

原 著

# 靴装着型足関節補助装具の開発に関する研究

Research on the Development of Shoe-Mounted Ankle Assistive Orthosis Devices

谷田 惣亮

TANIDA Sosuke

菊池 武士

KIKUCHI Takehito

阿部 功

ABE Isao

## 抄 録

我々は下肢機能障害による歩行能力低下に対する歩行支援システムの開発に関する研究を行ってきた。今回、新たに軽量で簡易な構造をもつ靴装着型の足関節補助装具を開発した。この装具は、疾患や加齢により下肢機能が低下した幅広い対象者の歩行支援を目指して構造設計を行った。装具による足関節の制動目的は、歩行の立脚初期と遊脚期における足関節底屈制動とした。また、装具の主要構成体に可撓性のある材質を用いることで、主目的である足関節の底屈制動を行いつつ、足関節・足部の本来の複合的な運動を保証することを可能とした。開発した足関節補助装具の有効性を検証するため、下肢障害のある有疾患者を対象とした歩行評価を行った。その結果、装具の制動目的である立脚初期および遊脚期の足関節の補助が適切に行われ、歩行動作の改善が認められた。

キーワード ■ 装具, 足関節, 歩行支援

## 1 研究背景

厚生労働省の身体障害児・者実態調査における「障害の種類別にみた身体障害者数の推移」では、身体障害者数は約400万人に及んでいる<sup>1)</sup>。その中でも肢体不自由者数がその半数を占めており、さらに、肢体不自由の内訳では、下肢機能障害が最も多く約1/3を占めている。また近年、日本整形外科学会の提唱する「ロコモティブシンドローム（運動器症候群）」が問

題となっている<sup>2)</sup>。これは、骨、関節、軟骨、筋肉等の運動器に障害が発生し、立つ、歩くなどの日常動作の機能が低下し、介護が必要となる危険性の高い状態を指している。

このように下肢機能障害の原因には、脳血管障害（脳卒中）や神経筋疾患、脊髄損傷、脳性麻痺などの疾患のほか、加齢に伴う身体諸機能の低下も原因の一つとなりうる。障害等による下肢機能低下は、移動機能である歩行能力を低下させることに直結するものである。移動機能が損なわれると、日常生活に支障をきたすだけでなく、生活範囲の狭小化につながり、徐々に活動量が減少することで、運動機能の更なる低下や精神機能の低下にもつながる負の連鎖を引き起こすことになり、結果、要介護状態に陥ることになる。そのため、早期の歩行リハビリテーションおよび適切な歩行補助具の使用は、種々の問題改善に欠かせない重要な課題となっている。

我々はこれまで、下肢機能障害による歩行能力低下に対する歩行支援システムの開発に関する研究を行ってきた。その中で、足関節を制御可能な制御型短下肢装具（intelligent- Ankle Foot Orthosis : i-AFO）および制御機構の開発・改良を行ってきた<sup>3-8)</sup>（図1）。これらの研究により、歩行速度と歩幅や立脚初期の足関節底屈角速度とに高い相関関係があることを明らかにした<sup>4-6)</sup>。また、i-AFOにて歩行速度に合わせて足関節を適切に制御することにより、歩行速度に応じた最適な歩容を実現してきた<sup>7, 8)</sup>。

ロボット技術がすすみ、高度な制御をもつ歩行支援機器が登場してきている<sup>9-13)</sup>。我々の研究もその一端を担い、これまで開発してきたi-AFOやその制御機構により、正常に近い歩行が実現できたが、使用対象が限定されることやシステムが大がかりとなり重量や簡便性の点で課題があった。i-AFOは、金属支柱型の短下肢装具をベースにしており、通常の短下肢装具の製作工程と同様に使用者の足型を採型して短下肢装具を製作した後に改造していることから、汎用性がなく幅広い対象者に適用できないものであった。また、i-AFOを制御するうえでも、配線やコンピューター、それらを駆動するバッテリーが必須であり、システム全体としては多

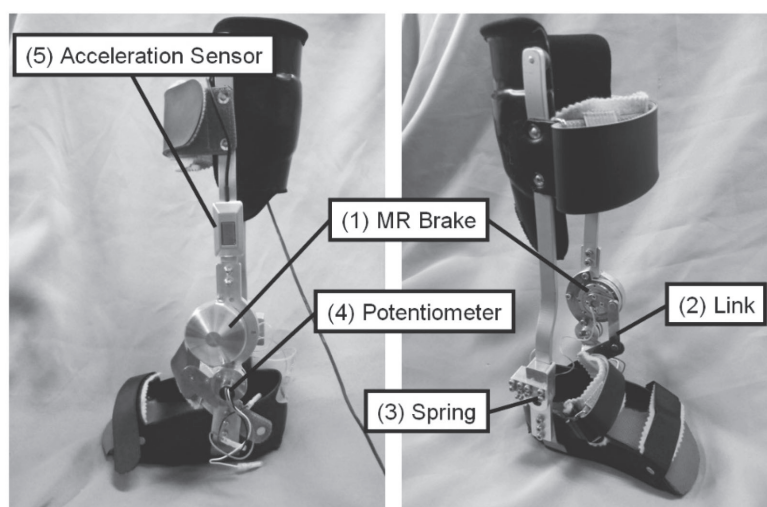


図1 制御型短下肢装具 (i-AFO)

