

# 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 松原 裕幸 中村 俊哉 原 良昭

AKAZAWA Yasushi, MATSUBARA Hiroyuki, NAKAMURA Toshiya, HARA Yoshiaki

多賀谷 兼介 内藤 尚 田中 正夫 (大阪大学大学院)

TAGAYA Kensuke, NAITO Hisashi, TANAKA Masao (Graduate School of Osaka University)

### 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 posture

### Abstract:

An ankle-foot orthosis (AFO) is a primal aid for patients with gait disorder, and the mechanical characteristics of AFO joint directly affect the walking function. In this article, considered are the necessity of AFO joint characteristics changing automatically during a gait cycle and the control scheme of such an AFO joint so that the wearers can train/reorganize their orthotic gaits towards the goals designated by their own physiotherapists in relief and safety. A teaching-playback scheme is employed, and the initial joint characteristics are determined for each of the swing phase, the initial stance phase and the mid-terminal stance. We prototyped an intelligent AFO with gait pattern sensors and a controller adjusting the magnet position for MR-fluid brake.

A consortium formed with universities, mechanical device/orthoses companies and public sector including us has just started to develop a more advanced AFO as a national project in the middle of this year. The Hyogo ASSISTECH should keep focusing on the user-oriented view and assist the project with evidences we would acquire in the basic level of research.

## 1 はじめに

本研究では、メカトロニクス技術や機能性流体を導入することで、従来にない運動補助機能を持つ短下肢装具 (Ankle-foot orthosis、AFO) の開発に取り組んできた。本年度は、制御系の改良を手がけつつあったが、企業・大学と共同で申請した経済産業省のプロジェクトに採択され、いわゆるものづくり部分は、当該プロジェクトの一部として行われることとなった。そこで本稿では、今年度前半に実施し機械学会<sup>註)</sup> で発表したインテリジェント短下肢装具のコントロール様式に関する再検討と実験用装具ユニットについて報告するとともに、付録として当該プロジェクトの概要と短下肢装具開発の位置付けについて紹介する。

註) 日本機械学会2005年度年次大会 (9月 東京)

## 2 足継手特性動的変更の必要性

### 2.1 運動制御様式の選択

まず、装具が足関節まわりに与える作用すなわち外力によるモーメントは能動的あるいは受動的であるべきかについて考える。なお、受動的な保持/制動においても反作用によるモーメントは生じる。運動の最適化を考える場合、ロボットにおける歩行設計と同様、モータ等による強制的関節角度調節手法を採るのが一般的かもしれない。しかしながら、たとえば不随意に底屈しようとする足関節を他動的に背屈させると、最悪の場合、筋断裂を惹起しかねず、非常に繊細な運動検知や多重の安全確保が要求される。また、能動的機械要素は重量や所要エネルギーが概して大きく、画期的なエネルギー源が開発されない限り、屋外での常用には不利となる可能性が高い。一方、受動要素のみで構成される装具継手では人体に危害を及ぼすリスクはなくエネルギー面でも有利である。自らモーメントを発生し関節運動をアシスト

することはできないが、実用化されている義足継手もすべて受動要素で構成されていることから、装具継手においても受動要素の特性調節のみで一定水準の歩行が達成できると予見される。

## 2.2 運動制御の対象自由度

不整地歩行では、足関節の回内外・内外転方向についても底背屈と同時に運動制御が行われるべきであるが、平地、横断勾配のない傾斜地あるいは段差に関しては、既存の装具継手と同様に、人体の移動方向に最も関連が深い底背屈を考慮すればよい。その他の運動方向も加えた制御は将来の課題とし、ここでの議論は底背屈方向に限る。

## 2.3 個別対応と一歩行周期内における特性変更の必要性

山本らは片麻痺者の多数歩の歩行計測結果から、歩毎のばらつきは少なく、試行毎のばらつきが大きいと報告している<sup>2)</sup>。片麻痺においては、短期的・長期的経時変化への対応も必要である。我々は、最も多用されている靴べら式AFOを健常者が装着・歩行した場合に、立脚初期に底屈が阻害され、結果として通常より大きい膝伸展モーメントを要することを報告し<sup>3)</sup>、その後、立脚初期にAFO剛性を小さくする必要性を論じたが、ここでは別の観点から、歩行周期中の装具足継手特性が一定でよいかについて、必要な底背屈モーメントに関して検討する。

