

## Original Article

# 歩行練習支援ロボットを用いた歩行訓練が脳卒中片麻痺患者の下肢振り出し戦略に及ぼす影響 —即時効果に着目した予備的研究—

藤井 廉,<sup>1,2</sup> 玉利 誠,<sup>3</sup> 野中裕樹,<sup>1,2</sup> 田宮史章,<sup>2</sup> 細川 浩,<sup>4</sup> 田中慎一郎<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>医療法人田中会武蔵ヶ丘病院武蔵ヶ丘臨床研究センター

<sup>2</sup>医療法人田中会武蔵ヶ丘病院リハビリテーション部

<sup>3</sup>令和健康科学大学

<sup>4</sup>医療法人田中会武蔵ヶ丘病院リハビリテーション科

## 要旨

Fujii R, Tamari M, Nonaka Y, Tamiya F, Hosokawa H, Tanaka S. Influence of gait exercise using a walking-assist robot for swing-leg motion in hemiplegic stroke patients: a preliminary study focusing on the immediate effect. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2022; 13: 49-55.

【目的】麻痺側の膝関節運動や下肢振り出しのアシストを主とする歩行練習支援ロボットを用いた歩行訓練が、トレッドミル歩行における麻痺側下肢の Toe clearance に及ぼす影響を分析すること。

【方法】対象は、回復期脳卒中片麻痺患者 10 名とした。介入方法は、Welwalk WW-1000<sup>®</sup>（以下、Welwalk<sup>®</sup>）を用いた歩行訓練を 40 分間実施した。介入直前と介入直後で三次元動作解析装置を用いたトレッドミル歩行の歩行評価を行った。分析は、麻痺側下肢の足部-床面距離、Shortening of hip-toe length（以下、SHTL）を介入前後で比較するとともに、介入前後における麻痺側の下肢関節の運動学的変化との関連性を調べた。

【結果】介入前と比較して、介入後の SHTL にのみ有意な低値を認めた。また、介入前後における SHTL と膝関節屈曲角度に有意な負の相関を認めた。

【結語】Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練は、より正常に近い下肢振り出し戦略の獲得に寄与しうると考えられた。

**キーワード：**歩行練習支援ロボット Welwalk<sup>®</sup>、脳卒中片麻痺患者、Toe clearance、Shortening of hip-toe length (SHTL)、歩行訓練

## 研究の目的

脳卒中片麻痺患者（以下、片麻痺患者）の歩行能力の改善には、歩行訓練や歩行に関連した下肢訓練の十分な提供量が重要とされる [1]。しかしながら、片麻痺患者の多くは心肺機能の低下 [2] や低栄養状態 [3]、歩行に対する自己効力感の低下 [4] を有していることから、実際の臨床場面では十分な訓練量を確保できない症例をしばしば経験する。このような問題の解決策の一つとしてロボット技術の応用が期待されており [5]、さまざまなリハビリテーションロボット（以下、ロボット）が臨床導入されてきている。

ロボットを用いた歩行訓練の効果はいくつかの先行研究で明らかにされており、重度の歩行障害を有する片麻痺患者の歩行自立度を改善させることが示されている [6, 7]。その一方で、近年では、片麻痺患者の異常歩行パターンに対してロボットによるアシストがどのような影響を及ぼすのか、といった点に着目した調査がなされてきている。Katoh ら [8] は、麻痺側膝関節の屈曲伸展運動や麻痺側下肢の振り出しを適切なタイミングでアシストする歩行練習支援ロボットを用いて、片麻痺患者の異常歩行パターンに及ぼす影響を分析しており、麻痺側下肢振り出し時の体幹・下肢関節の運動学的異常が改善することを示唆している。このことから、ロボットを用いた歩行訓練は重度の歩行障害のみならず、歩行可能な片麻痺患者の異常歩行パターンを改善するための方策としても有用となる可能性がある。

一方、片麻痺患者の異常歩行パターンの主要な問題点として、Toe clearance の低下があげられる。この Toe clearance の低下 [9] は、躓きや転倒を招く主要因 [10] となることから、その改善は臨床上重要である。Toe clearance は本来、股関節と膝関節の屈曲運動と足関節の背屈運動に基づく下肢全体の短縮によって規定される [11]。対して、片麻痺患者は、麻痺側下肢振り出し時の膝関節屈曲運動の不全 [12] によって下肢全体の短縮が阻害されてしまう。それにより、Toe clearance の低下ないし Toe clearance を補完するための股関節の引き上げや下肢分回しによる代償的動作