くの物品が関与することになるため使用上の問題もあった。

こういったことから、軽量で簡易な構造で下肢機能を支援可能な装具の開発構想に至った。開発する装具では、より汎用性を高めることで使用対象範囲を広げるとともに、これまでの研究成果から足関節機能を補助することで歩行支援を図るものとした。また、これまでの足継手(人工的足関節)は、動きを制御可能である一方で、正常な運動方向を制限することがあったため、新たに生体に近い足関節運動が実現できる機構の開発を同時に進め、これを装具に組み込むことでより自然な運動を可能にしたいと考えた。こういった観点から開発された装具はターボメド<sup>14)</sup>において一部みられるが、国内外でもあまり存在しないうえ、装具によって使用対象者が限定されないため、従来のものより使用対象範囲も広い装具といえる。

## 2 研究目的と意義

本研究の目的は、靴装着型の足関節補助装具を開発することで、下肢機能低下者の歩行改善を目指すことである。これまでの開発での課題から、本研究では高度な電子制御を伴った機器開発とは逆に、軽量で簡易な構造で、下肢機能低下を生じた幅広い対象者が容易に使用可能となる汎用性の高い足関節補助装具を開発することとした。

本装具の使用対象については、疾患や加齢等の影響で下肢機能が低下し、足関節の制御が困難な者を想定している。具体的には、脳血管障害の後遺症(弛緩性麻痺から軽度痙性麻痺まで)や神経筋疾患、末梢神経損傷で足関節の随意的運動性が低下している者や、歩行機能の低下がみられ要介護となった虚弱高齢者等である。これらの対象者では、歩行中の足関節機能に問題がみられるが、特に歩行時の立脚初期での足関節底屈制動や遊脚期での足関節背屈保持が困難となることが多い。これらによって立脚初期での踵での接地が不十分になり体重のスムーズな前方移動が妨げられ歩幅や歩行速度の低下を生じることや、遊脚期での足部のクリアランスが得にくいためつまずきによる転倒の危険性も高まるといった問題につながる。先行研究や我々の制御型短下肢装具での研究成果から、足関節の機能補助を行うことで歩行動作が改善することが明らかになっていることから、その知見を活かして新たに開発する装具によりこれらの問題を改善することを目指す。

また、開発する装具は、汎用性の観点も含めて靴に直接装着できる仕様になっていることが特徴である。従来の下肢装具は体表に直接装着するものが多く、履物などが制約されるため靴の外部から直接装着できる装具の開発を行うこととした。

この靴装着型足関節補助装具の開発により、下肢機能に問題のあった障害者をはじめ、加齢に伴う筋力低下等で機能低下を生じている、あるいは生じる可能性のある高齢者にも導入を進め、より多くの下肢機能が低下した者への歩行支援をしていきたい。

### 3 足関節補助装具の開発

#### (1) 開発の経緯

臨床においては、歩行を補助するものとして、補助具や様々な装具が開発されている。短下肢装具（Ankle Foot Orthosis：AFO）は歩行補助としてよく使用され、その種類も多様である<sup>15)</sup>。

我々の先行研究においては、このAFOを基に、制御型短下肢装具（i-AFO）および制御機構の開発・改良をしてきた（図1）。i-AFOは、足関節軸に可動性を持たせ、軸回転トルクを制御可能なコンパクトMR流体（Magneto-Rheological Fluid）ブレーキを組み込み、

加速度計や角度計、フットスイッチの各センサから判別した歩行状態に応じて足関節を適切にトルク制御することで歩行補助を行う装具である。

この装具で得られた成果を活かして、足関節制御可能で、より簡易な足関節補助装具の開発に至った。まず、足関節制御を担っていたMR流体ブレーキ部分に代わり、電子制御の必要のない弾性体内蔵型柔軟関節（elastomer-embedded flexible joint：EEFJ）を開発した<sup>16, 17)</sup>（図2）。EEFJは、C型板ばねと円形エラストマの組み合わせで構成され、足関節背屈方向には、C型板ばねの弾性力のみで柔軟に運動でき、底屈方向へはC型板ばねの閉構造によって円形エラストマを締め付け、大きなトルクを発生させることで足関節の底背屈を制動するように設計されている。また、矢状面内に固定された回転中心を持たないため、使用者の足関節軸の運動を妨げないという特徴を有する。さらに底屈制動トルクは内部エラストマの弾性特性によって調整することが可能である。このEEFJを組み込んだ装具の試作モデルを検証した結果、足関節底背屈補助力や強度に関する課題、足関節・足部への装着に関する課題等から、靴装着型の足関節補助装具の製作に至った。

