

原著

## 脳卒中片麻痺患者を対象とした空気圧式人工筋による足関節背屈アシスト効果の検証

島村雅彦<sup>1\*</sup>, 中島浩二<sup>2</sup>, 鈴木佳代子<sup>2</sup>, 松野隆史<sup>2</sup>, 小栢進也<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究所

<sup>2</sup> 田中ファミリークリニック リハビリテーション室

<sup>3</sup> 埼玉県立大学 保健医療福祉学部 理学療法学科

### 要旨

【緒言】脳血管障害後に足関節の運動麻痺を有する片麻痺患者の多くは、関節安定性を補助するために短下肢装具を使用して歩行能力を維持している。足関節背屈の前脛骨筋を補う短下肢装具は空気圧式人工筋を用いたデバイスが開発されているが、装具使用時の下肢関節運動への影響は未だ明らかになっていない。

【方法】本研究は、空気圧式人工筋を有する短下肢装具による遊脚期の背屈補助が脳卒中患者の歩行動作へ与える影響を調べた。対象は、慢性期脳卒中患者2名とした。方法は空気圧式人工筋による足関節背屈アシストと非アシストによる歩行動作を実施し、下肢関節角度と下腿筋活動量を比較検討した。動作計測は被験者の下肢に貼付したカラーマーカーをビデオカメラで撮影し、歩行中の股関節、膝関節、足関節角度を算出した。併せて表面筋電計を用いて前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋の筋電図を計測し、積分筋電位を算出した。

【結果】アシスト条件で立脚後期から遊脚中期の股・膝関節の屈曲運動が5~10%歩行周期分だけ遅れが生じた。筋活動量は1名の検査者のみアシスト条件で前脛骨筋の活動が顕著に増加した。

【結論】足背屈装具の使用は遊脚期の直接的な影響だけでなく、立脚後期の運動パターンにも変化を与えることがわかった。また、遊脚期の足関節背屈補助は前脛骨筋活動を促すことにも有効である可能性がある。この結果は足関節背屈トルクの補助の直接的な影響だけでなく、被験者の運動パターンの変化による影響であると考えられる。また、症例によっては背屈補助で前脛骨活動を賦活できる可能性が示された。

### はじめに

脳血管障害後に生じる下肢の運動麻痺は移動動作能力を低下させる。この下肢の運動麻痺は遠位関節で強く生じやすく、足関節の運動麻痺の程度は歩行能力に強く関与する<sup>1,2)</sup>。そこで、足関節の運動麻痺を有する片麻痺患者の多くは、関節安定性を補助するために短下肢装具を使用して歩行能力を維持している。装具で足関節背屈位を保つことで遊脚期のクリアランスを確保することに

役立つなど、短下肢装具は片麻痺患者のリハビリテーションにおいて必須のツールであるが、金属やプラスチックの剛性により足関節の関節運動が制限される。特に足関節背屈運動は立脚期に体重心を前方に移動させるための非常に重要な要素であるが、装具により関節運動が制限されると推進力は減少し、歩行速度が低下する。このように、短下肢装具使用による足関節可動性低下はデメリットも有している。理想の短下肢装具は足関節の安定

受付日 2022年11月16日

採択日 2023年6月10日

### \*責任著者

島村雅彦

埼玉県立大学大学院 保健医療福祉学研究所

E-mail:

2392003d@spu.ac.jp

### キーワード

脳卒中

空気圧式人工筋

短下肢装具

性だけでなく、相反する可動性の機能が求められる。

この問題を解決するため、様々な動力式短下肢装具が開発され、その効果が検証されている<sup>3)</sup>。開発当初は金属性の電動モーターが主流であったが、足関節背屈の前脛骨筋を補う短下肢装具は、空気圧式人工筋を用いたデバイスにトレンドが変わりつつある<sup>3)</sup>。人工筋装具の特徴は、軽量でかつ強い出力が可能である点にある<sup>4)</sup>。Kimらは足関節背屈を補助する人工筋装具を使用して3週間のトレッドミル歩行トレーニングを慢性期の脳卒中患者に行った結果、歩行能力の向上が認められたと報告している<sup>5)</sup>。軽度の脳卒中患者を対象にした研究では、動力装具を使用した歩行練習は歩行能力を改善するが、装具を使用せずに歩行練習を行ったコントロール群と比較すると有意差は認めなかった<sup>6)</sup>。このように動力式短下肢装具は開発が進んでいるが、動力装具使用によるリハビリテーション効果は一致した見解が得られていないのが現状である<sup>7)</sup>。

