

## 前脛骨筋と中殿筋に対する機能的電気刺激が脳卒中片麻痺者の歩容に与える即時効果：症例研究（研究報告）

荒本草太<sup>1-3)</sup>、川田将之<sup>1)</sup>、宝満厚太<sup>2)</sup>、東條竜二<sup>2)</sup>、中村俊博<sup>2)</sup>、竹下康文<sup>4)</sup>、大渡昭彦<sup>1)</sup>、木山良二<sup>1)</sup>

麻痺側の前脛骨筋と中殿筋への機能的電気刺激が脳卒中片麻痺者の歩行に与える即時的な運動学的変化を検討することを目的とした。対象は、左片麻痺を呈し脳梗塞発症後101日が経過した70歳代女性、歩行はT字杖を使用し、自立していた。麻痺側の前脛骨筋のみに対する電気刺激、前脛骨筋に加え中殿筋にも電気刺激を行う2つの刺激条件下で歩行練習を行い、その前後の歩行を比較した。歩行速度、歩行率、ストライド長は2条件ともに改善したが条件間に明らかな差を認めなかった。一方、前脛骨筋のみの刺激に比べ中殿筋への刺激を追加した条件では、麻痺側初期接地時の上部体幹の矢状面における傾斜が正中位に近くなり、股関節の矢状面における運動範囲が増加した。脳卒中の歩行練習では、前脛骨筋に加え中殿筋に電気刺激を行うことで、麻痺側立脚相の体幹と股関節の運動の改善に寄与する可能性が示唆された。

キーワード：(5個)、歩行、関節角度測定、体幹、股関節、ウェアラブルセンサー

### 緒言

脳卒中片麻痺者は下肢や体幹の運動機能低下により、歩行中に下垂足や立脚期における下肢伸展角度の低下、体幹の動揺などの歩容異常を呈するとされている<sup>1-3)</sup>。下垂足はフットクリアランスの低下を生じ、立脚期における下肢伸展角度の低下は前方への推進力を減少させる<sup>4)</sup>。また、歩行の定常性は、脳卒中片麻痺の歩行自立群に比べ、非自立群で有意に大きいことが指摘されている<sup>5)</sup>。これらの歩容異常は、転倒や歩行機会の減少に繋がりが<sup>6,7)</sup>、生活の質や日常生活機能にも関連するとされている<sup>8,9)</sup>。したがって、脳卒中片麻痺者の歩行障害に対するリハビリテーションは生活を維持・改善させるためにも重要である。

近年、歩行障害に対するニューロリハビリテーションが注目されており、そのひとつに機能的電気刺激(functional electrical stimulation: 以下FESと略す)がある。FESは対象筋もしくは支配神経上に電極を貼付し、脳卒中片麻痺者の歩行に同期して麻痺側下肢に電気刺激

を行う装置である<sup>10)</sup>。過去、多く報告されているのは麻痺側の遊脚期に前脛骨筋に対して電気刺激を行い、下垂足を改善させるものである<sup>11)</sup>。下垂足に対するFESはエビデンスも確立されており、脳卒中治療ガイドライン2021においても歩行障害に対する治療としてグレードBで推奨されている<sup>12)</sup>。しかし、脳卒中による下肢機能障害は下肢全体にわたるため、前脛骨筋に対するFESだけでは対応が困難なことも多い。特に股関節は歩行中の側方動揺や重心移動に関する機能を担っており<sup>13,14)</sup>、股関節の機能改善も脳卒中片麻痺者の歩行リハビリテーションにとって重要である。そのため、麻痺側の前脛骨筋に加えて股関節の機能に関与する中殿筋へ電気刺激を行うFESの研究も報告されており<sup>15-17)</sup>、歩行速度や歩幅の改善が認められている。

しかしながら、中殿筋に対するFESを用いた歩行練習の効果を検討した先行研究では、その効果を歩行速度や歩幅、ステップ時間などの時空間的パラメーターで分析しており、中殿筋へのFESが直接影響する股関節の