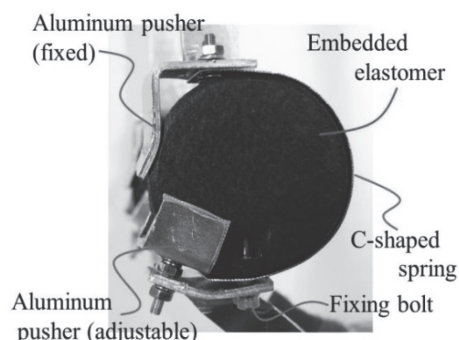


図2 弾性体内蔵型柔軟関節（EEFJ）

#### (2) 靴装着型足関節補助装具の構造と特性（図3, 4）

##### 1) 靴に装着する装具

一般的に使用されているプラスチック製の装具やこれまでに開発してきた装具のように身体に直接装着するものから、靴の外側に装着する仕様に変更した。このことで、使用者の足部に適合した靴に直接装着できるものとした。通常、装具使用者は装具を付けることを想定し、少し大きめのサイズの靴を履くことが多いが、そのことによりさらに足部は不安定になり好ましいとはいえない。また、片麻痺など片側の障害がある場合、左右で異なるサイズの靴となり現実的でない。

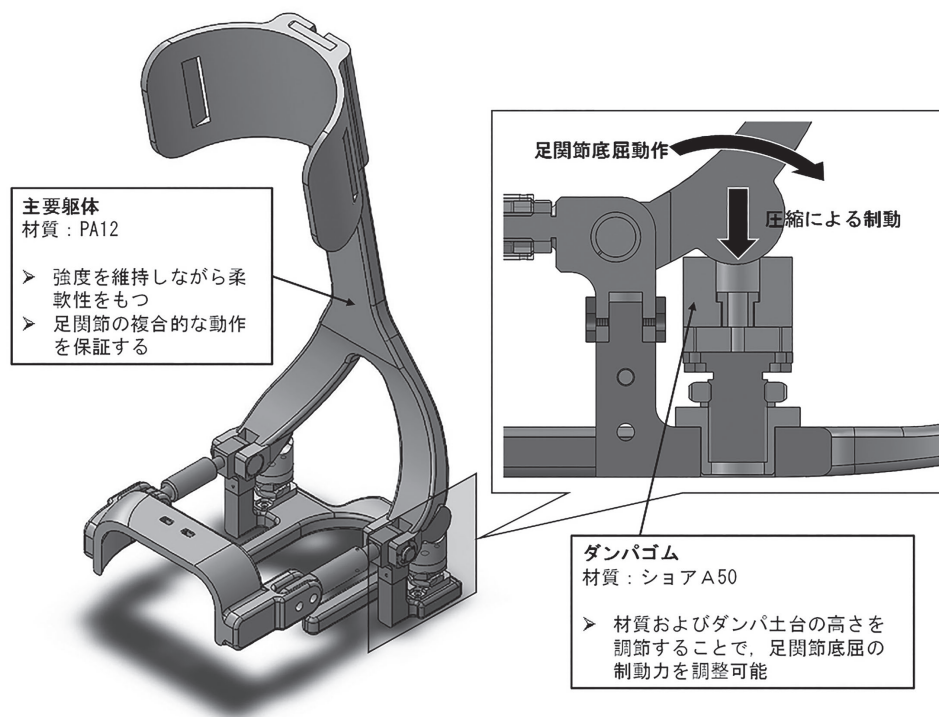


図3 靴装着型足関節補助装具の構造



図4 靴装着型足関節補助装具の装着図

靴に装着できる仕様にするによって、日常的に使用している足部に適合した靴をそのまま使用可能となり、より最適な履物としての機能が発揮できることになる。また、下腿や足部に直接装着することがないため、皮膚の摩擦やそれによる損傷もなくなるといった利点もある。

足関節補助装具の靴への装着については、スニーカー靴等のシューレース前方部に固定具を取り付け、そこに装具の前方部をセッティングする。また、両サイドに設けたアジャスターにより、靴のサイズにあわせて前後長を調整し、踵のソール部分を取り囲むように装具後方を

固定する仕様となっている。

## 2) 構成要素

足関節補助装具の主要な構成部分においては、強度を保ちながら可撓性（柔軟性）を有する素材（PA12）を用いて3Dプリンタにて製作した。これにより、主要構成体でも装具の主目的である足関節の底屈制動を行いつつ、足関節・足部の本来の複合的な運動を保証することが可能となり、歩行時の足関節・足部の多軸運動を許容できるようにした。この足関節・足部の複合運動は、個人差も多いがその運動性にある程度対応可能で、汎用性の点でも有効な特性と考える。

## 3) 足関節の制動（補助）機構

これまでの研究成果をふまえて、開発した足関節補助装具による足関節の制動目的は、次の2つとした。(A) 歩行の立脚初期の急激な足関節底屈を防ぎ、下腿の前方への前進をスムーズにすること、(B) 歩行の遊脚期で足先の垂れ下がり（下垂足）を防止し、足部のクリアランスを確保することである。