動力式短下肢装具の使用効果を調べるには、装具使用時の動作とその動作を生み出す筋活動を複合的に捉えて検証する必要がある。見た目上の動作が改善されたとしても、動力装具によるトルク補助が筋活動を抑制していれば、筋機能の改善を妨げるためである。健常者を対象に遊脚期および荷重応答期の背屈トルクを補助した場合には、遊脚期の背屈角度が増加するとされている<sup>8)</sup>。この結果は、遊脚時に下垂足となる脳卒中患者には足関節背屈補助装具を適応できる可能性が高い。一方で足関節を背屈する前脛骨筋の遊脚期の活動は低下する<sup>9)</sup>。健常者においては、歩行中の関節トルクを補助すると筋活動が抑制され、消費エネルギーが減少する結果は多くの研究で一致している<sup>4)</sup>。しかしながら、脳卒中患者を対象として足関節背屈トルクを補助した歩行動作と筋電図を解析した研究は少なく、下垂足に対する動力装具の使用効果は明らかではない。

遊脚期の前脛骨筋は足関節背屈作用を持つが、慣性力により強い膝の屈曲作用も有する<sup>10)</sup>。慣性力の大きさは姿勢に依存して強度が決まり、前脛骨筋による膝関節への作用は膝屈曲角度が小さいほど強い<sup>11,12)</sup>。脳卒中患者は遊脚期の膝屈曲角度が小さいため、動力装具で前脛骨筋のトルクを補うと近位関節の運動も変化する可能性

がある。このような動力式短下肢装具による脳卒中患者の下肢運動への影響はよくわかっていない。そこで、本研究は脳卒中患者を対象として、空気圧人工筋を有する短下肢装具を用い、歩行時の関節運動および筋電図を計測して、遊脚期の背屈補助による脳卒中患者の歩行動作への影響を調べた。

## 対象と方法

### 1. 対象

対象は失語症、半側空間無視などの高次神経障害を合併しない慢性期脳卒中患者2名とした。被験者の一般属性を表1に示す。研究対象者には、事前に本研究の目的および内容について書面および口頭にて説明し、同意書に署名を得た。尚、本研究はヘルシンキ宣言に則り埼玉県立大学の倫理申請委員会の承認を受けて実施した。

### 2. 身体機能・動作能力評価

各被験者の身体機能および動作能力は足関節背屈角度、Modified Ashworth Scale (MAS) の足関節背屈、Functional Ambulatory Score (FAC)、Stroke Impairment Assessment Set (SIAS) の運動機能下肢を計測した。足関節背屈角度は日本整形外科学会・日本リハビリテーション学会に準じ5°刻みで、ゴニオメータを用いて計測した。

### 3. 人工筋搭載短下肢装具

足関節背屈をアシストする空気圧人工筋（以下、人工筋）は、DARWIN Power Assist Walk 足型（ダイヤ工業社製）を用いた。人工筋は靴底に圧力センサが埋め込まれている。圧力センサは足底面に前足部と踵部に配置した（図1）。

図2には人工筋を着用した外観を示す。人工筋によって遊脚期の足関節をアシストするために前脛骨筋の走行に沿って下腿近位1/3の外側面から第1中足底背面を繋ぐように配置した。

本研究では麻痺側下肢の足部が地面から離れるタイミングで人工筋が収縮し、足部が地面に接地するタイミングで人工筋が弛緩するように設定した。具体的には前足部・後足部とも圧力センサに荷重力が加わっていない場

