

## Original Article

## 脳卒中片麻痺患者の下腿三頭筋の痙縮が最大速度歩行練習後の歩行速度に及ぼす影響

山田辰樹,<sup>1</sup> 大田瑞穂,<sup>2</sup> 玉利 誠<sup>3</sup><sup>1</sup>合同会社 HL サポート<sup>2</sup>誠愛リハビリテーション病院<sup>3</sup>国際医療福祉大学大学院

## 要旨

Yamada T, Ohta M, Tamari M. Effect of spasticity of the ankle plantar flexors on the walking speed of hemiplegic stroke patients after maximum walking speed exercises. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2021; 12: 64-69.

【目的】片麻痺患者における下腿三頭筋の痙縮が最大速度歩行練習後の歩行速度に及ぼす影響を検討すること。

【方法】片麻痺患者 23 名を下腿三頭筋の痙縮の有無から、痙縮あり群 13 名と痙縮なし群 10 名に分類を行い、各群に最大速度歩行練習を実施し、介入の前後で三次元動作解析装置を用いて、快適速度歩行の計測を行った。抽出データは歩行速度、麻痺側前遊脚期の推進力と足関節底屈モーメント、麻痺側立脚期における足関節背屈角度と足関節背屈角速度、麻痺側立脚後期における Trailing Limb Angle と足関節底屈角度、足関節最大背屈位になるタイミングとした。

【結果】痙縮あり群はすべての指標に有意な改善が認められなかった。一方、痙縮なし群は麻痺側足関節最大背屈角度以外のすべての指標で有意な改善が認められた。

【考察】最大速度歩行練習を実施することで痙縮なし群の歩行速度が即時的に向上する可能性が示唆された。

キーワード：脳卒中、最大速度歩行練習、痙縮

## はじめに

一般的に、脳卒中片麻痺患者（以下、片麻痺患者）は運動麻痺、筋緊張の異常、バランス能力の低下により、歩行速度が低下することが報告されている [1-3]。また、歩行速度は ADL や QOL と関係することが報告されていることから [4-6]、歩行機能の指標とし

て歩行速度は有用であり、片麻痺患者のリハビリテーションの目標として歩行速度の向上は重要であると考えられる。

健常者は歩行速度の増加に伴い、歩行に関連するさまざまなパラメーターが変化することが報告されている [7-11]。また、その中でも前遊脚期における足関節底屈モーメントは、片麻痺患者の歩行速度にも影響することが報告されており [12]、足関節底屈モーメントの発揮には、単脚支持期における十分な足関節背屈運動により発生する下腿三頭筋やアキレス腱の弾性エネルギーが必要であることが報告されている [13]。そのため、片麻痺患者の歩行速度の改善には麻痺側立脚期における麻痺側足関節背屈運動と麻痺側足関節底屈モーメントの増加が重要であると考えられる。

片麻痺患者の歩行速度の改善には歩行練習中の歩行速度が重要であることが報告されており、最大速度歩行練習は至適速度歩行練習と比較して、歩行速度やステップ長、ケイデンスなどの改善効果が報告されている [14-17]。しかしながら、最大速度歩行練習について報告した先行研究では、麻痺側下肢の筋緊張が Modified Ashworth Scale (MAS) 1 以下の者のみを対象としており、MAS 1+以上の痙縮を有する者を対象とした研究はない。片麻痺患者に対する最大速度歩行練習は快適速度歩行よりも努力的になることや、歩行速度の増大に伴い下腿三頭筋の筋緊張が増加することが考えられる。そのため、片麻痺患者に対する最大速度歩行練習は下腿三頭筋の痙縮の有無によって、歩行速度の改善効果が異なる可能性がある。そこで、本研究は麻痺側下腿三頭筋の MAS が 1+以上の者と 1 以下の者に分類を行い、各群に対する最大速度歩行練習が歩行速度の改善に与える影響を検討することを目的とした。

## 方法

## 1. 対象

対象は、回復期リハビリテーション病院に入院した初発の片麻痺患者のうち、歩行補助具を用いずに見守りで歩行が可能な者とし、麻痺側下腿三頭筋が MAS 1+以上の者 13 名（以下、痙縮あり群）および 1 以下の者 10 名（以下、痙縮なし群）とした。また、安静時心拍が 40~100 回/分の範囲外にある者や安静時血

