

## Brief Report

## 脳卒中患者の歩行訓練における膝伸展補助具付き長下肢装具の効果

村山 稔<sup>1,2</sup><sup>1</sup>新潟医療福祉大学<sup>2</sup>輝生会 船橋市立リハビリテーション病院

## 要旨

Murayama M. Effectiveness of a knee-ankle-foot orthosis with a knee extension aid in gait training for stroke patients. Jpn J Compr Rehabil Sci 2021; 12: 32–37.

【目的】重度下肢麻痺脳卒中患者の歩行訓練において、われわれが考案した膝伸展補助具付き長下肢装具の効果を検討する。

【方法】長下肢装具を処方された回復期脳卒中患者 7 名を対象に、長下肢装具の膝継手を屈曲遊動の設定において膝伸展補助具と一般的な介助ループを使用した介助歩行時の膝関節屈曲角度と下肢の筋活動および足底の接地時点を計測した。

【結果】膝伸展補助具の使用開始時の歩行では、介助ループの使用と比較して有意に初期接地の膝関節屈曲角度が減少し、麻痺側の踵が接地してから前足部が接地するまでの時間が延長した。膝伸展補助具の使用開始 1 週間後では、前記の 2 項目に加えて有意に遊脚期の膝関節最大屈曲角度と最大屈曲角度から初期接地までの伸展方向への変位量および遊脚期の大腿二頭筋の筋活動比が増加した。

【結論】遊脚終期に膝関節の過度な屈曲により踵からの初期接地が困難な症例に対して、膝伸展補助具は適応になると考えられる。

**キーワード：**脳卒中、回復期、膝関節伸展補助、弾性ストラップ、長下肢装具

## はじめに

De Quervain らによれば、歩行速度の遅い脳卒中患者の代表的な歩容の一つとして 1 歩行周期にわたり膝関節を 20～30 度屈曲に固定すると報告している

[1]。歩行速度の遅い脳卒中患者の歩行では、遊脚期の下肢の振り出しが不十分で遊脚終期に膝関節が伸

展しないことをしばしば経験する。Thijssen らは、体幹から足部までの弾性ストラップにより遊脚期の下肢の振り出しを補助する補助具を報告している [2]。別の方法として、膝継手にバネを内蔵し膝関節の伸展を補助する長下肢装具（以下 KAFO）を用いることもある。しかし、これらの弾性ストラップやバネでは遊脚初期にも膝関節へ伸展補助力が加わり、膝関節の屈曲を妨げる可能性がある。また、電子制御により膝関節の可動を制御する KAFO も報告されているが [3]、電子制御の KAFO は高額なため数か月の回復期間中に患者専用で作製されることはない。このように、脳卒中患者の歩行練習中に後方から介助を行う理学療法士（以下 PT）が必要な時期に任意で膝関節の伸展を補助する簡便な補助具はない。

われわれの先行研究では、19 名の回復期の脳卒中患者が歩行時に踵からの初期接地を補償し、荷重応答期において足関節底屈を妨げない短下肢装具（以下 AFO）を 2 か月間使用することで、前脛骨筋の筋活動比が増加することを明らかにした [4]。さらに行った研究では、8 名の回復期の脳卒中患者が膝関節を 30 度まで屈曲可能な長下肢装具を 1 か月間使用することで、初期接地時の膝関節の屈曲角度は有意に減少したが正常歩行の 5° 屈曲に比べて著しく大きいことを明らかにした [5]。

これらの研究結果から、歩行時に正常歩行に近い筋活動を得るためには踵からの初期接地が重要であるが、脳卒中患者は初期接地時の膝関節屈曲が過度に大きくなることがあり、遊脚終期に膝関節の伸展を促すことが課題として考えられる。そこで、われわれは遊脚終期に PT の操作により膝関節の伸展を促す補助具（以下 膝伸展補助具）を考案した。本研究の目的は、重度下肢麻痺脳卒中患者の歩行訓練において、われわれが考案した膝伸展補助具付き長下肢装具の効果を検討することである。

## 方法

## 1. 対象者

対象者の選定基準は、回復期病棟入院中の初発の脳卒中患者、主治医、担当 PT および義肢装具士が参加した検討会において主治医が本人用に KAFO を処方し 2020 年 10 月～12 月に完成した者、研究実施について主治医が医学的に問題ないと判断した者とした。除外基準は、歩行練習や装具使用の拒否により研究実