表1. 被験者の一般属性

被験者	年齢 (歳)	性別	身長 (cm)	体重 (kg)	BMI	麻痺側	脳卒中タイプ	発症後年数	歩行補助具	
									屋内	屋外
A	75	男	163	51	19.2	左	出血	12	なし	手すり
B	76	男	176	71	22.9	左	出血	17	T字杖	T字杖 短下肢装具

合に、コンプレッサーから人工筋に空気が供給され人工筋が収縮し、どちらかの圧力センサに力が加わると人工筋から空気が排出され人工筋が弛緩する設定とした。なお予備実験より、人工筋のトルク発揮特性は、立ち上がり時間（人工筋力がトルクを発揮し始めてから最大発揮トルクに至るまでの時間）0.6 s、立ち下がり時間（人工筋力が最大するトルクが最大状態から、発揮トルクが0 Nに減弱するまでの時間）0.4 s、最大発揮トルク 4.2 Nmであった。

#### 4. 計測データ取得方法

麻痺側下肢に対して身体上のウェアまたは皮膚上に動作解析用のカラーマーカーを腸骨稜、大転子、膝関節外側、外果、第5中足骨頭部のランドマーク上に貼付した。動作撮影はビデオカメラ1台を用いて矢状面から撮

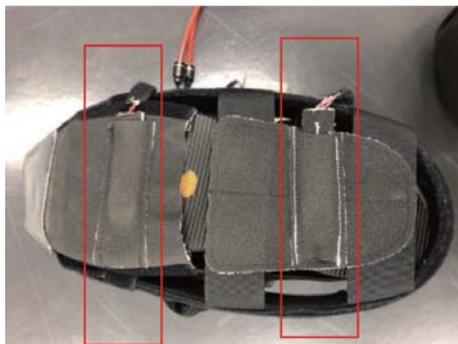


図1. 靴底の圧力センサ



(a) 矢状面



(b) 前額面

図2. 人工筋肉の外観

影を行った。ビデオカメラによる撮影のサンプリング周波数は 60 Hz とした。被験者に貼付したマーカーの2次元座標値は動作解析ソフト Frame-DIAS (Q'sfix 社製) を用いてデジタルライズして得た。

表面筋電図 (Trunk Solution 社製) は同じく麻痺側下肢を対象に貼付部位の十分な前処理後、前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋の皮膚表面上に貼り付けた。サンプリング周波数は 1000 Hz とした。

#### 5. 歩行動作計測

計測は被験者が日常歩行速度で 5 m を直線歩行した。屋内で普段、杖を利用して歩行する場合には杖も使用するものとした。計測では遊脚期に人工筋による足関節背屈のアシストと非アシストの場合の2条件を設定した。機器に慣れるため、被験者はアシスト条件の計測前と非アシスト条件の計測前にそれぞれの条件で2分間歩行した後で計測を行った。2条件の計測順はランダムとした。

#### 6. 関節角度・筋電位解析

マーカーの2次元座標値は、動作解析ソフト Frame-DIAS (Q'sfix 社製) を用いて解析した。また、ノイズキャンセルのために、プログラム言語 Python を用いて 6 Hz のローパスフィルター処理を行なった。その後、1歩行周期の股・膝・足関節の関節角度を求めた。1歩行周期は麻痺足下肢の踵接地から同下肢の踵接地までを定

義し、100%で正規化した。そして、画面上で確認可能な2周期ないし3周期から矢状面上の各関節角度変化の平均値を求めた。関節角度に関しては腸骨稜と大転子、膝関節外側と外果、外果と第5中足骨頭部をそれぞれ結ぶベクトルを作成し、腸骨稜と大転子を結ぶベクトルと大転子と膝関節外側を結ぶベクトルのなす角を股関節角度、大転子と膝関節外側を結ぶベクトルと膝関節外側と外果を結ぶベクトルのなす角を膝関節角度、膝関節外側と外果を結ぶベクトルと外果と第5中足骨頭を結ぶベクトルのなす角を足関節角度として算出した。

