

プラスチック製短下肢装具剛性簡易計測システムの開発

A System Development to Measure Plastic Ankle-Foot Orthoses Joint Characteristics

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、装具力学、継手剛性、
底背屈角度 - モーメント関係

Keywords:

rehabilitation, biomechanics, orthotic joint
stiffness, plantar/dorsal flexion angles-moments

Abstract:

Ankle-foot orthoses(AFOs) are important devices for people with gait disorder such as of hemiplegia. Mechanical characteristics of AFO is a key to guide the ankle motion, and should be selected properly according to the property of individual wearer's lower limb. AFO prescribers have been using the trial-and-error method conventionally, because the AFO stiffness has not been related to the affected ankle characteristics clearly. If we have a tool that enables us to evaluate the AFO stiffness on the spot, it must make clinicians easier to select the appropriate AFO to individual wearer. In this article, the authors prototyped an instrument with a torque meter and a potentiometer to measure stiffness in plantar/dorsal flexion of plastic AFOs. A "stiff" shoehorn, a "flexible" shoehorn, two Gillette®-jointed, one Hemispiral® and four OMC-LH®-like were evaluated. The planter stiffness was defined as the moment/angle ratio over the 0 to 5 degrees plantar flexion, and the dorsal stiffness over the 0 to 5 degrees dorsal flexion. The planter stiffness was 1.8 ± 0.2 Nm/deg for the stiff shoehorn, 0.5 ± 0.1 for the flexible shoehorn, 0.8 ± 0.1 and 1.1 ± 0.1 for the Gillete-jointed, 0.3 ± 0.1 for the Hemispiral, and was ranged between 0.1

and 0.2 ± 0.1 for OMC-LH-likes. The dorsal stiffness was 0.8 ± 0.2 and 0.4 ± 0.1 for shoehorns. These were considerably higher than those of other types.

It was indicated that this kind of measurement of AFO stiffness could be useful to grasp AFOs characteristics quantitatively and to prescribe AFOs more rationally. A couple of improvements are expected to ease the setting operation and to reduce the processing time to results.

1 はじめに

短下肢装具(Ankle Foot Orthosis: AFO)は、脳血管障害後遺症などにより歩行に障害を来した人たちにとって重要な運動支援ツールである。歩行運動機能は、内科的治療や理学療法を主とした機能回復訓練により徐々に回復するが、障害の程度の個人差があるだけでなく、その変化の過程も詳細においては個人毎に著しく異なる。兵庫県立総合リハビリテーションセンターでは、AFOの処方支援のため評価用AFOを用意しているが、その剛性(どの程度の曲がりやすさや矯正力を持っているかの物理的性質)の定量的指標がなく、試用時の歩容などから試行錯誤的にタイプを決定しているのが現状である。さらに、それをもとに作られる個人用AFOについても定量評価はなく、試歩行で明らかな不具合がなければ適合とみなされることが多い。そこで本研究では、臨床家(義肢装具士・理学療法士・医師等)が、より合理的なAFO処方あるいは処方支援を行うための一道具として、運動療法室などで手軽に使用できるAFO剛性計測システムを構築することを目的とする。こうした計測評価装置を用いることで、

多くの片麻痺者ら歩行障害者が生体力学的にも適切なAFOを処方され、ひいては、より安全かつ歩きやすいAFOを使用できるという波及効果が得られると考える。

2 AFO剛性計測システム

2.1 設計コンセプト

AFOの力学的特性として最も歩行に関連の深い底背屈剛性を計測対象とする。AFO力学的特性の計測例^{1)~3)}はあるが、研究目的であるため、装置に筋力訓練機器や材料試験機を応用するなどしており、稼働やセッティングのための専門的知識が必要であり計測時の操作も簡単とは言えない。本研究では、AFOの底背屈変形に対する剛性、すなわち、足継手（継手のないAFOにあっては足関節相当部）底背屈角度とそれに要するモーメントとの関係を、直接的に、簡便な操作で求める装置とすることを第一

の特徴とする。本年度は、可搬性とコンパクトネスを重視して図1のような基本設計とした。この装置の利点として、1) 訓練室内の移動が比較的自由でありAFOを装着者からはずす時間を短くできること、2) 操作者の徒手によりAFOを底背屈変形させるため、操作が直観的に理解でき、かつ、力のフィードバックにより、AFOを破損する恐れが小さいこと、3) パソコンを利用することで、その場で剛性の概略がわかると同時に、データを蓄積し分析することも可能であること等が挙げられる。反対に、正確に定速で負荷を与えることが困難、剛性の高いAFOの計測に比較的大きな力を要することなどが、計測上不利な点になる可能性がある。

