

## Original Article

## トレッドミル歩行練習用杖の開発と効果検証

谷川広樹,<sup>1</sup> 平野 哲,<sup>2</sup> 田辺茂雄,<sup>1</sup> 布施郁子,<sup>2</sup> 大塚 圭,<sup>1</sup> 向野雅彦,<sup>2</sup>  
渡邊家泰,<sup>3</sup> 加藤大典,<sup>3</sup> 宇野秋人,<sup>4</sup> 加賀谷齊,<sup>2</sup> 才藤栄一<sup>2</sup>

<sup>1</sup>藤田医科大学医療科学部リハビリテーション学科

<sup>2</sup>藤田医科大学医学部リハビリテーション医学Ⅰ講座

<sup>3</sup>藤田医科大学病院リハビリテーション部

<sup>4</sup>東名ブレース株式会社

## 要旨

Tanikawa H, Hirano S, Tanabe S, Fuse I, Ohtsuka K, Mukaino M, Watanabe I, Katoh D, Uno A, Kagaya H, Saitoh E. Development and verification of a cane for treadmill gait training. Jpn J Compr Rehabil Sci 2019; 10: 21-28.

【目的】片麻痺患者においてトレッドミル歩行中の手すりの使用が歩容に及ぼす影響を明らかにし、作製したトレッドミル歩行練習用の杖の効果を検証すること。

【方法】支柱が前後左右に可動する多点杖を一般構造用圧延鋼材に固定し、トレッドミル歩行練習用の杖を作製した。片麻痺患者5名に手すりなし、作製した杖、手すり使用にてトレッドミル上を歩行させ、三次元歩行分析により各歩容を比較した。

【結果】両側の歩幅、麻痺側単脚支持時間は手すりなし、杖、手すりありの順に有意に延長した。異常歩行パターンの程度を定量的に示す指標値には有意差は認めなかったが、同様の順に指標値が増加する傾向であった。

【考察】手すりは麻痺側の立脚と遊脚を補助し、代償動作を行いやすくすると考えられた。作製した杖を使用することで手すりなし/ありの間の難易度課題を設定することができる可能性が示された。

**キーワード：**片麻痺、トレッドミル、手すり、杖、運動学習

## はじめに

脳血管障害患者の多くが歩行障害を呈する。自立歩行の可否は在宅復帰の可否に影響する [1] ため、脳血管障害患者にとって歩行自立は、リハビリテーション

著者連絡先：谷川広樹  
藤田医科大学医療科学部リハビリテーション学科  
〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1-98  
E-mail : tanikawa@fujita-hu.ac.jp  
2018年12月3日受付；2019年2月3日受理

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。

ンにおける重要な目標の一つである。

歩行自立を促す支援機器である杖は、歩行練習中のみならず退院後も継続的に使用されることが多い。杖の使用は、支持基底面が拡大し立位が安定することに加え、非麻痺側への重心移動と麻痺側下肢の蹴り出しを補助することで麻痺側下肢の歩幅を延長させ、歩行速度を向上させる [2]。また、課題指向的な歩行練習の一手段として、トレッドミル歩行練習が行われる。発症後早期の脳血管障害後の片麻痺者に対してトレッドミル歩行練習を行い、歩行速度や歩幅の改善において効果的であったとする報告 [3] がある。トレッドミル歩行練習の利点として、トレッドミル速度を高速に設定することで負荷を調整できることが挙げられ、トレッドミルを活用することで効率的な歩行練習ができる可能性がある [4]。また、一般的なトレッドミルには手すりが付属して設置されており、トレッドミル歩行中の手すりの使用は、動的姿勢バランスを安定させ、下肢の筋活動とエネルギー消費を軽減させる [5-7]。よって、低歩行能力者に対して歩行練習を実施することができることもトレッドミル歩行練習の利点 [8, 9] である。一方で、トレッドミル歩行中に手すりに過度に依存すると、麻痺側の機能回復を抑制し、過剰な代償動作の獲得を助長してしまう危険性がある [7]。手すりは支持物としての安定性は杖よりも高いため、非麻痺側への重心移動や麻痺側下肢の蹴り出しは行いやすいと考えられる。実際、平地歩行時の杖よりもトレッドミル歩行時の手すりの方がエネルギー消費の軽減効果が高かったという報告 [6] もある。そのため、手すりに過度に依存すると過剰な代償動作の獲得を助長してしまう危険があり、手すりに依存したトレッドミル歩行練習の継続は、杖を使用しての平地歩行の獲得と改善に直結しない可能性がある。そこで、手すりへの過度な依存をさせずにトレッドミル歩行練習をすることができれば、過剰な代償動作を避け、効率的に杖による平地歩行獲得が可能になると考えた。予備的な検討において、一般的な T-cane をトレッドミル歩行練習中に使用すると、多くの場合杖が浮いてしまい、杖をつき直すなどの操作が要求された。トレッドミル歩行に杖の操作が要求されると、杖を使用しての平地歩行よりも動作として難しくなる可能性があり、トレッドミル歩行練習用の杖を作製し