計測された筋電位はプログラム言語 Python を用いて 20-250 Hz のバンドパスフィルタ処理を行なった後、100 m/s 幅で二乗平均平方根を算出し、1歩行周期中の遊脚期における積分筋電位を求めた。尚、本研究では麻痺側下肢のつま先が離床してから踵接地するまでを遊脚期と定義している。遊脚期はビデオカメラで確認し、2周期ないし3周期から積分筋電位の平均値を求めた。

## 結果

各被験者の身体機能・動作能力を表2に示す。MAS 足関節背屈はどちらの被験者も2と下腿三頭筋の明確な筋緊張亢進を認めた。足関節背屈角度は5°と制限を認めた。FAC に関してはどちらの被験者も4で、平地の自立歩行が可能であった。また、SIAS 足部の結果は被験者 A で2と不十分な足関節背屈自動運動、被験者 B で1と軽度の足関節背屈自動運動が可能であった。

表2. 動作能力・身体機能

被験者	A	B	
足関節背屈角度 (°)	5	5	
MAS 足関節背屈	2	2	
FAC	4	4	
SIAS	股	3	4
	膝	3	3
	足	2	1

MAS: Modified Ashworth Scale  
FAC: Functional Ambulatory Score  
SIAS: Stroke Impairment Assessment Set

表3. 歩行パラメータ

被験者	A		B	
	アシスト	非アシスト	アシスト	非アシスト
アシスト条件	アシスト	非アシスト	アシスト	非アシスト
歩行速度 (m/s)	0.31	0.35	0.60	0.50
1歩行周期時間 (s)	2.2	2.0	1.6	1.7
立脚期の割合 (%歩行周期)	64	65	62	66
遊脚期の割合 (%歩行周期)	36	35	38	34

各被験者の歩行速度、1歩行周期時間、遊脚期および立脚期の割合を表3に示す。歩行速度はアシスト条件では被験者 A で低下、被験者 B では増加した。1歩行周期時間は被験者 A で延長、被験者 B で短縮した。歩行周期における立脚期および遊脚期の割合はアシスト条件で大きな変化が認められなかった。

各被験者の人工筋によるアシストと非アシストにおける1歩行周期の関節角度変化を図3に示す。被験者 A では40-80%歩行周期に生じる股関節、膝関節屈曲運動の最大値がアシスト条件で5%歩行周期遅延していた。また股関節最大屈曲角度はアシスト条件と非アシスト条件で顕著な差を認めなかった。被験者 B は被験者 A と同様に股関節屈曲・膝関節屈曲運動がアシスト条件で10%歩行周期遅延した。また、最大角度は非アシスト条件がアシスト条件より膝関節屈曲で6°大きく、足関節背屈で4°大きかった。

図4に各筋の遊脚期における筋活動量の比較を示す。被験者 A の筋活動量はアシストと非アシストの全ての筋において顕著な差は認められなかった。被験者 B の筋活動量は前脛骨筋で大きな差が認められ、アシスト条件で非アシスト条件よりも顕著に増加した。

## 考察

本研究では、慢性期脳卒中片麻痺患者を対象に遊脚期に足関節背屈を人工筋によってアシストすることで歩行動作がどのように変化するかを検証した。本機器の最大背屈トルクは4.2 Nm は先行研究の5-9.2 Nm<sup>9,13)</sup>よりも弱い。本研究の対象者の身体機能に類似した脳卒中患者群 (MAS 足関節背屈平均0.9, 歩行速度0.45 m/s) における歩行中の背屈トルクは0.15 Nm/kg と報告<sup>1)</sup>されている。本研究の被験者 A, B の体重を考慮すると先行研究の足関節背屈トルクは9 Nm 程度に相当し、計算上は本機器の4.2 Nm は先行研究に換算すると足関節背屈トルクを1.5倍に増強することができると思定する。しかしながら、足関節背屈トルクを1.5倍に増強したにも関わらず、アシスト有りでも被験者 A, B とも遊脚期の足関節底屈角度は改善せず、逆に底屈角度が増加した。従って、必ずしも足関節背屈トルク補助が足関節底屈角度の減少をもたらすわけではなく、下垂足を予防できるわけではないことがわかった。この補助トルクが脳卒中で生じやすい下垂足予防に十分であるかは膝関節運動パターンや本機器で設定した背屈トルク、歩行速度、補助トルクのタイミングなどの様々な因子が相互的に関連しているため、現状ではわかっておらず、今後力学的な解析も含め検証が必要である。