著者連絡先：村山 稔

新潟医療福祉大学

〒950-3198 新潟県新潟市北区島見町 1398

E-mail: minoru-murayam@nuhw.ac.jp

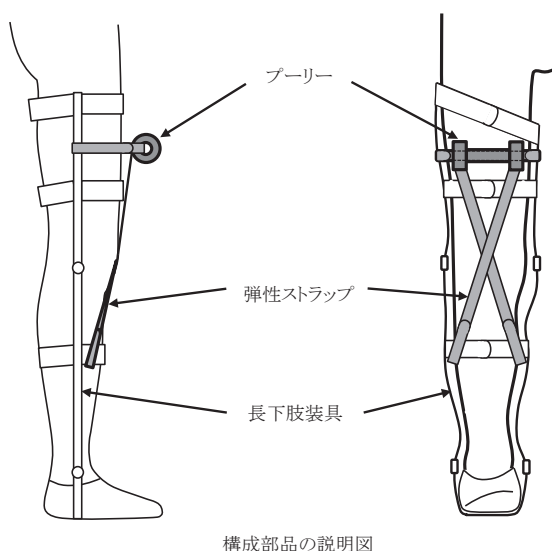
2021 年 6 月 29 日受理

利益相反：本論文発表内容に関して申告すべき COI はなし。

表 1 対象者 7 名の基礎情報と初回計測時の臨床評価項目

Item	Value
Age	55.6 ( $\pm 13.6$ ) years
Sex	Male 5 / Female 2
Paralyzed side	Right 1 / Left 6
Stroke type	Hemorrhagic 3 / Ischemic 4
Stroke onset to delivery of KAFO	43.4 ( $\pm 13.5$ ) days
Brunnstrom stage	II 2 / III 4 / V 1
Functional Independence Measure	75.9 ( $\pm 19.6$ ) (perfect score 126)
Berg Balance Scale	18.6 ( $\pm 12.7$ ) (perfect score 76)
Stroke Impairment Assessment Set	38.7 ( $\pm 11.3$ ) (perfect score 56)

Data shown as the mean ( $\pm$  SD) or number of participants.



構成部品の説明図



理学療法士が把持した様子

図 1. 膝伸展補助具概要

施が困難な者とした。表 1 に対象者 7 名の基礎情報と初回計測時の臨床評価項目を示す。なお、すべての対象者は理学療法、作業療法、言語療法を合わせて 1 日 3 時間毎日実施し、理学療法は 1 日 1 時間から 1 時間 20 分で、その内 KAFO の歩行練習を 20 分以上実施した。PT は初回計測から 1 週間後の再計測までに少なくとも 1 週間のうち 1 回以上、膝伸展補助具を理学療法時間中に使用した。



膝伸展補助具

介助ループ

図 2. 長下肢装具の計測条件

本研究は、対象施設の倫理委員会（承認番号 K2019-22）の承認を受け、対象者に対して研究目的と方法について文章と口頭で説明し本人から同意書を得た上で実施した。

## 2. 使用補助具と装具

膝伸展補助具の概要を図 1 に示す。KAFO の大腿支柱部に、両側に回転できるプーリーを付けたパイプ状の握りがあり、そのパイプ内にベルトを通して固定する。プーリーには弾性ストラップが巻かれ、膝関節の前方を通り KAFO の下腿部に取り付けられる。PT がプーリーを把持し手関節を掌屈することで、プーリーに巻かれた弾性ストラップは約 5 cm 巻き上げられ下腿部カフバンドを介して膝関節に伸展補助力を伝える。

対象者に作製された KAFO は、SPEX 膝継手、ダブルクレンザック足継手、おおい型足部、大腿近位カフ、大腿遠位カフ、下腿カフ、膝当ての構成で統一された。なお、歩行練習時の膝継手の設定は伸展補助バネではなく角度調整の可能なロッドを用いていた。また、足継手の設定は底屈側のバネによる制動と背屈側は遊動であった。

## 3. 計測方法

KAFO の膝継手の固定を解除し、屈曲遊動の設定で

PT の介助による歩行練習が実施可能になった時期を初回として、その 1 週間後の計 2 回の歩行を計測した。各計測では、本人用の KAFO を装着し膝継手は屈曲遊動の設定で T 字杖か 4 点杖を使用した。対象者を担当する PT が後方からの徒手による介助を行いながら約 10 m の歩行を行った。KAFO には膝伸展補助具を装着し、数回の試歩行後に 1 回の本計測を行い、次に一般的な介助ループで数回の試歩行後に 1 回の本計測を行った (図 2)。

