

# メカトロニクスを導入した短下肢装具の開発研究

## Introducing mechatronic control into ankle-foot orthosis joints

—片麻痺者足関節特性から見た装具継手要件に関する検討—

—Part1: Orthosis joint specification based on measurement of hemiplegic ankle stiffness—

赤澤 康史            中川 昭夫            小西 克浩            中村 俊哉  
AKAZAWA Yasushi,    NAKAGAWA Akio,    KONISHI Katsuhiro,    NAKAMURA Toshiya  
上松 弘幸(大阪大学大学院)    田中 正夫(大阪大学大学院)  
UEMATSU Hiroyuki,            TANAKA Masao

### キーワード:

バイオメカニクス、リハビリテーション、片麻痺、  
足関節剛性、装具設計

### Keyword:

biomechanics, rehabilitation, hemiplegia,  
ankle joint stiffness, orthosis design

### Abstract:

It is important for mechanical design of orthoses to evaluate biomechanical characteristics of wearers' joints. In this article we examined hemiplegic ankle joint moments against passive movement during sitting position. In order to collect moment and angle data simultaneously, we setup an apparatus, which has single axis swing bracket with a torquemeter and a potentiometer. Manual dorsal/plantar flexion operation was given for hemiplegic subjects and ankle joint angles and moments were recorded on 200Hz-sampling rate. We obtained time-moment and angle-moment curves as well as angular velocity dependent moments by referring to moment at low speed motion. It is found that plantar moments at normal position and such angular velocity dependency of resistant moment at ankle joint varied not only in long term but also after exercise. Consequently a mechanism which generates adjustable corrective moment is necessary for an AFO to keep ankle joint at proper position during gait.

### 1. はじめに

日本を始めとする工業先進国の電子工学技術の発展はめざましく、産業機器の機構部に対して、高機能化や低コスト化等を目的として電子技術を導入する、いわゆるメカトロニクス化が半ば当然となっている。しかしながら、義肢装具など身体障害者が直接身につける道具については、インテリジェント大腿義足膝継手など一部の義肢パーツを除いて旧来の純機械式のままか構成材料そのものの特性を利用するに留まっているのが現状である。とくに装具においては電子技術の導入は皆無に等しいと言ってよく、短下肢装具のほとんどは、熱可塑性プラスチック板を曲げただけか、簡単なバネ要素のみを組み込んだ継手を持つにすぎない。3ヵ年計画の本研究では、短下肢装具の特性を個々の装着者の身体特性、また、その時々歩行に合わせて変化させるため、継手機構にメカトロニクスを導入することを検討する。さらに、従来形装具の合理的な処方の一助となるよう、装着者に適合する装具の力学的特性を臨床現場で得るための手法についても検討したい。本年度においてはまず、片麻痺者の足関節の特性を計測し、継手機構の特性決定に必要な諸元を得ることを目的とする。

### 2. 片麻痺者の下肢機能

脳血管障害を生じると様々な症状が現出するが、下肢の運動に限定して、臨床で広く用いられているBrunnstromのステージに沿って見てみると次のようになる<sup>1)</sup>。

ステージI 随意運動なし。弛緩性。

ステージII 痙性とわずかな共同運動(基本的な屈

曲伸展) が出現。(随意収縮の有無で2段階に細分類)

ステージIII 著しい痙性。共同運動で随意的な屈曲伸展が可能。(可能動作で4段階に細分類)

ステージIV 痙性がやや減少。分離運動が部分的に可能。(可能動作で2段階に細分類)

ステージV 痙性が減退。分離運動が進展。(可能動作で2段階に細分類)

ステージVI 痙性が消失。分離運動が自由にできる。

以上より、概して、一旦弛緩した下肢筋が次に中枢神経異常により緊張し、そこから徐々に随意性を再獲得していくと言える。ただし、こうした回復過程および最終到達点は個人によって異なる。さらに、同一人における日内変動や精神状態・姿勢による変化もあり得ることに注意しなければならない。歩行訓練を始めるのはステージIIIからが多い。本研究においても比較的強い痙性を呈する片麻痺者を主たる想定ユーザとして短下肢装具の開発を進めることとする。メカトロニクス化による調節能を装具に持たせることができれば長期にわたって適合し得る可能性があると考えられるからである。