た。本研究の目的は、片麻痺患者においてトレッドミル歩行中の手すりの使用が歩容に及ぼす影響を明らかにしたうえで、作製したトレッドミル歩行練習用の杖の効果を検証することである。

## 方法

### 1. トレッドミル歩行練習用の杖の作製

ボールジョイントにより支柱が鉛直方向から全方向に最大10度傾斜する多点杖（ニュー4ポイントステッキ TS402, フジホーム株式会社, 東京）を、エチレン酢酸ビニル樹脂で覆った一般構造用圧延鋼材（SS400; 200 mm×120 mm×18 mm）に固定した（図1-A）。固定はボルト（M5×20; 直径5 mm, 長さ20 mm）で2箇所とし、底面には防振防滑用のウレタンゴム（5 mm）を接着した（図1-B, C）。総重量は4.2 kgであった。

### 2. 作製した杖の効果検証

#### 2.1 対象

対象は、片麻痺患者5名（男性4名, 女性1名）とした。選定基準は、初発の脳疾患による片麻痺を呈する、装具を使用せずに歩行可能、普段は杖を用いて歩行自立しているが杖なしでも自立歩行可能、本研究への参加に同意が得られた者とした。除外基準は、進行性の神経疾患、下肢の整形外科疾患、重度の関節拘

縮や変形とした。対象の原疾患は、脳出血3名, 脳梗塞1名, 脳膿瘍1名であり、2名が右片麻痺, 3名が左片麻痺であった。対象の平均年齢は46歳（18-74歳）、身長は168.6 cm（161.0-176.0 cm）、体重は61.0 kg（51.0-76.0 kg）であった。平均発症後日数は808日（51-1,843日）であった。全対象がT-caneを使用していた。

#### 2.2 手順

対象の快適平地歩行速度を計測した。対象に12 mの歩行路を快適速度で歩行させ、中央の10 mを歩行するのに要した時間をストップウォッチで計測し、2回の平均値を快適平地歩行速度とした。計測条件は普段使用している杖と独歩とし、実施順はランダムとした。

対象の両側肩峰、腸骨稜、股関節（上前腸骨棘と大転子を結んだ直線上の大転子から1/3の位置）、膝関節（大腿骨外側上顆の前後径の midpoint）、足関節（外果）、第5中足骨骨頭に直径30 mmのカラマーカを貼付し、トレッドミル（ADAL3D, Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France）上を歩行させた。トレッドミル速度は、独歩での快適平地歩行速度とした。トレッドミル歩行の条件は、1) 独歩, 2) 非麻痺側上肢で、作製したトレッドミル歩行練習用の杖を使用, 3) 非麻痺側上肢でトレッドミルに付属して設置されている手すりを使用, の3通りとした。条件2と3の杖と手すりの高さは、対象が普段使用している杖の

