

# インテリジェント短下肢装具 *i*AFO の開発研究

## Development of Intelligent Ankle-Foot Orthosis: *i*AFO

赤澤 康史 中川 昭夫 松原 裕幸 中村 俊哉

AKAZAWA Yasushi, NAKAGAWA Akio, MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya

野村 毅 田中 正夫 (大阪大学大学院)

NOMURA Tsuyoshi, TANAKA Masao

### キーワード :

リハビリテーション、片麻痺、足継手特性コントロール、歩容

### Keywords:

rehabilitation, hemiplegia, orthotic ankle joint, dorsal/plantar flexion, gait

### Abstract:

Ankle-foot orthosis (AFO) is a primal aid for patients with gait disorder and its joint mechanical characteristics play a definitive part in walking. However, the elasticity and/or viscosity of AFO joint used has not changed during gait at all, although some kinds of prosthetic knees have adapted their own function to walking situation. It is supposed that if AFOs have at least two characteristics, for stance/swing phases respectively, the wearers gait can be remarkably improved. In this article, we designed an AFO joint using magneto-rheological fluid, joint which resistant moment to plantar/dorsal flexion could alternated in accordance with the shank angular velocity in the sagittal plane. Then, we prototyped a CFRP-upright AFO equipped this joint device with magnet position control mechanism, one hemiplegic volunteer participated in gait experiments where the joint viscosity was intended to be high immediately before heel-off to keep dorsal flexion during swing phase, and to be low at initial stance phase to realize smooth foot-flat motion. And, in the stance phase, another viscosity switch-

ing to prevent his back-knee motion was performed. We observed that the shank angular velocity remarkably reduced at the period of heel contact to foot flat, and that the ankle plantar flexion pattern at the initial stance phase becomes more similar to that of people without disability than with his own AFO.

### 1 はじめに

中枢性麻痺のために関節のコントロールが随意にできない下肢障害者にとり、装具継手の機能は歩行能力に直結する重要な問題である。切断者が使用する義足においては、歩行速度に合わせ機械特性を変化させる高機能膝継手がインテリジェント義足膝継手を始めとしてすでに市販・使用されている。一方、同じ歩行のためのツールである下肢装具の継手の高機能化については、若干の研究は行われているものの実用に至ったものはなく、油圧を用いて特性調節をマニュアルで行う足継手がようやく実用化されたばかりである。下肢切断者に比して下肢麻痺者の絶対数はかなり多く潜在的需要が比較的大きい。それにもかかわらず、装具研究への取り組みは総じて低調と言わざるを得ない。短下肢装具 (Ankle-foot orthosis、AFO) の場合、メカトロニクス技術や機能性流体の導入により、必要に応じて能動的に足関節モーメントを発生できれば、装具歩行の画期的な進展が期待されるし、受動的であっても、装具足継手特性を歩行に同調して変化させることで従来にない歩容が実現される可能性がある。

本研究では、歩行中に自動的に足継手の力学的特性 (抗底背屈モーメント) が変化することでより良い歩行を実現する短下肢装具の開発をめざし、まず、歩行時の下腿角速度を基に、足継手回転抵抗を可変とする短下肢装具を試作したので報告する。

## 2 本研究のねらい

### 2.1 開発する装具の対象

身体の麻痺には、筋張力が不足する弛緩性麻痺と、意図しない筋張力が生じてしまう痙性麻痺がある。中枢に原因がある痙性麻痺の症状は痙縮・固縮・痙固縮に分類されるが、その機序は完全に解明されておらず、症状の予測やモデルによる定量評価は困難である。弛緩性麻痺に対する装具については、インタフェース部に留意しながらも、従来の機械力学的・材料力学的に合理的な設計は比較的容易である。一方、痙性麻痺に対する装具については、変動する身体特性をも含めた、関節保持や運動誘導が必要となるため、一般には取扱いが複雑になる。しかしながら、メカトロニクスの導入などによる機能の付加は装具にもなされるべきであり、達成された場合の好影響の範囲も広いことから、ここでは、痙性麻痺による歩行障害を主たる対象として考える。