著者連絡先：藤井 廉  
医療法人田中会武蔵ヶ丘病院  
〒 861-8003 熊本県熊本市北区楠 7-15-1  
E-mail : r-fujii@tanakakai.com  
2022 年 7 月 27 日受理

利益相反：本研究において開示すべき利益相反はない。

が助長されることとなり、歩行効率の低下を引き起こす [13]. このような Toe clearance の問題に対して、ロボットによるアシストは有用な介入手段になると考えられる。なぜなら、ロボット脚の駆動による麻痺側膝関節の屈曲伸張運動の適切なアシストや脚免荷ハーネスによる麻痺側下肢の振り出しアシストといったロボットの主要な機能が適切な下肢遊脚を実現することから、阻害された下肢全体の短縮に対し膝関節屈曲運動を拡大するよう作用することで、本来の股関節-膝関節-足関節運動による Toe clearance の確保に寄与することが想定されるためである。しかしながら、このような Toe clearance の問題に対して、ロボットによるアシストがどのように影響するのか、その詳細は明らかとされていない。

そこで本研究の目的は、麻痺側の膝関節運動や下肢振り出しのアシストを主とする歩行練習支援ロボットを用いた歩行訓練が、Toe clearance に及ぼす影響を分析することとした。なおわれわれは、ロボットを用いた歩行訓練によって Toe clearance は改善し、その背景には膝関節屈曲角度の増加が関与していると仮説を立てた。

## 方法

### 1. 対象

対象は、2019年4月～2020年3月に当院の回復期リハビリテーション病棟に入棟し理学療法が処方された脳卒中片麻痺患者のうち、①介入で用いるロボットの適用対象を踏まえ、主治医によってロボットを用いた歩行訓練が可能であると判断された、②トレッドミル歩行が自力にて可能である（体幹ハーネスの装着および手すりの使用は許可）、③改訂長谷川式簡易知能評価スケール（以下、HDS-R）が20点以上で、認知機能低下による影響がなく、本研究の趣旨が理解できる、④歩行に影響するような骨関節疾患・神経疾患・呼吸循環器疾患がないことを選定基準とし、それら基準を満たした10名（年齢71.5±13.2歳、男性5名、女性5名、右片麻痺6名、左片麻痺4名）を対象とした（表1、図1）。

なお、対象には事前に口頭および書面にて十分な説明を行い、同意を得たうえで実施した。また、本研究は医療法人田中会 武蔵ヶ丘病院の倫理委員会の承認（R1-01）を受け、ヘルシンキ宣言を遵守して行った。

### 2. 介入方法

介入には、歩行練習支援ロボット Welwalk WW-

1000<sup>®</sup>（以下、Welwalk<sup>®</sup>、TOYOTA 株式会社製）を用いた。Welwalk<sup>®</sup>は、長下肢装具型ロボット、低床型トレッドミル、安全懸架装置、ロボット免荷装置、患者用モニタ、操作パネルなどから構成される歩行練習用のロボット機器である（図2）[7, 8]。実際の訓練では、長下肢装具型ロボットを麻痺側下肢に装着し、トレッドミル上での歩行練習を行う（図2）[7, 8]。Welwalk<sup>®</sup>の特徴は、高フィードバック性（患者用モニタによる視覚フィードバックや音声による聴覚フィードバック）と精緻な調整性（膝伸展アシストや振り出しアシスト、膝屈曲開始タイミング、膝屈曲伸張時間、体重免荷量など）によって、運動学習理論に基づいた歩行訓練を実現できる点である。長下肢装具型ロボットの足底部に搭載された圧力センサーと膝関節屈曲-伸張角度から歩行周期を同定し、適切なタイミングで遊脚期における膝関節屈曲と立脚期における