従来の足部に直接装着するプラスチック装具では、主に(B)の改善を目的としているため、その多くは(A)の機能はあまり有していない。一部、足関節の回転自由度を持ち、油圧ダンパ等で(A)を実現可能な装具としてゲイトソリューション<sup>18, 19)</sup>が市販されている。

本装具では、目的(A)については、足関節の底屈運動により後方の支柱の両側につけた突起部が台座のダンパゴムに接触し、このゴムの弾性により底屈制動を行うことで実現した(図3)。この底屈制動力の調整は、ダンパゴムの素材を替え、弾性を変更することで可能となる。また、ダンパゴムを乗せる台座の高さも調整可能なものとし、底屈制動の開始角度が微調整できる仕組みとしている。さらに、先述の構成体の素材においても後方支柱に粘弾性があるため、底屈時の制動に寄与できる。これらにより装具使用者の足関節の障害や機能の程度に応じて調整可能にしている。

一方、目的(B)については、装具装着のみで底背屈0度位で保持が可能のため、足尖が離地した後の遊脚期では、中間位保持のまま前進できることになる。

また、歩行の立脚中期以降における背屈動作においては、装具による制限はなく自由に運動可能となっている。

## 4 靴装着型足関節補助装具を用いた有疾患患者での歩行評価

下肢障害のある有疾患患者の一症例を対象とした歩行評価により、開発した足関節補助装具の有効性を検証した。

## (1) 被験者

被験者は、まず、自身の装具を装着して独歩可能であり、足関節の強い痙性麻痺がないこと、さらに足関節に拘縮などの著明な可動域制限がないことを条件に選定し、ギランバレー症候群の男性（40歳代）1名とした。被験者は、両側の足関節の随意運動が困難であり、弛緩性麻痺を呈している。また、足関節は両側とも背屈は約0度の制限がある。独歩は可能であるが、歩行遊脚期では下垂足となるため日常的にプラスチック AFO を装着している。

倫理的配慮については、佛教大学「人を対象とする研究」倫理規定に基づき実施した（承認番号 2020-21-B）。同意書をもとに十分な説明と同意を行い、個人情報 は厳重に管理した。また、安全面の配慮については、測定中の転倒等の事故防止のため、研究協力者により常時サポートできる体制で実施した。

## (2) 方法

被験者に2つの歩行測定条件で平地歩行をさせ、3次元動作解析装置（OptiTrack V120 : Duo）にて歩行時の下肢関節角度（股・膝・足関節）を計測した（図5）。

実験環境としては、動作解析装置の赤外線カメラを被験者の右側に設置し、矢状面からサンプリング周期 120Hz で撮影した。3次元動作解析装置の赤外線反射マーカーは、被験者の右側の①肩峰、②大転子、③膝関節裂隙、④外果、⑤第5中足骨頭の5箇所に貼付した。また、同じ右側からデジタルビデオカメラ（Panasonic HC-V750M）にて歩行動作を撮影した。