<sup>1)</sup> 鹿児島大学医学部保健学科

<sup>2)</sup> アクラス中央病院

<sup>3)</sup> 東北福祉大学健康科学部リハビリテーション学科

<sup>4)</sup> 鹿児島大学大学院保健学研究科

連絡先：荒本草太

〒890-0031 鹿児島県鹿児島市武岡1丁目121-5

TEL : 099-203-0100 FAX : 099-203-0101

E-mail:k1740552@kadai.jp

運動や、それに伴う体幹運動および歩行定常性への効果は明らかになっていない。麻痺側の前脛骨筋と中殿筋に対する FES を用いた歩行練習の直接的な効果を明らかにすることは、脳卒中片麻痺者の歩行リハビリテーションを考えるうえで重要である。したがって、本研究では、麻痺側の前脛骨筋と中殿筋に対する FES を用いた歩行練習が脳卒中片麻痺者の歩行に与える即時的な運動学的変化について検討することを目的に症例研究を行った。

## 対象・方法

対象は、右放線冠に脳梗塞を発症後、左片麻痺による歩行障害を呈し101日が経過した70歳代の女性である。下肢の運動麻痺の程度はBrunnstrom recovery stageでVI、足関節底屈筋群の痙縮の程度はModified Ashworth Scaleで0、下肢の総合的な運動機能はFugl-Meyer assessmentで33点であった。歩行はT字杖を使用し、下肢装具は利用せずに自立していた。日常生活の自立度はFunctional independence measureで108点、高次脳機能障害は認めなかった。

前脛骨筋へFESを実施した歩行練習（以下TA刺激と略す）と前脛骨筋と中殿筋へFESを実施した歩行練習（以下TA+GMed刺激と略す）の前後の歩行を運動学的に分析し、比較した。歩行中の体幹と下肢の運動はウェアラブルセンサー（magnetic inertial measurement units：以下IMUと略す；MTw Awinda, Xsens, Enschede, NL）を用いて計測した。貼付部位は胸郭と骨盤の後面、麻痺側の大腿前面、両側の下腿前面の計5か所とした。IMUは測定空間における3次元の加速度とオイラー角を測定可能であり、サンプリング周波数は100 Hzにて計測した。FES（NM-F1, Ito Co., Ltd., Saitama, Japan）は無線にて刺激タイミングを調整できる機器を使用した。IMUで取得した下腿の傾斜角度はZigbeeにてノートパソコンに送信されたのち、電気刺激の適切なタイミングをMATLAB R2019a（MathWorks Inc., MA, USA）によってリアルタイムで解析し、A/Dコンバーター、無線機を経由してFESへ送られた（図1）。なお、本研究で使用するIMUの精度は先行研究にて高い信頼性が報告されている<sup>18)</sup>。

刺激パラメーターは周波数を40 Hz、パルス幅を200  $\mu$ secとした<sup>16)</sup>。前脛骨筋の電極の位置は腓骨頭の前遠方と前脛骨筋上に、中殿筋は上後腸骨棘と大転子の間および腸骨棘と大転子の間に貼付した<sup>19)</sup>。両下腿のIMUより取得した傾斜角度を基に麻痺側の初期接地（Initial contact：以下ICと略す）を同定し<sup>20)</sup>、表面筋電計を用いた予備研究で得られた健常成人の歩行中の前脛骨筋と中殿筋の活動タイミングと一致するように、前脛骨筋は麻痺側の足趾離地からストライド時間の6%、中殿筋は

麻痺側のICからストライド時間の20%の間に刺激した。

歩行の測定は歩行練習の前後に行った。測定は12mの歩行路にて快適歩行速度で2試行実施し、杖の使用は許可した。また、歩行練習前の測定ではFESを装着し、電気刺激は行わず測定した。練習後の測定は電気刺激下で実施した。両条件の測定は1日の間隔を空けて行った。歩行練習時間は症例に疲労なく電気刺激に適応できる時間とし、20分間の練習を実施した（図2）。

2試行測定した歩行の各中央5歩行周期（計10歩行周期）のIMUのデータを用いてIC時の上部体幹の前額面（健側への傾斜が正）と矢状面（前傾が正）における傾斜角度、矢状面の麻痺側股関節の運動範囲、前後・側方・鉛直方向の歩行の定常性、歩行率、ストライド長を算出した。歩行の定常性は骨盤加速度の自己相関関数を用いて算出し、ストライド時間位相させた値を採用した<sup>5)</sup>。この値は1に近いほど、ストライド間の近似性が高く規則的に歩行していることを示す。また、ストップウォッチを使用して中央の8mの歩行時間を測定し、歩行速度を計測した。いずれの値も2試行を平均した値を代表値とした。データの解析にはMATLABを使用した<sup>21)</sup>。これらの歩行の運動学的指標を練習前と2条件の練習後で比較した。