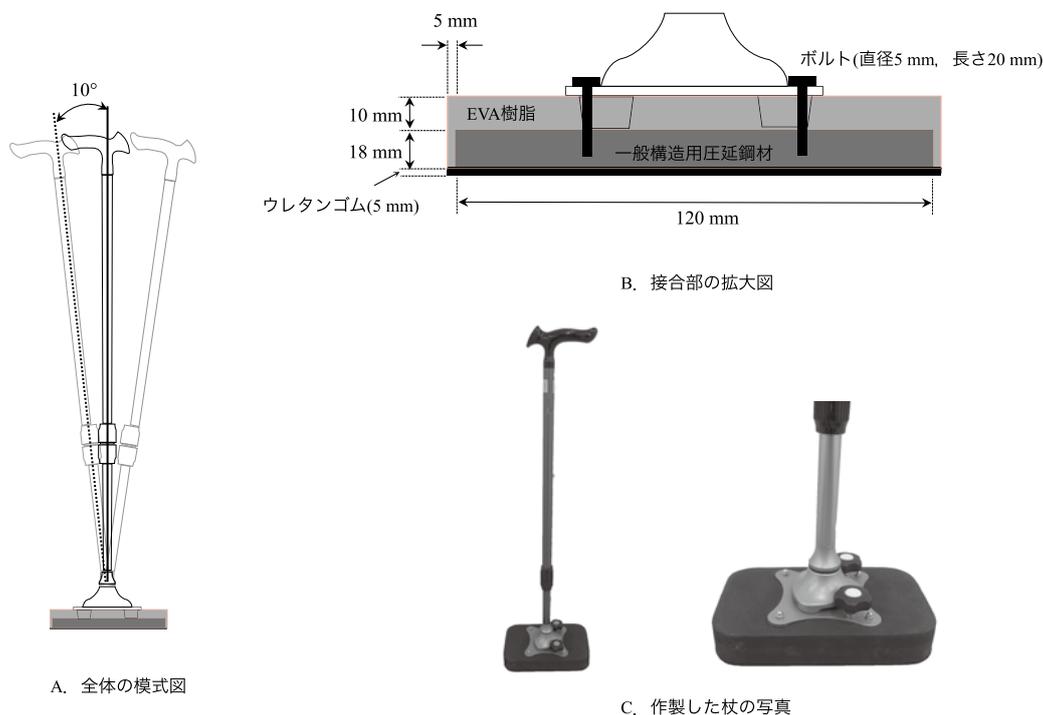


図1. 作製したトレッドミル歩行練習用の杖

#### A. 全体の模式図

支持部と支柱の間のボールジョイントを中心として、支柱が前後左右の全方向に最大10度まで可動する。

#### B. 接合部の拡大図

杖と一般構造用圧延鋼材の接合部を、前面から見た拡大図。

EVA: Ethylene Vinyl Acetate の略, エチレン酢酸ビニル。

#### C. 作製した杖の写真

高さとし、把持する位置も同様となるように調整した。条件2では、杖を床から持ち上げたり動かしたりしないように指示した。トレッドミルのベルト面から杖のボールジョイント部の高さは、7.0 cmであった。また、条件3では、手すりを強く握らないように指示した。3条件の実施順はランダムとし、対象が歩行し始めてから少なくとも30秒以上経過し、歩容が安定した後、トレッドミルの周囲に設置し同期した6つのCCDカメラを用いて、三次元動作分析装置KinemaTracer<sup>®</sup> (KISSEI COMTEC, Matsumoto, Japan)で60 Hzで20秒間記録した。各条件間には十分な休憩を挟んだ。

設定したトレッドミル速度の妥当性を検証するため、対象の独歩と杖使用時の快適平地歩行速度を比較した。また、作製した杖が歩行に及ぼす影響を検証するため、各条件における歩行の時間距離因子と、急激な膝関節の伸展・骨盤後退・分回し歩行・骨盤挙上の程度を表す定量的な指標値 [8-11] を比較した。4つの異常歩行の定義を表1に、各異常歩行の程度を表す指標値の算出方法を表2に示す。統計処理にはJMP 13 software (SAS Institute Inc., Cary, NC)を使用し、快適平地歩行速度の比較には対応のあるt検定、三次元トレッドミル歩行分析結果の比較には二元配置分散分析を実施後、有意性を認めた場合にはBonferroni補正を適用した対応のあるt検定を行った。危険率5%以下を統計学的有意とした。

**結果**

対象の快適平地歩行速度は、独歩が2.0±0.6 km/h、杖使用時が1.9±0.6 km/h (平均±標準偏差)であり、有意差は認めなかった (p=0.21)。

トレッドミル歩行分析の結果を、時間距離因子を図2と3に、異常歩行の程度を表す定量的な指標値を図4に示す。分散分析の結果、有意性を認めた項目は非麻痺側歩幅 (p=0.02) と麻痺側遊脚時間 (p=0.03)、麻痺側単脚支持時間 (p<0.01) であった。

非麻痺側歩幅は、条件1 (独歩)、条件2 (作製した杖)、条件3 (手すり) の順に33.7 ± 6.8 cm, 36.9 ± 7.2 cm, 41.2 ± 4.7 cm (平均±標準偏差)であり、すべての組合せにおいて有意差を認めた (条件1と2: p<0.01, 条件1と3: p<0.01, 条件2と3: p=0.03)。麻痺側歩幅は、同様に40.6 ± 11.9 cm, 41.5 ± 11.0 cm, 45.3 ± 11.0 cm (平均±標準偏差)であり、有意差を認めなかった (p=0.74) が、条件1, 2, 3の順に延長する傾向を認めた (図2)。