歩行条件は、装具の有効性の検証のため、①靴装着型足関節補助装具を装着させた歩行（以

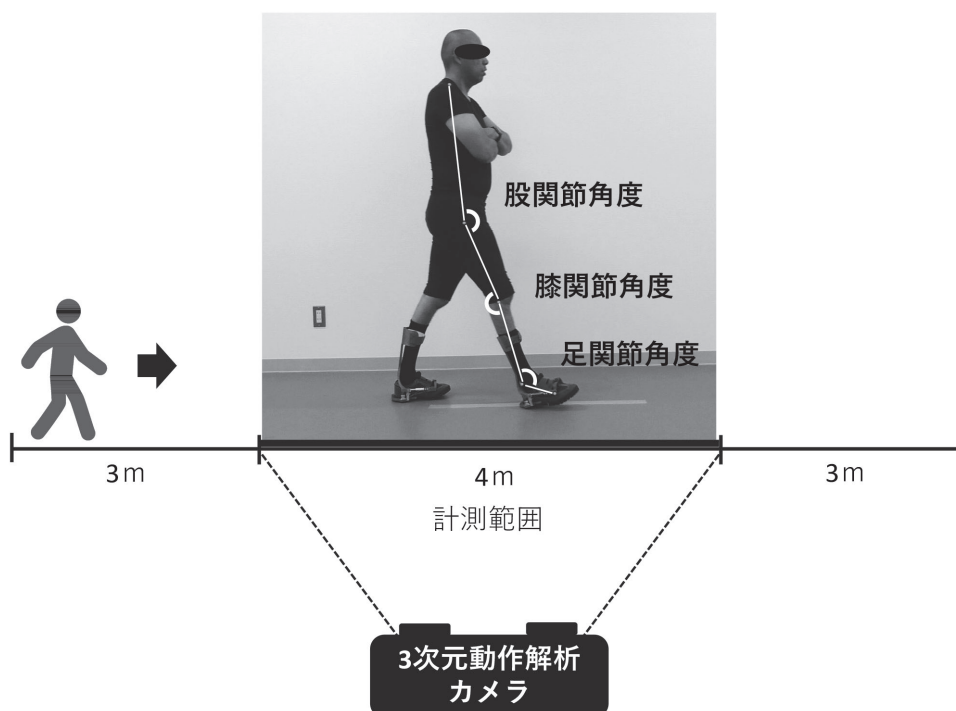


図5 靴装着型足関節補助装具での歩行評価

下、装具歩行）と、②裸足での歩行（以下、裸足歩行）の2条件として比較した。なお、歩行速度は、事前に測定した被験者の最適な歩行速度とした。

解析項目は、下肢関節角度（股・膝・足関節）とした。下肢関節角度は解析ソフト（SKYCOM ver.3.2.2）にて、赤外線反射マーカの①～⑤から角度を算出し、静止立位の角度を0°として補正した。また、得られた角度変位データの立脚期と遊脚期の歩行周期を100%に正規化し、関節ごとに条件間で比較した。

### (3) 結果

下肢関節角度の結果を図6に示す。各下肢関節角度において裸足歩行に対する装具歩行の角

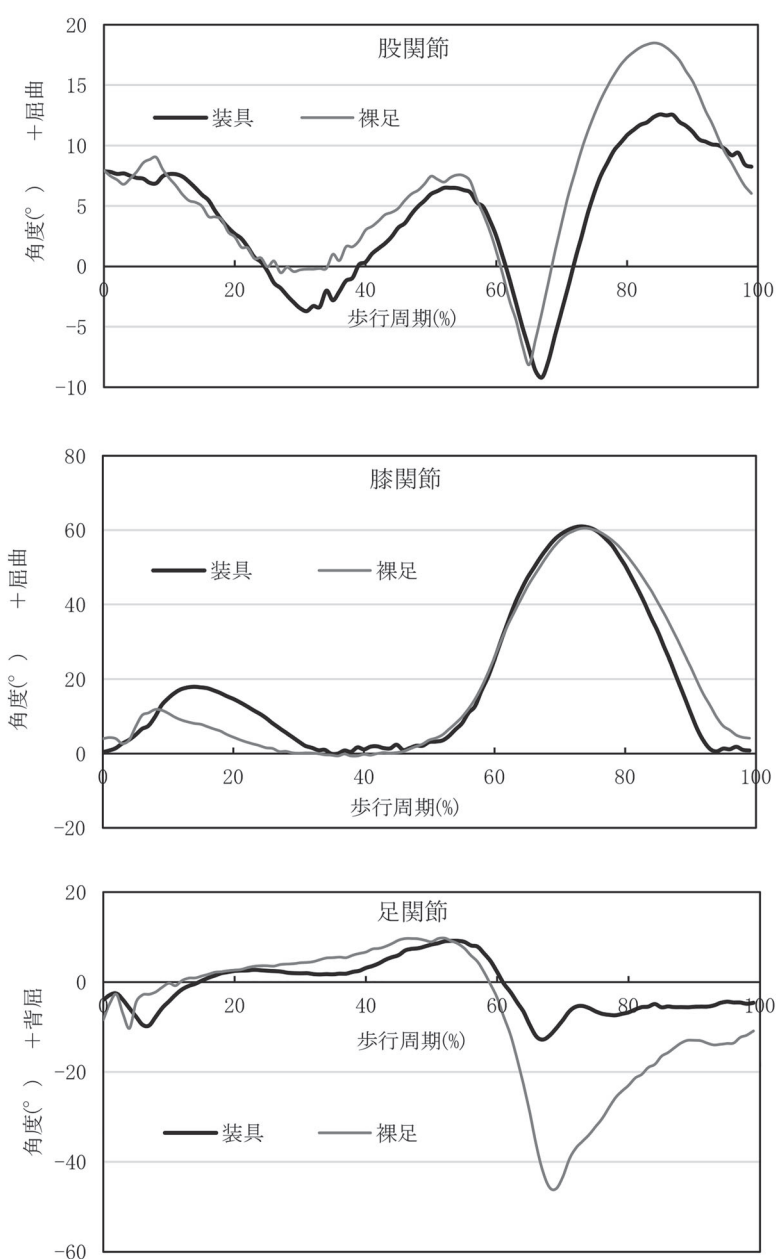


図6 装具歩行と裸足歩行での下肢関節角度の比較



度変化をみると、股関節では、立脚期の伸展角度がやや大きくなり、遊脚期の屈曲角度が小さくなった。膝関節では、立脚期前半の屈曲角度が大きかつ最大屈曲時のタイミングも遅延した。足関節では、立脚初期の底屈運動が緩徐になった。また、遊脚期では足関節底屈角度が大幅に小さくなった。

今回、制御を行った足関節においては、装具歩行では裸足歩行時にみられた遊脚期での下垂足がみられず、効果的に背屈補助が行われていた。そのことから立脚期での踵接地が可能となった。また、立脚初期の足関節底屈運動においても装具による制動が行われたことが膝・足関節角度において示された。さらに、撮影した歩行動作においても正常に近い動作が確認できた。