なお、本研究は施設の倫理委員会に承認（No. 0008）されたものであり、大学病院医療情報ネットワーク研究センターにも登録されている（UMIN-CTR000034580）。また、対象には事前に研究内容を書面にて説明し、自由意思の上で同意書を得て研究を実施した。

## 結果

歩行速度、歩行率、ストライド長においては、両条件で練習後に改善は認められたものの、変化量は両条件間に明確な差を認めなかった（表1）。IC時の前額面の上部体幹は健側へ傾斜しており、練習後ではTA刺激が $1.30 \pm 0.25^\circ$ （練習前： $3.08 \pm 0.05^\circ$ ）、TA+GMed刺激が $0.28 \pm 0.17^\circ$ （練習前： $1.93 \pm 0.30^\circ$ ）であり、いずれの刺激でも正中位に近づく傾向を示した（図3a）。練習後のIC時の体幹前傾角度は、TA刺激が $7.94 \pm 0.47^\circ$ （練習前： $5.63 \pm 0.15^\circ$ ）、TA+GMed刺激が $3.61 \pm 0.92^\circ$ （練習前： $4.51 \pm 0.56^\circ$ ）であり、矢状面においてTA+GMed刺激がTA刺激に比べて上部体幹は正中位に近かった（図3b）。

矢状面の麻痺側股関節の運動範囲は、練習後ではTA刺激が $40.49 \pm 2.12^\circ$ （練習前： $40.40 \pm 1.29^\circ$ ）、TA+GMed刺激が $44.14 \pm 1.41^\circ$ （練習前： $39.95 \pm 1.30^\circ$ ）であった（図3c）。また、歩行の定常性は、練習後では前後方向でTA刺激が $0.819 \pm 0.006$ （練習前： $0.848 \pm 0.028$ ）、TA+GMed刺激が $0.886 \pm 0.001$ （練習前： $0.846$