### 2.2 装具開発にあたっての留意点

装具は改めて述べるまでもなく身体の外側に密着して装着され何らかの作用を及ぼすものである。たとえ不自由な肢体であっても、本来の身体にとって余分なものを付けることによる負担となる要素、すなわち、重量や体積（身体の外側へ向かって張り出す量）は極力小さくする必要がある。しかしながら、身体運動面から大きな利点を生むための装具を、有史以来の添え木と機能的には大きく変わらない現在の装具と同じ容積・重量に押し込むことは、大変困難であることは容易に想像できる。このような、義肢にはない装具開発の特異性に対して、本研究では次のような段階を踏むことを考える。第一段階においては、運動面でこれまでにない機能を示すことを優先し、重量・体積は歩行に支障がないことを条件とし、最小化は求めない。この機能の有効性が確認された後、第二段階以降で必要な基本性能を満たす作動流体の選択や制御様式の詳細決定を経て、全体のプロトタイプ仕様の決定に至る。

### 2.3 本研究開発の目標

我々の当面の目標は、片側の下肢とくに足関節に痙性麻痺を示す障害者の歩行を支援する短下肢装具を開発することである。こうした歩行障害は脳血管障害後遺症として頻りに観察され、リハビリテーションが重要視される中、歩行能力に直結する、より良い装具の開発は重要な課題である。

一方、現在使用されている短下肢装具の力学的特性や足関節特性の把握も重要であり、その点については別テーマにより取り組んでいる。将来、その知見を継手機能の設計に導入できるよう、ここでは、安全に歩を進めるための装具継手機構の実現をめざす。

なお、短下肢装具においては、軽量であること、目立ちにくさ、靴の履きやすさ等が大変重要視され、形態の適合が行いやすい熱可塑性プラスチックを曲げ加工したものが広く受け入れられている。そこに加えられる足継手製品は、やはり小体積・軽量であるものがほとんどである。機能を追加するためには体積・重量とも増加せざるを得ないが、どの程度の歩行支援性能であれば、トレードオフとしてユーザに認めてもらえるかが不明である。しかしながら、新しい機能が新しい生活をもたらすのであれば、一定の層が使用をためらわないと考え開発を進めることとする。

## 3 インテリジェント機能を持つことの意義

健常者の歩行時の足関節角度は図1のように変化する。片麻痺者であっても、歩幅がある程度出せる場合は、立脚後期の踵離地(HO)とほぼ同時に足関節背屈角度が最大になることは健常者と同様である。HO後のけり出しが望めない、あるいは、下腿三頭筋の緊張のためにけり出し後に足関節を正常な背屈位に戻せない片麻痺者においては、遊脚中期におけるトゥクリアランスを確保するために、背屈角度ができるだけ大きい状態を保ったままスイングすることが有利である。次に、踵接地(HC)後、健常者では足関節背屈筋の遠心性

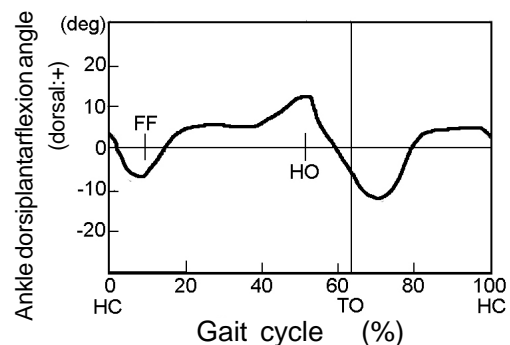


図1 足関節角度変化：健常歩行の例  
HC: 踵接地、FF: 全足底接地、HO: 踵離地、TO: 爪先離地  
Fig.1 Normal ankle angle pattern during gait  
(HC:Heel Contact, FF:Foot Flat, HO:Heel Off, TO:Toe Off)

収縮を伴いながら足底接地(FF)にいたるまで底屈運動が起こるが、遊脚期に十分な底屈剛性を持つ短下肢装具を装着した場合は、健常者であってもスムーズにFFを行うことができない<sup>3)</sup>。したがって、装具歩行で健常に近似した足関節運動を実現するためには、遊脚期の底屈防止のための「かたさ」から立脚初期の適切な「やわらかさ」に切り換えることが重要と考えられる。また、より良い自立歩行のためには、これらは装着者が意識することなく自動的に行われることが必要である。一定の訓練目的でならば、外部から他者がコントロールする状況も考え得るが、本装具は最終的にはADL拡大およびQOL向上をめざすものであり、他者はもちろん装着者自身の意思によってさえ一々操作することを必要とすれば、意識面からも健常歩行とは程遠いものとなり、外出は到底考えられなくなると予測されるからである。

