歩行リハビリ支援ツール“Tree”を用いた歩行練習が 脳卒中片麻痺患者の歩行練習距離と歩行能力に 及ぼす影響

*Usefulness of the Walking Rehabilitation Support Tool “Tree” to Improve the Walking
Distances and Ability of Patients with Post-stroke Hemiplegia*

山出 宏一¹⁾ 松浦 和文¹⁾ 長谷 浩行¹⁾ 加藤 祥一¹⁾

HIROKAZU YAMADE, RPT, MSc¹⁾, KAZUFUMI MATSUURA, RPT¹⁾, HIROYUKI NAGATANI, RPT¹⁾, SHOICHI KATO, MD, PhD¹⁾

¹⁾ Rehabilitation Center, Yamaguchi Rehabilitation Hospital: 3380 Kurokawa, Yamaguchi-shi, Yamaguchi 753-0851, Japan
TEL +81 83-921-1616 E-mail: yamade1008@gmail.com

Rigakuryoho Kagaku 34(4): 441-447, 2019. Submitted Feb. 1, 2019. Accepted Mar. 18, 2019.

ABSTRACT: [Purpose] To confirm the usefulness of the walking rehabilitation support tool “Tree” to improve the walking distances and ability of patients with post-stroke hemiplegia. [Participants and Methods] Six patients with post-stroke hemiplegia were studied, adopting a between-subject multiple baseline AB design. The duration of the study was 15 days, which were divided into Period A for general walking training and Period B for walking training using “Tree”. The distance walked and MET during 20-minute walking training and the speed, step length, and cadence when walking 10 m after training were measured in each patient. [Results] There were significant increases in the walking distance, walking speed, and step length during Period B compared with A, but neither the MET nor cadence significantly varied between the 2 periods. [Conclusion] “Tree” may be useful to improve the walking distances of patients with post-stroke hemiplegia during walking training and their step lengths and walking speeds after it.

Key words: patient with post-stroke hemiplegia, walking training, walking rehabilitation support tool “Tree”

要旨:〔目的〕歩行リハビリ支援ツール“Tree”が脳卒中片麻痺患者の歩行練習距離と歩行能力に及ぼす影響を検討した。〔対象と方法〕対象は脳卒中片麻痺を有する6人とし、方法はABデザインによる被験者間マルチベースラインデザインとした。研究期間を15日間とし、一般的な歩行訓練を行う期間をA期、Treeを使用する期間をB期とした。20分間の歩行練習距離およびMETsと、歩行練習後の10m歩行時の速度、歩幅およびcadenceを測定した。〔結果〕歩行練習距離、歩行速度および歩幅は、A期と比較してB期に有意に増加したが、METsおよびcadenceに有意差はなかった。〔結語〕脳卒中片麻痺患者に“Tree”を使用することで歩行練習距離と練習後の歩幅および歩行速度を改善することが示唆された。

キーワード: 脳卒中片麻痺患者、歩行練習、歩行リハビリ支援ツールTree

¹⁾ 山口リハビリテーション病院 リハビリセンター：山口県山口市黒川3380（〒753-0851）
TEL 083-921-1616

I. はじめに

一般的な歩行は空間的にも時間的にも左右対称な傾向を示す。対照的に、片麻痺性歩行は選択的運動制御の乏しさ、平衡反応の遅延および中断、ならびに麻痺肢への体重負荷の減少を伴う左右非対称性によって特徴づけられる¹⁾。このような脳卒中片麻痺の症状に対する歩行練習について脳卒中治療ガイドライン 2015 では「歩行や歩行に関連する下肢訓練の量を多くすることは、歩行能力の改善のために強く勧められる（グレードA）²⁾」と推奨しており、より多くの量の歩行練習を実施することが有効とされている。また、近年では歩行練習の効果を高めることを目的に歩行支援ロボットの開発が急速に進んでいる。

