



重度脳卒中患者に対するウェルウォーク WW-1000 の使用が 歩行時の時間因子に及ぼす影響 — シングルケースデザインでの検討 — *

加藤涼平¹⁾・細井雄一郎^{1) 2)}

【要旨】

【緒言】歩行時に足尖離地困難を呈する重度脳卒中患者一例に対し、長下肢装具を使用した歩行練習とウェルウォーク WW-1000 (以下, WW) を使用した歩行練習を各々実施した経過を報告する. 【方法】80歳代の重度脳卒中片麻痺患者一例に対し、長下肢装具を使用した歩行練習を8日間 (以下, A 期), WW を使用した歩行練習を28日間 (以下, B 期), 短下肢装具を使用した歩行練習を8日間 (以下, A' 期) 実施した. 各日で歩行速度と歩行時の時間因子を計測し、各期で中央分割法を用いた Celeration Line (以下, CL) を描写し比較した. 更に A 期から延長した CL と比較した B 期の上位数を二項分布により検討した. 【結果】A 期と比較し、B 期では歩行速度の向上、麻痺側から非麻痺側への両脚支持期時間割合の減少を認めた. 【結論】本症例に対する WW を使用した歩行練習は、長下肢装具を使用した歩行練習と比べ、歩行速度の改善に有効であった.

キーワード：ウェルウォーク WW-1000, 歩行速度, 重度脳卒中患者

緒言

脳卒中患者に対するリハビリテーションとして、歩行動作の獲得と歩行能力の向上は重要な目標の一つであり、早期離床や歩行練習の支援を行う上で下肢装具の使用は有効である¹⁾. 更に歩行能力の向上には、練習量の増大が重要であると報告されており¹⁾, 麻痺側下肢の支持性や随意性が著しく低下している重度の脳卒中患者に対しては、長下肢装具 (Knee Ankle Foot Orthosis ; 以下, KAFO) を使用した歩行練習が推奨されてい

る²⁻⁴⁾. KAFO を使用する効果として、麻痺側下肢への荷重量の増加、麻痺側下肢の筋活動の賦活が挙げられ、患者の体力的、時間的に効率よく練習ができることが期待されている^{5) 6)}. しかし、KAFO を使用した歩行練習では、膝関節が伸展位で固定されていることで、遊脚期に膝関節を屈曲できず、麻痺側下肢の振り出しにおける介助量が增大すること、分回しや伸び上がり等の代償動作を誘発してしまうこと、またこれらの影響により低歩行速度となる可能性が考えられ、練習量が少なくなる等の問題点が挙げられる⁷⁾.

一方、近年では脳卒中患者の歩行障害に対するロボットリハビリテーションの効果についての報告が散見されている. 脳卒中治療ガイドライン2015において、歩行練習支援ロボットを使用した歩行練習は効果的であるとされており¹⁾, ロボットを用いた歩行練習は従来の歩行練習と比し、歩行速度や歩行自立度の改善効率の向上を認めることが明らかとなっている⁸⁻¹⁰⁾. 歩行練習支援ロボットの一つであるウェルウォーク (トヨタ自動車, ウェルウォーク WW-1000 ; 以下, WW) は、

* Effect of Welwalk WW-1000 on the temporal factor during walking in patients with severe stroke - Consideration in single case design -

1) 鶴飼リハビリテーション病院 リハビリテーション部 (〒453-0811 愛知県名古屋市中村区太閤通4丁目1) Ryohei Kato, PT, Yuichiro Hosoi, PT, MS: Department of Rehabilitation, Ukai Rehabilitation Hospital

2) 立命館大学大学院 スポーツ健康科学研究科博士課程後期課程 Yuichiro Hosoi, PT, MS: Graduate School of Sport and Health Science, Ritsumeikan University