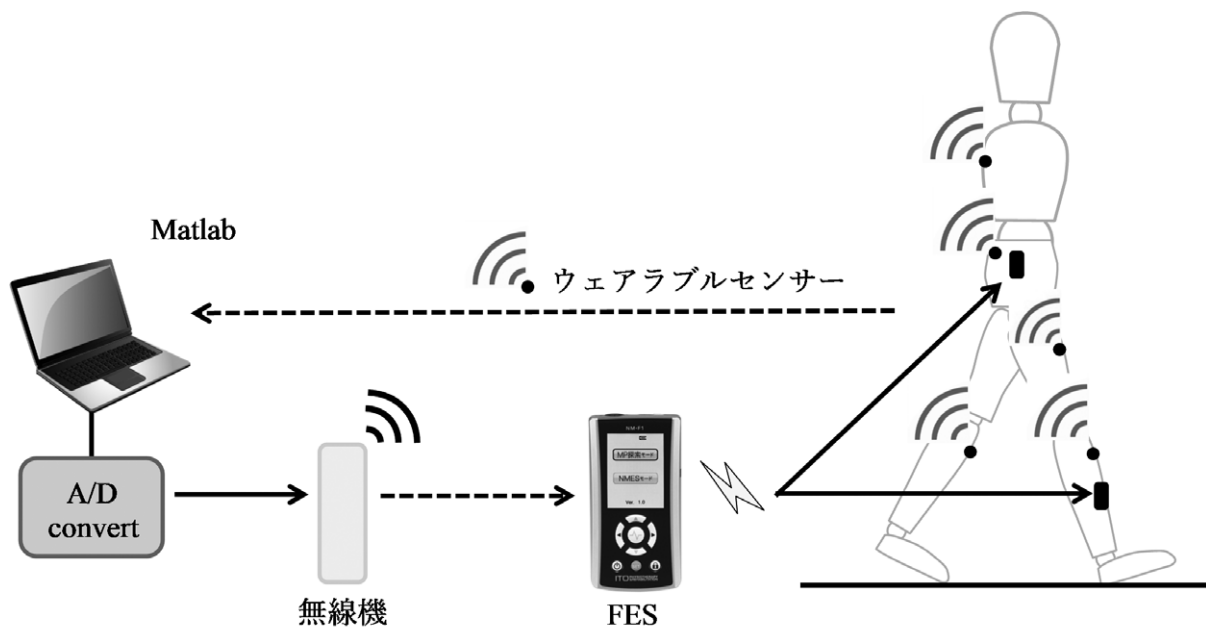


図1 Functional electrical stimulation (FES) 制御の模式図

実線は有線による接続、点線は無線による接続。黒丸はウェアラブルセンサーの装着位置（胸郭と骨盤後面、麻痺側の大腿前面、両側の下腿前面）、黒色の長方形は電気刺激部位（麻痺側の中殿筋と前脛骨筋）を示す。刺激タイミングは、前脛骨筋は麻痺側の足趾離地からストライド時間の6%、中殿筋は麻痺側の初期接地からストライド時間の20%の間刺激した。

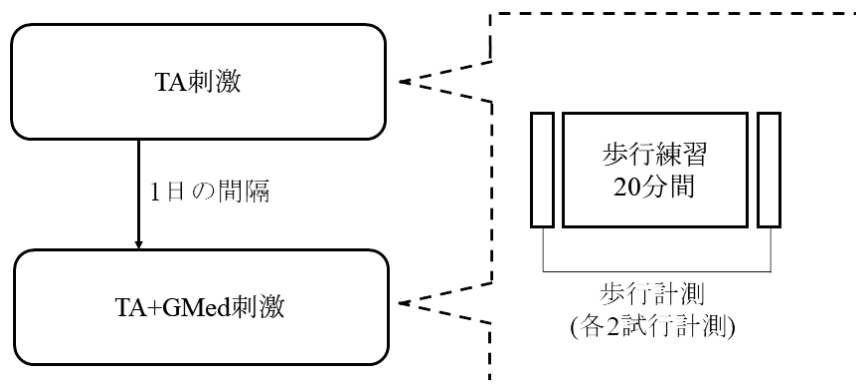


図2 実験プロトコルの概略図

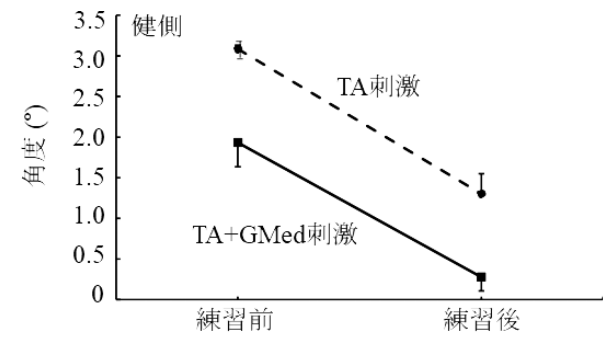
TA: tibialis anterior; GMed: gluteus medius

歩行計測の条件は、練習前は機能的電気刺激装置のみ装着し刺激なし、練習後は電気刺激下で計測した。

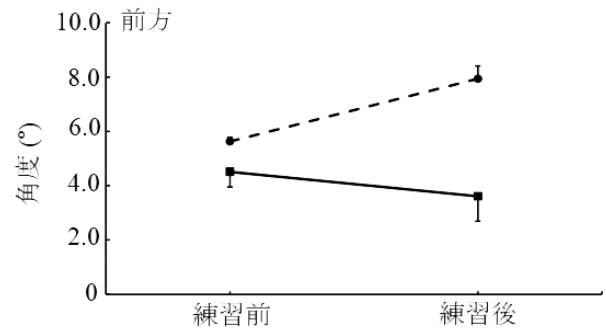
表1 時空間的パラメーターの変化

	歩行速 (cm/s)		歩行率 (steps/min)		ストライド長 (cm)	
	練習前	練習後	練習前	練習後	練習前	練習後
TA 刺激	101.7 ± 10.6	121.0 ± 4.6	107.7 ± 4.6	115.1 ± 0.1	91.7 ± 19.0	116.0 ± 6.4
TA+GMed 刺激	97.2 ± 5.1	120.2 ± 0.1	106.7 ± 2.6	116.3 ± 0.9	86.5 ± 9.4	116.5 ± 1.1