著者連絡先：山田辰樹

合同会社 HL サポート

〒 816-0956 福岡県福岡市中央区天神 4 丁目 6-28

E-mail : t.y.104.ds.yrsk@gmail.com

2021 年 10 月 5 日受理

利益相反：本研究において一切の利益相反や研究資金の提供はありません。

表 1. 対象者の基本情報

	痙縮あり群 (n=13)	痙縮なし群 (n=10)	p 値	
下腿三頭筋の MAS	1+:5 人 2:6 人 3:3 人	0:4 人 1:6 人		
診断名	脳梗塞:6 人 脳出血:7 人	脳梗塞:4 人 脳出血:6 人		
麻痺側	右:5 人 左:8 人	右:8 人 左:2 人		
年齢	61.0±10.9 歳	55.4±14.3 歳	0.40*	n.s
性別	男:7 人 女:6 人	男:4 人 女:6 人	0.81*	n.s
発症からの経過日数	148.0±32.8 日	126.0±48.5 日	0.39‡	n.s
FMA 下肢機能	24.4±2.8 点	28.4±5.4 点	0.06‡	n.s

平均±標準偏差, n.s: Not significant, \*: Fisher's exact test, ‡: Mann-Whitney U test, FMA: Fugl Mayer Assessment.

圧が 90/60~170/90 mmHg の範囲外にある者, さらに歩行に影響を与える高次脳機能障害や認知機能障害, 失調や整形外科的疾患, 呼吸循環器疾患を有している者などは除外した (表 1).

## 2. 最大速度歩行と至適速度歩行の計測

最大速度歩行は 15 m×10 回とし, 1 回ごとに 10 秒の休憩を設定した. また, 被検者には「安全に行える速度で可能な限り速く歩いてください」と口頭指示した. 至適速度歩行は 10 m×3 回とし, 最大速度歩行練習の前 (以下, 練習前) と後 (以下, 練習後) に計測を行った. また, 被検者には「歩きやすい速度で歩いてください」と口頭指示した. 計測は練習前, 最大速度歩行練習, 練習後のいずれも杖や装具などの歩行補助具を使用しない条件で行った.

## 3. 計測機器と計測環境

計測には三次元動作解析装置 VICON-MX (赤外線カメラ 14 台) と床反力計 (6 枚) を使用し, サンプル周波数は赤外線カメラ 100 Hz, 床反力計 1,000 Hz とした. 計測区間は 8 m とした. また, Helen Hayes Marker Set に準じ, 直径 14 mm の赤外線反射マーカーを貼付した (図 1).

## 4. データ処理

練習前後のデータは床反力計に足を正確に載せることができた 3 施行の平均値を用いた. 最大速度歩行練習のデータは床反力計に足を正確に載せることができた 10 施行の平均値を用いた. また, 事前処理として赤外線反射マーカーの座標データに遮断周波数 8 Hz の filter 処理を行った. 歩行周期の定義は床反力の鉛直成分値を用いた. 鉛直成分値が 20 N 以上となったフレームを足部接地と定義し, 20 N 未満となったフレームを足部離地と定義した.

抽出データは, 歩行速度, 推進力, 足関節底屈モーメント, Trailing Limb Angle (以下, TLA), 足関節背屈角度, 足関節背屈角速度, 足関節底屈角度, 足関節最大背屈のタイミングとした. 歩行速度は重心の矢状面における変位量を時間で微分した値を用いた. 推進力と足関節底屈モーメントは麻痺側前遊脚期 (非麻痺側初期接地~麻痺側離地) における最大値を用いた. TLA [18] は麻痺側立脚後期 (非麻痺側が足部接地をする 0.01 秒前) における矢状面上の床反力作用点と大転子を結んだ線と垂直軸のなす角度とした. 足関節底屈角度は麻痺側立脚後期における足関節角度を用



図 1. 計測に使用したマーカーセット (Helen Hays Marker Set). 被検者の頭頂部, 前頭部, 後頭部, 左右の肩峰, 左右の上腕骨外側上顆, 左右の尺骨橈骨の midpoint, 左右の上前腸骨棘, 左右の上後腸骨棘, 仙骨中央, 左右の大腿部, 左右の膝関節外側, 左右の膝関節内側, 左右の下腿部, 左右の外果, 左右の内果, 左右の第 2 中足骨頭, 左右の踵部, 右側肩甲骨下角の計 32 に直径 14mm の赤外線反射マーカーを貼付.

いた. 足関節背屈角度と足関節背屈角速度は麻痺側立脚期における最大値を用いた. 足関節最大背屈のタイミングは 1 歩行周期を 100% に正規化を行い, 麻痺側立脚期における麻痺側足関節最大背屈位のタイミング算出した.

