足首アシスト装置 CoCoroe AAD 歩行による筋活動

——健康者による基礎研究——

*Muscle Activity during Gait Using the Ankle-assist Device CoCoroe:
A Basic Study Involving Healthy Participants*

窪川 徹¹⁾ 青木 主税¹⁾ 飯田 修平¹⁾

TORU KUBOKAWA, RPT¹⁾, CHIKARA AOKI, RPT¹⁾, SHUHEI IIDA, RPT¹⁾

¹⁾ Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Science for Health, Teikyo Heisei University: 2-51-4 Higashi-Ikebukuro, Toshima-ku, Tokyo 170-8445, Japan TEL +81 3-5843-4874 E-mail: kubokawa@thu.ac.jp

Rigakuryoho Kagaku 34(2): 253-257, 2019. Submitted Oct. 30, 2018. Accepted Dec. 27, 2018.

ABSTRACT: [Purpose] As a recent trend, robots are increasingly drawing attention as rehabilitation devices. The ankle-assist device CoCoroe (AAD), which looks like a short leg brace with a motor attached to its joint part, is one of such robots. As there have been few reports on this AAD, we examined the activities of muscles supporting the body during gait, involving healthy individuals and using surface EMG, to collect basic data. [Participants and Methods] We performed measurement in 7 healthy males to measure their left and right spinal erectors, left and right gluteus maximus, left and right gluteus medius, and left rectus abdominis during barefoot gait and gait using the AAD (AAD gait). We compared the values obtained during each phase of the gait cycle between the 2 conditions. [Results] The activity of the left gluteus maximus markedly increased during the foot flat phase (ankle rocker period) of AAD gait. [Conclusion] The torque in midstance during AAD gait may have promoted the activity of the gluteus maximus. The results suggest that AAD gait promote the activities of muscles supporting the body.

Key words: ankle-assist device, supporting, EMG

要旨:〔目的〕近年リハビリテーション機器として、ロボットが注目されている。短下肢装具の継ぎ手にモーターを付けたような形状の「足首アシスト装置 CoCoroe AAD」(AAD) もその一つであるが、研究報告は少なく、基礎データの収集のため、健康者における歩行時の支持性の筋活動を、表面筋電図を用いて調べた。〔対象と方法〕健康男性7名の裸足歩行と左側に AAD を装着歩行した時の左右脊柱起立筋、左右大殿筋、左右中殿筋、左腹直筋を測定し、歩行周期に分け、比較検討した。〔結果〕AAD 歩行の足底接地期(アンクルロッカー期)において、左大殿筋に有意な増加がみられた。〔結語〕AAD 歩行のミッドスタンスにかかるトルクが大殿筋の活動を高めたと推察される。AAD 歩行により、支持性向上の可能性が示唆された。

キーワード: 足首アシスト装置 CoCoroe AAD, 支持性, 筋電図

¹⁾ 帝京平成大学 健康メディカル学部 理学療法学科: 東京都豊島区東池袋2-51-4 (〒170-8445)
TEL 03-5843-4874

1. はじめに

近年、脳血管疾患をはじめ、様々な疾患に対して運動療法だけではなく、リハビリテーション訓練機器として電気刺激装置やロボット等の使用が注目されている¹⁾。なかでも歩行障害をきたす患者に対する歩行ロボットは障害を軽減する目的で使われる。歩行ロボットには設置型（トレッドミルなどの装置上を歩行）と移動型（ロボットを装着し歩行）があり、さらに両脚タイプと片脚タイプなど様々な機器がある²⁾。安川電機社製「足首アシスト装置 CoCoroe AAD」(以下、AAD)は、短下肢装具の継ぎ手にモーターを付けたような形状で(図1)、足底の拇趾球部と踵部に足圧センサーがあり(図2)、対象者の足圧により歩行時における立脚期の底背屈、遊脚期の背屈をアシストする仕組みとなっている。ヒールコンタクト時には踵から接地するように働き、ミッドスタンス時には重心移動を前方に促すように下腿を押し出すように働き、ヒールオフ時は爪先が蹴り出すように働き、スウィング時にはトゥークリアランスが保持されるように働く(図3)。AADは軽量(装具部分1.6 kg, コントローラー部分1.4 kg)なために持ち運びが容易で、装着は数分で完了できる。対象者の身体機能や歩行状態に合わせて、歩行周期、底屈・背屈角度、アシス

ト力の細かい設定が可能で、介入のしにくい足関節へのアプローチができ、その設定による反復歩行練習ができる。臨床現場での使用により、歩行能力改善の報告が各学会でなされている。