表 1. 対象者の基本的属性

年齢（歳）	71.5±13.2
性別（ <i>n</i> ）: 男性 / 女性	5/5
麻痺側（ <i>n</i> ）: 右 / 左	6/4
発症してからの日数（日）	71.7±20.3
HDS-R（点）	26.8±3.6
SIAS	
Hip-flexion test（点）	3.3±0.6
Knee-extension test（点）	3.0±0.9
Foot-pat test（点）	2.9±1.1
下肢運動機能合計（点）	9.2±2.4
MAS	
大腿四頭筋（0/1/1 <sup>+</sup> /2/3/4）	3/4/1/2/0/0
ハムストリングス（0/1/1 <sup>+</sup> /2/3/4）	3/3/2/2/0/0
下腿三頭筋（0/1/1 <sup>+</sup> /2/3/4）	1/5/2/2/0/0
10 m 歩行時間（秒）	33.1±16.2
FIM 移動項目（点）	4.6±0.7
FIM 運動項目（点）	56.8±15.5
FIM 認知項目（点）	27.6±5.7
歩行形態（ <i>n</i> ）: 独歩/T-cane/Quad-cane	0/6/4
下肢装具の使用の有無 （装具なし / 短下肢装具 / 長下肢装具）	0/10/0

表内は、平均値±標準偏差を示している。HDS-R: 改訂長谷川式簡易知能評価スケール。

SIAS: Stroke impairment assessment set. MAS: Modified Ashworth Scale.

FIM: Functional independence measure.

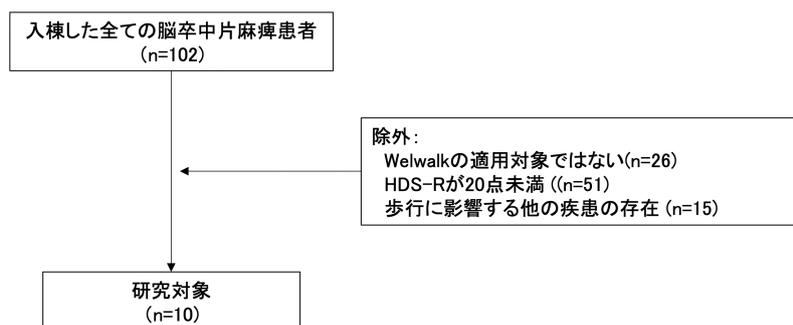


図 1. 対象選定のフローチャート

膝関節伸展のアシストを行う。加えて、脚免荷ハーネスによる振り出しアシストが適切な下肢遊脚を実現する。これらのアシスト機構によって、脳卒中片麻痺患者に特徴的なぶん回し歩行や過度な骨盤の引き上げ、過度な体幹の側屈などの代償的動作を伴うことなく、適切な難易度での歩行訓練を可能とする。

Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練は、一般的なりハビリテーション（関節可動域訓練，筋力増強訓練，基本動作訓練，日常生活動作訓練など）を3時間実施した後で，Welwalk<sup>®</sup>リーダー研修を受講し，Welwalk<sup>®</sup>の使用に熟練した一人の理学療法士によって行われた。アシスト量の調整は，代償的動作を助長しない範囲にて，可能な限りアシスト量を低く設定した。体幹を直立位に保持できない症例に対しては，体幹ハーネスの装着を許可した。また，視覚，聴覚のフィードバック機能は対象者の歩行能力に合わせ，主治医と理学療法士で決定した。介入時間は，適宜休息を取り入れながら，40分間実施した。

### 3. 評価項目

#### 3.1 基本的属性

基本的属性として，対象者の年齢，性別，診断名，麻痺側，発症してからの日数，HDS-R，Stroke Impairment Assessment Set（以下，SIAS）の下肢運動機能項目（Hip-flexion test，Knee-extension test，Foot-pat test，これら3項目の合計点数），大腿四頭筋・ハムストリングス・下腿三頭筋のModified Ashworth Scale（以下，MAS），



図2. 歩行練習支援ロボット Welwalk WW-1000<sup>®</sup>の外観

長下肢装具型ロボット，低床型トレッドミル，安全懸架装置，ロボット免荷装置，患者用モニタ，操作パネルなどから構成される。実際の訓練では，長下肢装具型ロボットを麻痺側下肢に装着し，トレッドミル上で歩行訓練を行う。

TOYOTA 株式会社より許諾を得て転載 (<https://global.toyota.jp/download/35073671>)。

10 m 歩行時間，Functional Independence Measure（以下，FIM）の移動項目（以下，FIM 移動項目）・運動項目（以下，FIM 運動項目）・認知項目（以下，FIM 認知項目），歩行形態（独歩 / T-cane/Quad-cane），下肢装具の使用の有無（装具なし / 短下肢装具 / 長下肢装具）を評価した。