Cochrane review のメタ解析では脳卒中患者に対する歩行支援ロボットによる介入効果について、歩行支援ロボットを使用することで使用しない場合より独立歩行を獲得する可能性が高く、特に発症後3ヵ月までが効果が高いと述べている³⁾。歩行支援ロボットは外骨格装置とエンドエフェクタ装置の2種類に大きく分けられる。外骨格装置の代表的なものとして Lokomat[®] (Hocoma)^{4,5)} や HAL[®] (CYBERDYNE)⁶⁾ があり、エンドエフェクタ装置の代表的なものとして Gait trainer (Reha-Stim Medtec)^{7,8)} が知られている。これらの装置のタイプによって歩行能力獲得の差はみられず、介入後の歩行速度はエンドエフェクタ装置を使用したほうが高いと報告されている³⁾。いずれも装着型の機器であり、装着に一定の手間や時間を要することが課題の一つといえる。そのため装着の手間等を必要としない使用方法がシンプルな機器の効果を検証することは、脳卒中片麻痺患者の歩行練習方法の選択肢の拡大のために重要と考える。

装置の分類として外骨格装置、エンドエフェクタ装置

のいずれにも含まれないものとして、歩行リハビリ支援ツール Tree (リーフ社製：以下、Tree⁹⁾ (図1)) がある。Tree は本体と、本体からのアームおよびその先に設置されるモニタから構成される。本体は球体駆動モジュールによって推進するためスムーズな駆動を可能としている。また、本体には使用者が歩行練習を行う際に握るグリップには力覚センサーや圧力センサーが内蔵されており、グリップを握ると動作を開始し、離すと安全のために停止する。さらに足の位置を検知するための側域センサーや傾斜センサー、バンパーセンサーによって使用者の安全を保つための機構を有する。モニタには本体に設置されたカメラで撮影された使用者足元がリアルタイムに映し出されるため、使用者は足元をのぞき込むことなく確認することができるようになっている (図2)。Tree は使用者が片手で把持し、事前に理学療法士が任意に設定した速度等の条件での歩行練習をアシストする装置であり、モニタによる映像指示や本体からの音声指示によって歩行練習におけるペースメーカー的な役割を果たすことが期待される。

我々はこれまでに Tree を使用することで歩行練習距離の延長が容易であることを経験しているが、Tree を用いた歩行練習が歩行距離の延長、歩行能力の改善に及ぼす影響についての報告は我々が渉猟した範囲では未だ少なく検討の余地があると考えた。また、歩行練習距離と歩行練習の効果について多面的に検討することは、脳卒中片麻痺患者の歩行練習のエビデンス構築の一助として意義があると考えた。

以上より本研究の目的は、脳卒中片麻痺患者に対して Tree を使用した際の一定時間における歩行練習距離と、練習後の歩行能力への影響について検証することとした。

II. 対象と方法

1. 対象

対象者は平成28年5月から同年9月に山口リハビリテーション病院回復期リハビリテーション病棟に入院した脳卒中患者より、独立歩行が可能な者、歩行練習に影響する認知機能の低下を認める者、脳血管疾患以外を原因とする歩行障害を有する者を除外した者から本研究の目的について同意を得た6名とした。対象者の年齢は 67.2 ± 12.2 歳、男女比は2:4、発症から介入開始までの平均病日は 94.3 ± 40.2 日、Functional Independence Measure 運動項目の平均値は 74.5 ± 8.7 、認知項目は 30.3 ± 3.2 (平均 $\pm$ 標準偏差) であった (表1)。

本研究は山口リハビリテーション病院倫理委員会の承認 (承認番号: 28-9) を得て、ヘルシンキ宣言ならびに臨床研究に関する倫理指針に則って行った。対象者には研究の趣旨を口頭および文書にて説明し同意を得た。得られたデータは匿名化し個人情報管理に留意した。