麻痺側下肢の遊脚時間は、0.46 ± 0.06 s, 0.47 ± 0.04 s, 0.55 ± 0.03 s (条件1, 2, 3の順, 平均±標準偏差)であり、条件2 (作製した杖) と条件3 (手すり) の間に有意差を認めた (p=0.03, 条件1と2: p=1.00, 条件1と3: p=0.09) (図3)。麻痺側単脚支持時間は、0.32 ± 0.02 s, 0.37 ± 0.03 s, 0.45 ± 0.05 s (条件1, 2, 3の順, 平均±標準偏差)であり、すべての組合せにおいて有意差を認めた (条件1と2: p=0.03, 条件1と3: p=0.04, 条件2と3: p=0.03)

**表1. 異常歩行の定義**

異常歩行	定義
急激な膝関節の伸展	麻痺側荷重応答期～立脚終期に麻痺側膝関節が急激に後方に向かい伸展するもの
骨盤後退	麻痺側荷重応答期～立脚中期に足部に対して股関節が後方に残るもの
分回し歩行	麻痺側遊脚初期～中期に麻痺側股関節外転・外旋し、遊脚中期～終期に内転・内旋し麻痺側下肢が半円の軌跡を描くもの
骨盤挙上	麻痺側遊脚期に麻痺側骨盤が過度に挙上するもの

文献8-11から引用。

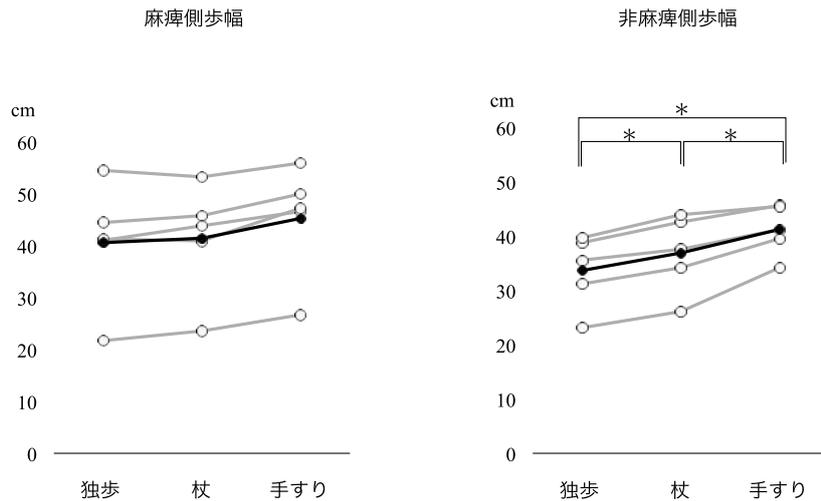
**表2. 異常歩行の指標値の算出方法**

異常歩行	指標値の算出方法
急激な膝関節の伸展	膝関節マーカが立脚期に後方移動する速度の最大値とトレッドミル歩行速度の差
骨盤後退	単脚支持期における足関節マーカのY座標と股関節マーカのY座標の差の平均値を下肢長で補正 <sup>*</sup> した値
分回し歩行	足関節マーカの遊脚期25-75%時間における最外側X座標と立脚期の25-75%時間における最内側X座標の差を下肢長で補正 <sup>*</sup> した値
骨盤挙上	股関節マーカの遊脚期の最大Z座標と同時期の反対側の股関節マーカのZ座標の差から、両脚支持期の両股関節マーカのZ座標の平均値の差を引いた値を静止立位時の左右の股関節マーカの前額面上の距離で除して100を乗じた値