#### 3.2 歩行の三次元動作分析

Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練の効果を運動学的に分析するために，CCD カメラ4台を含む三次元動作解析装置（キッセイコムテック社製，KinemaTracer<sup>®</sup>）を用いた歩行解析を行った。サンプリング周波数 60 Hz にて，歩行課題を計測した。歩行課題はトレッドミル歩行とし，対象者はトレッドミル（大武・ルート工業社製，同期・非同期式低床型トレッドミル）上を快適速度にて歩行するよう指示された。なお，対象者の歩行能力に応じて，体幹ハーネスの着用ならびに手すりの使用を許可した。カラーマーカ（直径 30 mm）を左右の肩峰，腸骨稜，股関節（上前腸骨棘と大転子を結んだ線上の下方3分の1の位置），膝関節（膝伸展位で膝蓋骨中点を通る線上で，かつ膝蓋骨を除いた大腿骨遠位端前後幅の2分の1の位置），外果，第5中足骨頭の計12か所に貼付した（図3）。それぞれのカラーマーカより得られた身体標点をもとに，Toe clearance の指標として，麻痺側下肢の遊脚期における①第5中足骨頭の垂直軸の移動距離（以下，足部-床面距離，図4A）と，②股関節と第5中足骨頭を結んだ直線距離（Shortening of hip-toe length; 以下，SHTL，図4B）を算出した [14]。いずれの指標も，麻痺側下肢の立脚中期で第5中足骨頭的位置が最下となる点と麻痺側下肢の遊脚中期付近で第5中足骨頭的位置が最上となる点の差分（遊脚中期-立脚中期）を求めた。なお，両指標の違いについて，足部-床面

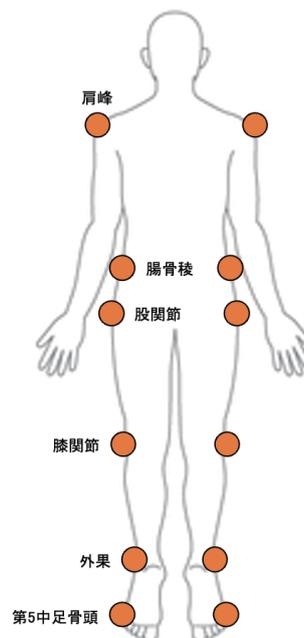
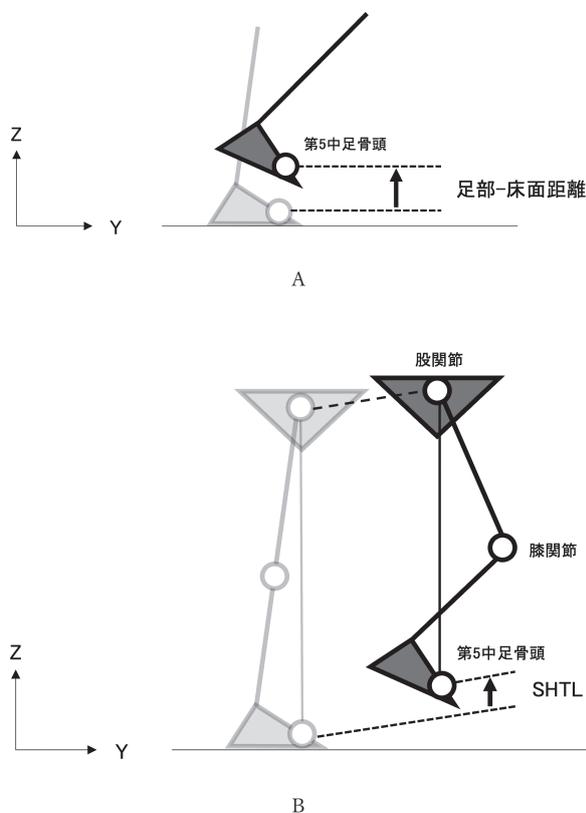


図3. カラーマーカの貼付位置

身体標点を定義するために，症例に対して両側の肩峰，腸骨稜，股関節，膝関節，外果，第5中足骨頭にカラーマーカを貼付した。

距離は、股関節の引き上げや下肢分回しなどの代償的動作を含有した Toe clearance の指標であり、一方で SHTL は本来歩行の遊脚期に必要な股関節屈曲・膝関節屈曲・足関節背屈運動によって構成される Toe