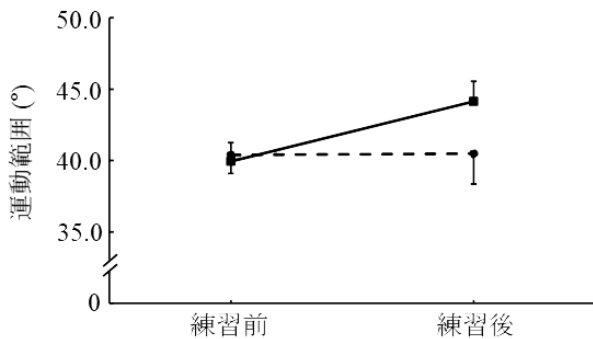
Mean ± SD; TA: tibialis anterior; GMed: gluteus medius



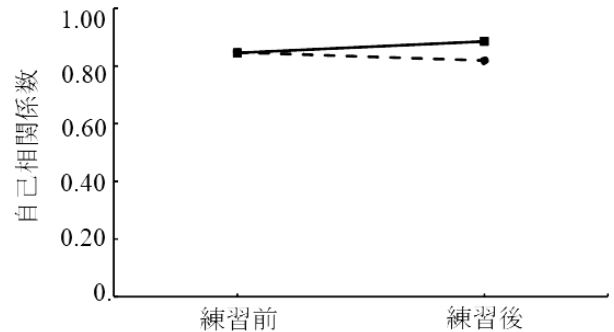
(a) 踵接地時の前額面の上部体幹角度



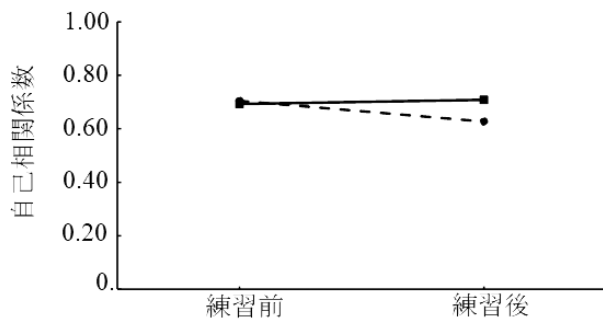
(b) 踵接地時の矢状面の上部体幹角度



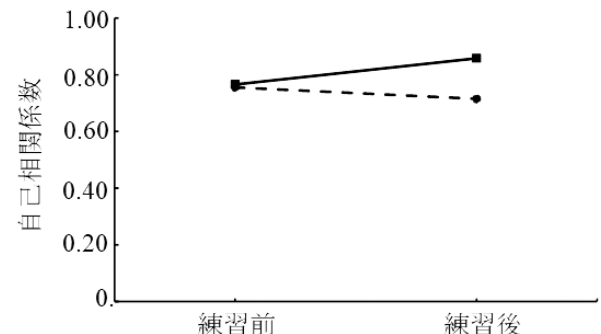
(c) 麻痺側股関節の運動範囲



(d) 前後方向の歩行の定常性



(e) 側方方向の歩行の定常性



(f) 鉛直方向の歩行の定常性

図3 各条件の練習前後の上部体幹角度と体幹加速度の定常性の比較

TA: tibialis anterior; GMed: gluteus medius

エラーバーは標準偏差を示す

± 0.082)、側方方向は、TA 刺激が $0.627 \pm 0.026$  (練習前:  $0.704 \pm 0.047$ )、TA+GMed 刺激が $0.708 \pm 0.035$  (練習前:  $0.693 \pm 0.192$ )、鉛直方向は、TA 刺激が $0.715 \pm 0.037$  (練習前:  $0.755 \pm 0.019$ )、TA+GMed 刺激が $0.858 \pm 0.003$  (練習前:  $0.766 \pm 0.152$ ) と、全方向においてTA+GMed 刺激が高値であった (図3 d-f)。

### 考察

本研究は、麻痺側の前脛骨筋と中殿筋に対してFESを用いた歩行練習を行い、刺激部位による効果の違いを股関節や体幹の運動、歩行の定常性を用いて検討した。その結果、前脛骨筋と中殿筋へのFESでは前脛骨筋のみのFESと比較して、矢状面において上部体幹の正中化、股関節の運動の拡大、歩行定常性の向上を認め、歩