2.2 計測装置部

図1をもとに装置の構成と使用方法について述べる。2.1節のコンセプトをふまえ、全高を抑えることで構造材を少なくし、モーメント計測用のトルク

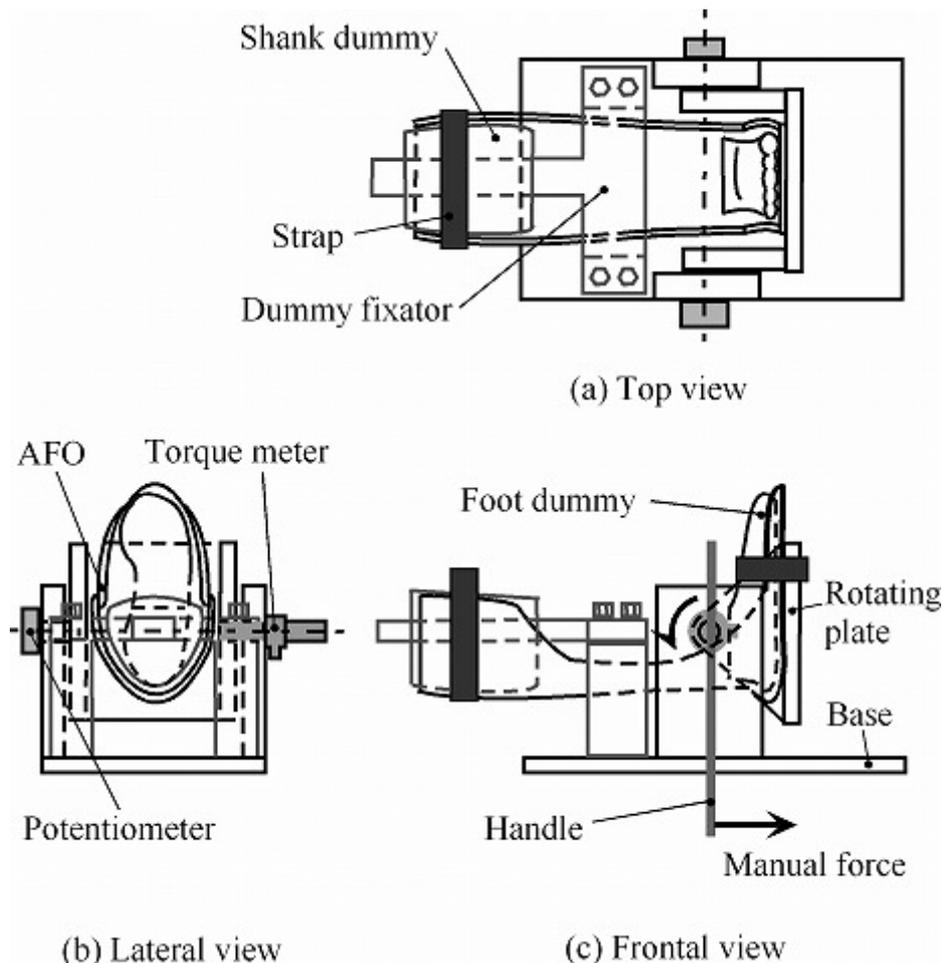


図1 可搬式AFO剛性計測装置の設計概念図（主要部分）

Fig.1 Conceptual sketch of the portable instrument to measure AFO stiffness
(Electric installation and a computer are omitted in this figure.)

メータ(KUBOTA、KB22-080)、角度計測用の精密ポテンシオメータ(BI tech、#6187)を回転同軸上に配置する。底背屈変形はAFO下腿部とAFO足部の相対運動で実現すればよく、今回は下腿部を回転に対して固定し、足部を足関節軸周りに回転させることとした。変形モードが実際に近くなるよう、それぞれの部分にダミーを用意した。下腿ダミーは健康男性から採型して製作したシューホン型AFOの下腿部分の上部約1/2に石膏を流し込んで製作しストッキングで外周を覆った。足部ダミーは義足足部(足長24.5cm)を利用した。ダミーとAFO各部との固定は、AFOに備わっている面ファスナーを用いて行う。ただし足部についてはダミーごとCクランプを用いて回転台に固定することとする。なお、AFO足継手位置が装置回転軸に合致するよう、1mm厚のアルミ板を複数用意し、足底および下腿ダミー高さを調整できるようにした。この装置において、セットされたAFOに底背屈動作を与えるとAFO下腿部は固定された下腿ダミーに沿ったすべりがある程度許容される。このすべりを全く許容しない場合、固定されない部分の材料試験(背屈時は引張り、底屈時は圧縮)になり、実際のAFOの変形モードとかけ離れると考えられた。