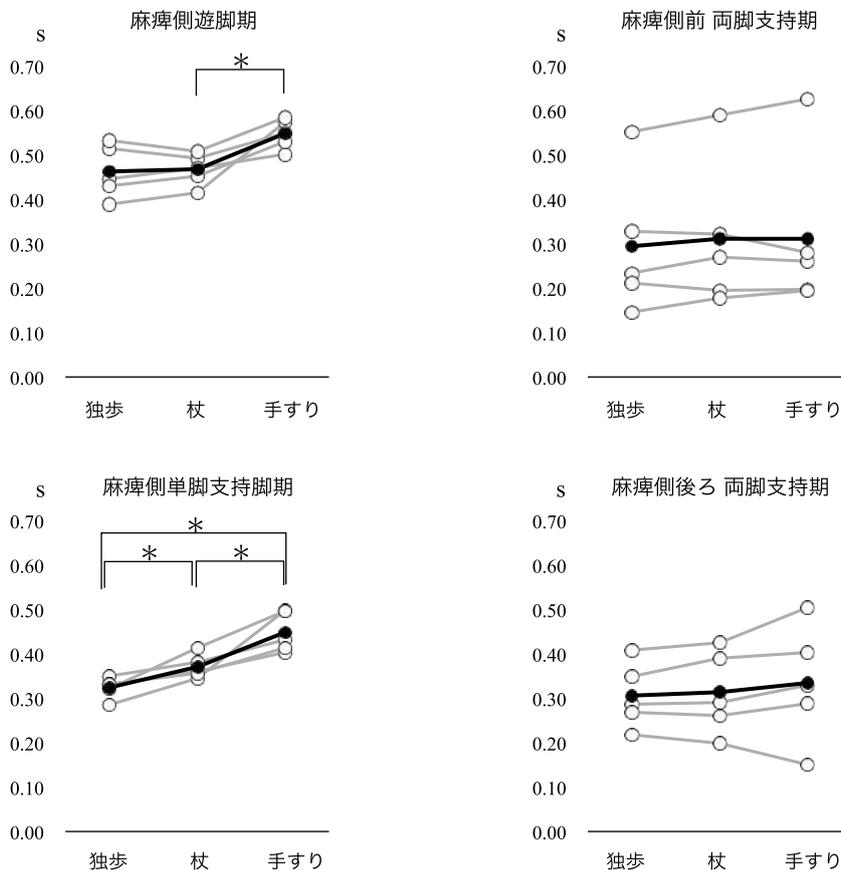
X, Y, Z座標はそれぞれ三次元空間における左右方向, 前後方向, 鉛直方向を示す。

<sup>\*</sup>下肢長で補正: 静止立位時の左右の股関節マーカZ座標の平均値で除して100を乗じる。

文献8-11から引用。



**図 2.** 三次元トレッドミル歩行分析による距離因子  
各条件におけるトレッドミル歩行時の歩幅を示す。横軸は条件，縦軸は歩幅 (cm) を示す。白丸は対象を示し，黒丸は全対象の平均値を示す。  
\* $p < 0.05$ , Bonferroni 補正を適応した対応のある  $t$  検定



**図 3.** 三次元トレッドミル歩行分析による時間因子  
各条件におけるトレッドミル歩行時の，相ごとの実時間を示す。横軸は条件，縦軸は時間 (s) を示す。白丸は対象を示し，黒丸は全対象の平均値を示す。  
\* $p < 0.05$ , Bonferroni 補正を適応した対応のある  $t$  検定

(図 3). 麻痺側下肢が後ろの両脚支持時間は， $0.29 \pm 0.16$  s,  $0.31 \pm 0.17$  s,  $0.31 \pm 0.18$  s, 麻痺側下肢が前の両脚支持時間は， $0.31 \pm 0.07$  s,  $0.31 \pm 0.09$  s,  $0.33 \pm 0.13$  s, (条件 1, 2, 3 の順, 平均  $\pm$  標準偏差)

であり，有意差を認めなかった (順に  $p = 0.91, 0.71$ ) (図 3).  
急激な膝関節の伸展の指標値は， $0.3 \pm 0.6$  km/h,  $0.2 \pm 0.5$  km/h,  $0.0 \pm 0.5$  km/h, 骨盤後退は  $-4.9 \pm$

4.9%,  $-6.3 \pm 2.3\%$ ,  $-6.9 \pm 3.0\%$  (条件1, 2, 3の順, 平均±標準偏差)であった。有意差は認めなかった(順に $p=0.64, 0.65$ )が、条件1(独歩), 条件2(作製した杖), 条件3(手すり)の順に値が下がる傾向を認めた(図4)。分回し歩行は $8.8 \pm 3.7\%$ ,  $9.6 \pm 4.6\%$ ,  $10.4 \pm 4.7\%$ , 骨盤挙上は $7.4 \pm 4.9\%$ ,  $6.9 \pm 4.3\%$ ,  $8.1 \pm 4.5\%$  (条件1, 2, 3の順, 平均±標準偏差)であった。有意差は認めなかった(順に $p=0.86, 0.93$ )が、分回し歩行は条件1(独歩), 条件2(作製した杖), 条件3(手すり)の順に値が上昇する傾向を認め、骨盤挙上は条件3(手すり)の値が最も高かった(図4)。