**図 4.** 足部-床面距離ならびに SHTL の詳細  
各図の左側は立脚中期、右側は遊脚中期を示す。また、円はマーカーを示す。いずれの指標も、立脚中期付近で第 5 中足骨頭の位置が最下となる点と遊脚中期付近で第 5 中足骨頭の位置が最上となる点の差分 (遊脚中期-立脚中期) を求めた。  
A: 足部-床面距離 (第 5 中足骨頭の垂直軸の移動距離)  
B: SHTL (股関節と第 5 中足骨頭を結んだ直線距離)

clearance の指標とされる [14]。加えて、時間距離因子として麻痺側下肢の立脚期時間、遊脚期時間、両脚支持期時間、ストライド長、ステップ長を、運動学的因子として麻痺側下肢の遊脚期における股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度、足関節背屈角度を算出した。なお、これら関節角度は Toe clearance の指標に対応するよう、立脚中期と遊脚中期の差分 (遊脚中期-立脚中期) をもとに、屈曲 (背屈) 角度変化量を求めた。

### 3.3 評価の流れ

基本的属性の聴取ならびに一連の理学療法評価を行った後で、歩行の三次元動作分析を実施し、その直後に Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練を行った。それから、介入が終了した直後に、再度歩行の三次元動作分析を行った。なお、評価ならびに介入は、対象者の体力が十分に回復したことを適宜確認しながら実施した。

### 3.4 統計解析

Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練の即時効果を検証するために、介入前後における麻痺側下肢の時間距離因子、運動学的因子、Toe clearance の比較について、Wilcoxon の符号付順位検定を用いた。

さらに、Toe clearance の変化がどのような下肢関節の構成要素の変化と関連しているのかを調べるために、Spearman の順位相関係数を用いて、麻痺側下肢における Toe clearance の指標 (足部-床面距離、SHTL) と運動学的因子 (最大股関節屈曲運動、最大膝関節屈曲運動、最大足関節背屈運動) それぞれの介入前後における変化量 (介入後-介入前) の関連性を分析した。

なお統計処理には R-4.0.0 を用いて行い、有意水準は 5% とした。

## 結果

表 2 に介入前後における歩行パラメーターの変化を示す。時間距離因子について、介入後にストライド長とステップ長の有意な延長 ( $p < 0.05$ ) を認めた。立脚期時間 ( $p = 0.29$ )、遊脚期時間 ( $p = 0.13$ )、両脚

**表 2.** 介入前後における歩行パラメーターの変化

評価項目	介入前	介入後	p 値
時間距離因子			
立脚期時間 (秒)	1.3±0.5	1.5±0.7	0.29
遊脚期時間 (秒)	0.7±0.2	0.7±0.3	0.13
両脚支持期時間 (秒)	0.5±0.4	0.5±0.3	0.77
ストライド長 (cm)	42.9±20.6	45.4±19.6	<0.05
ステップ長 (cm)	23.1±12.6	25.5±10.8	<0.05
運動学的因子			
股関節屈曲角度 (°)	20.1±6.7	20.9±7.1	0.69
膝関節屈曲角度 (°)	26.1±13.1	34.1±12.9	<0.05
足関節背屈角度 (°)	-1.1±6.5	1.9±6.0	0.45
Toe clearance の指標			
足部-床面距離 (cm)	2.7±1.1	3.0±1.1	0.32
SHTL (cm)	-1.1±1.9	-2.4±1.6	<0.01

表内は、平均値±標準偏差を示している。  
SHTL: Shortening of hip-toe length.

表 3. 介入前後における SHTL と下肢関節角度の変化量の相関分析

	股関節屈曲角度の変化量	膝関節屈曲角度の変化量	足関節背屈角度の変化量
SHTL の変化量	0.16	-0.70 *	0.38

表内は、相関係数  $r$  を示している。

SHTL: Shortening of hip-toe length. \*:  $p < 0.05$ .