2.3 データ収集・処理部

角度およびモーメントに応じた出力電圧をA/D変換器(アドテックシステムサイエンス AXP-AD02@SP)を介してパソコン(東芝 DynabookSS、OS:Windows98SE)にサンプリング周波数100Hzで取り込み、ほぼリアルタイムの表示および計測後のファイル保存を行うソフトウェアをVisual Basicで自製した。図2に製作した計測装置を、図3に計測時の画面例を示す。

3 AFO底背屈剛性の計測

3.1 底背屈剛性の定義

本装置によりAFOに角度変化を与えたときの抵抗モーメントは底屈側・背屈側ともいわゆるヒステリシスを呈示するが、初期状態からの変形が増加していく際の特性が極めて重要と考え、それぞれ5度の変形範囲における角度あたり所要モーメントをここでは底屈剛性・背屈剛性と定義する。本章では、下腿ダミー製作に用いたシューホン型AFO1本を使用して本計測システムの妥当性について検討した。3.2節で粘弾性の影響を、3.3節で回転軸と足関節軸位置のずれの影響をそれぞれ調べる。図4に使用したAFOを示す。

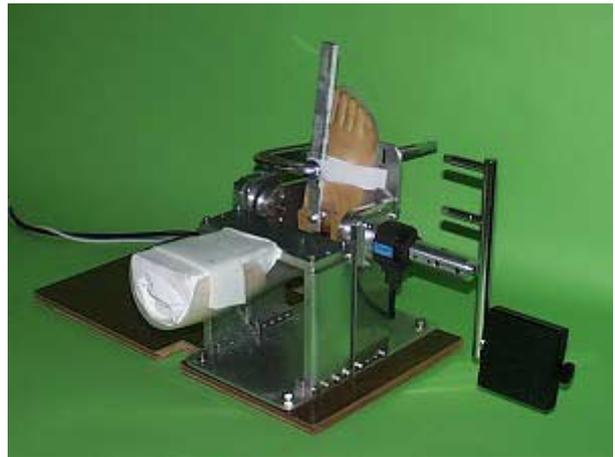


図2 試作したAFO剛性計測装置(主要部分)
Fig.2 The prototyped instrument to measure AFO stiffness

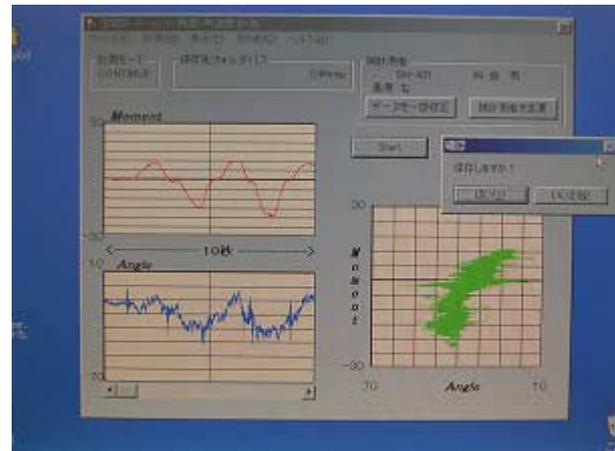


図3 計測時の画面例
Fig.3 Example of the graphical interface display in measuring an AFO



図4 テスト用シューホン型AFO
Fig.4 Specimen of shoehorn-type AFO

3.2 粘弾性の影響の検討

当該シューホン型AFOはポリプロピレン製で、プラスチック製AFOを日常業務で生産している義肢装具製作所が健常者A(身長170cm、体重66kg)から採型し作製した。ここでは、AFOの底背屈剛性に対する材料の粘弾性の影響を調べるため、およそ底屈10degから背屈20degの範囲で十回程度繰り返し底背屈させることを一試行とし、角速度を変えて20回試行した。なお、底屈5度から背屈5度の範囲はできるだけ一定の角速度になるよう留意した。AFO足部長軸が回転軸と直角に、また、健常者Aの足関節軸位置にあたる部分が回転軸と一致するよう固定した。

得られた底背屈角度 - モーメント関係の例(5度底屈から5度背屈における最大角速度が20.1 deg/sec)を図5に示す。ただし、角度(横軸)原点はAFOの初期状態における角度であり、モーメント(縦軸)については足部ダミーやクランプの重量による影響を除いている。