考察

本研究では、片麻痺患者の歩行中の過剰な代償動作の学習を避け、杖を使用しての平地歩行を効率的に獲得・改善させるため、手すりを使用したトレッドミル歩行と手すりを使用しないトレッドミル歩行練習の間の難易度の課題を設定する目的でトレッドミル歩行練習用の杖を作製し、その効果を検討した。

トレッドミル歩行における手すりの有無を比較すると、手すりを使用すると麻痺側単脚支持時間と麻痺側遊脚時間が有意に延長し、非麻痺側歩幅が有意に延長した。また、麻痺側歩幅も延長する傾向にあった。これらは平地歩行における杖の効果を検証した先行研究[12]と同様の結果であった。杖や手すりの使用は、支持基底面を拡大し姿勢を安定させる[12]だけでなく、麻痺や筋力低下、疼痛がある下肢への鉛直方向

の床反力を軽減させ、荷重を容易にさせる[13, 14]。Chenら[15]は、脳卒中片麻痺患者を対象として運動力学的に歩行中の杖の効果进行分析し、麻痺側下肢の立脚中期で杖への床反力の鉛直成分が最大になったと報告している。本研究においても、手すりの使用により鉛直方向の床反力を補うことにより、筋出力が低下している麻痺側下肢に荷重しやすくなり、麻痺側下肢の単脚支持時間が延長し非麻痺側歩幅が延長したと考えられた。また、杖の効果の一つとして、杖への床反力の前後成分を増加させることによる麻痺側下肢の駆動と制動がある[12]が、杖の使い方には個人差が大きく、駆動と制動の効果は小さいという報告[13]もある。本研究では、杖よりも安定性が高い手すりを用いることで、麻痺側下肢の駆動と制動の補助効果が得られやすかったこと、非麻痺側上肢で手すりを引き、非麻痺側への重心移動が容易になったこと、非麻痺側の単脚支持期中も身体重心を留めておく支持基底面が拡大したことが、麻痺側遊脚時間が延長した要因であると考えた。トレッドミル歩行中の手すりの使用は、麻痺側下肢の支持性と振出しを補助すると言えた。また、片麻痺患者に特徴的な異常歩行である麻痺側下肢の急激な膝関節の伸展と骨盤後退の程度を示す指標値は、有意差は認めなかったが手すりを使用することで減少する傾向にあった。急激な膝関節の伸展と骨盤後退は、麻痺側下肢の支持性が低下している際に観察される異常歩行[9-11]であり、手すりの使用により麻痺側下肢の支持性が補助されれば、その程度は軽減すると予測した。しかし、本研究では独歩でも異常の程度が健常範囲[9, 10]内である対象