歩行速度が大きいと、立脚初期の床反力垂直成分・前後成分（絶対値）はともに大きくなるため、歩幅一定でも踵接地時の床反力による底屈モーメントは大きくなる。これに対応するための必要最大背屈モーメントも大きくなるため、歩行速度を選択するためには、外力による底屈作用に抗する背屈モーメントも変化する必要がある。さらに、たとえ一定歩行速度しか必要としない装着者でも歩行開始・終了時には必要背屈モーメントは変化する。

野村は、片麻痺者（14名、年齢 $51.7 \pm 7.9$ 歳、Brunnstrom.stage III 7名・IV 7名）の足関節底背屈を0度に保持するに必要な背屈方向モーメントは、端座位（膝屈曲90度）および仰臥位（膝伸展）それぞれ3.5および10.1Nmであることを報告した<sup>4)</sup>。仰臥位に関しては下腿部の約1/2が寝台に接触した状態であり、摩擦および底屈筋の圧迫の影響が含まれ、同じ膝伸展状態である立位・抜重時の底背屈0度保持モーメントは、これら端座位および仰臥位の間の値をとると考えられ、個人においても膝屈曲伸展角度による差異が大きい。以上のような変化に対応するために、各装着者、また各人の選択する歩行に合

わせた特性コントロールが必須である。

## 3 底背屈制動力コントロール様式の検討

### 3.1 目標とする歩行

設計上、目標とする歩行の目安を次のように設定する。

歩行速度は、従来の装具で

- i) 最速40m/分未満の対象者については実用最低限とされる40m/分、
- ii) 実用最低限度速度が獲得できている対象者については最速約60m/分とする。

比較的速い歩行が獲得できている人についても、より安全・安心して、あるいはエネルギー消費が少ない歩行ができることは意義深いと考える。

いずれの場合もステップ長は最大60cm程度、歩調は最大70~100歩/分とし、歩容については、できるだけ左右差のない、したがって、患側にあっても全足底接地ではなく踵接地を誘導することを基本とする。

しかしながら、新規の装具装着直後の目標到達は困難であろうから、訓練開始から各目標にいたるまでの各種レベルを想定する必要がある。対象者は、痙縮のある片麻痺者を中心としつつ、弛緩性麻痺により足関節運動制御が困難な方も含む。現在の靴べら式あるいは金属支柱式AFOが適用となる方を主たる対象とする。

### 3.2 本開発における特性変更様式

一定歩行パターン獲得までには様々な歩容が発現する可能性がある。AFOが直接的に作用する下腿・足関節・足部部分について、立脚初期の動作を考えると、以下の3パターンに大別できる。

- A) 爪先／前足部接地：下腿はほぼ鉛直あるいはやや前傾、前足部が先に接地するため床反力による背屈モーメントが作用する。装具が適切な抗背屈モーメントを発生しつつ全足底接地を許容しなければ、背屈過大・膝折れ、あるいは底屈筋の異常な伸張反射を誘発する。
- B) 全足底同時接地：下腿はほぼ鉛直、床反力による底背屈モーメントは小さいが、体幹の前方移動がスムーズに行われるための適切な坑背屈モーメント調節が必要である。
- C) 踵接地：健常パターンに類似し下腿はやや後傾、床反力による底屈モーメントが作用する。装具が適切な坑底屈モーメントを発生して全足底接地への移行を誘導する必要がある<sup>5)</sup>。