## 5. 統計学的処理

統計解析には, SPSS Statistics 24 を使用した. 前提条件の比較として, 痙縮あり群と痙縮なし群の各群内における練習前と最大速度歩行練習中の歩行速度の比

表 2. 2 群間における練習前と練習中および速度の歩行速度の比較

	痙縮あり群 (n=13)	痙縮なし群 (n=10)	p 値	
練習前の歩行速度 (m/s)	0.60±0.23	0.92±0.23	0.01	*
練習中の歩行速度 (m/s)	0.77±0.25	1.17±0.30	0.00	*
速度差 (m/s)	0.17±0.07	0.26±0.12	0.07	n.s

平均値±標準偏差.  $p < 0.05$ .

\*: 群間で有意な差を認めた項目. n.s: Not significant. 練習前の歩行速度: 最大速度歩行練習前における快適速度歩行中の歩行速度, 練習中の歩行速度: 最大速度歩行練習中の歩行速度, 速度差: 最大速度歩行練習の歩行速度-最大速度歩行練習前における快適速度歩行中の歩行速度.

較は Wilcoxon の符号順位検定を行った. また, 痙縮あり群と痙縮なし群の 2 群間における練習前と最大速度歩行練習中の歩行速度および速度差の比較は, Mann-Whitney U 検定を行った. 次に, 痙縮あり群と痙縮なし群の各群内における練習前後の抽出データの比較を Wilcoxon の符号順位検定を行った. また, 痙縮あり群と痙縮なし群の 2 群間における練習前と最大速度歩行練習中の抽出データの変化量の比較を Mann-Whitney U 検定を行った. 統計解析は, SPSS Statistics 24 を使用し, 有意水準は 5% とした.

### 結果

#### 1. 2 群間および各群内における練習前と練習中の歩行速度の比較

練習前の歩行速度は痙縮あり群 0.60±0.23 m/s, 痙縮なし群 0.92±0.23 m/s であり, 練習中の歩行速度は痙縮あり群 0.77±0.25 m/s, 痙縮なし群 1.17±0.30 m/s であった. また, 練習前と練習中の歩行速度における群間比較において, 練習前の歩行速度と練習中の歩行速度は共に痙縮なし群が有意に速かった. 練習前と練習中の歩行速度における群内比較において, 両群ともに練習時には有意に速度が増加していた. しかしながら, 練習前と練習中の歩行速度の速度差は有意な差を認めなかった (表 2, 3).

#### 2. 各群内における練習前と練習後の抽出データの比較

痙縮あり群ではすべての歩行指標において有意な改善は認められなかった. 痙縮なし群では歩行速度, 推進力, TLA, 足関節底屈角度, 足関節最大背屈角速度に有意な増加が認められ, 足関節最大背屈のタイミングについては有意に早くなったが ( $p < 0.05$ ), その他の項目については有意な変化は認められなかった (表 4).

#### 3. 2 群間における練習前と練習中の抽出データの変化量の比較

痙縮あり群の推進力, TLA, 足関節底屈角度, 足関節最大背屈角速度, 足関節最大背屈のタイミングの変化量が有意に低値を示した ( $p < 0.05$ ). その他の項目は, 有意な差を認めなかった (表 5).

表 3. 2 群内における練習前と練習中の歩行速度の比較

	練習前	練習中	p 値	
痙縮あり群	0.60±0.23	0.77±0.25	0.00	*
痙縮なし群	0.92±0.23	1.17±0.30	0.00	*

平均値±標準偏差.  $p < 0.05$ .

\*: 各群内で有意な差を認めた項目. 練習前の歩行速度: 最大速度歩行練習前における快適速度歩行中の歩行速度, 練習中の歩行速度: 最大速度歩行練習中の歩行速度, 速度差: 最大速度歩行練習の歩行速度-最大速度歩行練習前における快適速度歩行中の歩行速度.

### 考察

まず初めに, 両群ともに練習前の歩行速度と比較して最大速度歩行練習中の歩行速度は有意に増加しており, また, 両群間における速度差の比較では, 有意な差を認めなかった. このことから, 両群ともに最大速度歩行という負荷を与えることができている, 最大速度歩行中には各群の負荷量には差がなかったと考えられる.

本研究の結果, 練習前と練習後の比較において, 痙縮なし群は歩行速度の有意な改善が認められた一方で, 痙縮あり群では有意な改善が認められなかった. 片麻痺患者の歩行速度には麻痺側推進力が深く関係し, 麻痺側推進力には麻痺側足関節底屈モーメントよりも立脚後期の TLA の方が寄与することが報告されている [19]. また, 痙縮なし群は推進力と TLA に有意な改善が認められた一方で, 痙縮あり群では足関節底屈モーメント, 推進力, TLA に有意な増加は認められなかった. これらのことから, 練習後において TLA の増加が得られた痙縮なし群は歩行速度の改善が認められたが, TLA の増加が得られなかった痙縮あり群は歩行速度の改善が認められなかった.