## 5 考 察

本研究では、これまでの開発経緯をふまえて新たに簡易な靴装着型足関節補助装具を開発した。さらに、足関節補助装具を足関節弛緩性麻痺のある有疾患者に装着して歩行させ、装具を装着しない状況での歩行（裸足歩行）と比較して歩容の改善が確認されたことから、その有効性について一定の成果を得た。

### (1) 足関節補助装具の開発

今回開発した足関節補助装具においても、歩行周期の立脚初期および遊脚期での足関節の制動を実現するための概念設計を行った。これまでより簡易な仕組みの装具を開発コンセプトとしているため、歩行速度に応じて自動的に制御できるような従来の制御機構は組み込まず、また、足関節に強い痙性麻痺や可動域制限がある症例への適用は除外して基本設計を行った。それらに代わり、装具の装着感や使用時の簡易性および軽量化が実現でき、より使用対象範囲が広い装具となり、本研究の目的に沿った装具が開発できたと考える。

歩行時の足関節運動は、単なる底背屈運動だけでなく、回内外や内外転運動が3次元的な複合運動として行われている<sup>20)</sup>。これまでの装具の多くは、底背屈軸のみの一軸性が多く、人の本来の自然な足関節・足部の複合運動は一部制限されたものになっていた。そのため、今回の足関節補助装具では、主要な底背屈制動は行いつつ、足本来の運動を阻害しないように工夫することが必要であった。そこで、主な構成体には可撓性のある素材を用いることで、装具自体に粘弾性を持たせることとした。これによって、主目的である足関節の底屈制動は実現しつつ、その他の複合的な運動である足部の回内外、内外転を一部許容できることとなり、本来の運動を阻害しにくい装具となった。

## (2) 足関節補助装具の効果検証

我々は先行研究から、歩行周期の各時期に合わせて足関節の底屈制動を的確に行うことで歩行動作が改善することを明らかにしてきた。具体的には、歩行の立脚初期である初期接地（Initial Contact：IC）から荷重応答期（Loading Response：LR）での足関節底屈制動を歩行速度に合わせて制御することで、その後の立脚中期（Mid Stance：MSt）への移行がスムーズに実施されることを下肢関節運動から明らかにした。また、遊脚期での足関節の底屈を制動して過度の底屈を防止し中間位に保持することで、足部のクリアランスが可能となり、次の立脚初期のICでの踵接地が可能となったことである。

本装具による足関節の制御目的についても、これまでの研究と同様に既述した以下の2つとした。すなわち、(A) 歩行の立脚初期の急激な足関節底屈を防ぎ、下腿の前方への前進をスムーズにすることと、(B) 歩行の遊脚期で足先の垂れ下がり（下垂足）を防止し、足部のクリアランスを確保することである。

まず、目的(A)については、歩行周期の立脚初期であるICからLRでの足関節底屈動作を制動することで、その後のMStへの移行がスムーズに実施されることになる。

正常歩行においては、立脚期では支持側下肢は前進のため足部を中心に前方へ回転する土台として働いている。一方、遊脚期では、下肢は体重支持を解放され次に身体重量を支持するための位置へ移動するという見方ができる。

このように、歩行の立脚期では足部を中心とした下肢の回転運動が生じており、Perryら<sup>21, 22)</sup>はこれをロッカー機能（「揺りてこの働き」）とよんでいる。ロッカー機能とは、ロッキングチェアのように回転しながら前方に移動する動きを意味する。これは、ICからLRにかけての踵を軸とした回転（ヒールロッカー）と、MStから立脚終期（Terminal Stance：TSt）にかけての足関節を軸とした回転（アングルロッカー）、TStから前遊脚期（Pre-Swing：PSw）にかけての前足部を軸とした回転（フォアフットロッカー）の3つがある（図7）。これらのロッカー機能により前方への推進力が生じ、下肢とともに身体の前進につながっていく。この回転運動の結果、立脚中期に重心は最も高い位置に上昇し、その後は重力による落下を利用して位置エネルギーを運動エネルギーに変換しながら効率よく歩行することができる<sup>23)</sup>。

ICによる急激な足関節底屈に対しては、前脛骨筋をはじめとする足関節背屈筋群がブレーキをかけ制動している。この運動で生じる筋緊張は下腿を前方に引っ張るベルトのように作用し、それによって膝関節には屈曲が生じる。この時、大腿四頭筋は遠心性収縮によって膝関節屈曲を制御しつつ、前方に倒れていく下腿に大腿を引っ張り寄せていく<sup>22)</sup>。このようにしてヒールロッカーの機能は脚全体が前方へ移動することを可能にし、これによって身体もまたスムーズに前進できる（図8）。櫻井ら<sup>24)</sup>は、立脚初期の底屈制動を付加することにより、ICからLRのCOG（Center of Gravity：質量中心）進行方向速度が改善したと報告しており、さらに歩行の自立度の程度によりこの底屈制動モーメントの大きさを変えることで歩行が改善す