ここで用語の整理をしておきたい。ここでも用いられ臨床においても頻繁に使用される語に「痙性」がある。これには、村上<sup>2)</sup>が指摘するように、伸張反射の亢進と動作に伴う異常筋緊張の両者が含まれている。また、筋組織は生体組織全般に見られるように使用状態が変われば変性する。筋が短縮した拘縮状態が続けば筋組織そのものが短縮し、同量の伸張に対する抵抗感が増加するという報告もある<sup>3)</sup>。これらから装具継手の設計にあたって考慮すべき下肢筋の症状を表1のように整理できる。

表1 装具の力学的設計にあたって考慮すべき要素

- |                |
|----------------|
| 1. 筋緊張の程度      |
| 弛緩             |
| 亢進 → 伸張反射異常    |
| 他動運動に対する抵抗     |
| (痙縮/痙固縮/固縮)    |
| 動作・姿勢による変化     |
| 2. 筋組織の粘弾性     |
| 拘縮による増大        |
| 3. 1.と2.の相互作用  |
| 4. 回復過程・予後の個人差 |

### 3. 他動運動に対する足関節抵抗の計測

下腿三頭筋の異常緊張や短縮があると爪先が下がり歩行する上で大きな障害となる。足関節運動で言えば内返しであり底屈・内転・回外の複合した状態<sup>4)</sup>ではあるが、歩行には進行方向があり、この身体運動を大きく捉えた場合、最も関連が深いのは底背屈運動と言える。また、現在の継手付き短下肢装具の継手はほぼ一軸であり、実際の歩行において底背屈を制御しようとしている(それ以外の運動方向はほぼ固定)。本研究においても底背屈を制御すべき運動と定め、ここでは、片麻痺者の底背屈運動の特性を力学的に評価するため以下に示す計測を行う。

#### 3.1 計測装置

底背屈角度と足関節モーメントを同時に計測可能な図1のような装置を製作した。この装置は支持部と揺動台からなり、揺動台はボールベアリングを介して支持部支柱に取付けられ回転1自由度を有している。回転軸の一端にトルクメータ(Kubota KB22-080)の軸を接続し、もう一方の軸端にポテンシオメータ(BI tech 6187)の軸を固定した。トルクメータの外側に揺動台をマニュアルで回転させるためのレバーを取り付けた。被計測者の底背屈軸と揺動台の回転軸を一致させるため、厚さ2mmの調整板を複数枚用意し揺動台上の足部固定板の高さを調節するとともに、足部長軸方向を約25度以内で回転できるようにした。足部固定板には短下肢装具の足底部の一部も取りつけ、これを利用して被計測者の足部を固定するようにした。トルクメータおよびポテンシオメータのからの出力(電圧変化)をA/Dコンバータ(ADTEK AXP-AD02)を通してノートパソコン(Toshiba DynaBookSS 3480 DS60P等)でサンプリング周波数200Hzで収集した。

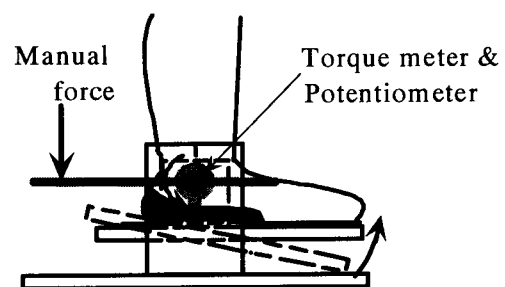


図1 足関節角度・モーメント計測装置  
Fig.1 Apparatus of ankle angle and moment measurement

### 3.2 計測条件

計測は端座位（体幹直立、股関節 90 度屈曲、膝関節 90 度屈曲）とし、両側の足部の高さが等しくなるよう非計測側に足置き台を設けた。姿勢の安定を確認した上で計測者が揺動台のレバーを操作し、底屈約 15 度から背屈約 15 度までの範囲で他動的に足関節運動を行わせた。1 セットあたりの計測は種々の角速度で 10~15 回行った。