支持期時間 ( $p=0.77$ ) に有意な変化は認めなかった。運動学的因子について、介入後に膝関節屈曲角度の有意な増加 ( $p < 0.05$ ) を認めた。Toe clearance の指標について、介入後に SHTL の有意な短縮 ( $p < 0.01$ ) を認めた。一方、股関節屈曲角度 ( $p=0.69$ )、足関節背屈角度 ( $p=0.45$ )、足部-床面距離 ( $p=0.32$ ) に有意な変化は認めなかった。

表 3 に、介入前後における Toe clearance の指標と運動学的因子の介入前後における変化量の相関分析の結果を示す。ここでは、介入前後の比較で有意差を認めた SHTL に着目し分析を行った。その結果、介入前後における SHTL の変化量と膝関節屈曲角度の変化量に有意な負の相関関係を認めた ( $r = -0.70, p < 0.01$ )。一方、股関節屈曲角度の変化量 ( $r = 0.16, p = 0.56$ )、足関節背屈角度の変化量 ( $r = 0.38, p = 0.24$ ) に有意な相関関係は認めなかった。

### 考察

本研究は、麻痺側の膝関節運動や下肢振り出しのアシストを主とする歩行練習支援ロボットを用いた歩行訓練が、下肢振り出しの障害に及ぼす影響について、Toe clearance に着目し分析を行った。介入後、麻痺側下肢のステップ長とストライド長、膝関節屈曲角度、SHTL が有意に改善した。さらに、介入前後における SHTL の変化量と膝関節屈曲角度の変化量に有意な負の相関関係を認めた。

本研究で使用したロボットである Welwalk<sup>®</sup>について、亜急性期の片麻痺患者に発症早期より一定期間実施することで、ステップ長やストライド長などの歩行パフォーマンスが改善することが報告されている [8]。本研究の介入は、40 分間の Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練を 1 回実施したのみであったが、先行研究 [8] と同様にステップ長とストライド長に有意な改善を認めた。本研究の結果より、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練の効果は即時性を有しており、片麻痺患者の歩行パフォーマンスを即座に改善しうることが示された。

Toe clearance の変化について、足部-床面距離に変化は認めず、SHTL にのみ有意差を認めた。つまり、本結果における Toe clearance の改善は、代償的動作の助長によるものではなく、より正常に近い歩行パターンの獲得によるものであると解釈される。Welwalk<sup>®</sup> は多数の構成要素より成るが、その主要な特徴は、長下肢装具型ロボットのアシスト量の精緻な調整性と、前面に設置された患者用モニタによってリアルタイムな歩行姿勢の視認・自己修正を可能とする点である [5]。つまり、正常に類似した歩行パターンの獲得を目標に、代償的動作が出現しない範囲での歩行訓練を繰り返し提供することが可能となる。下肢振り出し時のロボットによる適切なタイミングでの膝関節屈曲

運動のアシストと、患者用モニタの視認に基づく体幹運動（過度な側屈など）や下肢運動（股関節の引き上げ・下肢分回しなど）の自己修正が、正常に類似した歩行パターンの運動学習に貢献し、SHTL を改善したものである。

さらに、介入前後における SHTL の変化は、膝関節屈曲角度の変化と有意な負の相関関係を認めたが、この結果は、介入によって生じる SHTL の短縮には、膝関節屈曲角度の増加が関与していることを意味する。SHTL は、股関節屈曲・膝関節屈曲・足関節背屈によって構成されるが、膝関節屈曲運動による寄与が最も大きい [14]。一方、Kawasaki ら [15] は、片麻痺患者に対して膝関節屈曲伸展運動をアシストする装具装着型ロボットを用いた歩行訓練を実施することによって、歩行時の膝関節の運動パターンを直接的に改善しうることが明らかにしている。実際に本研究においても、介入後に最大膝関節屈曲角度の有意な増加が生じている。このことから、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練によって生じる SHTL の改善の背景には、長下肢装具型ロボットによりもたらされる膝関節屈曲運動範囲の拡大が関与していると考えられた。

本研究の一連の結果をまとめると、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練を片麻痺患者の歩行訓練に適応することによって、膝関節屈曲運動の拡大に伴って Toe clearance が改善し、より正常に近い下肢振り出し戦略の獲得に寄与すると考えられた。そのため、膝関節屈曲運動の不全などによって Toe clearance の確保が阻害されるとともに、代償的動作が助長されているような症例に対して適応することで、より効果的に作用する可能性がある。