#### 4 iAFOの構成

本研究で開発する短下肢装具の名称はインテリジェント短下肢装具とし、その略称をIntelligent Ankle Foot OrthosisからとりiAFOとする。以下では、機能確認フェーズで用いる実験用装具について述べる。

##### 4.1 装具構造体(本体)

チタン製あぶみと両側カーボンファイバ製支柱が両踝でそれぞれ一軸の継手により連結される。足部はポリプロピレンで側壁の最大高さ40mmの足板を形成し、足底には滑り止めを貼付した。その他に、通常金属支柱式装具に用いられる半月およびストラップを装備した。

##### 4.2 可変抵抗モーメント生成部

MR流体を満たしたロータリシリンダの筐体をあぶみの外側立ち上がり部に、同じく回転軸を装具の外側支柱に、それぞれ固定し、底背屈角度に1:1に対応してロータリシリンダ内のペーン(羽根車)が回転するようにした。ロータリシリンダから外部へ導き出した流路の中間で狭隘路を作り、そこを通過するMR流体に永久磁石により磁気を与える構造とした。このMR流体応用継手では、永久磁石が与える磁場の強さを調節することにより、保持モーメントをおよそ0.3~3.0Nmの範囲で変化させることができる。また、回転時の粘性は1.2Nm·s/rad(0.021Nm·s/deg)である(図2細線)。本稿では継手粘性をその最大

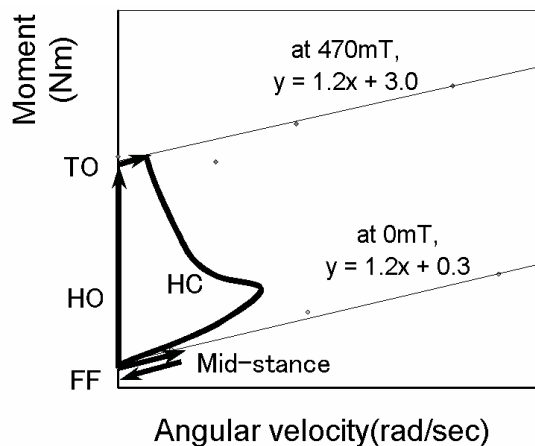


図2 継手粘性切替の概念

Fig.2 Scheme of the viscosity switching sequence

と最小の二段階で切り換え、各継手特性を状態 $S_H$ および $S_S$ と表す。これにより、受動要素のみからなる本足継手により、例えば図2の太線のごとく適当な抵抗モーメントを発生し、足関節の運動を安全かつスムーズに誘導できると考えられる。

##### 4.3 回転抵抗の自動切換え

立脚期を判別する際よく用いられるフットスイッチでは、HC後の切換え動作開始が遅れる可能性がある。ここでは、下腿部の矢状面内角速度を基に切換えのタイミングを決定することを考えた。図3に示すように、装具装着側の下腿は遊脚期に前方に振り出され(この回転方向を正とする)ある角速度を超えた後に漸次減少し、HC直前にはほぼゼロになる。このことを利用し、前方振り出しとその後の減速を検知する閾値を設定した。立脚期では、下腿の回転が遊脚期とは逆に負方向になり、HO直後に角速度は極小を

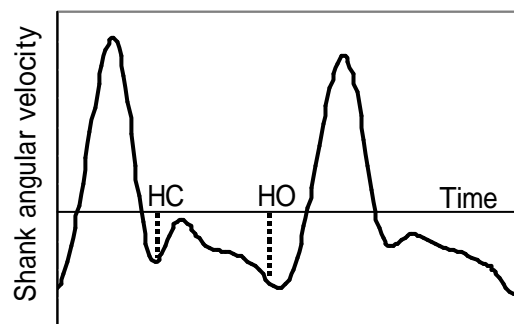


図3 下腿の矢状面内角速度パターン

Fig.3 Shank angular velocity pattern during gait

迎える。すなわち、同等の歩行速度における健常者による下腿角速度データを基に閾値を決定できる。このように、下腿の矢状面内角速度を利用することで、HC時に強すぎない底屈抵抗によりスムーズなフットフラットを誘導すること、遊脚期には十分な底屈抵抗による背屈位保持機能を発揮しトウクリアランスを確保することの両方が一連の歩行の中で可能になると考えられる。