前述の定義による底背屈剛性を試行ごとに計算し、対象区間の最大角速度に対する分布を見てみる(底屈剛性を図6.1、背屈剛性を図6.2に示す)。図中、印は各試行の剛性値、実線は回帰直線、破線は平均剛性値、一点鎖線は平均値±標準偏差を示すラインである。これより、底屈方向・背屈方向ともに角速度と剛性の相関は低く、プラスチック材料の粘弾性のAFO剛性に対する影響は、このようなシューホン型AFO装着時の歩行においては小さいと考えられる。

3.3 回転軸位置の影響の検討

プラスチック製AFOの形状をトリミングにより変更すると、剛性と底背屈の軸位置が共に変化²⁾する。本装置の揺動台の回転軸は固定台に対して一定であるので、AFOの固定台に対する位置を変更することにより計測される剛性が変化することが予想される。そこで図7のように、AFOの固定台に対する位置を鉛直方向に±5mm(足尖方向を正、水平/下腿長軸方向は0mmに固定)あるいは下腿長軸方向に±3mm(下腿近位方向を正、鉛直方向は0mmで固定)変位させた時の底背屈剛性を、前述の種類のAFOについて計測した。なお、基準となる軸位置は、このAFOの採型を行った健常者の足関節軸位置とした。鉛直方向の変位幅を下腿長軸方向のそれより大きくしたのは、装着立位時の足関節軸の高さは床面を基準とすることで計測しやすいが、前後位置は踵最凸部を基準としたとしても誤差を含みやすいと考えられるためである。

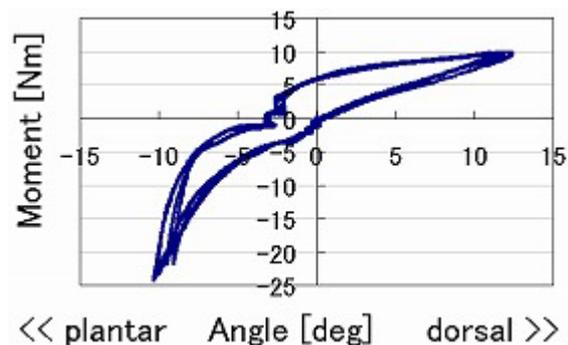


図5 底背屈角度 - モーメント線図の例
Fig.5 Example of angle-moment relationship

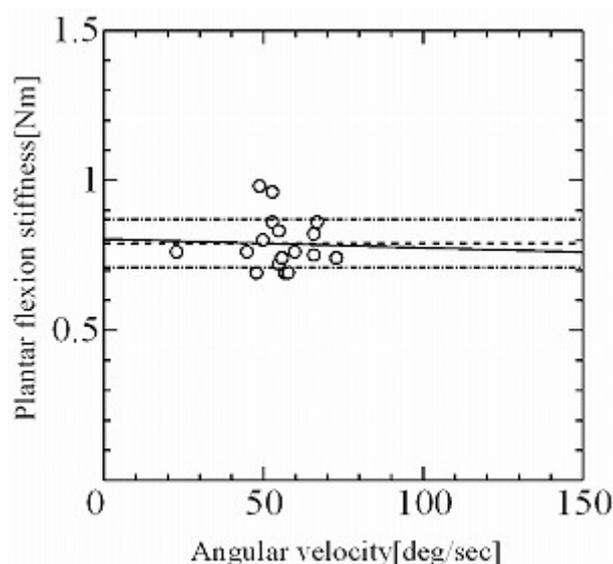


図6.1 テスト用AFOの底屈剛性に対する角速度の影響
Fig.6.1 Relationship between the sample AFO plantar flexion stiffness and angular velocity

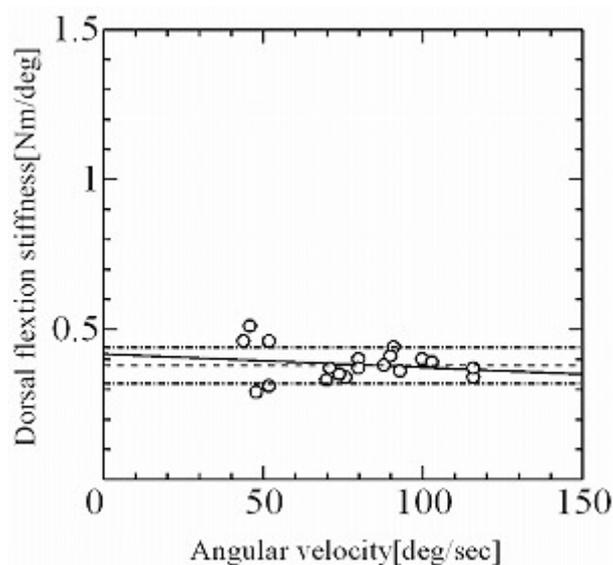


図6.2 テスト用AFOの背屈剛性に対する角速度の影響
Fig.6.2 Relationship between the sample AFO dorsal flexion stiffness and angular velocity