一般に片麻痺者の歩行は立脚の初期に体重心が健常者と比較し上昇せず、体幹前傾姿勢で歩行していることが多い³⁻⁵⁾。それを改善するために、片麻痺者に対し、装具を使用した歩行に関しては多数報告があり⁶⁻⁹⁾、股関節の伸展モーメントの重要性を指摘されている^{3,10,11)}。また大畑¹¹⁾は歩行を獲得するために装具を用いる場合の役割は支持性を高めることにあると述べている。AADは製品化されてから間もないため研究報告は少なく、アシストにより筋活動が増加するのか減少するのか、どのように変化するのか不明であり、臨床現場からの片麻痺者に対する報告も比較的軽症例の使用に留まっている印象がある。筆者は臨床の場で、歩行時に体幹の前傾姿勢の強い片麻痺者であっても、AADの使用により、次第に前傾姿勢が軽減し、クリアランスが向上する対象者や立脚時間が長くなっている対象者を経験した。そこでAAD歩行でも支持性が向上し、立位バランスも改善効果などが期待できるのではないかと考え、AAD歩行が股関節周囲の筋活動に影響を与えるのではないかという仮説を立てた。AADは上体を支える機能はなく、直接

装具部

装具部と腰に巻いたコントローラー

図1 足首アシスト装置 CoCoroe AAD

図2 足底部の足圧センサー

<http://www.e-mechatronics.com/cocoroe/aad/> より引用
株式会社安川電機より許可を得て転載。

図3 歩行周期とアシスト

<http://www.e-mechatronics.com/cocoroe/aad/> より引用
株式会社安川電機より許可を得て転載。

股関節を屈曲伸展する機能もない。足首のアシスト機能が、歩行において支持性にどのような影響を与えるかということが明らかになれば、使用対象者が広がる可能性があり、対象者選定の一助となる。

AAD はアシストにより歩行能力の改善、向上が期待される一方で、アシストが歩行の妨げになる側面もあり、筋活動が不明な点も含め、まずは健常者の歩行に与える影響を明らかにすることが、対象者の選定や治療プログラムを作成するうえで大変重要であり、基礎データの収集が必要であると判断し、本研究においては健常者を対象に検証することにした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象者は健常男性 7 名とし、年齢 23.3 ± 6.2 歳、身長 176.1 ± 32.8 cm、体重 64.4 ± 7.1 kg (平均 $\pm$ 標準偏差) であった。研究を実施するに当たり、帝京平成大学倫理審査委員会に申請を行い承認を受けた (承認番号 29-097)。対象者には事前に本研究の目的と内容を十分に説明し、同意を得て実施した。AAD の適応が身長 140~190 cm、体重 100 kg 以下であり、今回使用した M サイズの左足用は靴のサイズ 24.5~28.0 cm なので、適応範囲にない者、中枢神経的な疾患や整形外科的な疾患を有する者は除外した。

2. 方法

筋電図の電極は双曲誘導とし、2 つのブルーセンサー (Ambu M-00-S) を用い、皮膚の電気抵抗が 10 k Ω 以下になるようスキンプュア (日本光電社製) で前処理を行い、歩行時の支持性との関係を明らかにするために、股関節伸展に関わる左右大殿筋、側方バランスに関わる左右中殿筋、体幹の安定に関与する左右脊柱起立筋¹²⁾と左腹直筋¹³⁾に対して電極間は 2.0 cm になるように下野の方法¹⁴⁾を参考に貼り付けた。また藤田ら¹⁵⁾の方法を参考に左側の足底踵部、第 1 中足骨、第 5 中足骨、拇趾にフットスイッチ (ノルスイッチ EM-434, Noraxon 社製) のセンサーを貼り付けた。

歩行速度の違いにより、筋活動の違いが生じるので、歩行速度を一定にするためにトレッドミルを使用した。トレッドミルは TROTTER900T (CYBEX 社製) を使用した。大畑ら¹⁶⁾は健常者でのトレッドミル使用の免荷歩行の速度を 4.0 km/h で行っているが、我々はこの速度はトレッドミル上ではかなり早く感じた¹⁷⁾。健常者での実験ではあるが今回は困難と判断した。片麻痺者の歩行速度は 0.4~5.1 km/h と幅広く、1.5~3.0 km/h が最多であった¹⁸⁾。臨床現場で AAD を使用した対象者の歩行速度の平均が約 1.5 km/h であったことから、今回は 1.5 km/h で行った。