図1 Treeの外観

図2 Tree各部の名称

リーフ社より許可を得てTree説明書を一部改変，転載。

表1 対象の基本属性および介入開始時のFIM-M，FIM-Cと歩行練習時の杖・補装具の使用について

	年齢（歳）	性別	身長（cm）	体重（kg）	病日 （研究開始）	Brunnstrom stage	FIM-M	FIM-C	杖・補装具の 使用
症例1	59	男性	158	50.0	146	VI	85	34	T-cane
症例2	55	男性	160	47.8	65	IV	78	31	T-cane・AFO
症例3	52	女性	160	52.0	81	III	57	25	T-cane・AFO
症例4	75	女性	147	41.8	65	IV	78	34	Q-cane・AFO
症例5	80	女性	151	40.7	55	VI	77	28	なし
症例6	82	女性	145	53.1	154	IV	72	30	Q-cane・AFO
平均値 ±	67.2 ±		153.5 ±	47.6 ±	94.3 ±		74.5 ±	30.3 ±	
標準偏差	12.2		6.1	4.8	40.2		8.7	3.2	

FIM-M：運動項目FIM得点，FIM-C：認知項目FIM得点，AFO：短下肢装具。

2. 方法

今回の研究に用いたTreeは球体駆動モジュール技術を用いて床面をスムーズに走行する本体に，一側上肢で把持するためのハンドル，コントロール機能および使用者の足部の映像情報を映すディスプレイの部品から構成される（図1）。Treeにはディスプレイに床面と踏み出し位置の目標となる足型を提示し，踏み出した足部が足型に達するとあらかじめ設定された距離を機器が前進する「二動作・三動作モード」と，歩行速度や踏み出しタ

イミングのピッチ音を患者の歩行状態に合わせて任意に調節した速度で機器が前進する「フリー走行モード」の2種類の歩行練習モードがあり⁹⁾「フリー走行モード」を今回用いた。

方法はABデザインによる被験者間マルチベースラインデザイン¹⁰⁾とし，独立変数をTreeによる介入，従属変数を歩行練習中の歩行練習距離，歩行練習後の歩行速度，歩幅，cadenceとした。一般的に多標本実験計画法やシングルケースでのABABデザインでは，介入を行

わない対象や期間があるため被験者に不利益が生じる可能性が否定できない。今回、本研究デザインを採用することで、複数の被験者に対し時間をずらして介入することにより観察されたアウトカムが導入時期やその他の要因ではないことを確認することができ、かつ全ての被験者に介入を実施することが可能となり倫理的な不利益を最小限にした。

研究期間は15日間とし、一般的な歩行練習を行う期間をA期（基礎水準期）、Treeを使用して歩行練習を行う期間をB期（操作導入期）と設定した。被検者間マルチベースラインデザインでは複数の介入開始時期を設け、有意確率を5%以下にするために、A期とB期の組み合わせ可能な数は $p = 1/21 \div 0.0476$ より21通り以上に必要がある。また、当院における一般的な回復期リハビリテーション病棟の入院期間のうち集中的に屋内での平地歩行練習を行う期間を考慮し、A期とB期の設定を行った。以上よりA期を3日間、B期を12日間とする2名、A期を6日間、B期を9日間とする2名、A期を9日間、B期を6日間とする2名に無作為に分けた（表2）。

歩行練習には長辺10 m、短辺5 mの長方形の歩行路を使用し、麻痺側を内側にして周回した。その際の速度は快適に歩行できる範囲の最も速い速度とし、休憩基準は修正ボルグスケールが5以上で休憩し、2以下で歩行練習再開することとした。A期の一般的な歩行練習は平行棒等の固定支持物を用いず、理学療法士が対象者の側方に位置して歩行を行った。また対象者の身体能力の状態に合わせて杖や装具を使用した。B期のTreeを使用した歩行練習は、「フリー走行モード」を使用し、A期と同条件の速度に設定し、その速度に合わせて快適に歩行できるピッチ音の間隔に設定した。歩行練習距離の計測は、対象者の20分間の歩行練習の総歩行距離を計測した。距離の計測にはロードメジャー（EN-R1000、タジマ社製）を、時間の計測にはデジタルストップウォッチ（HS-70W-1IH、CASIO社製）を使用した。さらに歩行練習中の活動強度の指標としてMETs（Metabolic equivalents）を計測した。METsの計測には活動量計（HJA-750C、オムロン社製）を用い、10秒ごとに計測