E-mail: r.kato14012@gmail.com



図1. ウェルウォーク WW-1000の基本構成

①安全懸架装置, ②脚免荷ハーネス, ③正面モニタ, ④操作パネル, ⑤低床トレッドミル, ⑥膝関節モータ角度センサ, ⑦足関節可動範囲可変機構, ⑧足圧センサ

短下肢装具 (Ankle Foot Orthosis ; 以下, AFO) と KAFO の中間的な自由度制約で歩行練習が可能である¹¹⁾. WW は本体とロボット脚で構成され (図1), 本体は①安全懸架装置, ②脚免荷ハーネス, ③正面モニタ, ④操作パネル, ⑤低床トレッドミル, ⑥膝関節モータ角度センサ, ⑦足関節可動範囲可変機構, ⑧足圧センサ, が主な構成要素である. 膝関節モータにより遊脚時の膝屈曲を補助することで振り出しが容易となり, 多数歩での歩行が可能となる¹²⁾. 従来の歩行練習と比べた WW を用いた歩行練習における効果についても, 他のロボットリハビリテーションの効果と同様に報告されており¹³⁾, 歩行速度の向上を認めることが明らかとなっている¹⁴⁾. しかし, ロボットリハビリテーションの歩行速度に対する効果に関しては, セラピストによる補助が伴う歩行練習と比べて効果が限定的であるとの報告や^{15) 16)}, 適応に関しては明確ではないとの報告もあり^{17) 18)}, ロボットリハビリテーションを用いた歩行練習における効果や適応についての検討は不十分な点も多い.

今回, 重度の運動麻痺を呈した脳卒中患者を経験した. 本症例は, 麻痺側下肢の随意性が著しく低下しており, 立位において著明に膝折れを認め, 立位保持に介助を必要としていた. 歩行練習は, KAFO を使用して行い, 麻痺側下肢の振り出

しにおいて足尖離地困難を頻回に認め, 介助を要する状態であった. 本症例に対する, KAFO を使用した歩行練習は, 膝関節が伸展位で固定され, 遊脚時の膝関節屈曲が制限されるため, 麻痺側下肢の振り出しにおける介助量を増加させていると考えた. 一方, WW を使用した歩行練習では, 遊脚時の膝関節屈曲を補助することで, 麻痺側下肢の振り出しを容易にすることができ, 多数歩での歩行練習が可能となる. そこで, WW を使用した歩行練習は本症例において, 歩行能力向上の一助になるのではないかと考えた. 今回, 本症例に対し, KAFO を使用した歩行練習と WW を使用した歩行練習を各々実施した結果, 歩行時の時間因子の推移から一定の知見が得られたため, 報告する.

症例供覧

症例は 80 歳代の男性で, 左放線冠から内包にかけた脳梗塞の診断で急性期病院へ入院となり, 発症後 34 日目にリハビリテーションを目的に当院へ転院となった.

初回評価は発症後 35 日目に行った. 初回評価時の運動麻痺は, Brunnstrom Recovery Stage で右上肢 II, 手指 II, 下肢 II, Stroke Impairment Assessment Set (以下, SIAS) の下肢運動項目は, 股関節 (Hip-Flexion Test) が 1 点, 膝関節 (Knee-Extension Test) が 0 点, 足関節 (Foot-Pat Test) が 0 点と重度の運動麻痺を認めた. SIAS の感覚機能は下肢触覚 (Light touch) が 2 点, 下肢位置覚 (Position) が 2 点, SIAS の体幹機能は垂直性 (Verticality test) が 2 点, 腹筋 (Abdominal test) が 2 点と軽度の感覚障害と体幹機能障害を認めた. 非麻痺側下肢の徒手筋力検査 (Manual Muscle Test) においては, 股関節屈曲が 4, 膝関節伸展が 5 と非麻痺側下肢筋力は保たれていた. 認知機能に関しては, ミニメンタルステート検査 (Mini Mental State Examination J) が 24/30 点と軽度の認知機能の低下が認められた. 基本動作は, 協力動作は得られるが寝返りより全介助であった. 歩行能力は, 装具非装着では著明な膝折れが生じた為, KAFO を使用し平行棒内にて歩行練習を実施していた. 歩行様式は 3 動作揃え型で, 非麻痺側への重心移動が拙劣で, 麻痺側下肢の足尖離地が困難であり, 麻痺側下肢の振り出しに介助を要していた. Functional ambulation category は 1 点であり, 歩行時に転倒予防のため, 持続的な介助を要する状態であった. 機能的自立度評価法 (Functional Independence Measure) は合計 59 点 (運動項目: 36 点, 認知項目: 23 点) であり, 病

棟では車椅子を使用して移動していた。

練習開始時は、下肢筋力増強練習、起立練習、歩行練習を中心に理学療法を実施した。歩行練習はKAFOを使用して実施していたが、麻痺側下肢の足尖離地困難を認め、麻痺側下肢の振り出しに介助を要する状態であった。足尖離地困難の軽減を目的に、麻痺側下肢の振り出しにおける非麻痺側への重心移動を促して歩行練習を実施していたが、介助量に変化は認めなかった。また、運動麻痺や感覚機能に改善は認められなかった。