被験者 A は被殻出血による左片麻痺（男性、63 歳、身長 168cm、体重 65kg、Brunnstrom ステージ III-3）で筋緊張の異常が顕著であった。被験者 B は被殻出血による右片麻痺（男性、53 歳、身長 173cm、体重 71kg、Brunnstrom ステージ IV-2）で発症後 10 ヶ月（退院後 5 ヶ月）からの 4 ヶ月内の異なる 3 日の同じ時間帯で計測し比較的長期における変化を観測した。被験者 C は脳梗塞による右片麻痺（男性、54 歳、身長 168cm、体重 60kg、Brunnstrom ステージ IV-2）で運動療法前後の変化を 7 日の間隔をおいて観察した。

### 3.3 計測結果と考察

図 2 に被験者 A のモーメント変動の例を示す。四角で囲んだ数字は、そのサイクルにおける背屈最大角速度であり、いずれも回転動作開始直後に記録された。ある角速度以上で、細かな底背屈を繰り返してモーメントが振動する、いわゆるクローヌスが観察された。被験者 A では約 130deg/sec 以上、B では約 180deg/sec 以上でクローヌスを呈したが、被験者 C には出現しなかった。歩行中の背屈角速度が

80deg/sec を超えることは考えにくいので、現時点で設計上考慮に入れる必要は認めない。ただし、万一の発生時の対応を行う場合は、持続時間が通常の歩行周期より長いので、モーメント変動に呼応するしくみが必要となる。こうしたクローヌスが、通常の伸張反射が中枢神経異常により抑制されず連続して起こったものと解釈すれば、より詳細に知るためには、角速度よりも筋の伸張速度や引張力との関連を調べる必要がある。

次に足関節角度とモーメントの関係について検討する。この関係をグラフ化すると、図 3 のごとく底屈運動の際のモーメントが背屈運動時より小さいヒステリシスを示すが、ここでは他動的背屈に対する抵抗を調べるため、（底屈位から背屈位へ

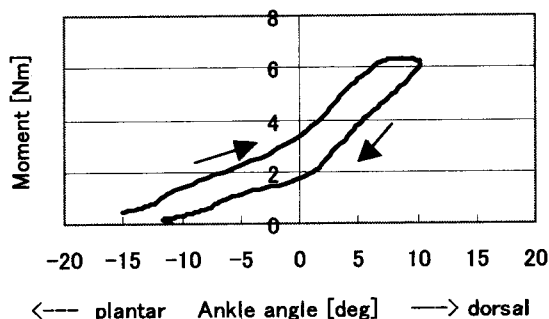


図 3 足関節角度-モーメント関係の例  
Fig.3 Example of hysteresis curve of ankle joint angle ? moment relationship

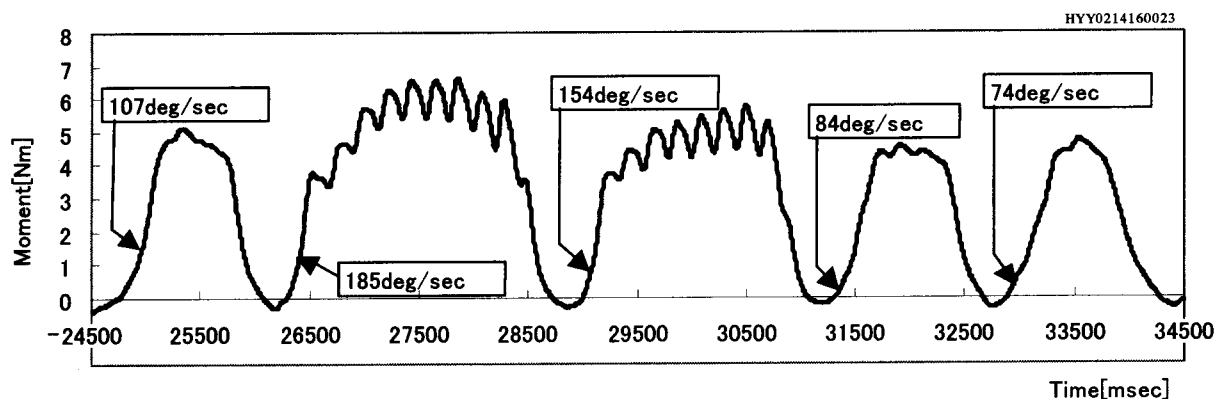


図 2 モーメント変動の例 被験者 A (Brunnstrom ステージ III-3)。四角囲み数字はそのサイクルにおける背屈最大角速度（矢印はそのタイミング）。他の観測例も含め、背屈最大角速度が概ね 130deg/sec 以上のときクローヌスが出現した。その直後の低速サイクルでわずかながら出現したクローヌスに注意する。

Fig.2 Example of resistant moment at a hemiplegic ankle joint. Brunnstrom stage of the subject A is III-3. Each boxed value is the maximum angular velocity during each motion cycle. Clonus was observed in case the maximum velocity was more than about 130deg/sec.