される数値を抽出し20分間の歩行練習中の平均値を求めた。歩行練習後の歩行速度、歩幅、cadenceの計測は、10 mの快適歩行時の速度（m/sec）、歩幅（m）、cadence（steps/min）を計測した。計測には足圧モニタインソールPiT（以下、PiT¹¹）、リーフ社製）を使用し、歩行路は加速路3 m減速路3 mを含む16 mとし、その間の10 mを計測した。

結果の分析にはランダム化ゼーション検定を行った¹²。シングルケースデザインによるデータは、同一人物に対して繰り返し計測したものであるため、系列依存性を認め自己相関を生じやすい。そのためt検定やF検定等の検定を適応することができない¹³。このことから被験者間マルチベースラインデザインの解析にはデータの系列依存性を問題としないランダム化ゼーション検定が用いられることが多い。検定の手順はまず各対象者についてA期およびB期の平均値差を算出し、本研究の全ての対象者6例の平均値差の総和を検定統計量とした。また、A期とB期の期間をランダムに組み合わせた際の、全ての組み合わせ総数は ${}_6C_2 \times {}_4C_2 = 90$ 通りになり、それぞれの組み合わせによる平均値差の総和を算出した。この値が検定統計量以上の組み合わせ数を、全体の組み合わせ数90で除した値を有意確率とした。さらに各症例の効果判定のためBusk and Serlinの方法（A期とB期の平均値差／各期をプールした標準偏差）¹⁴にて効果量を算出し、Takahashiらの解釈基準¹⁵に基づき判定した。統計解析にはMicrosoft Excel 2013を使用し、有意水準は5%とした。

III. 結 果

症例1～6の各評価項目の経時的変化、A期とB期間の平均値差とランダム化ゼーション検定の結果を表3に示す。全例においてTreeにて設定した速度とピッチ音に合わせて歩行することが可能であった。歩行練習距離は検定統計量838.64、ランダム化ゼーション検定の結果（ $p = (\text{検定統計量以上の組み合わせ数}) / (\text{全体の組み合わせ数 } 90)$ ）については歩行練習距離 $p = 1/90 < 0.05$ でありB期の歩行距離が有意に延長した。METsは検定

表2 各症例における基礎水準期と操作導入期

	1日目	2日目	3日目	4日目	5日目	6日目	7日目	8日目	9日目	10日目	11日目	12日目	13日目	14日目	15日目
症例1	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶
症例2	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶
症例3	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶
症例4	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶
症例5	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶
症例6	◀-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶	▶-----▶