容の改善を図ることが示された。これまでの先行研究では、前脛骨筋と中殿筋に対する FES は時空間的パラメーターのみで評価されており、中殿筋への FES が直接影響する股関節の運動への効果については明らかではなかった。本研究ではウェアラブルセンサーを用いることで関節角度を算出し、前脛骨筋と中殿筋への電気刺激が片麻痺歩行にもたらす運動学的な効果を明らかにした。

本研究では歩行速度、歩行率、ストライド長といった時空間的パラメーターでは刺激条件による改善量の差を認めなかった。前脛骨筋と中殿筋への刺激条件が最も改善量の大きかった先行研究とは異なる結果であった<sup>15-17)</sup>。その要因として、対象の麻痺が先行研究に比べ軽度であったことが挙げられる。しかし、時空間的パラメーターが変化しなかったにもかかわらず、股関節の運動範囲は前脛骨筋と中殿筋への FES で高値であり、IC 時の矢状面の上部体幹角度も前脛骨筋と中殿筋への FES が前脛骨筋の FES よりも正中位に近かった。脳卒中片麻痺者は健常者と比較して、歩行中の上部体幹の運動範囲が代償動作により増大することが報告されている<sup>13)</sup>。また、脳卒中片麻痺者の多くが股関節の運動範囲が減少すると報告されており、股関節の運動範囲の減少が歩行能力の低下に寄与すると指摘されている<sup>22-24)</sup>。本症例も練習前もしくは前脛骨筋への電気刺激では股関節運動範囲が40°前後であった。我々が計測した地域在住の70代女性126名の歩行中の股関節の運動範囲は平均48.34°であり、本症例の股関節の運動範囲は前脛骨筋と中殿筋への FES で健常者に近づいていた。したがって、前脛骨筋のみの刺激では歩行速度は増加したが、低下した股関節運動を補うために上部体幹の代償動作が生じた。一方で、前脛骨筋と中殿筋への電気刺激では、中殿筋に電気刺激を与えることで上部体幹の代償動作を用いることなく麻痺側股関節の運動範囲を拡大することが可能となり、体幹動揺の少ない歩容で歩行速度が増加したと考えられる。

歩行の定常性の比較においても前脛骨筋と中殿筋への FES で高値であった。麻痺が重度な脳卒中片麻痺者では歩行の定常性が有意に低下しているとされている<sup>25)</sup>。また、股関節は側方動揺や重心移動に関係し<sup>14)</sup>、脳卒中片麻痺者では健常者よりも歩行時の上部体幹の代償動作が増大することが報告されている<sup>13)</sup>。前脛骨筋に加え中殿筋にも電気刺激を行ったことで歩行中の股関節の機能が向上し体幹の代償を抑制し体幹動揺を軽減し、その結果、歩行の定常性が向上したと考えられる。

歩行機能の改善において、前脛骨筋の FES と短下肢装具は同等の効果を示すとされている<sup>26)</sup>。しかし、システムティックレビューでは短下肢装具は股関節に対して

効果を示さなかったとしている<sup>27)</sup>。体幹の傾斜が大きい、もしくは股関節の伸展が小さい歩行は転倒リスクが高いことも報告されている<sup>28)</sup>。そのため、従来の FES に加え中殿筋に電気刺激を行うことで股関節の機能を高め、歩容を改善させる意義は大きいと考える。また、股関節の運動範囲の改善量は中殿筋に電気刺激を加えることで増加が得られた。脳卒中片麻痺者において、日常生活の自立度の改善量を基に算出した股関節運動範囲の臨床的に意義のある最小変化量は5.81°である<sup>29)</sup>。本研究は前脛骨筋と中殿筋に対する機能的電気刺激による即時効果であるにも関わらず、4.19°もの改善が得られた。今回の結果は、臨床的に意義のある最小変化量には至らないものの、長期的な介入により日常生活の自立度も変化しうる歩行リハビリテーションであることが示唆された。

本研究では、麻痺側の前脛骨筋と中殿筋に対する FES を用いた歩行練習により、麻痺側の歩行中の股関節運動が拡大し、矢状面における体幹動揺の減少に伴う歩行定常性の改善が得られることが示唆された。中殿筋に対する FES は、臨床での活用が容易であり、今回の結果は麻痺側の股関節の不安定性を呈する脳卒中片麻痺者の歩行リハビリテーションに貢献すると考える。一方で、本研究では筋活動や関節モーメントなどの運動力学的な分析を行っていないこと、一症例を対象とした検討であることから、臨床に汎化させるためには、症例の蓄積や長期的な介入の検討が必要である。