方法

1. 研究デザイン

今回の検証では、シングルケースデザインの一つである反復型実験計画法ABA型を採用し、経過を追った。発症後44日目より検証を開始し、基礎水準期ではKAFOを使用した歩行練習を8日間（以下、A期）行い、操作導入期ではWWを使用した歩行練習を28日間（以下、B期）行い、その後AFOを使用した歩行練習を8日間（以下、A'期）行った。

2. 練習内容

A期では、1日3単位実施し、練習内容は下肢筋力増強練習、起立練習、歩行練習を中心に実施した。歩行練習は、平行棒にてKAFOを装着下にて実施した。B期では、WWを使用した歩行練習を1日2単位実施した。なお、WWを使用した歩行練習は週6日間実施し、1日はA期と同様に平行棒内にてKAFOを使用した歩行練習を中心に実施した。WWを使用した歩行練習の2単位の内訳は、歩行時間：20分程度（5-8分×3施行）、ロボット脚着脱時間：5分、歩行練習のための準備（施行間の休憩）：10分程度、実施前後の移動：5分であった。WWの難易度調整に関しては、歩行能力の改善に応じてトレッドミル上の歩行速度の増加、各アシスト量を漸減していき、難易度調整を行った。A'期では、1日3単位実施し、練習内容は下肢筋力増強練習、起立練習、歩行練習を中心に実施した。歩行練習は、平行棒にてAFOを装着下にて実施した。

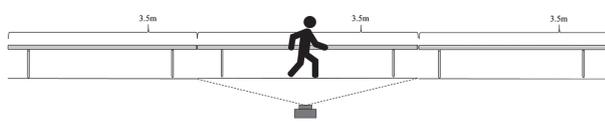


図2. 歩行の計測方法

3. 評価項目

評価項目は歩行時の時間因子とし、A期、B期、A'期の各日で平地歩行の動画を撮影した。計測方法は、3.5 mの予備路を含めた10.5 mの歩行路の中間3.5 mを計測対象とし、平行棒内にて計測した。下肢装具を装着下にて行い、歩行速度は快適速度とし、3回計測を行った。動画の撮影には、矢状面からビデオカメラ（SONY, HANDYCAM NEX-VG30, 30 Hz）を用いて行った（図2）。歩行時間の計測は計測の開始を歩行路の開始線を踏む、もしくは開始線を越えた初めの踵接地とし、計測の終了は終了線を踏む、もしくは終了線を越えた初めの踵接地までとして、ストップウォッチ（CASIO, ストップウォッチ HS-3C-8AJH）を用いて計測を行い、その後速度を算出した。歩行時の時間因子の算出はビデオカメラで撮影した動画の内、歩行路の中間5歩行周期を解析対象として採用し、検査者1名にて動画編集ソフト（Microsoft, Windowsムービーメーカー）を用いて目視にて算出した。解析に用いた時間因子は、得られた各計測値の平均値とし、各歩行周期において歩行周期時間と左右の単脚支持期時間、両脚支持期時間を算出した。なお、両脚支持期時間に関しては、麻痺側から非麻痺側への両脚支持期時間（以下、非麻痺側前両脚支持期時間）と非麻痺側から麻痺側への両脚支持期時間（以下、麻痺側前両脚支持期時間）を各々算出した（図3）。更に算出した各時間因子を一歩行周期の時間で除し、各時間因子の割合を算出した。

4. 統計学的検討

統計学的検討には、基礎水準期と操作導入期のそれぞれで中央分割法を用いてCeleration Line（以下、CL）を描写し、その傾きを求め、目視にて検討した。更に基礎水準期から延長したCLと比較した操作導入期の上位数を二項分布により検討した。歩行速度と歩行時の各時間因子との関連性をピアソンの積率相関分析を用いて検討した。解析には、解析ソフト（IBM SPSS Statistics, version23.0, IBM）を用いた。なお、有意水準は5%とした。

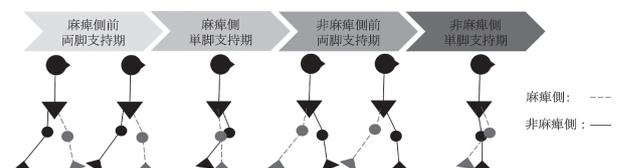


図3. 歩行時の時間因子における各項目

5. 倫理的配慮, 説明と同意

今回の報告に関して, 患者及び家族へ口頭で十分に説明を行い, 書面にて同意を得た。

結果

表1に経過の結果を示す。結果より, 歩行速度は, A期の開始時点, A期の終了時点, B期の終了時点の順に, 0.10 m/s, 0.12 m/s, 0.13 m/s と経過と共に向上した。更に図4の各期でのCLの傾きの比較では, A期と比べてB期において傾きは大きく, 二項分布の検定の結果では, A期と比べてB期において有意に歩行速度は向上した ($p < 0.05$)。