◀-----▶：A期（一般的な歩行練習を行う期間）、▶-----▶：B期（Treeを使用して歩行練習を行う期間）。

表3 各評価項目の値とA期-B期間の平均値差および効果量・ランダムイゼーション検定の結果

	1日目	2日目	3日目	4日目	5日目	6日目	7日目	8日目	9日目	10日目	11日目	12日目	13日目	14日目	15日目	A-B	ES	ランダムイゼーション 検定	
歩行練習 距離 (m)	症例 1	460	479	484	553	602	680	633	662	705	662	698	655	831	864	730	215.3	1.88	1/90 (p = 0.11) *
	症例 2	364	364	303	364	453	498	487	480	486	565	584	603	550	603	653	183.5	1.81	
	症例 3	183	212	153	203	242	213	297	273	333	386	363	393	406	398	483	169.2	1.75	
	症例 4	138	123	123	111	149	147	213	199	274	271	274	244	305	275	305	130.4	1.87	
	症例 5	452	393	484	453	484	454	455	428	454	514	538	561	462	543	503	69.4	1.56	
	症例 6	124	124	135	124	172	124	155	142	155	155	177	214	214	274	228	70.9	1.61	
METs	症例 1	1.92	2.06	2.12	2.09	2.14	2.02	2.27	2.27	2.09	2.22	2.20	2.43	2.48	2.36	2.32	0.21	1.36	79/90 (p = 0.88)
	症例 2	2.19	2.11	2.06	2.00	2.13	2.20	2.33	2.11	2.19	2.38	2.35	2.42	2.26	2.46	2.58	0.16	1.02	
	症例 3	1.53	1.51	1.51	1.56	1.51	1.75	1.66	1.85	1.95	1.94	2.08	2.01	1.95	2.15	2.13	0.41	1.74	
	症例 4	1.57	1.65	1.61	1.59	1.81	1.74	1.58	1.52	1.66	1.62	1.68	1.60	1.70	1.64	1.64	0.04	0.50	
	症例 5	1.72	1.43	1.83	1.59	1.69	1.86	1.84	1.83	1.64	1.73	2.04	1.87	1.63	1.83	1.68	0.08	0.57	
	症例 6	1.38	1.45	1.35	1.35	1.50	1.20	1.34	1.25	1.23	1.17	1.41	1.23	1.33	1.62	1.46	0.03	0.27	
歩行速度 (m/sec)	症例 1	0.58	0.60	0.62	0.67	0.72	0.75	0.72	0.79	0.79	0.81	0.75	0.74	0.75	0.78	0.81	0.16	2.17	1/90 (p = 0.11) *
	症例 2	0.68	0.69	0.68	0.75	0.72	0.72	0.81	0.74	0.72	0.79	0.80	0.76	0.74	0.76	0.83	0.08	1.73	
	症例 3	0.36	0.37	0.33	0.36	0.34	0.32	0.36	0.37	0.47	0.42	0.42	0.42	0.47	0.47	0.56	0.09	1.42	
	症例 4	0.16	0.14	0.17	0.14	0.15	0.15	0.17	0.18	0.18	0.18	0.19	0.18	0.17	0.17	0.17	0.03	1.69	
	症例 5	0.69	0.72	0.76	0.76	0.78	0.76	0.79	0.68	0.68	0.78	0.85	0.85	0.82	0.84	0.80	0.08	1.54	
	症例 6	0.32	0.30	0.31	0.32	0.32	0.32	0.33	0.35	0.34	0.32	0.37	0.38	0.41	0.42	0.56	0.09	1.34	
歩幅 (m)	症例 1	0.40	0.40	0.42	0.44	0.45	0.47	0.48	0.49	0.48	0.50	0.48	0.48	0.49	0.49	0.51	0.07	2.18	1/90 (p = 0.11) *
	症例 2	0.43	0.41	0.38	0.43	0.43	0.44	0.49	0.47	0.43	0.49	0.49	0.49	0.45	0.45	0.50	0.06	1.79	
	症例 3	0.32	0.30	0.29	0.31	0.30	0.29	0.31	0.31	0.34	0.33	0.35	0.34	0.36	0.34	0.37	0.04	1.53	
	症例 4	0.20	0.19	0.21	0.19	0.20	0.20	0.22	0.22	0.24	0.25	0.25	0.24	0.23	0.23	0.24	0.04	1.83	
	症例 5	0.43	0.43	0.44	0.47	0.47	0.45	0.48	0.41	0.41	0.45	0.49	0.50	0.50	0.50	0.49	0.05	1.50	
	症例 6	0.32	0.31	0.30	0.32	0.32	0.31	0.32	0.33	0.34	0.32	0.34	0.36	0.38	0.37	0.38	0.04	1.58	
cadence (steps/min)	症例 1	87.0	89.6	88.6	90.3	94.6	96.3	91.3	97.6	99.2	97.6	94.7	93.7	92.5	95.7	94.7	6.5	1.86	6/90 (p = 0.067)
	症例 2	95.3	102.1	106.1	103.8	100.0	96.8	99.2	95.6	98.9	96.9	98.4	93.9	97.1	100.0	100.0	2.8	0.88	
	症例 3	68.5	74.4	68.0	68.6	67.9	67.9	69.8	70.6	83.5	76.6	72.2	73.4	78.1	80.9	90.5	8.1	1.24	
	症例 4	48.1	44.1	47.2	44.7	44.7	45.9	45.5	49.9	46.9	43.9	45.1	44.7	44.4	45.6	42.6	0.4	0.22	
	症例 5	95.8	99.3	103.1	98.5	100.8	100.8	99.2	100.7	99.3	102.3	104.2	101.7	98.4	100.8	98.4	1.3	0.61	
	症例 6	59.6	57.7	61.5	59.6	60.4	62.3	62.6	63.5	60.3	60.6	63.7	63.9	65.6	67.8	89.8	7.7	1.05	