坑底屈モーメントが大きすぎれば膝折れや股関節外旋を、小さすぎれば膝過伸展やフットスラップを誘発する。

以上のような各部の動きを検知するには、下腿角度・足関節角度・足底接地状態の各センサを用いればよい。

### 3.3 基本手順

本装具の対象となるような歩行障害者は固有のパターンを伴って歩行することが通常であり、療法士らがリハビリテーション上目標とする歩容を理解しても直ちにそこに到達することは困難と考えられる。理学療法士の指導に従って徐々に変更していくことが可能でなければ受け入れられないし、完全に新しいパターンが習得されるまでは、歩ごとの違いにも装具側で対応する必要がある。そこで、最適制御から検討を開始し最終的にティーチングプレイバック方式を選択<sup>6)</sup>したインテリジェント義足膝継手の例を範とし、本装具継手に対して、初期パラメタのみを決定した後、医師やセラピストなどの処方・訓練者が装着者の歩行を見ながら適切なパラメタに調節する方式をとることとする。

### 3.4 初期値の決定

遊脚期、立脚初期、立脚中・後期の3相それぞれについて、個人別初期値を次のように決定する。ここでは踵接地が実現される場合についてのみ述べる。

- ・遊脚期：底屈を防止するため、2,3節の方法で膝伸展位における底背屈0度保持モーメントを計測し、採用する。
- ・立脚初期：予想される床反力モーメントと実現したい底屈角速度とから必要粘性を算出する。モーメントは体重(N)×身長(m)の2%、角速度は、歩行周期から踵接地-全足底接地時間と踵接地後に底屈すべき角度とから見積もる。
- ・立脚中・後期：当該対象者がすでに適合のよいAFOを所持している場合は、その背屈・底屈剛性比を参照して初期値を算出する。そうでない場合は、遊脚期と同程度を推奨するが、膝伸展能力を基に処方者が決定する。

## 4 装具開発の手順にかかる一考察

製品開発においては、準備段階で多数のユーザの要望を聞いておき、その後は最終段階で、より満足度を上げるよう修正をするのが一般的である。これは、ユーザが明確な要求仕様を持ち、的確に設計者に伝えることができるか、多数のユーザ候補から統

計学などを用いて多くを満足させるであろう要素を抽出でき明確な製品イメージが構築できる場合の手段である。義肢装具開発においては、義足のように健常レベルに近づけることが最適化とほぼ一致する場合もあるが、とくに装具においては、ヒューマンファクタそのものや、マシン特性との相互作用に不明な部分が多いため、ゴール自体を明確に想定できないこともよくあることである。ここでユーザや処方方に携わる者のイメージ力に依存することは、やはり必ずしも成功を導かない。かと言って設計側のみの思惑でもユーザ満足が得られるかどうかは不明である。そのような開発リスクを少しでも減らすためには、開発の初期試作品でもユーザが装用を拒まず少なくとも一日は試用できることが望まれる。換言すれば、臨床評価をする段階は早める必要があるが、装具としての認識されるレベルをクリアしたもので試用評価を行わなければ適切な参考情報が得られない危険があるということである。

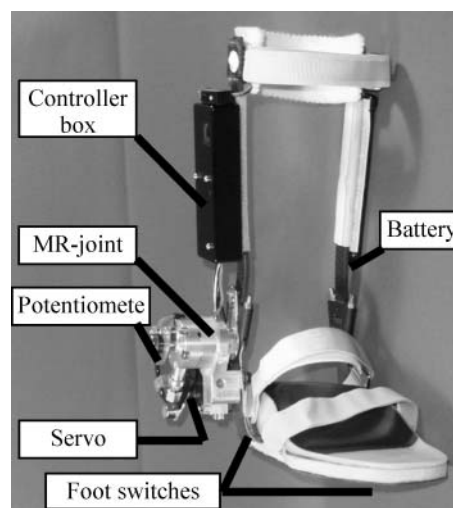


図1 試作した*iAFO*  
Fig.1 Prototyped *iAFO*

## 5 試作

昨年度報告したMR流体応用粘性可変継手を持つAFO<sup>7)</sup>を基に試作を行った。これを図1に示す。ここでは、重量をできるだけ抑えること、装着しやすいこと、オールインワンを維持すること等を念頭に置いた。前節の設定を実行するため、足関節角度は回転角のフィードバックが可能なサーボモータを、さらに足底の接地状態はフットスイッチ2個によって検知する仕様とした。