図4に、下腿の矢状面内角速度検知のためのジャイロセンサを付加したMR流体継手付き実験用短下肢装具を示す。支柱や下腿カフにCFRPを用いたが、重量は約1.4kgと通常の金属支柱式の2倍強となった。

## 5 歩行実験

### 5.1 安全性の確認

歩行実験に先立ち、健常男性(身長170cm、体重66kg)に本実験用装具を装着して試歩行を行った。継手状態 $S_H$ のまま、および状態 $S_H$ と $S_S$ に切り換えながらの二条件で歩行し、切り換え時には切り換え機構の動作をビデオカメラ(60frames/sec)で確認するとともに、装着者主観によりいずれの条件も問題のないことを確認した。さらに、理学療法士に本機構の動作原理を説明し、一部の

片麻痺者に適用可能であるとの評価を得た。

### 5.2 被験者および切り換えタイミング

被験者は脳卒中片麻痺による歩行障害を呈する者、1名(男性、56歳、身長167cm、体重60kg、下肢Brunnstrom stage VI、底屈筋Modified Ashworth Scale 1+)であり、シューホン型短下肢装具(底屈剛性1.4Nm/deg、背屈剛性1.6Nm/deg)を常用している。

切り換えタイミングは次のように決定した。継手状態 $S_H$ から $S_S$ へは健常者の歩行をベースに調整、状態 $S_S$ から $S_H$ への切り換えは、下腿角速度ではなく、踵接地から立脚中期までの時間を見積もり、状態 $S_S$ への切り換え後の時間経過で行うこととした。これは、本被験者は膝伸展筋が十分強く、立脚初期の膝折れは全く観察されなかったが、立脚中期から後期にかけて、反張膝を起こしすぐ再び屈曲する現象が頻発していたためである。

健常者装着時の値を初期値にし若干の修正を行い、最終的に下腿正回転角速度が9.8deg/secに減じたときに状態 $S_H$ から $S_S$ へ切り換え、切り換え完了0.05秒後に再び $S_H$ へ、その後0.35秒の不感時間を設け、振り出しは下腿正回転角速度が68.6deg/sec以上で検知、以降繰り返した。