## 利益相反

本研究は、公益財団法人御器谷科学技術財団の2020年度研究開発助成応を得て、実施した。記載すべき COI 関係にある企業等はない。

## 文献

- 1) Szopa A, Domagalska-Szopa M, Lasek-Bal A, et al. The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients. *Clin Interv Aging* 2017; 12: 2055-2062
- 2) Balaban B, Tok F. Gait disturbances in patients with stroke. *PM R* 2014; 6: 635-642
- 3) Wang W, Li K, Yue S, et al. Associations between lower-limb muscle activation and knee flexion in post-stroke individuals: A study on the stance-to-swing phases of gait. *PLoS One* 2017; 12: e0183865. doi: 10.1371/journal.pone.0183865
- 4) Roelker SA, Bowden MG, Kautz SA, et al. Paretic propulsion as a measure of walking performance and functional motor recovery post-stroke: A review. *Gait*

- Posture 2019; 68: 6–14
- 5) Kijima Y, Kiyama R, Sekine M, et al. Estimation of Gait Independence Using a Tri-Axial Accelerometer in Stroke Patients. *J Aging Phys Act* 2018; 26: 61–67
  - 6) Shin SY, Lee RK, Spicer P, et al. Does kinematic gait quality improve with functional gait recovery? A longitudinal pilot study on early post-stroke individuals. *J Biomech* 2020; 105: 109761. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020
  - 7) Peterson CL, Cheng J, Kautz SA, et al. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait Posture* 2010; 32: 451–456
  - 8) Thilarajah S, Mentipalay BF, Bower KJ, et al. Factors Associated With Post-Stroke Physical Activity: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2018; 99: 1876–1889
  - 9) Cho KH, Lee JY, Lee KJ, et al. Factors Related to Gait Function in Post-stroke Patients. *J Phys Ther Sci* 2014; 26: 1941–1944
  - 10) Hong Z, Sui M, Zhuang Z, et al. Effectiveness of Neuromuscular Electrical Stimulation on Lower Limbs of Patients With Hemiplegia After Chronic Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil* 2018; 99: 1011–1022
  - 11) Jaqueline da Cunha M, Rech KD, Salazar AP, et al. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med* 2021; 64: 101388. doi: 10.1016/j.rehab.2020.03.012
  - 12) 脳卒中ガイドライン委員会：脳卒中治療ガイドライン2021. 協和企画, 東京, 2021, p263–264
  - 13) Van Criekinge T, Saeys W, Halleman A, et al. Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review. *Gait Posture* 2017; 54: 133–143
  - 14) Hsiao HY, Gray VL, Creath RA, et al. Control of lateral weight transfer is associated with walking speed in individuals post-stroke. *J Biomech* 2017; 60: 72–78
  - 15) Chung Y, Kim JH, Cha Y, et al. Therapeutic effect of functional electrical stimulation-triggered gait training corresponding gait cycle for stroke. *Gait Posture* 2014; 40: 471–475
  - 16) Cho MK, Kim JH, Chung Y, et al. Treadmill gait training combined with functional electrical stimulation on hip abductor and ankle dorsiflexor muscles for chronic hemiparesis. *Gait Posture* 2015; 42: 73–78
  - 17) Kim JH, Chung Y, Kim Y, et al. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait Posture* 2012; 36: 65–67
  - 18) Lebel K, et al. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accuracy under controlled conditions - effect of velocity. *PLoS One* 2013; 8: e79945. doi: 10.1371/journal.pone.0079945
  - 19) Araki S, Kawada M, Miyazaki T, et al. Effect of Functional Electrical Stimulation of the Gluteus Medius during Gait in Patients following a Stroke. *Biomed Res Int* 2020; 2020: 8659845. doi: 10.1155/2020/8659845
  - 20) Ferrante S, Bejarano NC, Ambrosini E, et al. A Personalized Multi-Channel FES Controller Based on Muscle Synergies to Support Gait Rehabilitation after Stroke. *Front Neurosci* 2016; 10: 425. doi: 10.3389/fnins.2016.00425
  - 21) Nazarahari M, Noamani A, Ahmadian N, et al. Sensor-to-body calibration procedure for clinical motion analysis of lower limb using magnetic and inertial measurement units. *J Biomech* 2019; 85: 224–229
  - 22) Milot MH, Nadeau S, Gravel D. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17: 184–193
  - 23) Li S, Francisco GE, Zhou P. Post-stroke Hemiplegic Gait: New Perspective and Insights. *Front Physiol* 2018; 9: 1021. doi: 10.3389/fphys.2018.01021
  - 24) Hyngstrom AS, Onushko T, Heitz RP, et al. Stroke-Related changes in neuromuscular fatigue of the hip flexors and functional implications. *Am J Phys Med Rehabil* 2012; 91: 33–42
  - 25) Mizuike C, Ohgi S, Morita S. Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait Posture* 2009; 30: 60–64.
  - 26) Bethoux F, Rogers HL, Nolan KJ, et al. Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2015; 29: 911–922
  - 27) Daryabor A, Arazpour M, Aminian G. Effect of different designs of ankle-foot orthoses on gait in patients with stroke: A systematic review. *Gait Posture* 2018; 62: 268–279
  - 28) Demartean J, Jansen B, Van Keymolen B, et al. Trunk inclination and hip extension mobility, but not thoracic kyphosis angle, are related to 3D-accelerometry based gait alterations and increased fall-risk in older persons.