AAD の設定は、健常者に対するデモンストレーション時の設定値を参考に、角度設定はヒールコンタクト 0° (0~10°)、ミッドスタンス 8° (0~15°)、ヒールオフ 0° (-10°~ミッドスタンスに設定した角度)、スウィング 10° (0~25°)、アシスト力設定はヒールコンタクト 4.0 N $\cdot$ m (0~8.0N $\cdot$ m)、ミッドスタンス 8.0 N $\cdot$ m (0~8.0N $\cdot$ m)、ヒールオフ 5.0 N $\cdot$ m (0~8.0N $\cdot$ m)、スウィング 8.0 N $\cdot$ m (0~8.0N $\cdot$ m) で行った。括弧内は設定可能範囲。モーターアシストの矢印の方向にトルクがかかる仕組みである (図 3)。反体側にはムーンスターシューズを履き脚長差がないようにした。裸足歩行、AAD 歩行ともに、その速度で慣れてもらうために約 1 分間歩行してもらった。

通常、腰部にコントローラーを装着して使用するが、装着困難な場合は理学療法士が持ちながら歩行練習を行うこともある。今回コントローラー装着により、筋電図波形にノイズが出る可能性があったため、コントローラーは研究助手が手に持って実施した。

筋電図は TELEMIO G2 (EM-601, Noraxon 社製) を使用し、サンプリング周波数 1000 Hz で 20 秒間計測した。解析は MyoResearch XP Master Package (Noraxon 社製) を使用し、バンドパスフィルター (20~500 Hz) を掛け、全波整流後、測定データ中間の連続 3 歩行周期を解析に用い、フットスイッチにより、立脚期に対しては 4 つのセンサーが全て接地している足底接地の時期をアンクルロッカー期とし、それより前半部分 (踵接地から拇趾接地まで) をヒールロッカー期、後半部分 (踵離地から拇趾離地まで) をフォアフットロッカー期と定義して 3 相に分け、接地のない時期を遊脚期とし、それぞれ単位時間当たりの積分値を求めた。各筋とも徒手筋力検査法に準じ、最大随意収縮を行わせたものを MVC とし、各筋の積分値を MVC で除した値 (% IEMG) を、裸足歩行時と AAD 歩行時で比較した。

統計処理は Shapiro-Wilk 検定により、正規性がみられないことを確認後、Wilcoxon sign rank test を用い比較した。統計ソフトは IBM SPSS Statistics 22 を使用し、有意水準は 5% とした。立脚期の相に関してはランチョ・ロス・アミーゴ方式が一般的であるが、今回反対側の評価がなく、二重支持期など正確に表現できないと判断し、Götz-Neumann¹³⁾を参考にヒールロッカー期、アンクルロッカー期、フォアフットロッカー期と定義した。またフットスイッチは踵以外からの初期接地はみられなかった。

III. 結果

結果を表 1、AAD 歩行時の筋電図の一例を図 4 に示す。足底接地にあたるアンクルロッカー期の左大殿筋が、裸足歩行 $5.1 \pm 3.5\%$ 、AAD 歩行 $6.6 \pm 4.5\%$ (平均 $\pm$

表1 裸足歩行とAAD歩行による各筋の% IEMG

	立脚期									遊脚期		
	ヒールロッカー期			アングルロッカー期			フォアフットロッカー期			裸足	AAD	p 値
	裸足	AAD	p 値	裸足	AAD	p 値	裸足	AAD	p 値			
左脊柱起立筋	10.5 ± 3.3	10.7 ± 10.8	0.612	6.1 ± 2.3	5.1 ± 2.6	0.310	13.4 ± 4.7	16.1 ± 2.2	0.237	12.5 ± 4.9	13.8 ± 4.3	0.176
右脊柱起立筋	11.9 ± 4.0	14.2 ± 7.1	0.237	9.8 ± 4.4	12.1 ± 7.0	0.499	7.6 ± 3.4	8.1 ± 3.6	0.499	5.34 ± 2.0	9.3 ± 7.2	0.063
左大殿筋	11.4 ± 7.1	14.2 ± 8.7	0.128	5.1 ± 3.5	6.6 ± 4.5	0.043*	2.2 ± 2.4	1.6 ± 1.2	0.128	3.9 ± 3.8	4.5 ± 4.5	0.735
右大殿筋	2.2 ± 2.5	5.0 ± 3.7	0.128	2.9 ± 2.0	5.5 ± 3.3	0.063	14.8 ± 12.6	18.2 ± 12.0	0.176	7.7 ± 6.3	10.7 ± 7.6	0.063
左中殿筋	31.1 ± 19.6	31.3 ± 19.2	1.000	20.6 ± 9.9	21.7 ± 10.9	0.866	4.8 ± 2.9	7.3 ± 5.4	0.128	6.2 ± 3.4	10.4 ± 7.0	0.237
右中殿筋	2.9 ± 1.8	2.9 ± 1.7	0.735	5.7 ± 4.2	7.5 ± 4.9	0.398	34.3 ± 14.3	37.9 ± 13.8	0.091	21.6 ± 4.7	23.5 ± 5.3	0.735
左腹直筋	2.5 ± 2.3	4.0 ± 3.9	0.735	1.7 ± 1.4	2.0 ± 1.9	0.499	2.5 ± 2.8	2.8 ± 3.7	0.866	3.1 ± 2.5	4.7 ± 3.8	0.091