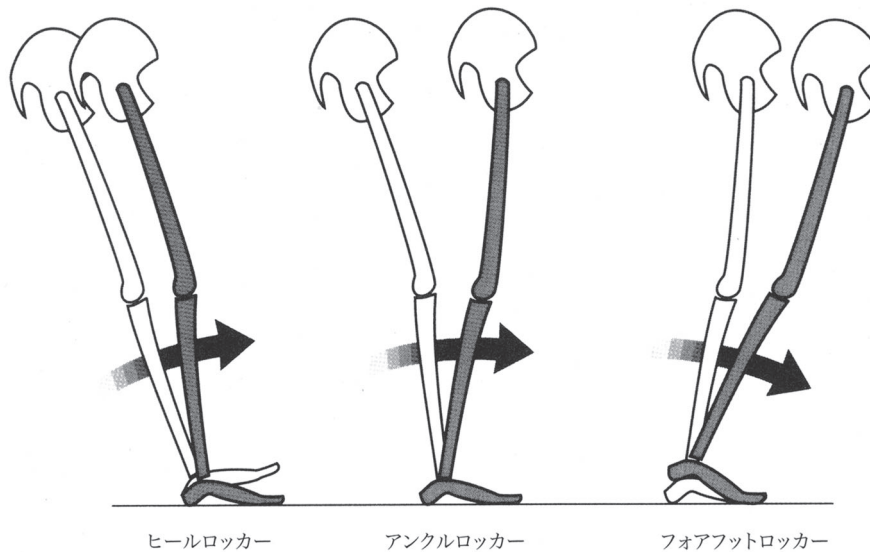


図7 3つのロッカー機能<sup>21)</sup>

るとしている。

今回、補助機構によりICからLRでの足関節底屈制動を行ったことで、足関節背屈筋群の遠心性収縮による足部の底屈方向への制動とそれに伴う下腿の前方への引きつけを代償することが可能となり、下肢および身体の前進をスムーズにしたと考えられる。歩行評価の関節角度の結果においても、立脚初期で裸足歩行のように足関節の急激な底屈が防止され、制動された底屈運動が認められている。また、膝関節の屈曲も足関節の底屈動作に続いて生じており、屈曲角度も大きくなっていることから

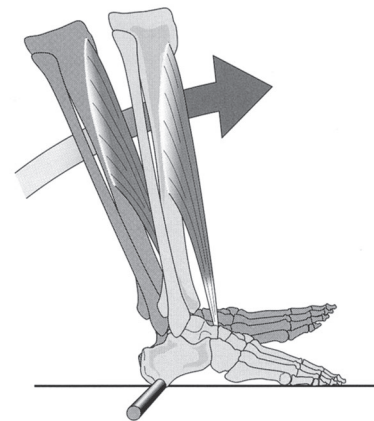


図8 ヒールロッカー<sup>22)</sup>

荷重応答が適切に行われていることが示された。これらのことから、ヒールロッカーの機能が達成され正常に近い歩行動作となったものと考えられる。このように、本装具では、台座のダンパゴムおよび装具の後方支柱によって、立脚初期の底屈制動が適切に行われたことでロッカー機能が正常化し、以降の歩行がスムーズに実施されたといえる。

次に、目的(B)については、遊脚期での足関節の底屈を制動して過度の底屈を防止し中間位に保持することで、足部のクリアランスが可能となり、次の立脚初期のICでの踵接地が可能となる。

遊脚期の歩行評価において、裸足歩行では遊脚期で足関節は底屈位となり、いわゆる下垂足(drop foot)を呈していることが伺えた。一方で、遊脚期での股関節の屈曲角度が大きくなっており、股関節屈曲による代償で足部のクリアランスを得ようとしていると考えられた。装具歩行では、立脚期末から遊脚期で足関節はほぼ中間位で保持されており、足関節の底屈への制限が的確に行われていることを示している。この底屈への制限によって、立脚初期の踵接地

が実現し、引き続き行われる立脚期制御によって滑らかな重心移動がみられたと考えられる。

以上のように、有疾患者一症例による歩行評価での下肢関節運動の結果から、目的である立脚初期の底屈制動と遊脚期での足関節補助が適切に行われていることが証明でき、装具の有効性が示唆された。

## 6 今後の展望

今回は限定した一症例での装具の有効性の検証となっているため、下肢機能に障害のある症例や加齢に伴う筋力低下等で機能低下を生じている高齢者など対象者を広げるとともに、症例数を増やして検証を行っていく必要がある。また、今回、被験者の最適な歩行速度にして制御も調整し実施したこともあるため、異なる歩行速度への対応については課題が残るものとなる。先行研究から歩行速度が上がると立脚初期の底屈制動時間も短縮し、また必要な制動力も大きくなることがわかっているが、今回の足関節補助装具にはこれらの要求に対応できる機構は有していない。そこで、歩行速度が変化しても制御を一定に実施できる素材を組み込むことや継手を工夫するなど更なる検討が必要であると考えている。また、装具を可撓性のある素材で製作することで足部・足関節の運動を補助しながら本来の複合運動を一部許容できるものとなったが、装具の素材や構成デザインには更なる改善の余地があり、これらをさらに追及していくことでより自然な装着を実現したい。今後、これらの課題を克服することで足関節補助装具を発展させていきたい。