□ : A期(一般的な歩行練習を行う期間), ■ : B期(Treeを使用して歩行練習を行う期間). ES: 効果量, METs: Metabolic equivalents. *: $p < 0.05$ (ランダムイゼーション検定). Takahashiらの解釈基準: $1.58 \leq ES \leq 2.38$: 効果量小, $2.38 \leq ES < 2.71$: 効果量中, $2.71 \leq ES$: 効果量大. 文献15)より引用.

統計量 0.93, ランダマイゼーション検定の結果は $p = 79/90 > 0.05$ であり A 期と B 期の値に有意な差はなかった. 歩行速度は検定統計量 0.53 ランダマイゼーション検定の結果は $p = 1/90 < 0.05$ であり B 期に歩行速度の有意な増加を示した. 歩幅は検定統計量 0.29, ランダマイゼーション検定の結果は $p = 1/90 < 0.05$ であり B 期に歩幅の有意な拡大を示した. cadence は検定統計量 26.73, ランダマイゼーション検定の結果は $p = 6/90 > 0.05$ であり A 期と B 期の値に有意な差はなかった. 各症例の効果判定は歩行練習距離に 5 名, 歩行速度に 3 名, 歩幅に 4 名, METs および cadence に 1 名の効果量: 小を認めた.

IV. 考 察

本研究において Tree を使用した歩行練習にて歩行練習距離の延長に有意な効果を示したが, METs は有意に増加しなかったことから, Tree の使用が歩行練習における活動強度を増加させることなく歩行練習距離を延長させることが示唆された. これは Tree の構造的な安定性の高さによって歩行練習を容易にするためだと考えられ, Tree の支持基底面は約 50 cm × 50 cm であることと重量が約 60 kg であることに対して, 一般的な歩行練習で用いる T 字杖や四脚杖の重さが約 300 g から 900 g, 支持基底面は約 3 cm × 3 cm から 30 cm × 20 cm 程度¹⁶⁾であるため Tree の支持性が高いことが推測された. 次に Tree は任意に設定した一定速度で走行するため, 杖のように対象者が地面から空中に持ち上げ振り出す必要がない. そのため歩行中に Tree から常に支持性を得ることが可能であることが考えられた. 杖を使用することによる歩行練習の即時効果として, Beauchamp ら¹⁷⁾は脳卒中患者に対して標準的な一本杖を使用することで, 麻痺側と非麻痺側における一歩行周期における遊脚期と立脚期の割合の非対称性に改善が得られるが, 歩行速度の改善はみられなかったと報告している. また Kuan ら¹⁸⁾も脳卒中患者が杖を使用することで, 即時的に麻痺側下肢の運動を増大し歩幅を拡大させることを報告している. これらより脳卒中片麻痺患者において杖の使用が歩行安定性を増大させると考えられ, Tree は杖同様に一側上肢で支持物を把持することから, Tree の使用によってさらに歩行安定性を高め歩行練習量を増加させることが期待できる.

Tree を使用することで歩行練習後の快適歩行速度の向上が得られたが, その要因として Tree の使用により歩行練習中の速度が向上したためと推察した. 歩行練習速度の違いによるその後の快適歩行速度への影響については, 高齢健常者や脳卒中患者を対象とした先行研究では, 速い歩行速度での練習が有効であることが示されている^{19,20)}. Tree を使用することで前述した活動強度の