歩行分析の項目は膝関節屈曲角度 (以下 膝関節角度)、内側広筋と大腿二頭筋の筋電図、左右足底の踵と MP 関節部分に貼付したフットスイッチによる接地時期とした。膝関節角度と各筋電図および足底の接地時期は Gait Judge System (パシフィックサプライ株式会社, 図 3) を用いて、サンプリング周波数 1,000 Hz で計測した。5 歩行周期分の連続した計測データを麻痺側の踵が接地する時点で 1 歩行周期に分割した後、5 歩行周期を平均化した。膝関節角度は初期接



図 3. Gait Judge System

表 2-1. 初回計測の膝伸展補助具と介助ループとの比較

Item	Measurement period	Condition	Median	Interquartile range	p-Value
Knee flexion angle (deg) (Flexion direction is +)	Initial contact	Knee extension aid Support loop	24.0 30.5	9.4 8.8	0.0156*
Maximum knee flexion angle (deg) (Flexion direction is +)	1 gait cycle	Knee extension aid Support loop	50.6 50.9	4.2 7.5	0.2188
Knee extension displacement (deg) (Extension direction is +)	Swing	Knee extension aid Support loop	20.7 16.5	15.1 13.0	0.0781
Contact of MP joint (%)	1 gait cycle	Knee extension aid Support loop	3.8 3.4	5.8 5.6	0.0156*
Vastus medialis activity (%EMG)	Loading response	Knee extension aid	320.5	65.9	0.1094
		Support loop	289.8	94.3	
	Single stance	Knee extension aid	117.5	30.1	0.5469
		Support loop	129.2	84.7	
	Pre-swing	Knee extension aid	64.3	37.4	0.1563
		Support loop	54.4	45.4	
	Swing	Knee extension aid	68.3	26.8	0.1094
		Support loop	46.8	27.0	
Biceps femoris activity (%EMG)	Loading response	Knee extension aid	229.6	53.9	0.2969
		Support loop	232.4	232.4	
	Single stance	Knee extension aid	145.0	56.8	0.2188
		Support loop	114.9	40.9	
	Pre-swing	Knee extension aid	75.9	51.0	0.8125
		Support loop	58.5	36.0	
	Swing	Knee extension aid	83.7	60.6	0.3750
		Support loop	91.3	22.1	

%EMG, mean value for a single gait cycle normalized to 100%.

\* Significant difference according to Wilcoxon signed-rank sum test ( $p < 0.05$ ).

表 2-2. 1 週間後の膝伸展補助具と介助ループとの比較

Item	Measurement period	Condition	Median	Interquartile range	p-Value
Knee flexion angle (deg) (Flexion direction is +)	Initial contact	Knee extension aid Support loop	25.0 26.9	11.2 11.5	0.0313*
Maximum knee flexion angle (deg) (Flexion direction is +)	1 gait cycle	Knee extension aid Support loop	55.6 51.4	6.4 7.9	0.0313*
Knee extension displacement (deg) (Extension direction is +)	Swing	Knee extension aid Support loop	24.6 19.2	7.0 11.5	0.0156*
Contact of MP joint (%)	1 gait cycle	Knee extension aid Support loop	6.1 3.6	5.2 5.2	0.0313*
Vastus medialis activity (%EMG)	Loading response	Knee extension aid	297.1	77.3	0.8125
		Support loop	261.2	51.0	
	Single stance	Knee extension aid	143.7	45.7	0.6875
		Support loop	150.8	50.9	
	Pre-swing	Knee extension aid	43.7	23.6	0.1563
		Support loop	57.0	36.7	
	Swing	Knee extension aid	61.5	12.0	0.1094
		Support loop	55.9	21.9	
Biceps femoris activity (%EMG)	Loading response	Knee extension aid	186.4	54.3	0.9375
		Support loop	220.6	114.9	
	Single stance	Knee extension aid	147.0	48.3	0.1094
		Support loop	131.5	54.9	
	Pre-swing	Knee extension aid	58.0	21.3	0.6875
		Support loop	60.6	18.2	
	Swing	Knee extension aid	75.5	40.2	0.0156*
		Support loop	73.3	42.5	

%EMG, mean value for a single gait cycle normalized to 100%.

\* Significant difference according to Wilcoxon signed-rank sum test ( $p < 0.05$ ).