非麻痺側前両脚支持期時間割合は, A期の開始時点, A期の終了時点, B期の終了時点の順に, 36.4%, 43.9%, 39.7% と経過とともに減少した。更に図5の各期でのCLの傾きの比較では, A期と比べてB期において傾きは小さく, 二項分布の検定の結果では, A期と比べてB期において有意に非麻痺側前両脚支持期時間割合は減少した ($p < 0.05$)。非麻痺側単脚支持期時間割合は, A期の開始時点, A期の終了時点, B期の終了時点の順に, 19.4%, 16.6%, 16.2% と経過とともに増加した。更に図6の各期でのCLの傾きの比較では, A期と比べてB期において傾きは大きく, 二項分布の検定の結果では, A期と比べてB期において有意に非麻痺側単脚支持期時間割合は増加した ($p < 0.05$)。その他の時間因子においては, 各期で著明な変化は認めなかった。

さらに, 歩行速度と歩行時の各時間因子との相関分析の結果を図7, 8に示す。歩行速度と両脚支持期時間割合 ($p < 0.01$, $r = -0.59$), 非麻痺側前両脚支持期時間割合 ($p < 0.01$, $r = -0.66$) は高い負の相関を認めた。

考察

今回, 重度の運動麻痺を呈した症例に対し, KAFOとWWを使用した歩行練習を各々実施し, 経過を比較した。その結果, 一症例の経過ではあるが, KAFOを使用した歩行練習と比較し, WWを使用した歩行練習において, 歩行速度の向上と一歩行周期における非麻痺側前両脚支持期時間割合の減少を認めた。

脳卒中片麻痺患者の歩行速度は, 歩行時の両脚支持期時間割合と負の相関があることが報告されている^{19) 20)}。更に田中ら²¹⁾は歩行時の前遊脚期における膝関節屈曲角度の減少は両脚支持期時間を延長させると報告している。今回, 本症例に対し, 歩行速度と歩行時の各時間因子との関連性を検討した結果, 歩行速度と両脚支持期時間割合, 非麻痺側前両脚支持期時間割合の間には有意な負の相関を認めた。以上のことから本症例においては, KAFOを使用した歩行練習と比較し, WWを使用した歩行練習で歩行速度が向上した要因として, 非麻痺側前両脚支持期時間割合の減少が寄与したと考えられた。非麻痺側前両脚支持期時間とは, 非麻痺側下肢の踵接地から麻痺側下肢の足尖離地までを指し, 一般的には反対側へ荷重を受け継ぐ相²²⁾といわれ, 麻痺側下肢を振り出すまでにかかる時間を示す。今回, 本症例の経過からKAFOを使用した歩行練習と比較してWWを使用した歩行練習において, 非麻痺側前両脚支持期時間割合は減少傾向を示したことから, WWを使用した歩行練習では円滑な麻痺側下肢の振り出しの獲得に伴う, 麻痺側下肢の振り出しまでにかかる時間の短縮を認めたと考えられた。

KAFOを使用した歩行練習では, 膝継手を固定していることで遊脚期に膝関節が屈曲できず, toe

表1. 歩行速度及び時間因子の推移

	A期		B期		A'期	
	開始時	終了時	開始時	終了時	開始時	終了時
歩行速度 (m/s)	0.10	0.12	0.12	0.13	0.16	0.19
麻痺側単脚支持期時間割合 (%)	12.4	14.8	11.3	15.6	20.9	14.4
非麻痺側単脚支持期時間割合 (%)	34.0	23.9	24.1	26.0	27.5	26.4
両脚支持期時間割合 (%)	55.8	60.5	64.9	55.5	54.0	58.6
麻痺側前両脚支持期時間割合 (%)	36.4	43.9	49.1	39.7	39.8	41.7
非麻痺側前両脚支持期時間割合 (%)	19.4	16.6	15.8	16.2	14.2	16.9