歩行中の下肢関節角度はアシスト有りでもアシストなし

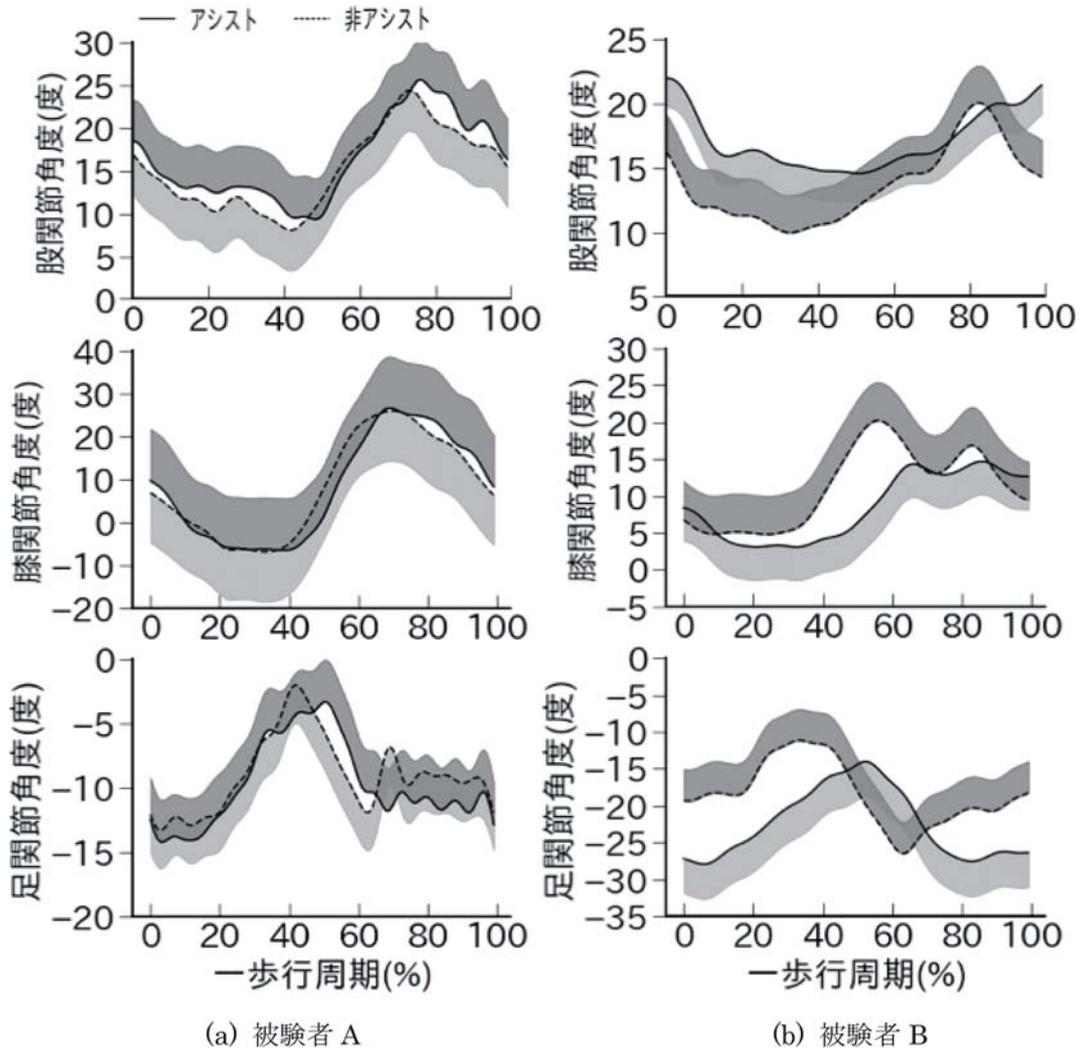


図3. 歩行中の関節角度変化

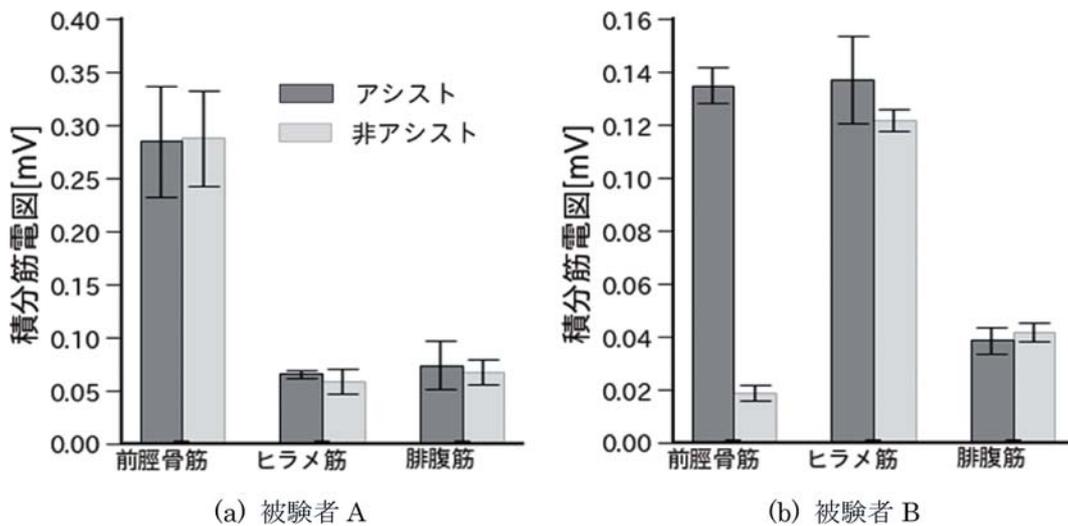


図4. 歩行中の遊脚期における筋活動量

に比べて遊脚期の股関節屈曲・膝関節屈曲・足関節背屈が遅延する傾向が認められた。健常若年者の研究では、遊脚期の足関節背屈アシストで足関節は背屈する一方、股・膝関節には変化を認めないと報告されている<sup>8)</sup>。本研究結果は運動麻痺を有する脳卒中患者特有の変化である。被験者 A, B ともにアシストなしでは 30-40% 歩行周期で股関節は伸展から屈曲運動に変わるのに対して、アシスト有りでは股関節屈曲運動は 50-55% 歩行周期に遅延しており、健常歩行に近い動作パターンに近づいている<sup>14)</sup>。さらに、被験者 B では膝関節が最大に屈曲するタイミングも 55-65% 歩行周期へと股関節屈曲と同様にアシスト有りで遅延した。股・膝関節の運動変化は立脚期から生じていることを考えると、足部アシストによる直接的な力学的作用ではなく、被験者が積極的に歩行パターンを変えた結果と考える。立脚後期の膝屈曲運動は足先を床面から上げてクリアランスを確保する役割を有し、股関節屈曲の慣性力によって生み出されると報告されている<sup>10)</sup>。下垂足を生じる脳卒中患者は足尖が床面に接しやすく、また歩行速度が遅いため、十分な膝関節屈曲が生じにくい。そこでアシストなし条件では股関節を早期に屈曲させて、足関節を持ち上げていると考える。一方、足関節背屈トルクが動力装具により補助されると、クリアランス確保が容易になるため、股・膝関節屈曲運動が遅延したと考える。これは足関節背屈から底屈運動に変わるタイミングが図 3 の足関節角度から被験者 A ではアシストで 52% 歩行周期、非アシストで 41% 歩行周期、また被験者 B では、アシストで 56% 歩行周期、非アシストで 31% 歩行周期となっており、足関節背屈アシストで遅延していることから説明できる。遊脚期の足関節背屈トルク補助は立脚期に生じる股・膝関節屈曲タイミングを遅延させることがわかった。