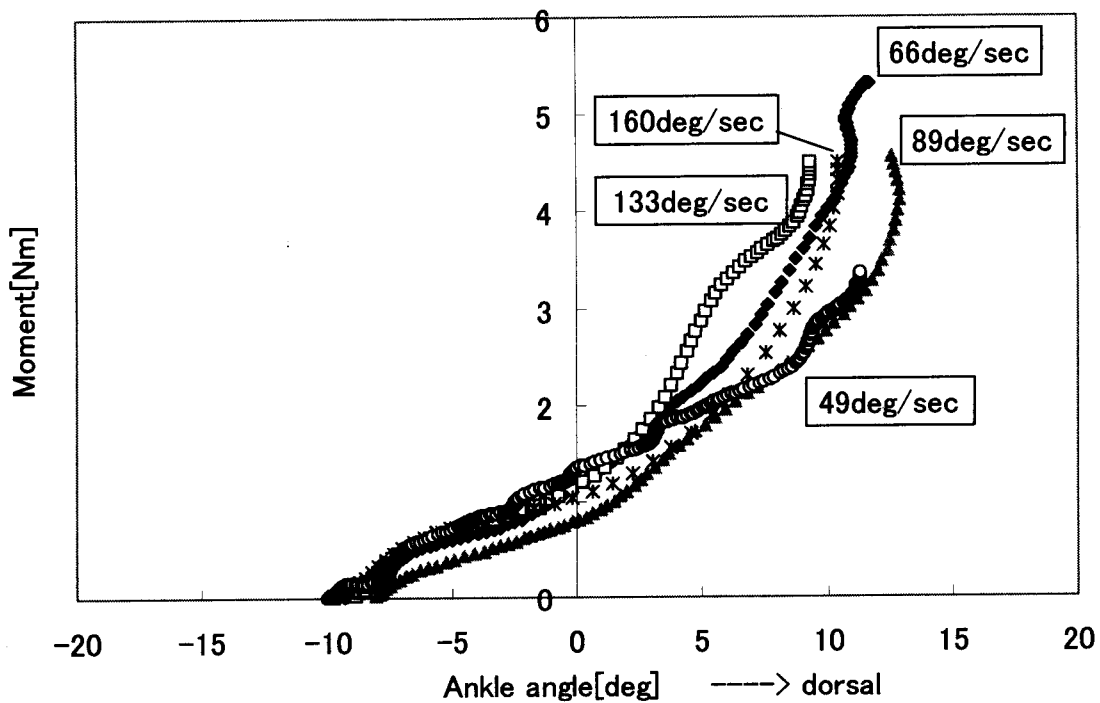


図4(a) 被験者Aの足関節角度-モーメント線図(背屈方向運動時)。抵抗モーメントが角速度に依存しない例。ただし、最大133および160deg/secのサイクルについてはこの後クローヌスを呈した。  
 Fig.4(a) Ankle joint angle ? moment relationship of subject A. Measured moments are not dependent on angular velocity and those variation is large in dorsal position.

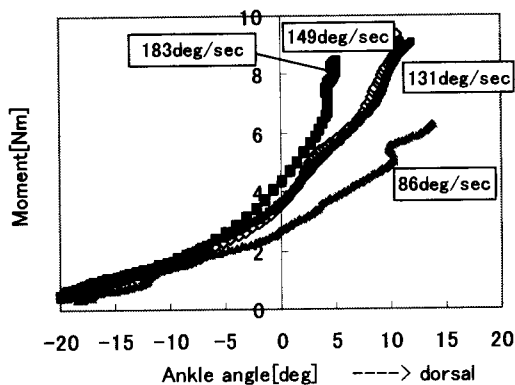


図4(b) 被験者Bの足関節角度-モーメント線図。抵抗モーメントが角速度に依存して大きくなる例。

Fig.4(b) Ankle joint angle ? moment relationship of subject B.

