対応している。アシストトルクは図中の点線で表されている。トルクベースのアシストでは、筋力により関節にトルクが発生するタイミングに合わせてアシストを行う。

さらに、これらのアシストを組み合わせたものを用いた。モーションベース、トルクベースの 2 つのアシストの要素を組み合わせることで、効果の高いアシスト要素による相乗的な効果が生じることが期待される。モーションベースのアシストからは、前半の股関節伸展アシスト、股関節屈曲アシスト、膝関節屈曲アシストを使用する。一方、トルクベースのアシストからは、後半の膝関節屈曲アシスト、股関節伸展アシストを使用する。これを図 2 (c)に示す。

2.2 実験方法

実験は、健康な成人男性 8 名を対象に実施した。トレッドミル上での歩行を行い、定常歩行を 90 秒間評価した。歩行速度とケイデンスは統制した。モーションキャプチャシステム (MAC 3D System, Motion Analysis) を用いて身体特徴点座標を 100 Hz で計測し、表面筋電計 (myoMOTION, Noraxon) を用いて縫工筋、大腿二頭筋、腓腹筋の筋活動度を 1.5 kHz で計測した。これらはそれぞれ股関節、膝関節、足関節の屈筋である。実験では、先述のアシストを加えた 3 条件と、ロボットを装着しているがアシストを行わない状態で歩容を計測した。また、実験前に最大随意収縮 (MVC : Maximum Voluntary Contraction) を計測した。

2.3 解析

モーションキャプチャーのデータは 6 Hz の Butterworth filter を用いて平滑化し、人体動作解析ソフトウェア (SIMM, MulculoGraphics Inc.) を用いて関節角度を求めた。歩行動作の変化を評価するために股関節および膝関節の最大屈曲角度を用いた。また、筋活動度は 20-500 Hz の Butterworth filter で平滑化し、大殿筋 95-15%、縫工筋 60-78%、腓腹筋 15-50% の区間で二乗平均平方根 (RMS: root mean square) を求めた。被験者間での比較のため、それらは MVC で正規化した。条件間での比較は、Tukey's HSD 法を用いて行った。ただし、筋電位は検定前に対数変換を行った。

3. 結果

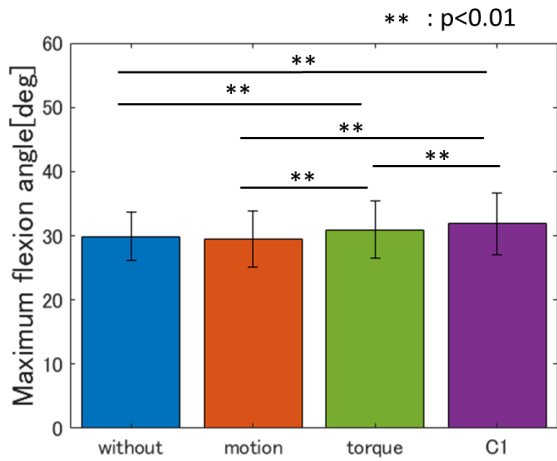
股関節と膝関節の最大屈曲角度の平均と標準偏差を図 3 に示す。股関節の最大屈曲角度は、アシストを行わない場合と比較してモーションベースでは有意な差がなかったが、トルクベースおよび C1 では有意な増加がみられ、平均ではそれぞれ 1.0° および 1.9° 増加した。また、膝関節の最大屈曲角度はアシストを行わない場合と比較して、すべてのアシスト条件で有意に増加し、トルクベースでは平均 4.7° 、モーションベースでは平均 9.2° 、C1 では平均 9.0° 増加した。

次に、最大筋活動量を図 4 に示す。股関節屈筋ではモーションベースと C1 でアシストを行わない場合からの有意な減少が見られ、足関節底屈筋でも同様の傾向が見られた。また、足関節底屈筋ではモーションベースが C1 に比べて有意に低い活動量となった。一方、膝関節屈筋活動量の有意な減少は C1 でのみ見られた。

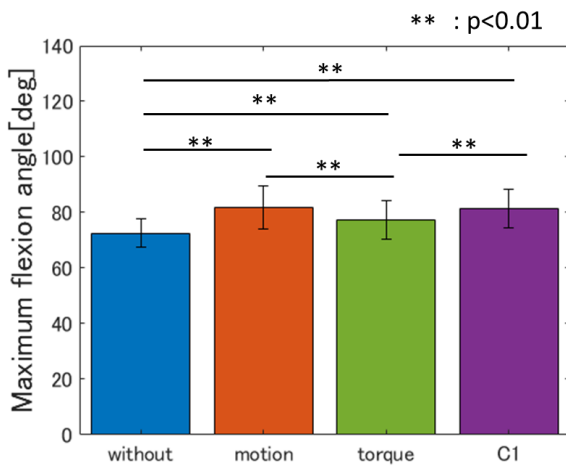
4. 考察

C1 におけるアシストの影響を考察する。まず、足の蹴り出し前後にあたる歩行周期の 40-70% では、股関節屈曲アシストと膝関節屈曲アシストは C1 とモーションベースで共通であった。また、図 3 (b)、図 4 (a)(c) に示されたように、これら 2 つのアシストでは共通してアシストを加えない条件よりも膝関節屈曲角度の増加、股関節屈筋の減少、足関節底屈筋の減少が見られた。一方、トルクベースのアシストではこのタイミングでの膝屈曲のアシストを行っていない。このとき、膝関節角度は増加したものの筋活動の減少は見られなかった。これらのことから、股関節・膝関節の屈曲アシストには足を前に出す作用があり、股関節屈筋の活動を減少させるだけでなく、足底屈筋で地面を蹴り出す筋力も減らしたことが考えられる。