Gait Posture 2019; 72: 89–95

- 29) Guzik A, Druzbicki M, Perenc L, et al. Establishing the Minimal Clinically Important Differences for Sagittal Hip Range of Motion in Chronic Stroke Patients. *Front Neurol* 2021; 12: 700190. doi: 10.3389/fneur.2021.700190

# Immediate Effect of Functional Electrical Stimulation of the Gluteus Medius and Tibialis Anterior on Gait Kinematics in Patient with Stroke: A Case Study

ARAKI Sota<sup>1-3</sup>), KAWADA Masayuki<sup>1)</sup>, HOMAN Kota<sup>2)</sup>, TOJO Ryuji<sup>2)</sup>, NAKAMURA Toshihiro<sup>2)</sup>,  
TAKESHITA Yasufumi<sup>4)</sup>, OHWATASHI Akihiko<sup>1)</sup>, KIYAMA Ryoji<sup>1)</sup>

1) Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Kagoshima University, Sakuragaoka 8-35-1, Kagoshima, 890-8544, Japan

2) Department of Rehabilitation, Acras Central Hospital, Kagoshima, Japan

3) Department of Rehabilitation, Faculty of Health Sciences, Tohoku Fukushi University, Sendai, Miyagi, Japan

4) Doctoral Program, Graduate School of Health Sciences, Kagoshima University, Kagoshima, Japan

Address correspondence to Sota Araki, E-mail: k1740552@kadai.jp

## Abstract

**PURPOSE:** Stroke can cause impairments in gait kinematics, such as drop foot and lateral trunk fluctuation. Although functional electrical stimulation (FES) to the gluteus medius and tibialis anterior is used during gait training to overcome these impairments, its effects on gait kinematics remain unclear. The purpose of this study was to investigate the kinematic effect of FES to the gluteus medius and tibialis anterior during gait in a post-stroke patient. **METHODS:** The participant was a female patient in her 70s who had experienced a stroke 101 days previously. She was able to walk without the assistance of a cane. The participant had gait training for periods of 20 minutes at a self-selected velocity under two different FES conditions: stimulation to the tibialis anterior during the swing phase (TA) and stimulation to the gluteus medius and tibialis anterior during the swing and early stance phases (TA+GMed). We compared the change in gait velocity, cadence, and stride length, upper trunk angle in the sagittal and frontal plane at initial contact, and the motion range of angle of the affected hip extension-flexion relative to that before training. **RESULTS:** Gait velocity, cadence, and stride length showed notable increases post-training, although differences between TA and TA+GMed were not as apparent. Upper trunk angle in the sagittal and frontal plane at initial contact showed greater improvement in the TA+GMed condition than in the TA condition. Motion range of angle of the affected hip extension-flexion at post training examination was  $40.49 \pm 2.12^\circ$  and  $44.14 \pm 1.41^\circ$  in TA and TA+GMed, respectively. **CONCLUSION:** The results of this study suggest that FES to the gluteus medius and tibialis anterior during gait produces an improvement in hip and trunk kinematics.

**Keywords:** gait, joint angle, upper trunk, hip joint, wearable sensor