の背屈運動に限定して考える。図4(a)は被験者Aの、図4(b)は被験者Bの角度-モーメント線図の例である。これらの曲線の傾きは背屈剛性すなわち「かたさ」を表し、傾きが大きいほど操作者は抵抗を感じたはずである。なお、四角で囲んだ数字は、図2と同様、そのサイクルにおける背屈最大角速度

である。これらより、被験者A、Bとも他動的な背屈に対する足関節モーメントは背屈域においてパラッキが大きくなるが、一般に言われる通り、角速度が大きくなるほど抵抗感が増すもの(Bのケース)もあるが、Aのように角速度に必ずしも依存しない場合もあることがわかる。

被験者B、Cについて関節角速度とモーメントの関係をさらに詳細に見るため、次の指数を導入する。最も低速の際の角度-モーメント曲線を3次多項式で近似し、その他の角速度の際のモーメント値との差の最大値を計算し、これらを角速度依存モーメント(Angular velocity dependant moment: 以下、AVDモーメント)と呼ぶこととする。伸張反射の現れない遅速動作時を基準とすることで、動作時の特性を検討する。

図5に被験者BのAVDモーメントの変遷を示す。実線は各群に原点を通る3次式をあてはめたものである。これより、被験者Bは同じBrunnstromステージながら、第一計測日より4ヶ月後の第三計測日において足関節モーメントの速度依存性が小さくなっていることがわかる。ただし、第一計測日から3週後の第二計測日においては中速度域で高値を示すなど必ずしも時間の経過とともに速度依存性が小さくなったわけではない。

図6に被験者CのAVD モーメントを示す。これより、いずれの場合もバラツキが大きい、第一計測日に比して一週後の第二計測日の方が速度依存性が小さく ( $p < 0.05$ )、歩行訓練前より訓練後の方が速度依存性が大きくなる傾向(有意差なし)が見られる。一週間で速度依存性が小さくなったこと自体は、被

験者Bの例もあり、継続的に観察しなければ意味をなさないが、一週間で速度依存性に差が出ることもあるという事実は確認しておかねばならない。

次章では、現在の短下肢装具処方も鑑みながら、このようにして得られる関節特性データから、短下肢装具に備えるべき継手特性について検討する。

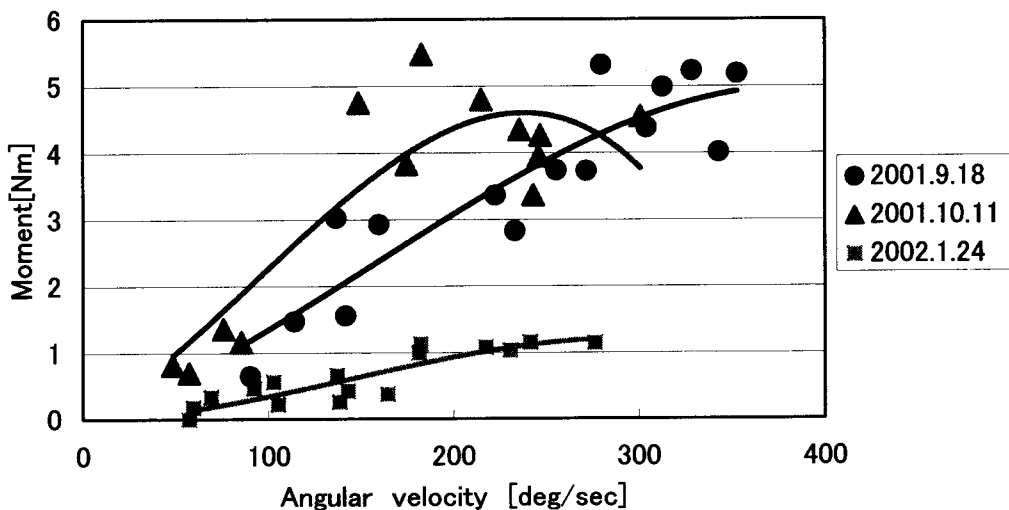


図5 被験者BのAVD モーメント 最終的に足関節抵抗モーメントの角速度依存性は小さくなっているが必ずしも漸減したわけではなく、依存の様態にも相違が見られる。  
 Fig.5 A.V.D. moments of subject B Angular velocity dependency of the resistant moment at ankle joint reduced during four month, but not gradually.