人工筋による足関節背屈アシストにより被験者 B の前脛骨筋の筋活動が大幅に増加した。一方で、ヒラメ筋は減少傾向、腓腹筋は顕著な変化を示さなかった。この結果は動力装具の足関節背屈トルク補助により前脛骨筋活動が低下するとした健常成人を対象とした先行研究の結果とは反対の結果であった<sup>9)</sup>。これは、背屈トルク補助の直接的な力学的効果とは考えづらいが、筋発揮が不十分な脳卒中患者は、動力装具のトルク補助による足関節背屈運動が刺激となり筋活動が増加したと推測する。遊脚期の前脛骨筋活動は足関節背屈だけでなく、慣性力により膝関節の屈曲作用をもたらす<sup>10)</sup>。遊脚期の前脛骨筋の活動量増加と動力装具による足関節背屈作用が、膝関節屈曲の遅延をもたらした可能性もあり、症例によっては遊脚期の前脛骨筋活動を増加させるために動力装具を使用できるかもしれない。被験者 B が顕著な変化を

示したのに対して、被験者 A では変化を認めなかった。人工筋短下肢装具が有効な場合と効果がない場合でどのような身体機能の違いがあるかは今後検討が必要である。

本研究は慢性期脳卒中患者 2 名を対象として研究を行っており、被験者は少ない。脳卒中片麻痺の症状は患者によって様々であり、足関節背屈を補う動力装具の効果を検証するには、数多くの患者に適応する必要がある。また、歩行動作は矢状面上での動画から二次元解析を行った。下垂足を呈する患者は股関節外旋や外旋の代償を用いて歩行するため<sup>17)</sup>、前額面・横断面を含めた 3 次元の詳細な解析も必要と考える。さらに、本機器の最大トルク発揮までの立ち上がり時間 0.6 s、トルクが完全に消失するまでの立ち下がり時間 0.4 s と本対象者の遊脚時間 0.8 s 程度と比較して短時間である。よって、遊脚初期は人工筋の補助トルクが小さく、徐々に強くなり、立脚初期にも補助トルクが残存すると考えられる。本研究では遊脚期に着目したが、立脚初期の補助トルクの影響も検討が必要である。

本研究は動力式短下肢装具を 2 名の慢性期脳卒中患者に適応し、足関節背屈トルクのアシスト有りなしで下肢の関節角度および足関節の筋活動を計測した。アシスト有り条件では膝関節屈曲および股関節屈曲タイミングが遅延した。また、1 名の被験者は前脛骨筋の筋活動が増加した。この結果は足関節背屈トルクの補助の直接的な影響だけでなく、被験者の運動パターンの変化による影響であると考えられる。足関節背屈トルク補助により歩行時の下肢運動パターンや筋活動が変わることがわかった。

#### 利益相反

開示すべき利益相反はない。

#### 参考文献

- 1) Kim CM, Eng JJ: The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical therapy* 83(1) : 49-57, 2003.
- 2) Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, Wang RY: The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 87(4) : 562-578, 2006.
- 3) Dollar AM, Herr H: Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *Ieee T Robot* 24(1) : 144-58, 2008.
- 4) Moltedo M, Baček T, Verstraten T, et al.: Powered ankle-foot orthoses: the effects of the assistance on healthy and impaired users while walking. *Journal of*