軽減によるものに加え, 本研究の歩行練習の歩行速度の条件は“快適に歩行できる範囲の最も速い速度”を目標速度に設定しており, Tree を使用した歩行練習は速度やピッチ音を機械的に維持するため, 目標速度の維持が容易になったことが考えられる. Tree のように機器を用いた外部からの刺激により一定速度での歩行練習を行う装置としてトレッドミルを使用した歩行練習が挙げられる. Sullivan ら²¹⁾は部分免荷歩行トレッドミルを使用した歩行練習 (Body-Weight Supported Treadmill Training: 以下, BWSTT) を実施した先行研究では, 遅い速度による歩行練習よりも速い速度での歩行練習のほうが大きい改善を示したことを報告している. BWSTT は懸架装置によって部分免荷を行うことで身体の安定性を確保していることに対して Tree は一側上肢で身体安定性を得るため, 今後 Tree による身体安定性の補助がどの程度有効に働かかを明らかにしていく必要がある.

Tree のピッチ音は一定間隔のリズムであるため, このピッチ音に合わせた歩行練習は一歩行周期における立脚期時間を左右均等にして下肢を振り出す結果になり, 聴覚刺激の効果として歩行速度の向上につながったと考えた. Den Otter ら²²⁾は脳卒中片麻痺患者の一歩行周期における立脚期時間について, 同年代の健常高齢者に比べ麻痺側の単脚支持期の短縮と初期両脚支持期が有意に延長していたことを報告している. また, Roerdink ら²³⁾はトレッドミルを使用した歩行練習に聴覚刺激を併用することで, 歩行中の時間的パターンの非対称性が改善され歩行能力の改善に影響があることを述べている. さらに脳卒中片麻痺患者に対して複数の種類の歩行練習の効果をまとめたシステマテックレビュー²⁴⁾においても, 聴覚刺激を用いた歩行練習が歩行速度および左右非対称性の改善に効果があると報告されている.

才藤は, 片麻痺者の歩行練習は課題志向的という意味で運動学習が主体となる課題である. 運動学習の効果を高めるためには練習を限界難度で行うことが望ましいが, 目的とする動作が限界難度を超えた過剰難度である場合, 練習は成立しない. 練習が成立しないのであれば運動学習の効果は得られないという難易度パラドクスに考慮が必要である²⁵⁾と述べている. このようなパラドクスの克服のため練習の限界難度をいかに高めるかが重要であり, そのための方法として促通法と課題調整法を挙げている. 今回, Tree を使用することで前述した効果により, 一般的な歩行練習に比べ速い速度かつ, 立脚期時間の左右非対称性を少なくした歩行練習が可能になったと考えられ, Tree が歩行練習の高い課題難度に対応するための促通手段になり得ることが示唆された.

本研究の問題点として, 第一に対象者数が少ないことが挙げられる. 本研究で使用した被験者間マルチベースラインデザインは全ての対象者に介入を行うため, 一般

的な介入研究で用いられるランダム化比較試験等が介入群と対照群に振り分けられることで起こる対照群への不利益が生じないことが特徴の一つである。しかしながら多標本実験計画法に比べて対象例が少なく研究の限界が生じていることは否定できない。第二に研究期間が短期間であったことが挙げられる。本研究では当院の一般的な入院期間を鑑み研究期間を2週間に設定したが、脳卒中片麻痺患者に対する歩行練習の介入効果を検証したシステマティックレビューでは4~6週間の介入を行っているものが多数を占めており^{3,17,22)}、本研究の6~12日間の介入期間では十分な効果が得られなかった可能性がある。また対象者数が少ないため年齢、性別等の基本属性の影響も考えられる。今後Treeを用いた歩行練習の効果については対象者数を増やし長期間の研究期間にて検討することが重要と考えられる。

今回、脳卒中片麻痺患者にTreeを使用した歩行練習の効果について検証した。この練習を行うことで歩行練習時の活動強度を増加させずに歩行練習距離を有意に延長させることと歩行練習後の快適歩行における歩行速度の向上と歩幅の拡大に影響することがわかった。このことより本練習は左右非対称性のある脳卒中片麻痺患者の歩行能力向上に有用な手段であることが示唆された。