### 〔文献〕

- 1) 平成 18 年身体障害児・者実態調査結果。厚生労働省社会・援護局障害保健福祉部企画課 2008, <http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/shintai/06/index.html> (2020 年 9 月 21 日閲覧)
- 2) 公益財団法人日本整形外科学会。ロコモティブシンドローム（運動器症候群）。  
<https://www.joa.or.jp/public/locomo/index.html> (2020 年 9 月 21 日閲覧)
- 3) Sosuke Tanida, Takehito Kikuchi, et al: Intelligently Controllable Ankle Foot Orthosis (I-AFO) and its application for a Patient of Guillain-Barre Syndrome. Proceedings of The 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics : 857-862, 2009.
- 4) Takehito Kikuchi, Sosuke Tanida, et al : Development of Intelligent Ankle-Foot Orthosis (i-AFO), with MR Fluid Brake and Control System for Gait Control. Service Robotics and Mechatronics : 75-80, 2009.
- 5) 谷田惣亮, 菊池武士, 他 7 名: コンパクト型 MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具の開発と臨床評価に関する研究. バイオメカニズム学会誌 34 (2) : 124-131, 2010.
- 6) 谷田惣亮, 菊池武士, 他 6 名: コンパクト MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具 3 次試作機の開発と足関節弛緩性麻痺患者への適用. 生体医工学 48 (1) : 50-58, 2010.
- 7) 谷田惣亮, 菊池武士, 他 3 名: 制御型短下肢装具 (i-AFO) による足関節制御の検証 - 歩行速度に応じた立脚初期の自動制御について -. The Journal of Clinical Physical Therapy 15 : 33-38, 2013.

- 8) 谷田惣亮, 菊池武士, 他3名: 制御型短下肢装具の開発と臨床評価に関する研究-足関節角度および角速度の分析による足関節自動制御の検証-. 佛教大学保健医療技術学部論集9号, pp.1-11, 2015.
- 9) 山海嘉之, 桜井尊: 福祉ロボットにおけるテレロボティクス. 日本ロボット学会誌30(6):595-598, 2012.
- 10) 武富卓三, 山海嘉之: ロボットスーツ HAL による脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究. 生体医工学50(1):105-110, 2012.
- 11) 前島伸一郎, 大沢愛子, 他4名: ロボットスーツ HAL の脳卒中片麻痺への応用. 日本義肢装具士学会誌29(1):46-50, 2013.
- 12) CYBERDYNE 株式会社. HAL® (Hybrid Assistive Limb®). <https://www.cyberdyne.jp/> (2020年9月21日閲覧)
- 13) オットーボック・ジャパン. コンピューター制御 KAFO. <https://www.ottobock.co.jp/orthotic/lower/mpkafa/> (2020年9月21日閲覧)
- 14) パシフィックサプライ株式会社. ターボメド. <https://p-supply.co.jp/products/index.php?act=detail&pid=570> (2020年9月21日閲覧)
- 15) 渡辺英夫: 脳卒中の病態から短下肢装具を選択する. 日本義肢装具学会誌23(2):107-112, 2007.
- 16) 阿部功, 菊池武士, 他2名: 弾性体内蔵型柔軟関節を持つ足関節サポータの開発. 日本機械学会誌C編82:1-12, 2016.
- 17) Isao Abe, Kohei Ishiya, et al: Ankle-foot Orthosis Using Elastomer-Embedded Flexible Joint. 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC): 4499-4502, 2017.
- 18) 山本澄子: バイオメカニクスから見た片麻痺患者の短下肢装具と運動療法. 理学療法学39(4):240-244, 2012.
- 19) パシフィックサプライ株式会社. ゲイトソリューション. <https://www.p-supply.co.jp/products/index.php?act=detail&pid=375> (2020年9月21日閲覧)
- 20) 片寄正樹 (監修), 小林匠, 三木貴弘 (編集): 足部・足関節理学療法マネジメント. メジカルビュー社, 東京, 2018, pp.5-26.
- 21) Perry J: ベリー 歩行分析-正常歩行と異常歩行-. 武田功 (監訳), 医歯薬出版, 東京, 2007, pp.2-50.
- 22) Kirsten Götz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城慶一, 山本澄子, 他2名 (訳), 医学書院, 東京, 2005, pp.5-80.
- 23) 山本澄子: 脳卒中患者の歩行分析と下肢装具処方. Med Reha85:113-119, 2007.
- 24) 桜井愛子, 山本澄子, 他3名: 装具の底屈制動モーメントが片麻痺者の歩行に及ぼす影響. 日本義肢装具学会誌22(4):215-224, 2006.

〔付 記〕

本研究は、科学研究費助成事業（課題番号：17K01593）および2019年度佛教大学個人研究費による研究成果である。

(たにだ そうすけ 理学療法学科)

(きくち たけひと 大分大学 理工学部)

(あべ いさお 大分大学 理工学部 技術部)

2020年10月9日受理