地の角度、遊脚期の膝関節最大屈曲角度と最大屈曲角度から初期接地までの伸展方向への変位量（以下 膝伸展変位量）を抽出した。筋電図データは 20~250 Hz で band-pass filter をかけ 50 ms の範囲の RMS により平滑化し、1 歩行周期の平均値で正規化した [6]。正規化された筋電図データは、フットスイッチの接地時点から荷重応答期、単脚支持期、前遊脚期、遊脚期に分割した。また、麻痺側のフットスイッチにより 1 歩行周期を 100% とした初期接地から MP 関節部分が接地するまでの割合（以下 MP 接地%）を抽出した。

#### 4. 統計処理

各分析項目は、膝伸展補助具と介助ループを使用した歩行で Wilcoxon の符号付順位和検定（有意水準  $p < 0.05$ ）を用いて初回計測と 1 週間後を分けて比較した。

#### 結果

対象者のすべての計測条件に共通した歩容の特徴として、初期接地の膝関節角度が 24.0~30.5 度で正常歩行の約 5 度に比べて大きく、MP 接地%は 3.4~6.1% で正常歩行の荷重応答期の約 12% に対して比較

的短い（表 2-1, 表 2-2）。

膝伸展補助具の使用開始時の歩行では、介助ループの使用と比較して有意に初期接地の膝関節角度が減少し、MP 接地%が延長した。一方、膝関節最大屈曲角度と膝伸展変位量および各筋の筋活動比には有意な変化はなかった（表 2-1）。

膝伸展補助具の使用開始 1 週間後では、初回計測で有意差のあった初期接地の膝関節角度と MP 接地%の 2 項目に加えて、有意に膝関節最大屈曲角度と膝伸展変位量および遊脚期の大腿二頭筋の筋活動比が増加した。一方、大腿二頭筋の遊脚期以外と内側広筋には有意な変化はなかった（表 2-2）。

#### 考察

膝伸展補助具の使用開始時の歩行では、即時的に介助ループの使用と比較して有意に初期接地の膝関節角度が減少し、MP 接地%が延長した。Thijssen らによれば、弾性ストラップの使用により即時的に歩行中のエネルギーコストが減少したと報告されている [2]。また Perry らによれば、膝関節が伸展した状態で踵から初期接地することで、立脚期に足部のロッカー機能が利用できエネルギー消費を抑えた効率の良い歩行が



可能といわれている [7]。膝伸展補助具は介助ループと比較して、初期接地の膝関節伸展により踵接地から前足部が接地するまでの時間を延長することができる。速すぎる前足部の接地を遅らせることで、エネルギー消費を抑えた効率の良い歩行が可能で、より長い距離の歩行練習が可能になる可能性がある。さらに1週間の使用では、遊脚期での膝伸展変位量が増加から伸張される大腿二頭筋の遠心性収縮により、筋活動比が増加したと考えられる。Thijssenらは、弾性ストラップの3週間の使用により歩行速度と歩幅が増加したと継続使用の効果を報告している [2]。しかし本研究では、1週間の使用であり対象者の機能が向上したことよりも、PTが膝伸展補助具の操作に慣れたことが要因とも考えられる。

本研究の限界としては、対象者が7名と少なく結果を普遍的に示すことができない。対象者に下肢Brunnstrom stage Vが1名、IIIが4名含まれ下肢の運動機能が統制されていないことが結果に影響した可能性がある。1週間の練習期間に膝伸展補助具を毎日使用するように統制しておらず、十分量行ったとはいえないため即時効果であった可能性がある。足継手の設定は、全対象者に底屈側のバネによる制動と背屈側は遊動と統一したため、対象者によっては最適でない設定であった可能性がある。

本研究の結果から、遊脚終期に膝関節の過度な屈曲により踵からの初期接地が困難な症例に対して、膝伸展補助具は適応になると考えられる。

## 謝辞

本研究を実施するにあたり、ご参加いただいた対象

者様とご協力いただいた理学療法士の皆様に厚く御礼申し上げます。

## 文献

1. De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, Mcallister D. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78: 1506–14.
2. Thijssen D, Paulus R, Uden C, Kooloos J, Hopman M. Decreased energy cost and improved gait pattern using a new orthosis in persons with long-term stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 181–6.
3. Pröbsting E, Kannenberg A, Zacharias B. Safety and walking ability of KAFO users with the C-Brace® Orthotronic Mobility System, a new microprocessor stance and swing control orthosis. *Prosthet Orthot Int* 2017; 41: 65–77.
4. Murayama M, Yamamoto S. Gait and muscle activity changes in patients in the recovery phase of stroke with continuous use of ankle-foot orthosis with plantarflexion resistance. *Prog Rehabil Med* 2020; 5: 1–12.
5. Murayama M. Knee joint movement and muscle activity changes in stroke hemiplegic patients with continuous use of knee-ankle-foot orthosis that adjustable knee joint. *J Phys Ther Sci* 2021; 33: 322–8.
6. Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 1984; 65: 517–21.
7. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated; 2020. p. 9–102.