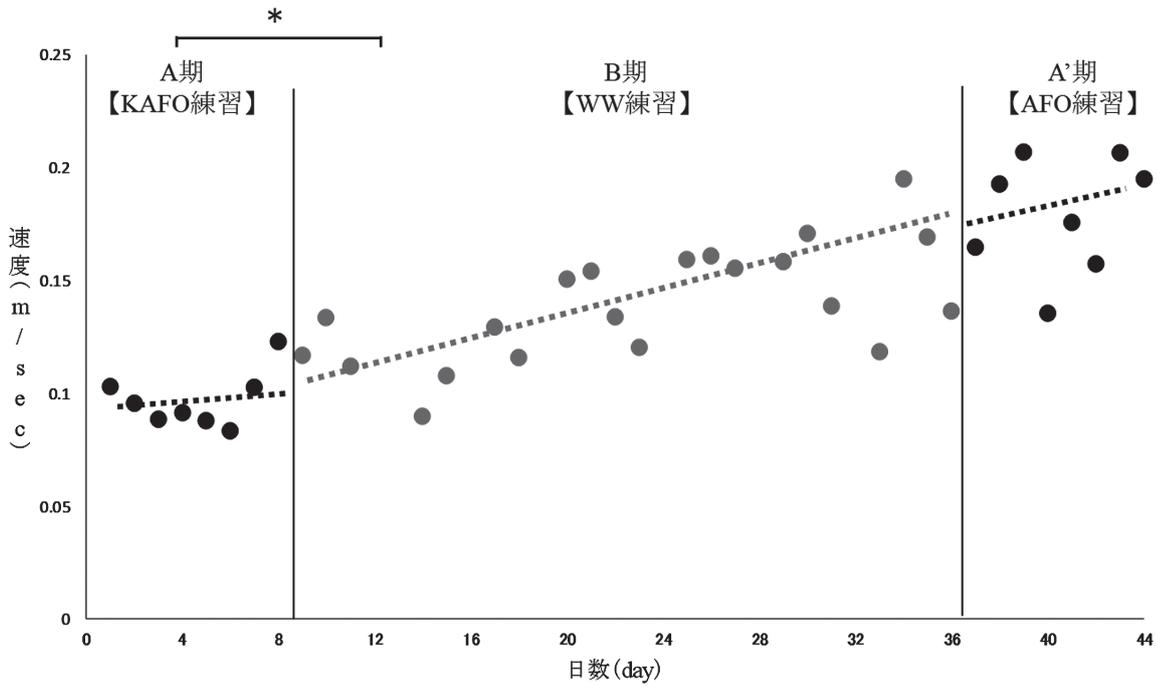


図 4. 歩行速度の経過

KAFO : Knee Ankle Foot Orthosis, WW : ウェルウォーク WW-1000, AFO : Ankle Foot Orthosis, : 各期における Celeration Line, * : $p < 0.01$