単位：％，n=7，平均値 ± 標準偏差，*：p<0.05.

図4 AAD歩行時の筋電図一例

標準偏差)であり，有意な差がみられた ($p<0.05$)．他の筋活動には有意な変化はみられなかった．

IV. 考 察

AADは足関節をアシストする機器なので，筋活動も足関節を中心に検証していくことが重要と思われるが，運動連鎖により，足関節の背屈が，膝関節屈曲，股関節屈曲と隣接した関節に影響することや¹⁹⁾，足底板が，股関節外転筋力に及ぼす影響も報告されているように²⁰⁾，AADに関しても，足関節以外に影響を及ぼしている可能性はあるのではないかと判断し，足関節の動きが，歩行時の支持性にどう波及していくかということを優先に今回は検証を進めた．

本研究では反対側にフットスイッチをつけていないため，歩行周期において，足底接地時が両脚支持なのか単脚支持なのか不明なため，この時期をアングルロッカー期と定義した¹³⁾．立脚期の左大殿筋に着目すると，裸足歩行，AAD歩行ともにヒールロッカー期に活動が大

きく，アングルロッカー期，フォアフットロッカー期と徐々に減少しており，正常なパターンがみられる．アングルロッカー期は倒立振り運動で表現されるように，体重心を前上方に移動する⁹⁾．この期間のAAD歩行はミッドスタンスとなり，大殿筋の活動が裸足歩行よりも有意に増加したということは，AAD歩行におけるミッドスタンス時のトルクが重心移動を前上方に促すように働き，筋活動増加に影響したと考えられる．よってAAD歩行のミッドスタンス時のトルクが股関節伸展モーメントを増加させ，大殿筋の収縮が増加したと考えられる．これらは，歩行における支持性の向上に関与し^{4,10,11)}，このことによりAAD歩行による支持性向上の可能性が示唆された．この他に大殿筋の活動が高まる要因としては，股関節外転モーメントの増加がある．この時期は下腿交差期にもなり，単脚支持により正中の体重心が，非支持脚側に移動し，股関節内転モーメントに拮抗するため^{5,21)}，支持脚側の中殿筋の活動が高まる．今回中殿筋には有意な差はみられなかったが，大殿筋は股関節外転作用もあり歩行時中殿筋の代償作用をするこ

ともあるとされる²¹⁻²³⁾。よって側方バランスによる支持性向上の可能性もある。しかしながら、AADのトルクは矢状面の動きであり、股関節外転モーメントに対して本研究では評価が不十分であるため、AAD歩行が必ずしも側方バランスの向上に影響があるとは言えない。フォアフットロッカー期は反対側の右大殿筋、右中殿筋の活動は有意ではないが高まっている。反対側のフットスイッチがないため踵接地し、二重支持期に該当しているのか、遊脚のものか判断はできない。AADはヒールオフもアシストしているため、今後反対側にもフットスイッチを使用し、対側の影響も検証していきたい。脊柱起立筋や腹直筋は全歩行周期を通じて特に大きな変化はみられなかった。

AADは長期に使用する装具とは異なり、AAD歩行の反復練習により、神経筋再教育が行われ²⁴⁾、AAD未使用でも、改善された歩行が残存することが最終的な目標である。今回の結果を踏まえ、対象者に支持性が得られたとしても、持続的な効果が得られることが重要な点となる。今回の条件を基準に比較対象を増やし、検討していく予定である。今回筋電図のみの測定であったので、動作分析装置や床反力計での総合的な検証も必要と考える。

AADは対象者の歩行状態に合わせて細かい設定ができることがメリットであるが、設定が機器を扱う理学療法士に委ねられてしまうため、対象者に適した設定を定めるのに理学療法士の個人差により時間を要してしまう可能性がある。対象者に適した設定を見出す一助となるべく、引き続き基礎データの収集をしていく必要がある。