本研究はいくつかの限界点を有する。まず 1 つ目に、平地での歩行訓練や他の歩行訓練機器との比較は行っていないため、他の歩行訓練と比較して有用であるかどうかは不明である。2 つ目に、歩行の三次元動作分析を行う際は、ハーネスや手すりの使用を許可したため、計測誤差が生じた可能性は否定できない（例：ハーネスの装着によって体幹・骨盤運動に制限が生じた可能性・手すりを使用することによる代償歩行が存在した可能性など）。3 つ目に、本研究における歩行分析は運動学的変数のみに着目したものであり、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練による運動力学的、電気生理学的な歩行の変化は検証していない。4 つ目に、サンプルサイズが小さかったがゆえ、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練がどのような患者（麻痺側下肢運動機能や感覚障害、痙縮の程度など）に効果的か、その詳細は明らかにできていない。今後サンプルサイズを拡大し、介入結果に基づくサブグループ化を図ることによって、Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練がより効果的に作用する患者特性の詳細を明らかにする必要がある。

今後、これらの課題を解決すべく、他の訓練方法と

の比較（例：平地歩行訓練など）や介入期間（例：継続的な介入による長期効果など）に着目したさらなる継続研究が必要であると考えられる。

### 結論

Welwalk<sup>®</sup>による歩行訓練は、遊脚期の膝関節屈曲運動を拡大させ、より正常に近い下肢振り出し戦略の獲得に寄与しうると考えられた。

### 謝辞

本研究は公益社団法人熊本県理学療法士協会 2019-2020 年度理学療法に関わる研究の助成を受けて実施した。ここに研究助成への感謝を申し上げる。

### 文献

1. Veerbeek JM, Koolstra M, Ket JCF, van Wegen EEH, Kwakkel G. Effects of augmented exercise therapy on outcome of gait and gait-related activities in the first 6 months after stroke. *Stroke* 2011; 42: 3311-5.
2. Brooks D, Tang A, Sibley KM, McIlroy WE. Profile of patients at admission into an inpatient stroke rehabilitation programme: cardiorespiratory fitness and functional characteristics. *Physiother Can* 2008; 60: 171-9.
3. Foley NC, Salter KL, Robertson J, Teasell RW, Woodbury MG. Which reported estimate of the prevalence of malnutrition after stroke is valid? *Stroke* 2009; 40: 66-74.
4. Hackett ML, Yapa C, Parag V, Anderson CS. Frequency of depression after stroke: a systematic review of observational studies. *Stroke* 2005; 36: 1330-40.
5. Hirano S, Saitoh E, Tsunoda T, Tanabe S, Katoh M, Yamada J, et al. Hoko Renshu ashisuto (GEAR) to undogakushu Gait [Exercise Assist Robot and Motor Learning]. *Jpn J Rehabil Med* 2017; 54: 9-13.
6. Mehrholz J, Warner C, Kugler J, Pohl M. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2017; 5: CD006185.
7. Hirano S, Kagaya H, Saitoh E, Sonoda S, Tanabe S, Katoh M, et al. Effectiveness of Gait Exercise Assist Robot (GEAR) for stroke patients with hemiplegia. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2017; 8: 71-6.
8. Katoh D, Tanikawa H, Hirano S, Mukaino M, Yamada J, Sasaki S, et al. The effect of using Gait Exercise Assist Robot (GEAR) on gait pattern in stroke patients: a cross-sectional pilot study. *Top Stroke Rehabil* 2020; 27: 103-9.
9. 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.
10. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture* 2010; 32: 429-35.
11. Moosabhoy MA, Gard SA. Methodology for determining the sensitivity of swing leg toe clearance and leg length to swing leg joint angles during gait. *Gait Posture* 2006; 24: 493-501.
12. Sulzer JS, Gordon KE, Dhaher YY, Peshkin MA, Patton JL. Preswing knee flexion assistance is coupled with hip abduction in people with stiff-knee gait after stroke. *Stroke* 2010; 41: 1709-14.
13. Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, Riley PO. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *Am J Phys Med Rehabil* 2000; 79: 247-52.
14. Little VL, McGuirk TE, Patten C. Impaired limb shortening following stroke: what's in a name? *PLoS One* 2014; 9: e110140.
15. Kawasaki S, Ohata K, Tsuboyama T, Sawada Y, Higashi Y. Development of new rehabilitation robot device can be attached to the conventional Knee-Ankle-Foot-Orthosis for controlling the knee in individuals after stroke. *IEEE Int Conf Rehabil Robot* 2017; 304-7.