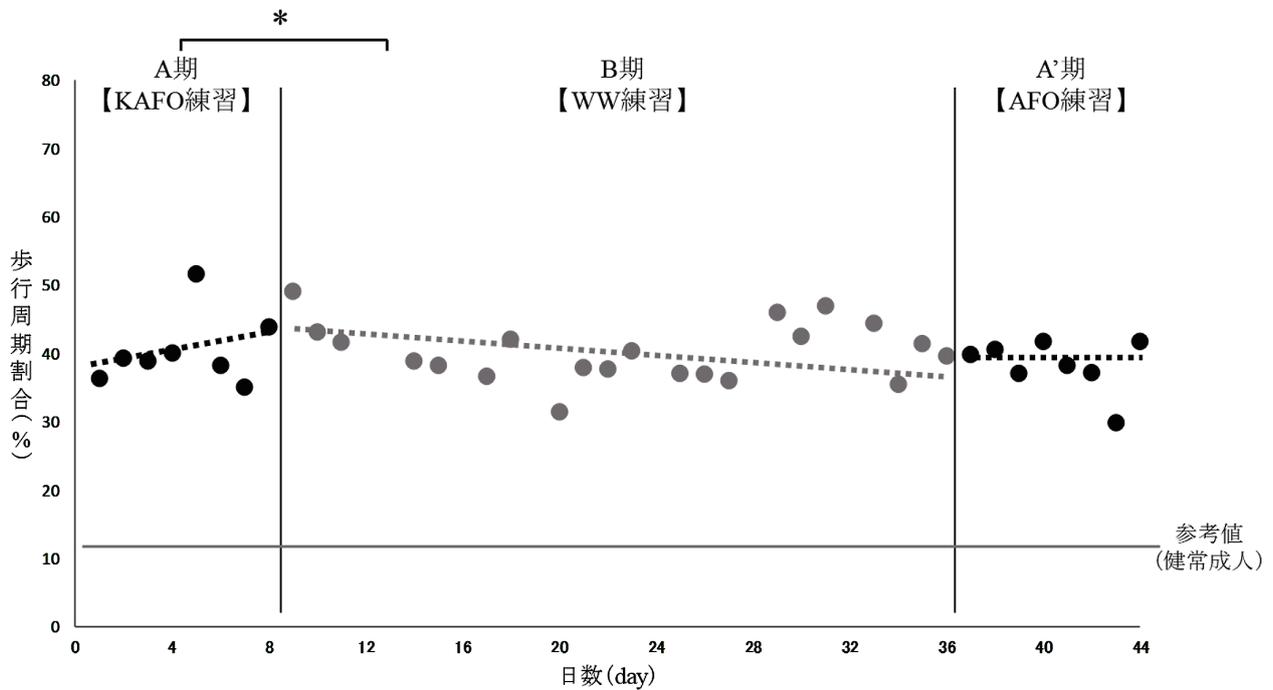


図 5. 麻痺側から非麻痺側への両脚支持期時間割合の経過

KAFO : Knee Ankle Foot Orthosis, WW : ウェルウォーク WW-1000, AFO : Ankle Foot Orthosis, : 各期における Celeration Line, * : $p < 0.01$

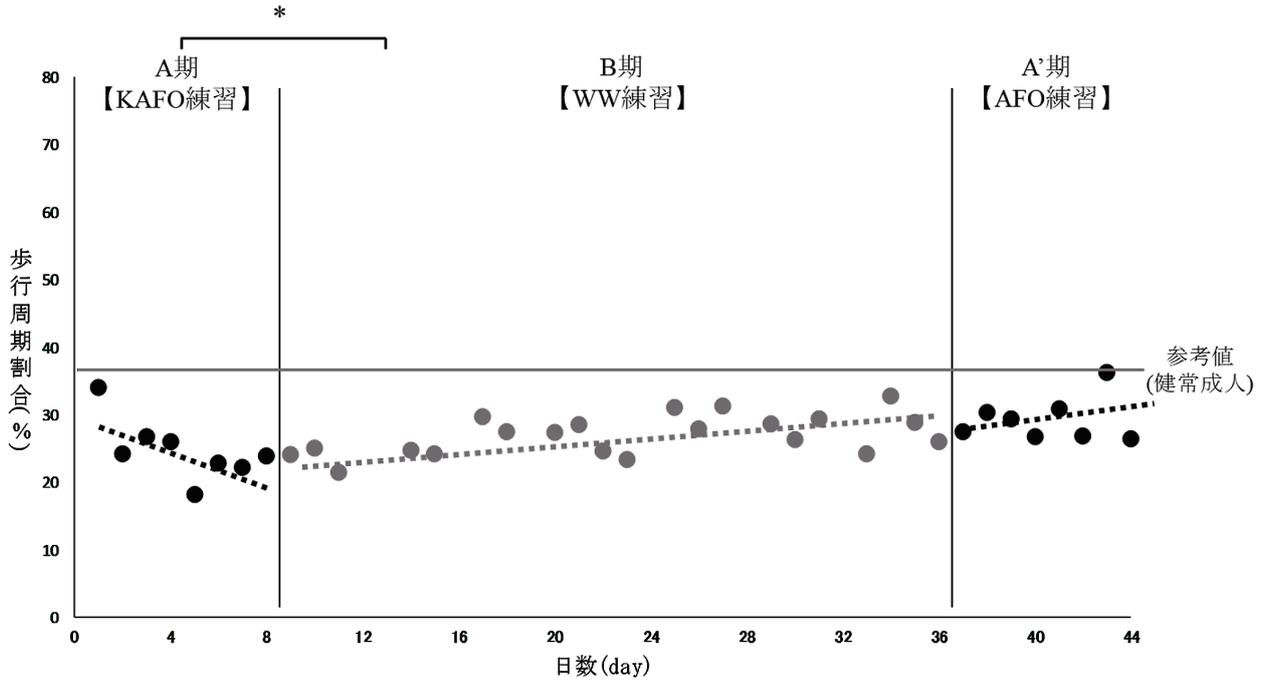


図 6. 非麻痺側単脚支持時間割合の経過

KAFO : Knee Ankle Foot Orthosis, WW : ウェルウォーク WW-1000, AFO : Ankle Foot Orthosis, : 各期における Celeration Line, * : $p < 0.01$