利益相反 本論文掲載に関する費用を一部、リーフ株式会社が負担した。

引用文献

- Balaban B, Tok F: Gait disturbances in patients with stroke. *PM R*, 2014, 6: 635-642.
- 日本脳卒中学会, 脳卒中ガイドライン委員会編: 脳卒中治療ガイドライン2015. 協和企画, 東京, 2015, pp288-291.
- Mehrholz J, Thomas S, Werner C, et al.: Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, 2017, 5: CD006185.
- Hornby TG, Campbell DD, Kahn JH, et al.: Enhanced gait-related improvements after therapist- versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke: a randomized controlled study. *Stroke*, 2008, 39: 1786-1792.
- Westlake KP, Patten C: Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *J Neuroeng Rehabil*, 2009, 6: 18.
- Wall A, Borg J, Palmcrantz S: Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training-a systematic review. *Front Syst Neurosci*, 2015, 9: 48.
- Peurala SH, Airaksinen O, Huuskonen P, et al.: Effects of intensive therapy using gait trainer or floor walking exercises early after stroke. *J Rehabil Med*, 2009, 41: 166-173.
- Delussu AS, Morone G, Iosa M, et al.: Physiological responses and energy cost of walking on the Gait Trainer with and without body weight support in subacute stroke patients. *J Neuroeng Rehabil*, 2014, 11: 54.
- 橋元 隆, 高橋精一郎, 森田 潤・他: 進化する支援機器(福祉用具)歩行支援ロボットTreeの紹介—産学官民の連携を通して—。地域リハビリテーション, 2015, 10: 552-558.
- Gottman JM: N-of-one and N-of-two research in psychotherapy. *Psychol Bull*, 1973, 80: 93-105.
- 内藤裕太郎, 木村美子, 橋元 隆・他: インソール式圧力モニター装置を用いた歩行の定量的評価—慢性期脳卒中片麻痺患者に対する臨床応用—。産業医科大学雑誌, 2014, 36: 41-48.
- Yamada T: Introduction of randomization tests as methods for analyzing single-case data. *Jpn J Behav Anal*, 1998, 13: 44-58.
- Barlow DH, Hersen M: 一事例の実験デザイン—ケーススタディの基本と応用。高木俊一郎, 佐久間徹(監訳), 二瓶社, 東京, 1988, pp196-199.
- Busk PL, Serlin RC: Meta-analysis for single-case research. In: Kratochwill TR, Levin JR (eds): *Single-case research design and analysis: New directions for psychology and education*. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, 1992, pp187-212.
- Takahashi T, Yamada T: Analyzing effect size indices for single-case research data. *Jpn J Behav Anal*, 2008, 22: 49-67.
- 日進医療機器株式会社: 製品案内. <http://www.wheel-chair.jp/cane.php> (閲覧日2018年7月27日)。
- Beauchamp MK, Skrela M, Southmayd D, et al.: Immediate effects of cane use on gait symmetry in individuals with subacute stroke. *Physiother Can*, 2009, 61: 154-160.
- Kuan TS, Tsou JY, Su FC: Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80: 777-784.
- Hortobágyi T, Lesinski M, Gäbler M, et al.: Effects of three types of exercise interventions on healthy old adults' gait speed: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med*, 2015, 45: 1627-1643.
- Sheffler LR, Chae J: Technological advances in interventions to enhance poststroke gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 2013, 24: 305-323.
- Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH: Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on poststroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002, 83: 683-691.
- Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, et al.: Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait Posture*, 2007, 25: 342-352.
- Roerdink M, Lamothe CJ, Kwakkel G, et al.: Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. *Phys Ther*, 2007, 87: 1009-1022.
- Hollands KL, Pelton TA, Tyson SF, et al.: Interventions for coordination of walking following stroke: systematic review. *Gait Posture*, 2012, 35: 349-359.
- 才藤栄一, 平野 哲, 田辺茂雄・他: 特集 歩行再建への挑戦 運動学習と歩行練習ロボット—片麻痺の歩行再建—。 *Jpn J Rehabil Med*, 2016, 53: 27-34.