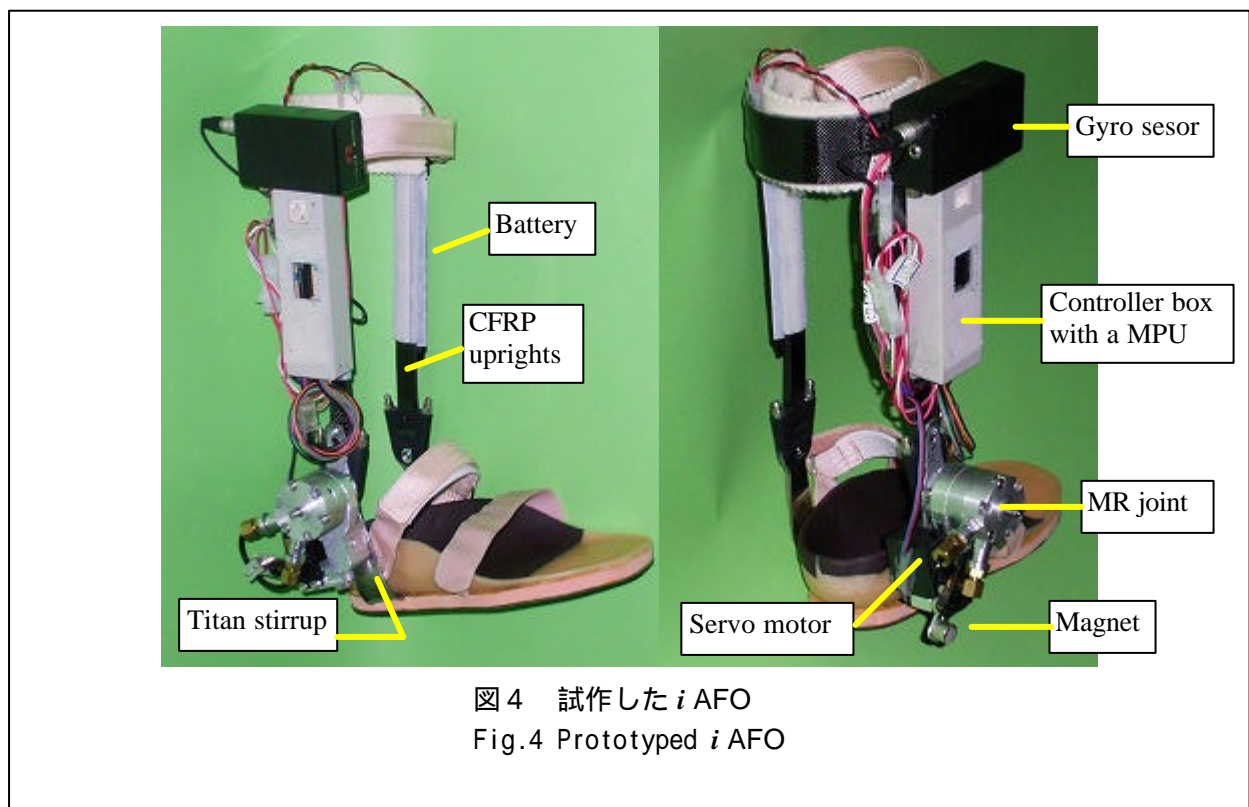


図4 試作した *i* AFO  
Fig.4 Prototyped *i* AFO

### 5.3 歩行計測

兵庫県立総合リハビリテーションセンター運動療法室に隣接した歩行分析室で ELITE 運動解析システムを用い、A)自身の短下肢装具装着、B)状態  $S_H$  と  $S_S$  とに切換えの二条件による自由歩行の計測を行った。マーカ位置は両側の肩峰・股関節・膝関節・足関節・第5中足骨頭の計 10 点とし、左右別床反力を同時に計測した。



図5 試作装具による歩行の一場面  
Fig.5 A scene of walking with the prototyped AFO

### 5.4 結果と考察

#### 5.4.1 被験者による主観的評価

被験者は試作短下肢装具の装着当初、重さに言及したが、実験終了後のインタビューでは歩行中に全く気にならなかったと回答した。ただし、歩行時の違和感については本実験中に消えることはなかった。この違和感については、関節角度の変化様式が通常と異なることから生じたと推測されるが、継手のない短下肢装具を日常的に使用している者が一般的な継手付き短下肢装具を装用した場合にも起こり得ることであり、本試作短下肢装具特有の問題とは考えられなかった。

#### 5.4.2 床反力および歩容の客観的差異

床反力垂直成分  $F_z$  のピーク値を図6に、足関節底背屈角度の変化を図7にそれぞれ示す。また、HC~FF間の下腿の矢状面内平均角速度、および肩峰マーカの進行方向移動距離より求めた平均歩行速度を表1に示す。図6より、条件Aの患側  $F_z$  が健側および条件Cのそれらより小さかった。図7より、条件AではHC後に底屈がほとんど生じず、FF直後に一度背屈の極大を呈するなど若干不安定な運動が観察された。これに対して条件BではHC後底屈が大きくなり、FF時に最大約7度を示した。その後、健常パターン(図3)に比してタイミングが遅れるものの