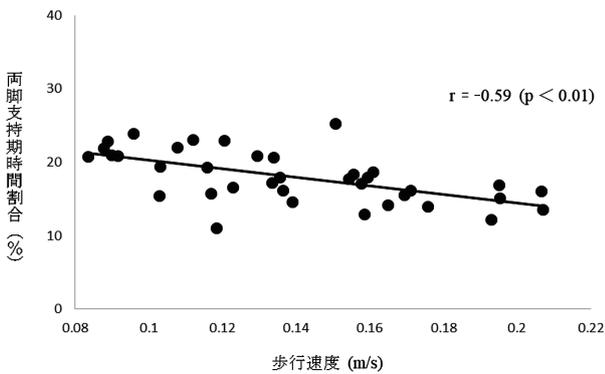


図 7. 歩行速度と両脚支持期時間割合の相関関係

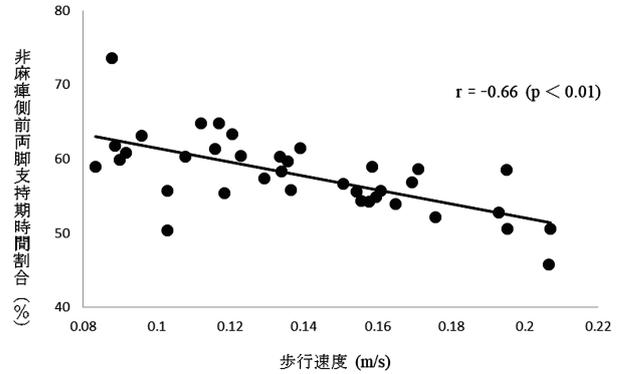


図 8. 歩行速度と非麻痺側前両脚支持時間割合の相関関係

clearance の確保のために代償動作を伴うこと²³⁾, 振り出しに介助を要する等の問題点が挙げられる. また松永²⁴⁾ は, 歩行速度が低下している脳卒中片麻痺患者は, 歩行周期における麻痺側下肢の前遊脚期の占める割合が多く, 麻痺側下肢の振り出しに時間を要すると報告しており, 田中ら²¹⁾ は前遊脚期における膝関節の屈曲角度の減少が両脚支持期時間を延長させると報告している. これらのことから KAFO を使用した歩行練習では, 膝関節を伸展位で固定していることが両脚支持期時間を延長させ, 歩行速度の低下, 足尖離地困難に影響を及ぼしていたと考えられる. 一方で, WW を

使用した歩行練習では, 膝関節の屈曲を伴う振り出しに加え, 一定のアシスト量で多数歩での歩行練習が可能であり^{12) 25)}, KAFO を使用した歩行練習と比較し, 前遊脚期での膝屈曲を担保した, より正常歩行に近い歩容で, 反復した練習が可能であった. これらの練習効果が, 歩行時の非麻痺側への重心移動を学習させ, 円滑な麻痺側下肢の振り出しの獲得に伴う非麻痺側前両脚支持期時間割合の減少を認めたと考えられた.

また今回の経過において, 非麻痺側単脚支持期時間割合は増加傾向を示した. 歩行速度は単脚支持期時間割合と正の相関を示しており, 一般的に

両脚支持期時間割合の減少に伴う単脚支持期時間割合の増加は歩行速度の向上を示す²⁶⁾。脳卒中患者においても、歩行速度と単脚支持期時間割合は正の相関関係を示していることから両脚支持期時間割合の減少に伴う単脚支持期時間割合の増加は歩行速度の向上に寄与すると考えられる²⁷⁾。しかし、脳卒中片麻痺患者は立脚期時間の非対称性を生じており、歩行速度の向上を認めても非対称性は残存するとの報告がある²⁸⁾。本症例においては重度の運動麻痺を呈しており、麻痺側の支持性は依然低かった為、歩行速度の向上に伴う単脚支持期時間割合の増加は麻痺側と比べて非麻痺側において著明に認められたと考えられた。

今回の検討の限界として、歩行時の時間因子における評価をビデオカメラで撮影した動画を用い、目視にて行った為、評価精度が不十分であった点が挙げられる。更に一症例での検討の為、今後評価方法を再考し、更に症例数を増やして検討をしていく必要があると考えられる。

結論

今回、歩行時に足尖離地困難を呈する重度脳卒中片麻痺患者一例を経験し、KAFO と WW を各々用いた歩行練習を実施した結果、WW を用いた歩行練習では歩行速度の向上、非麻痺側前両脚支持期時間割合の減少傾向を認めた。