次に, 練習前と最大速度歩行練習中の各種抽出データの差においては, 痙縮あり群は痙縮なし群と比較して, 推進力, TLA, 足関節底屈角度, 足関節最大背屈角速度, 足関節最大背屈のタイミングの変化量が有意に低値を示した. 立脚期における前方への推進力は, 足関節の十分な背屈により下腿の回転軸が踵から前足部へ移動することによって得られることが知られている [20]. また, 健常者では歩行速度の増加に伴って,

表 4. 痙縮あり群と痙縮なし群の各群内における練習前と練習後の抽出データの比較

	痙縮あり (n=13)			痙縮なし (n=10)			p 値	
	PRE	POST	p 値	PRE	POST	p 値		
Speed (m/s)	0.60±0.23	0.63±0.24	0.50 n.s	0.92±0.23	1.13±0.16	0.01	*	
麻痺側前方推進力 (N/kg)	0.06±0.04	0.06±0.03	0.45 n.s	0.11±0.06	0.12±0.06	0.05	*	
Ankle Moment (N・m/m・kg)	0.91±0.23	0.88±0.21	0.38 n.s	1.08±0.2	0.88±0.21	0.49	n.s	
TLA (Deg)	6.61±2.87	6.68±3.26	1.00 n.s	10.76±3.47	11.77±3.53	0.02	*	
Mst Ankle DF angle (Deg)	4.80±3.15	4.76±4.13	0.11 n.s	8.93±4.30	8.16±4.74	0.13	n.s	
Tst Ankle PF angle (Deg)	-3.96±3.23	-3.18±3.81	0.07 n.s	-6.73±3.85	-5.63±7.41	0.05	*	
足関節背屈角速度 (Deg/s)	62.78±23.71	62.04±23.60	0.75 n.s	79.23±33.49	86.23±36.60	0.03	*	
タイミング (%)	46.15±6.53	48.85±11.65	0.06 n.s	44.50±4.40	42.70±5.12	0.03	*	

平均±標準偏差,  $p < 0.05$ .

\*: 各群内で有意な差を認めた項目. n.s: Not significant. PRE: 最大速度法練習前の快適歩行速度, POST: 最大速度法練習後の快適歩行速度, 麻痺側前方推進力: 麻痺側前遊脚期における麻痺側前後成分の最大値, Ankle Moment: 麻痺側前遊脚期における足関節底屈モーメントの最大値, TLA: 麻痺側立脚後期における Trailing Limb Angle, Mst Ankle DF angle: 単脚支持期における足関節最大背屈角度, Tst Ankle PF angle: 麻痺側立脚後期における足関節底屈角度, 足関節背屈角速度: 麻痺側立脚期における足関節最大背屈角速度, タイミング: 麻痺側 1 歩行周期における足関節最大背屈位のタイミング.

表 5. 痙縮あり群と痙縮なし群の 2 群間における練習前と最大速度歩行練習の抽出データの変化量の比較

	痙縮あり群 (n=13)	痙縮なし群 (n=7)	p 値	
麻痺側前方推進力 (N/kg)	0.01±0.02	0.03±0.02	0.04	*
Ankle Moment (N・m/m・kg)	0.03±0.12	-0.12±0.23	0.47	n.s
TLA (Deg)	0.91±1.07	2.10±1.59	0.04	*
Mst Ankle DF angle (Deg)	-0.03±0.14	-1.27±1.87	0.19	n.s
Tst Ankle PF angle (Deg)	-0.46±2.03	-4.30±4.04	0.01	*
足関節背屈角速度 (Deg/s)	8.75±7.74	18.97±8.75	0.00	*
タイミング (%)	1.00±3.24	4.30±4.30	0.04	*

平均±標準偏差,  $p < 0.05$ .

\*: 群間で有意な差を認めた項目. n.s: Not significant. 麻痺側前方推進力: 麻痺側前遊脚期における麻痺側前後成分の最大値, Ankle Moment: 麻痺側前遊脚期における足関節底屈モーメントの最大値, TLA: 麻痺側立脚後期における Trailing Limb Angle, Mst Ankle DF angle: 単脚支持期における足関節最大背屈角度, Tst Ankle PF angle: 麻痺側立脚後期における足関節底屈角度, 足関節背屈角速度: 麻痺側立脚期における足関節最大背屈角速度, タイミング: 麻痺側 1 歩行周期における足関節最大背屈位のタイミング.