一方、遊脚終期のアシストはモーションベースと C1 で異なる。C1 では遊脚終期に股関節伸展のアシストと膝関節屈曲のアシストを行った。これらはトルクベースのタイミングであ



(a) Maximum hip angle



(b) Maximum knee flexion angle

Fig. 3 Maximum flexion angles

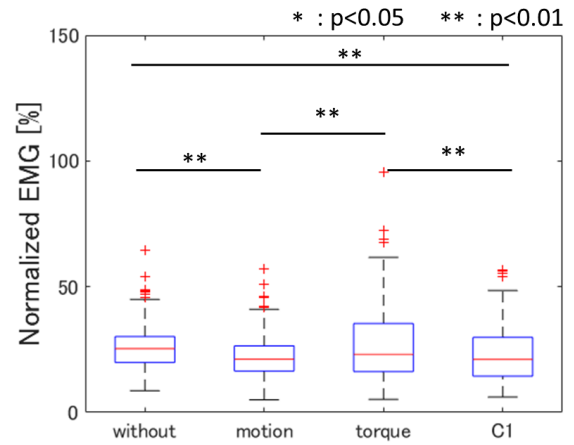
る。このアシストは、接地に備えて股関節伸展トルクを発生させることを意図したものである。このとき、下腿や足部は進行方向に速度を持つため、慣性で前方へ進んだ。また、膝の過伸展を防止するために屈曲のトルクを発生させた。これらの活動を行う大腿二頭筋は C1 においてアシストの意図どおり減少している。

5. 結言

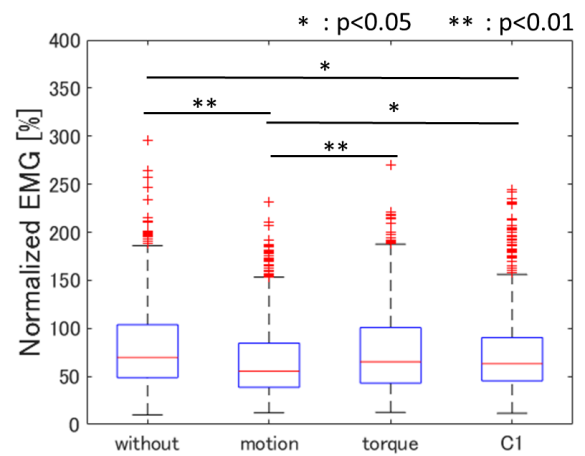
アシストパターンと歩容変化の関連性を明らかにするため、複数のアシストパターン下で歩行実験を行った。アシストパターン C1 では、アシストなしの場合と比べて股関節屈筋、膝関節屈筋、足底屈筋の活動が有意に減少した。一方、モーションベースのアシストを用いた場合には足底屈筋の活動が C1 より有意に小さくなり、特に足底屈筋をアシストしたい場合には有効である可能性が示唆された。

参考文献

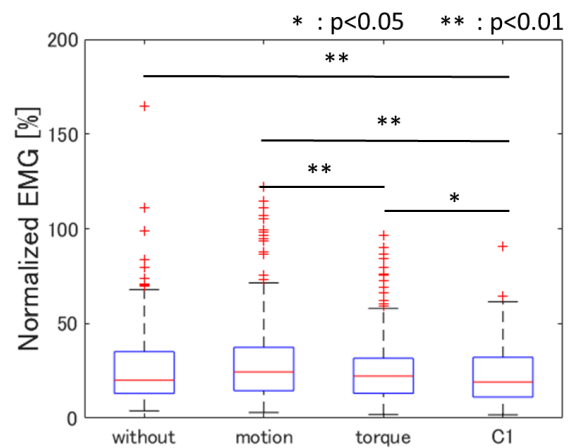
[1] Ding, Y., Panizzolo, F. A., Siviyy, C. et al. "Effect of timing of hip extension assistance during loaded walking with a soft exosuit," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*,



(a) Hip flexion (Sartorius)



(b) Knee flexion (Biceps femoris)



(c) Ankle planter flexion (Gastrocnemius)

Fig. 4 Maximum muscle activation

vol.13-87, 2016.

- [2] Young AJ, Foss J, Gannon H and Ferris DP, "Influence of Power Delivery Timing on the Energetics and Biomechanics of Humans Wearing a Hip Exoskeleton," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol.5-4, 2017
- [3] Ronsse, Renaud, et al. "Real-time estimate of velocity and acceleration of quasi-periodic signals using adaptive oscillators," *IEEE Transactions on Robotics*, vol.29-3, pp.783-791, 2013