今回の研究の限界は、AADは対象者個々人に合わせて設定を行うが、今回は健康者ということで一律の角度、トルクで実施したことである。一般化するうえで、この設定をそのまま利用可能か検討が必要である。もう一点は運動学習が影響しているか不明なところである。AAD歩行測定の際、測定前に慣れるための練習は実施しており、自覚的な訴えはなかったが、はじめから特に抵抗がなかった者もいれば、すぐに順応した者、なかなか順応できなかった者と様々だった可能性がある。この差が測定結果に影響するのか、運動学習の面から再度検討することが今後の課題である。

利益相反 開示すべき利益相反は特にない。

引用文献

- 1) 和田 太：リハビリテーション訓練機器。総合リハビリテーション, 2015, 43: 703-708.
- 2) 平野 哲, 才藤栄一, 加藤正樹・他：歩行練習ロボット。理学療法ジャーナル, 2015, 49: 845-852.
- 3) 山本澄子：脳血管障害の歩行分析。理学療法科学, 2001, 17: 3-10.
- 4) 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由・他：ボディダイナミクス入門 片麻痺者の歩行と短下肢装具。医歯薬出版, 東京, 2005, pp18-164.
- 5) Perry J, Burnfield JM: ベリー歩行分析, 正常歩行と異常歩行。武田 功・他 (監訳), 医歯薬出版, 東京, 2017, pp70-185.
- 6) 山本澄子：動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発。理学療法科学, 2003, 18: 115-121.
- 7) 櫻井愛子, 山本澄子, 田澤英二・他：装具の底屈制動モーメントが片麻痺者の歩行に及ぼす影響。日本義肢装具学会誌, 2006, 22: 215-224.
- 8) 春名弘一, 杉原俊一, 昆 恵介・他：油圧式短下肢装具 Gait Solutionの継続使用による脳血管障害片麻痺者の歩行変化。理学療法科学, 2011, 26: 637-677.
- 9) 座間拓弥, 山本澄子：長下肢装具における足継手の設定の違いが健康者の歩行に及ぼす運動学的・運動力学的影響。理学療法—臨床・研究・教育, 2018, 25: 50-56.
- 10) 山本澄子：身体運動のバイオメカニクス。理学療法科学, 2003, 18: 109-114.
- 11) 大畑光司：装具歩行のバイオメカニクス。理学療法ジャーナル, 2013, 47: 611-620.
- 12) 江口淳子, 森 明子, 渡邊 進：歩行時における脊柱起立筋活動—健康若年者と健康高齢者の比較—。川崎医療福祉学会誌, 2002, 12: 385-388.
- 13) Götz-Neumann K：観察による歩行分析, 月城慶一・他 (訳), 医学書院, 東京, 2009, pp5-172.
- 14) 下野俊哉：表面筋電図マニュアル基礎・臨床応用, 酒井医療, 東京, 2010, pp145-154.
- 15) 藤田和樹, 三秋泰一, 中川敬夫・他：脳卒中片麻痺患者に対する下肢ボツリヌス療法が歩行時の筋活動および歩行時間・距離因子に及ぼす影響。理学療法学, 2016, 43: 477-485.
- 16) 大畑光司, 市橋則明：健康成人における体重免荷歩行の下肢筋電図解析。理学療法学, 2004, 31: 283-290.
- 17) 久保 晃：トレッドミルの歩行速度の知覚について。運動生理, 1991, 6: 33-38.
- 18) 稲坂 恵, 福田光祐, 山崎敏夫・他：片麻痺患者の歩行スピードについて—100m歩行を獲得した症例検討—。理学療法と作業療法, 1982, 16: 865-870.
- 19) 佐藤洋一郎：運動連鎖とエビデンス。理学療法のあゆみ, 2011, 22: 17-25.
- 20) 財前知典, 小関博久, 小関泰一・他：入谷式足底板における長パッドが歩行時大腿部筋活動及び股関節外転筋力に与える影響。理学療法学, 2010, 25: 615-619.
- 21) 伊藤 陸, 藤本将志, 鈴木俊明：基本動作における大殿筋上部線維と下部線維の筋活動について。関西理学, 2017, 17: 33-40.
- 22) 対馬栄輝, 尾田 敦, 近藤和泉：歩行速度と股外転筋活動量の関係—健康者例での基礎研究—。理学療法学, 1994, 21: 284-288.
- 23) 池添冬芽, 市橋則明, 羽崎 完・他：大殿筋・中殿筋の作用に関する筋電図学的分析。京都大学医療技術短期大学部紀要, 1997, 17: 11-16.
- 24) 川平和美：片麻痺回復のための運動療法, 医学書院, 東京, 2010, pp4-25.