- neuroengineering and rehabilitation 15(1) : 86, 2018.
- 5) Kim ES, Yoon YS, Sohn MK, et al.: Effect of pneumatic compressing powered orthosis in stroke patients: preliminary study. *Annals of rehabilitation medicine* 39(2) : 226-33, 2015.
- 6) Yeung LF, Ockenfeld C, Pang MK, et al.: Randomized controlled trial of robot-assisted gait training with dorsiflexion assistance on chronic stroke patients wearing ankle-foot-orthosis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 15(1) : 51, 2018.
- 7) Shi B, Chen X, Yue Z, et al.: Wearable Ankle Robots in Post-stroke Rehabilitation of Gait: A Systematic Review. *Frontiers in neurorobotics* 13: 63, 2019.
- 8) Kao PC, Ferris DP: Motor adaptation during dorsiflexion-assisted walking with a powered orthosis. *Gait & posture* 29(2) : 230-236, 2009.
- 9) Shorter KA, Kogler GF, Loth E, et al.: A portable powered ankle-foot orthosis for rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development* 48(4) : 459-472, 2011.
- 10) Arnold AS, Schwartz MH, Thelen DG, et al.: Contributions of muscles to terminal-swing knee motions vary with walking speed. *Journal of biomechanics* 40(16) : 3660-3671, 2007.
- 11) Hicks JL, Schwartz MH, Arnold AS, et al.: Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait. *Journal of biomechanics* 41(5) : 960-967, 2008.
- 12) Steele KM, Seth A, Hicks JL, et al.: Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of biomechanics* 43(11) : 2099-2105, 2010.
- 13) Wehner M: Design and Evaluation of a Lightweight Soft Exosuit for Gait Assistance. Conference Paper (ICRA) 2013.
- 14) Winter DA: Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley: 1990.
- 15) Chen CL, Chen HC, Tang SF, et al.: Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 82(12) : 925-935, 2003.
- 16) Gatti MA, Freixes O, Fernandez SA, et al.: Effects of ankle foot orthosis in stiff knee gait in adults with hemiplegia. *Journal of biomechanics* 45(15) : 2658-2661, 2012.
- 17) Kim CM, Eng JJ: Magnitude and pattern of 3 D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & posture* 20(2) : 140-146, 2004



Original article

# Verification of ankle dorsiflexion assist effect by pneumatic artificial muscle for post-stroke patients

Masahiko Shimamura<sup>1\*</sup>, Koji Nakajima<sup>2</sup>, Kayoko Suzuki<sup>2</sup>, Takashi Matsuno<sup>2</sup>, Shinya Ogaya<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Division of Physical Therapy, Graduate School of Health and Social Services, Saitama Prefectural University

<sup>2</sup> Division of Rehabilitation, Tanaka Family Clinic

<sup>3</sup> Division of Physical Therapy, School of Health and Social Services, Saitama Prefectural University

## ABSTRACT

**【Introduction】** Many patients with motor dysfunction of the ankle joint after a cerebrovascular accident use an ankle foot orthosis to support the ankle joint. An ankle foot orthosis that supports ankle dorsiflexion torque by a pneumatic artificial muscle has been developed, but its effects have not yet been studied.

**【Methods】** This study investigated the kinetic and electromyographic effects of orthosis use with or without ankle dorsiflexion torque support in two chronic post-stroke patients. The artificial muscles was set to co-activate when the foot of the paralyzed lower leg left the ground and flaccid when the foot touched the ground. We calculated the joint angles of the paretic lower limb using attached markers and a video camera. Hip, knee, and ankle flexion-extension angles during the gait cycle were compared between assisted and non-assisted gait. Electromyography of the tibialis anterior, gastrocnemius, and soleus muscles were measured using surface electromyography.

**【Results】** The results show the ratio of the stance phase and swing phase in the gait cycle did not change significantly under the assist conditions. Hip and knee flexion motion from the terminal stance to the initial swing were delayed at 5-10% of the gait cycle with assistance and the activity of the tibialis anterior increased significantly with assistance in one participant.

**【Conclusion】** These results implied that the supporting ankle dorsiflexion torque and preventing foot drop in the swing phase alters the movement pattern in the terminal stance and enhances tibialis anterior muscle activity in chronic stroke patients.

**Key words:** stroke, Pneumatic artificial muscles, Ankle foot orthosis