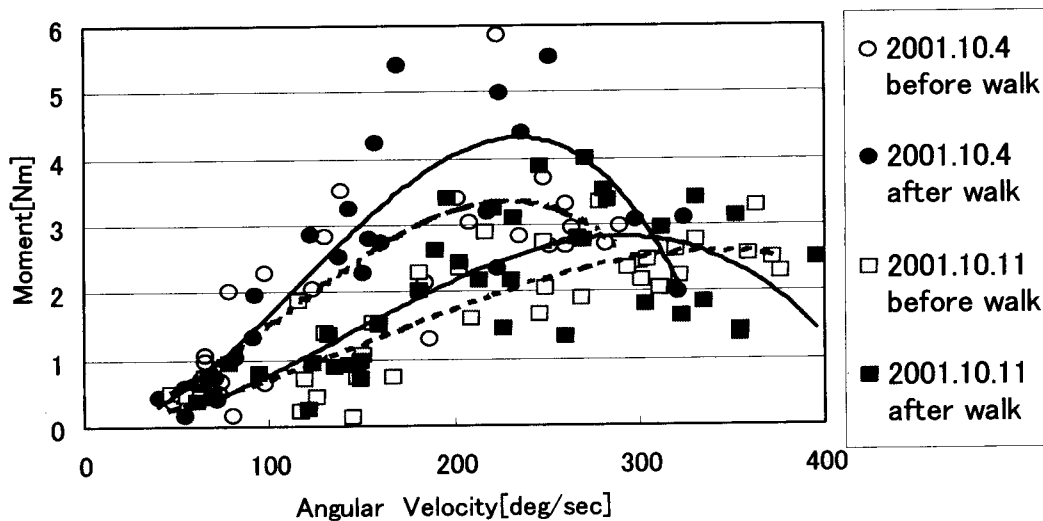


図6 被験者Cの歩行訓練前後のAVD モーメント 訓練前より訓練後の方が角速度依存性が大きくなる傾向が見られた。  
 Fig.6 A.V.D. moments of subject C Angular velocity dependency tended to increase after walking training on each day.

## 4. 短下肢装具の剛性

### 4.1 歩行に関連する短下肢装具の役割と現状

短下肢装具はその名称(Ankle-foot orthosis)や形状からわかる通り、主として足関節運動をコントロールしようとする装具である。症状に合わせて完全固定から比較的緩やかな運動制限を行うものまで多種多様であるが、最も多く使用されているのは、シューホーン(靴べら)形短下肢装具であり、プラスチック材の弾性を利用して底屈を制限することで、歩行の障害となる遊脚期における足部接地を防ぐ。また、背屈もある程度制限することで立脚中期における膝折れを防止する役割もあるとされる。関節近傍のトリミングラインのとり方により曲げ剛性を変化させることは可能であるが、身体形状に沿わせたその湾曲状態により、背屈よりも底屈方向への抵抗が当然大きい。また底屈・背屈剛性を独立して制御することは困難である。そのため、装具の下腿部と足部を分離し、両者を結ぶ継手の特性により、主に底屈方向を強めに制限しようとする短下肢装具が近年増加している。しかしながら、摩擦継手を用いたものを除いていずれも装具が発生するモーメントは通常の使用範囲において関節角度(継手回転角度)に応じてほぼ線形に変化するのみである。さらに次節に記述する理由から、短下肢装具の力学的特性には改善の余地があると考えられる。

### 4.2 短下肢装具高機能化の必要性

現在、短下肢装具の処方・製作は試行錯誤的に行われている。形状については義肢装具士が経験に基づきいわゆる手技を基本とした製作で適合を図るが、力学的な性質については試歩行時に明らかな不具合がないことを旨とするのみで、前章で見てきたように同一個体においても変化が著しい身体特性に対して、形状ほど繊細な適合が図られているとは言いがたい。もちろん、特性の変化自体は経験から臨床家も知覚していて、装着者の足関節が発生する底屈モーメントが最大になっても底屈状態に陥らない装具剛性を念頭において判断しているものと予想される。それは、遊脚期における底屈発生が足尖接地から転倒にいたることを想起すれば当然の処置と言える。したがって、現在処方されている短下肢装具の抗底屈剛性は多くの場合、過剰である可能性が大きいと言わざるを得ない。3章で行った計測では角度-モーメント関係が得られるので、ある角度を保つためのモーメントが定量的に把握できる。例えば、被験者Cについては、底背屈0度を保持するのに必要な