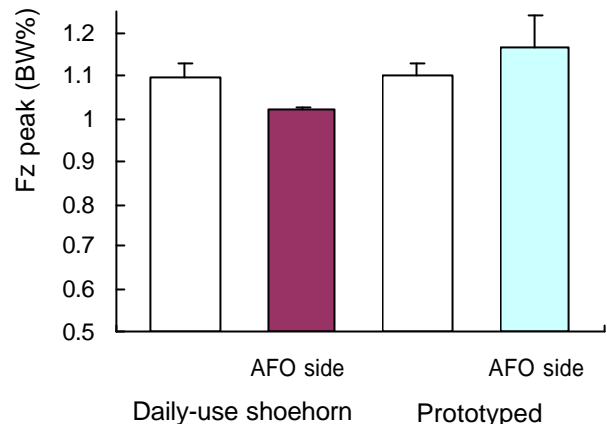


図6 床反力垂直成分の最大の比較  
Fig.6 Maximum vertical component of FRF

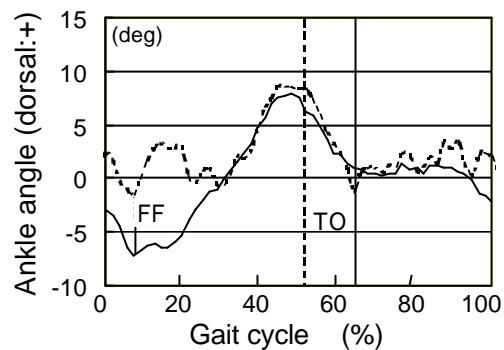


図7 足関節底背屈角度の変化

破線：常用装具（シューホン） 実線：試作装具  
Fig.7 Ankle angle pattern with AFO  
Broken line : daily-use / Solid line : prototyped

表1 下腿角速度および歩行速度の比較

Table 1 Shank angular velocity and gait speed

	Shank angular velocity after HC (deg/sec)	Gait speed (m/sec)
Daily-use shoehorn	-105 ± 10	0.81 ± 0.03
Prototyped	-54 ± 22	0.77 ± 0.02

ほぼ滑らかに背屈位へ移行していることがわかる。条件A、Bともに、立脚後期からは類似したパターンとなっており、遊脚期には背屈気味に保持されている。次に表1より、HC後の下腿の負方向回転角速度を見ると、条件Aで90deg/secを超えていたが、条件Bでは半減した。また、歩行速度はほぼ同等であった。

以上より、本件の試作短下肢装具によって、歩行速度をあまり変化させずに足関節運動パターンの一部を健常者に近づけ得ることが確認された。HC直後にスムーズなFF移行が阻害されると、股関節外旋を誘発するなどして、歩行者が不安定感を覚える大きな要因になることも多い。そうすると、下肢の上位関節に大きな問題がなくとも、歩幅を健側と同等に出すことがためらわれたり、全足底接地のような異常パターンに陥ることも考えられる。本試作継手のような機構を短下肢装具が持つことで片麻痺者の歩容が大きく改善される可能性があると考えられる。今後の機能面の課題としては、歩行速度が変化する場合に切換えタイミングを自律的に調整することが挙げられる。

## 5 まとめと今後の課題

足関節に痙性を呈する歩行障害者の歩容の改善をめざし、歩行中に継手特性を変化させる短下肢装具を試作した。これを用いた歩行実験を

行い、あらかじめ定めた二つの特性間の切換えであっても、立脚初期の歩容を健常パターンに近づけられることを片麻痺者で例示した。今後は次の各点に取り組むことが課題である。

- ・特性値決定手法の確立  
最も効果的な歩行相のセンシングおよび個別の歩容への対応
- ・多段から連続特性変化への進展
- ・装具としての完成度の向上  
軽量化・ダウンサイジング・外観デザイン等

これらの中でも、個人差を考慮し、かつ、安全性を保ちつつ歩行速度の変化を許容するための特性変更手法を確立することを優先課題として挙げておきたい。

謝辞 装具特性に関して助言を頂いた障害をお持ちの方、兵庫県立総合リハビリテーションセンター理学療法士諸氏に深く感謝する。

## 参考文献

- 1) 山本澄子、江原義弘、窪田俊夫、土屋辰夫、野坂利也(日本義肢装具学会編): 下肢装具のバイオメカニクス、医歯薬、1996
- 2) 赤澤康史、中川昭夫、松原裕幸、中村俊哉、野村毅、田中正夫: 「メカトロニクスを導入した短下肢装具の開発研究 - 粘性抵抗可変の継手を有する短下肢装具の試作と歩行実験 -」、福祉のまちづくり研究報告集平成15年度、pp.199-202、2004
- 3) 田中正夫・赤澤康史・中川昭夫・劉本武: 日本機械学会論文集、63C-607、pp.182-188、1997