## 6 まとめ

インテリジェントな短下肢装具開発にあたり、訓練段階から安心して使用できるよう、装着者の固体別身体特性に合わせて継手特性の初期値を決め、続いて臨床家の介入により歩行に適した特性値を求めるティーチングプレイバック方式を提案した。

MR流体を用いた短下肢装具の開発は、本年度途中より平成19年度までの予定で、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）による研究の一つとして産学との連携の下、取り組まれることとなった（付録参照）。今後、装具自体の開発はこのプロジェクトに移行するが、本委託研究として、別の原理に基づく機能実現をにらみつつ、ユーザの真のニーズや療法士らの訓練ノウハウが開発装具に反映されるよう、定量データを基にした提言を行っていきたい。

## 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) 赤澤ほか：「インテリジェント短下肢装具iAFOの開発研究」、福まち工研報告集平成16年度、174-179、2004
- 2) 山本澄子ほか：「片麻痺患者の歩行の連続計測 -短下肢装具の矯正モーメントの影響を中心として-」、バイオメカニズム11、319-330、東大出版会、1992
- 3) 田中ほか：「短下肢装具の力学的特性と歩行における運動拘束機能」、63C-607、182-188、日本機械学会、1997
- 4) 野村毅：「片麻痺者足関節の力学特性評価および短下肢装具特性の歩行解析の基づく検討」（大阪大学大学院基礎工学研究科修士論文）、2005
- 5) 義肢装具学会編：下肢装具のバイオメカニクス、医歯薬、1996
- 6) A.Nakagawa:「A Swing Phase Control of Above Knee Prosthesis -Development of The Intelligent A/K Prosthesis-」、バイオメカニズム学会誌14臨時増刊、101-111、1990
- 7) 赤澤ほか：「可変粘性継手を有する短下肢装具の試作」、日本機械学会講演論文集、No03-1-VII、97-98、2003

## 付 録

独立行政法人 新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）による該当研究プロジェクトの概略紹介 -下肢装具開発の位置付け-

NEDO (<http://www.nedo.go.jp/>) は、広範な産学官ネットワークと公的資金を活用した各種研究委託・助成事業により、重要な産業技術基盤やエネルギー・環境関連技術の開発・普及を先導している。平成17年度より、わが国のロボット技術を生かし福祉介護分野に資する開発として「人間支援型ロボット実用化基盤技術開発」（3箇年計画）を実施している。

このプロジェクトは特定の環境下で一定程度継続的に人と接触して動作するロボットの技術開発及び実証実験を行うことを目的にしている。なお、開発にあたっては介護施設等のロボットのユーザを開発初期段階から体制に入れて意見を取り入れ、より現実のニーズに即した目標が設定されることになった。研究開発項目は大きく分けて次の三点であり、本年度予算総額は約8.6億円となっている。

- ①リハビリ支援ロボット及び実用化技術の開発
- ②自立動作支援ロボット及び実用化技術の開発
- ③介護動作支援ロボット及び実用化技術の開発

このプロジェクトに採択された①にかかわる3グループの一つとして、「身体機能の維持・向上を目的としたリハビリ動作の支援を行うプロトタイプロボットの仕様検討を行う」こととなっており、(財)新産業創造研究機構（以下、NIRO）を管理法人として、本年度は以下に示す体制で、二つのサブテーマに取り組んでいる。

### A. 脳卒中片麻痺患者に健側の動作方向を教示する上肢練習器の開発

参加機関：NIRO、神戸学院大学、奈良先端科学技術大学院大学、大阪大学大学院（池田研究室）、兵庫県立総合リハビリテーションセンター

### B. MR流体ブレーキを応用した下肢装具の開発

参加機関：NIRO、神戸学院大学（中川教授）、大阪電気通信大学（森本教授）、大阪大学大学院（古荘研究室）、橋本義肢製作(株)、ビー・エル・オートテック(株)、兵庫県立総合リハビリテーションセンター

このサブテーマBにおいて、脳卒中片麻痺者のための短下肢装具や脊髄損傷対麻痺者のための長下肢装具の開発が進められている。

以上