単脚支持期の足関節背屈角速度が増加し、足関節最大背屈位になるタイミングが早まることや立脚後期の足関節底屈角速度が増加することが知られている [7, 8]. さらに、立脚後期における足関節底屈角速度は下肢三関節を包括したモデルである TLA [18] の構成要素の一部であるため、TLA に影響を与えることが考えられる。これらのことから、単脚支持期における足関節背屈角速度の増加は立脚後期の TLA にまで影響を与える可能性が示唆される。しかしながら、痙縮は速度依存的に筋緊張が増加するため、痙縮あり群は痙縮なし群と比較して、最大速度歩行練習中の足関節背屈角速度の増加量が低値であった可能性が考えられる。そのため、最大速度歩行練習中に立脚後期の足関節底屈角速度の増加量が低値であった痙縮あり群は TLA をより増加した歩行練習が行えなかったことで、麻痺側下肢で推進力を十分に増加することができず、その結果、練習後においても TLA と推進力の改善が得られなかったと考えられる。

最後に本研究の限界として、本研究は最大速度歩行練習時の歩行速度を対象者の主観的な最大努力による速度とし、練習量（歩行距離）も研究者の過去の臨床経験に基づいて対象者が実施可能と考える量に設定したことから、これらの条件設定によっては本研究とは異なる結果が得られる可能性が考えられる。さらに、最大速度歩行そのものに影響を与える因子として心肺機能と筋持久力が考えられる。本研究では心肺機能と直接的に関係する疾患を有する者は対象から除外し、最大速度歩行練習中もバイタルを常時確認しながら計測を行ったが、心肺機能と筋持久力の影響については今後より詳細に検討していく必要があると考えられる。

### 謝辞

本研究の遂行にあたり、データの計測に際して、施設の使用のご協力をいただいた誠愛リハビリテーション病院の井林理事長、長尾院長、また、快くご協力いただいた対象者の方々に深謝の意を表す。

### 文献

- De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, Mcallister D, Ohjo C. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1506-14.
- Kim CM, Eng JJ. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait Posture* 2003; 18: 23-8.
- Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 2005; 22: 51-6.
- Perry J, Garrett M, Gronley JK, Mulroy SJ. Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995; 26: 982-9.
- Peurala SH, Karttunen AH, Sjogren T, Paltamaa J. Evidence for the effectiveness of walking training on walking and self-care after stroke: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Rehabil Med* 2014; 46: 387-99.
- Schmid A, Ducan PW, Studenski S, Lai SM, Richard L, Perera S, et al. Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke* 2007; 38: 2096-100.
- Mentiplay BF, Banky M, Clark RA, Kahn MB, Williams G. Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait Posture* 2018; 31: 190-6.
- Lewek MD. The influence of body weight support on ankle mechanics during treadmill walking. *J Biomech* 2011; 44: 128-33.
- Murray MP, Mollinger LA, Gardner GM, Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *J Orthop Res* 1984; 2: 272-80.
- Hsiao HY, Knarr BA, Higginson JS, Blinder-Macleod SA. The relative contribution of ankle moment and trailing limb angle to propulsive force during gait. *Hum Mov Sci* 2015; 39: 212-21.
- Jonsdottir J, Recalcati M, Rabuffetti M, Casiraghi A, Boccardi S, Ferrarin M. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy control. *Gait Posture* 2009; 29: 355-9.
- Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther* 1994; 74: 872-85.
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukushima S, Kanehisa H, Maganaris CN. *In vivo* behavior of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci* 2001; 268: 229-33.
- Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Ruckriem S. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke* 2002; 33: 553-8.
- Lau KW, Mak MK. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *J Rehabil Med* 2011; 43: 709-13.
- Lee IH. Does the speed of the treadmill influence the training effect in people learning to walk after stroke? A double-blind randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2015; 29: 269-76.
- Yoshimoto T, Shimizu I, Hiroi Y, Kawai M, Sato D, Nagasawa M. Feasibility and efficacy of high-speed gait training with a voluntary driven exoskeleton robot for gait and balance dysfunction in patients with chronic stroke: nonrandomized pilot study with concurrent control. *Int J Rehabil Res* 2015; 38: 338-43.
- Peterson CL, Cheng J, Kautz SA, Neptune RR. Leg extension is an important predictor of paretic leg propulsion in hemiparetic walking. *Gait Posture* 2010; 32: 451-6.
- Hsiao HY, Knarr BA, Higginson JS, Blinder-Macleod SA. Mechanisms to increase propulsive force for individuals post stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12: 40.
- Yamamoto S, Ibayashi S, Fuchi M, Yasui T. Immediate-term effects of use of an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients when walking without the device. *Prosthet Orthot Int* 2015; 39: 140-9.