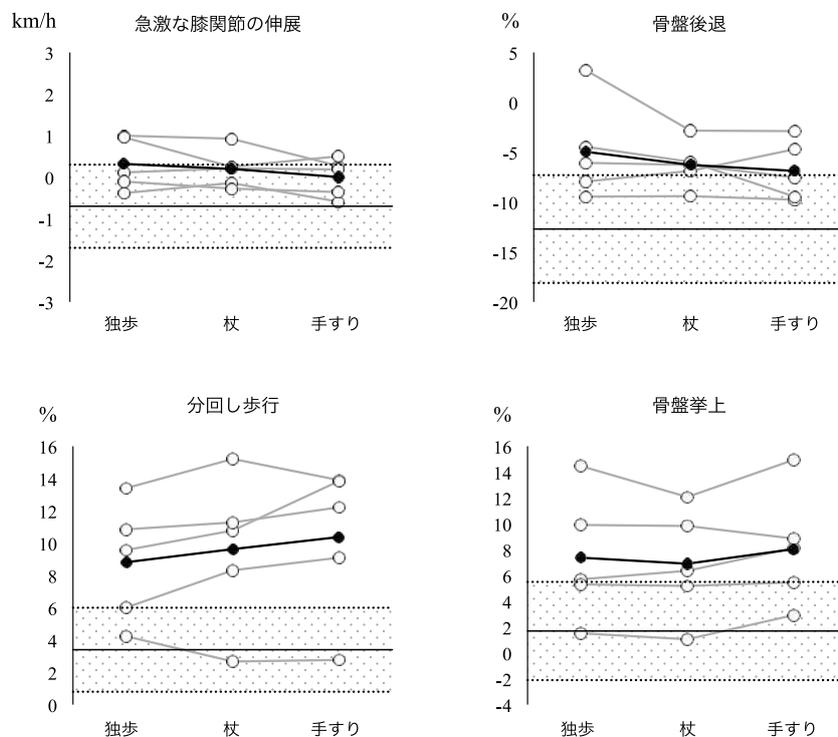


図4. 三次元トレッドミル歩行分析による異常歩行の程度  
各条件におけるトレッドミル歩行時の異常歩行の程度を示す。白丸は対象を示し、黒丸は全対象の平均値を示す。参考値として、健常者の平均値を横実線、平均値から±2SD [8-11]を横点線で示し、その範囲を網掛けしている。

と、独歩では健常範囲 [9, 10] から大きく外れる対象が混在しており、独歩でも異常を呈していない対象には手すり及ぼす影響が小さかったため、有意差を認めなかったと考えた。分回し歩行と骨盤挙上の程度を示す指標値は、有意差は認めなかったが手すりを使用することで軽減する傾向にあった。分回し歩行と骨盤挙上は、麻痺側下肢のトゥクリアランス低下に伴う、麻痺側下肢の振出しの代償動作 [16] である。対象によって手すりの有無による指標値の変化は異なっていたが、全体的に手すりの使用で程度が増加する傾向にあり、手すりの使用により麻痺側下肢を振り出すための代償動作がしやすくなると考えられた。

本研究で作製したトレッドミル歩行練習用の杖（以下、トレッドミル杖）を使用しての歩行において、麻痺側単脚支持時間と非麻痺側歩幅は、独歩と手すり使用時のおおむね中間に位置していた。その他の因子についても、トレッドミル杖を使用した歩容は、独歩と手すり使用時の間に位置する可能性が示された。また麻痺側歩幅は、独歩とトレッドミル杖の使用時は同程度だったが、手すりを使用すると有意に延長したことから、トレッドミル杖は手すりよりも麻痺側下肢の振出しに対する影響は小さいと言えた。本研究で作製したトレッドミル杖は、支持物ではあるが床面に完全に固定されておらず、かつ支柱が全方向に可動するため、手すりよりも安定性が低い。そのため杖を強く押ししたり引いたりして体重移動することが手すりに比べて難しい。安江ら [14] は、杖への荷重量を増やすほど反対側の下肢への荷重量が軽減すると報告しているが、トレッドミル杖への荷重には限界があり、麻痺側下肢の支持性を補助するという点において、トレッドミル杖を使用しての歩行は、独歩と手すり使用の間の難易度課題になると考えた。一方、歩行周期に合わせてつき直す必要がないという点で平地歩行の杖の操作よりも簡単である。運動学習の観点から、目標とするスキルを効率的に獲得するためには、転移性があり難易度が異なる類似課題を複数用意し、それを乗り継いで練習するのが良い [17]。よって、リハビリテーションのゴールに掲げられることが多い杖を使用しての自立歩行を効率的に獲得・改善するために、手すりを使用したトレッドミル歩行と手すりを使用しないトレッドミル歩行の間に課題を設定することは有意義であると考えられる。また、本研究で作製したトレッドミル杖を使用してのトレッドミル歩行練習は、両者の間の難易度の課題である可能性が示され、症例の歩行能力や回復に合わせて手すりとはトレッドミル杖を使い分けることで難易度を調整しながらトレッドミル歩行練習が可能になると考えられた。近年、ウェルウォーク WW-1000 (TOYOTA Motor Corporation, Toyota, Japan) や Lokomat (Hocoma Inc., Zurich, Switzerland) などのトレッドミル上で歩行練習を行う練習支援ロボットが開発され、その有用性が報告されている [18, 19]。これらのロボットは基本的に手すりを使用することを想定されているが、本研究で開発したトレッドミル杖を併用して歩行練習の課題難易度を調整することは、運動学習を促すうえで有用と考えられる。

しかし、本研究では対象数が少なく、その特性は限定的である。今回、短下肢装具との併用効果を避けるために、対象を装具を使用せずに歩行できる者とした。

独歩と杖の使用時の快適平地歩行速度には有意差はなく、トレッドミル歩行速度の設定が結果に影響を及ぼした可能性は低い。また、より重症な患者で効果を検証する必要がある。また、運動学的な指標を用いて作製した杖の効果検証をしたが、運動力学的な指標がないことが本研究の限界である。そのため、作製したトレッドミル杖の効果を一般化するためには、より多くの対象、条件で検討する必要がある。また、手すりから杖への移行のタイミング、杖を置く位置、重量の適正など、臨床で最大効果を得るためには更なる検討が必要であると考えられる。