【文献】

- 宮本淳, 森悦朗・他：脳卒中ガイドライン 2015 (追補 2017)。協和企画, 東京, 2017, pp. 277-278.
- 高岡徹：脳卒中片麻痺に対する短下肢装具処方の実際。日本義肢装具学会。2001; 17 (1) : 6-10.
- 木村公宜, 越智光宏・他：脳卒中患者の歩行障害と下肢装具。Monthly book medical rehabilitation. 2019; 236: 53-59.
- 増田知子：エビデンスからみた下肢装具と理学療法。The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2019; 56 (4) : 277-281.
- 鶴見隆正, 川村博文・他：片麻痺に対する早期下肢装具療法。理学療法学。1992; 19 (3) : 219-222.
- 阿部浩明, 大鹿糠徹・他：急性期から行う脳卒中片麻痺例に対する歩行トレーニング。理学療法の歩み。2016; 27 (1) : 17-27.
- 門脇敬：脳卒中片麻痺患者の歩行再建をめざした回復期病棟での理学療法。理学療法学。2020; 47 (4) : 369-376.
- 平野哲, 才藤栄一・他：歩行・バランス練習支援ロボットの特徴と効果—運動学習の観点から。医学の歩み。2018; 264 (13) : 1141-1145.
- Mehrholtz J, Thomas S, et al.: Electromechanical assisted training for walking after stroke. Cochrane Database Syst Rev. 2017; 5 (5) : 1-125.
- 向野雅彦, 平野哲・他：ロボットを用いた歩行練習。Monthly book medical rehabilitation. 2017; 205: 29-33.
- 平野哲, 才藤栄一・他：歩行練習アシスト (GEAR)。Journal of Clinical Rehabilitation. 2016; 25 (4) : 322-327.
- 平野哲, 才藤栄一・他：脳卒中患者におけるロボット支援歩行練習。Monthly book medical rehabilitation. 2019; 236: 60-66.
- 平野哲, 加賀谷斉・他：脳卒中片麻痺患者に対する歩行練習アシスト (GEAR) の有効性の検討。Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science. 2017; 8: 1-5.
- Veerbeek MJ, Koolstra M, et al.: Effects of augmented exercise therapy on outcome of gait and gait related activities in the first 6 months after stroke: meta analysis. Stroke. 2011; 42 (11) : 3311-3315.
- Hornby TG, Campbell DD, 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 (6) : 1786-1792.
- Hidler J, Nichols D, et al.: Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. Neurorehabil Neural Repair. 2009; 23 (1) : 5-13.
- Schwartz I, Meiner Z, et al.: Robotic assisted gait training in neurological patients: who may benefit? Ann Biomed Eng. 2015; 43 (5) : 1260-1269.
- Veerbeek MJ, Wegen VE, et al.: What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta analysis. PLoS One. 2014; 9 (2) : 1-33.
- Roth JE, Merbitz C, et al.: Hemiplegic gait relationships between walking speed and other temporal parameters. Am J Phys Med Rehabil. 1997; 76 (2) : 128-133.
- Goldie AP, Matyas AT, et al.: Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. Arch Phys Med Rehabil. 2001; 82 (8) : 1057-1065.

- 21) 田中惣治, 本島直之・他: 麻痺側立脚期の膝関節の動きによる片麻痺者の歩行パターン別の時間因子の分析. 理学療法学. 2018; 45 (4): 227-234.
- 22) Neumann GK: 観察による歩行分析. 月城慶一(訳), 医学書院, 東京, 2005, pp. 42-43.
- 23) 高尾耕平, 北原あゆみ・他: 健常者における長下肢装具着用下での歩行パターン. 関西理学. 2013; 13 (0): 73-76.
- 24) 松永貴史: 脳卒中片麻痺患者の歩容に関する一考察. 愛知県理学療法学会誌. 2008; 20 (3): 154-159.
- 25) 平野哲: 脳卒中患者の歩行再建を目指したロボットリハビリテーション. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine. 2020; 57 (5): 392-398.
- 26) 西山徹, 鈴木博人・他: 歩行速度の違いにおける歩行周期の相区分変化について. 東北文化学園大学医療福祉学部リハビリテーション学科紀要. 2012; 8 (1): 29-32.
- 27) Olney JS, Griffin PM, et al.: Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. Phys Ther. 1994; 74 (9): 872-885.
- 28) Patterson KK, Mansfield A, et al.: Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation. Neurorehabil Neural Repair. 2015; 29 (2): 153-162.