モーメントは低角速度域(100deg/sec以下)において、第一計測日の訓練前から順に $3.2 \pm 0.3 \text{Nm}$ 、 $4.7 \pm 0.3 \text{Nm}$ 、 $2.7 \pm 0.2 \text{Nm}$ 、 $2.1 \pm 0.2 \text{Nm}$ であったので、仮に剛性調節可能な短下肢装具であればこの値を基準にその都度適切な底屈剛性が選択できると考えられる。しかしながら、3章の被験者Aのようにクローヌスが発生した場合や、上肢動作や姿勢による変動の可能性もあり、それらに対応するためには動的な特性変更が必要となる。また、装着者が発生する最大底屈モーメントに適切に対応するだけの抗底屈剛性を有していたとしても、それは遊脚期に限った特性であり、これまでの研究<sup>5)</sup>で底屈剛性が踵接地直後の歩容に影響を与えることがわかっており、その点からも動的な特性変化が必要であると言える。

## 5. おわりに

片麻痺者身体特性の計測しその結果と現用の短下肢装具の特性や処方方法からより良い短下肢装具機能について考察した。今後は特性可変継手の設計に取り組む。そのため、装具特性変更タイミングの検討を加速度センシングを中心として実験的に行う予定である。一方、装具処方支援のための課題としては、一度製作すると特性変更が容易ではない従来装具の適切な力学的特性について、臨床家にとってわかりやすい提示方法を検討するとともに、麻痺者の関節特性を簡便に得るための手法についてもさらに検討する。

## 謝辞

計測にご協力いただいた、障害をお持ちの方々、兵庫県立総合リハビリテーションセンターの理学療法士諸氏に感謝いたします。

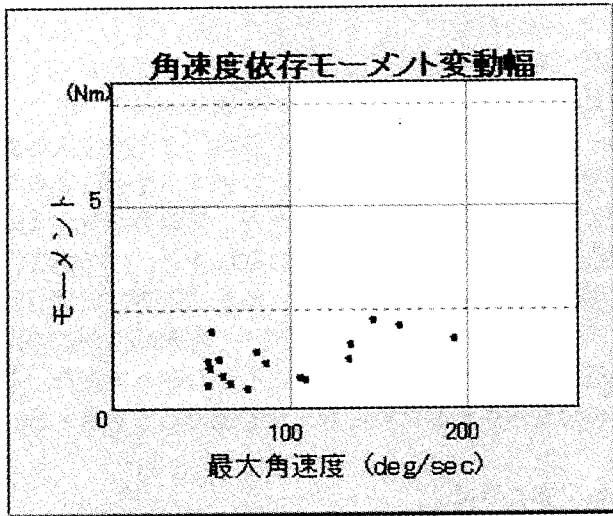
## (参考文献)

- 1) 上田敏: 目でみる脳卒中リハビリテーション、東京大学出版会
- 2) 村上忠洋、筋緊張の定義とその捉え方、愛知県理学療法学会、8-13、2001
- 3) J. Harlaar, J. G. Becher et al., Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in Hemiplegia, *Clinical Biomechanics*, 15, 261-270, 2000
- 4) 中村・斉藤: 基礎運動学 第4版、422-425、医歯薬、1992
- 5) 田中・赤澤・中川・劉、短下肢装具の力学的特性と歩行における運動拘束機能、*日本機械学会論文集* 63-607C、182-188、1997