## 文献

1. Kanayama T, Ohira Y, Nishida M, Nagaki T, Sakamoto M, Madoba K, et al. Characters of home discharge patients in a convalescence rehabilitation ward. *Rigakuryoho Kagaku* 2008; 23: 609–13. Japanese.
2. Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 777–84.
3. Laufer Y, Dickstein R, Chefez Y, Marcovitz E. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38: 69–78.
4. Yamada S, Tomida K, Tanino G, Suzuki A, Kawakami K, Kubota S, et al. How effective is the early fast treadmill gait speed training for stroke patients at the 2nd week after admission: comparison with comfortable gait speed at the 6th week. *J Phys Ther Sci* 2015; 27: 1247–50.
5. Lamont EV, Zehr EP. Earth-referenced handrail contact facilitates interlimb cutaneous reflexes during locomotion. *J Neurophysiol* 2007; 98: 433–42.
6. Ijmker T, Houdijk H, Lamoth CJ, Jarbandhan AV, Rijntjes D, Beek PJ, et al. Effect of balance support on the energy cost of walking after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2013; 94: 2255–61.
7. Ijmker T, Lamoth CJ, Houdijk H, Tolsma M, van der Woude LH, Daffertshofer A, et al. Effects of handrail hold and light touch on energetics, step parameters, and neuromuscular activity during walking after stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12: 70.
8. Itoh N, Kagaya H, Saitoh E, Ohtsuka K, Yamada J, Tanikawa H, et al. Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2012; 3: 78–84.
9. Tanikawa H, Ohtsuka K, Mukaino M, Inagaki K, Matsuda F, Teranishi T, et al. Quantitative assessment of retropulsion of the hip, excessive hip external rotation, and excessive lateral shift of the trunk over the unaffected side in hemiplegia using three-dimensional treadmill gait analysis. *Top Stroke Rehabil* 2016; 23: 311–7.
10. Hishikawa N, Tanikawa H, Ohtsuka K, Mukaino M, Inagaki K, Matsuda F, et al. Quantitative assessment of knee extensor thrust, flexed-knee gait, insufficient knee flexion during the swing phase, and medial whip in hemiplegia using three-dimensional treadmill gait analysis. *Top Stroke Rehabil* 2018; 13: 1–6. Epub ahead of print.

11. Tanikawa H, Itoh N. Quantitative analysis for abnormal gait patterns. In: Saitoh E, Ohtsuka K, editor. *Gait Analysis and Motion Analysis*. Tokyo: Center for Academic Publications Japan; 2017. p. 71–88. Japanese.
12. Bateni H, Maki BE. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 134–45.
13. Nagata M. Analysis of gait with a cane in patients with hemiplegia. *Jpn J Rehabil Med* 1991; 28: 27–37. Japanese.
14. Yasue Y, Shimono T, Kobayashi M, Yamamoto T. Effect of using a cane on knee joint forces in osteoarthritis of the knee: comparisons according to cane length and differences in load. *Rigaku Ryohogaku* 1996; 23: 184–90. Japanese.
15. Chen CL, Chen HC, Wong MK, Tang FT, Chen RS. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 43–8.
16. Matsuda F, Mukaino M, Ohtsuka K, Tanikawa H, Tsuchiyama K, Teranishi T, et al. Biomechanical factors behind toe clearance during the swing phase in hemiparetic patients. *Top Stroke Rehabil* 2017; 24: 177–82.
17. Saitoh E, Hirano S, Tanabe S, Yamada J, Sonoda S. Motor learning and exercise assist robotics in gait reconstruction of hemiplegia. *Jpn J Rehabil Med* 2016; 53: 27–34. Japanese.
18. Hirano S, Saitoh E, Tanabe S, Tanikawa H, Sasaki S, Kato D, et al. The Features of Gait Exercise Assist Robot: precise assist control and enriched feedback. *NeuroRehabilitation* 2017; 41: 77–84.
19. Schwartz I, Sajin A, Fisher I, Neeb M, Shochina M, Katz-Leurer M, et al. The effectiveness of locomotor therapy using robotic-assisted gait training in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *PM R* 2009; 1: 516–23.