付録 AVD モーメント：その他の例（被験者名、ステージ、計測日）

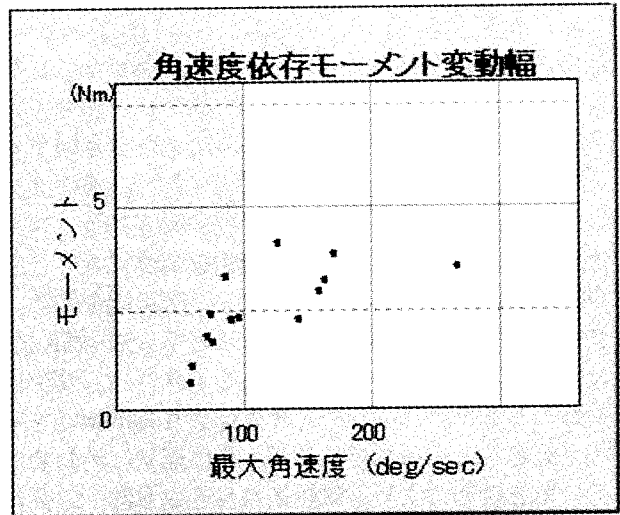
HYI(subject A) III-3

H14/02/14



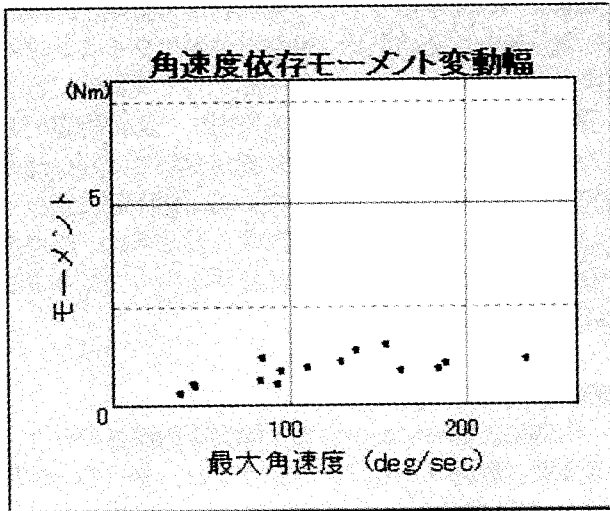
HAK IV-1

H14/01/24



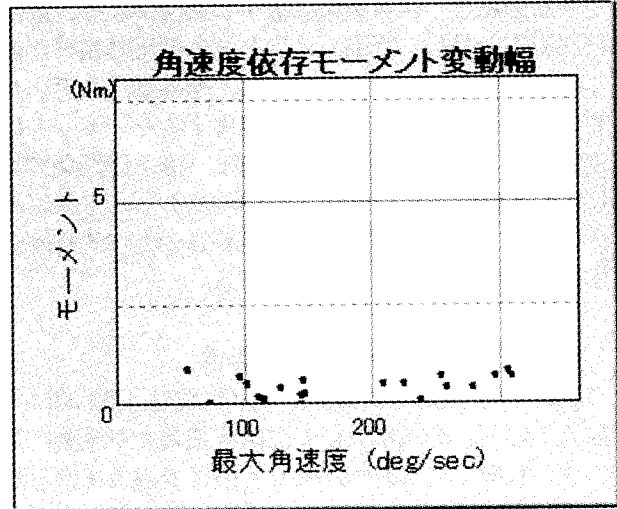
NDY IV-1

H13/10/11



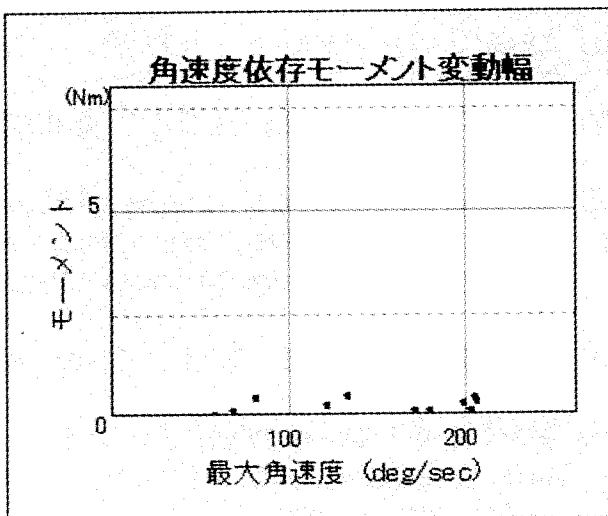
NOR IV-2

H14/01/22



YIY IV-2

H13/10/11



YHM IV-2

H14/01/24