鉛直方向（AFO前方を正）に変位させた際の剛性および下腿長軸方向に変位させた際の剛性を表1に示す。有意水準1%で検定したところ、鉛直下方へ5mm変位させると底屈剛性が有意に大きく、また鉛直上方へ5mm変位させた場合は背屈剛性が有意差が大きかった。このため、底背屈双方の剛性を評価する場合は、鉛直方向の位置合わせを慎重に行う必要があるし、遊脚期を考慮する際重要な底屈剛性のみを評価する場合は、AFOが装置回転軸に対して鉛直下方にセットされないようにすることが肝要と言える。ただし、有意差がある場合でも、平均値の差の絶対値は底屈剛性で0.1Nm/deg、背屈剛性で0.2Nm/deg程度であったので、臨床現場における剛性評価でこれを許容するならば、軸位置合わせは±5mm以内に収まるようにすればよい。水平方向については、同じく表1より、最大で底屈剛性の差が0.44 Nm/deg(基準位置における剛性に対して+56%)、背屈剛性の差が0.29Nm/deg(同+76%)と変動が大きかった。これは、下腿ダミー位置を不変としたまま、AFOを水平(下腿長軸方向)にずらして設置したため、円筒形ではないダミーとAFOの接触状態が異なっていたことが原因と考えられる。設置状態を適切に設定できるようすべきであるが、本年度においては、水平方向の軸位置は厳密に合致させることで対応することとする。

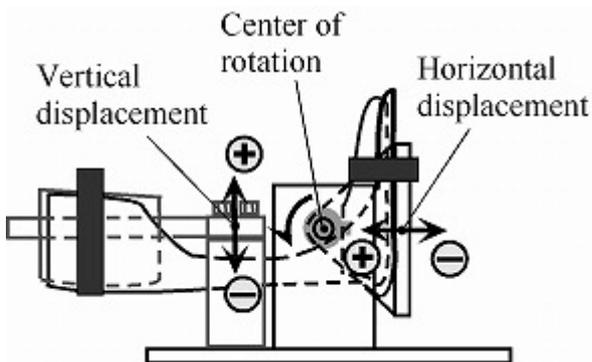


図7 計測装置回転軸に対する底背屈軸位置変位
Fig.7 Joint displacement for rotation axis

表1 AFO底背屈軸変位の剛性への影響
Table 1 Effects of joint displacement

Disp. (mm)	Plantar stiffness (Nm/deg) mean ± S.D.	Dorsal stiffness (Nm/deg) mean ± S.D.
0	0.79 ± 0.08	0.38 ± 0.06
+5vert.	0.83 ± 0.19	0.56 ± 0.05
-5vert.	0.93 ± 0.22	0.36 ± 0.09
+3horiz.	1.15 ± 0.17	0.67 ± 0.10
-3horiz.	1.23 ± 0.18	0.44 ± 0.07

4 短下肢装具の剛性計測

4.1 計測対象AFO

本計測システムの有用性について検討するため、兵庫県立総合リハビリテーションセンター自立生活訓練部に常設されている評価用装具のうち、「かたい」シューホン型1本、「やわらかい」シューホン型1本、ジレット継手付き2本、ヘミスパイラル型1本、OMC-LH 様型4本の各AFOの底背屈剛性を計測した。さらに油圧シリンダを組み込んだ Gait Solution 継手を用いて製作したAFOの底屈剛性についても評価した。

4.2 評価用AFOの剛性

図8に計測した各AFOの底背屈特性と剛性値を示す。

二つのシューホン型AFOの剛性は底屈側で約3.6倍と大きかったが、この差は材質(ポリプロピレンとトレスト)とトリミングラインの相違によるものと考えられる。ジレット継手付きについては、底屈時に、足継手後方にある底屈ストッパが支点となって抵抗モーメントを発生するため、この継手-底屈ストッパ間距離が異なっていたことにより底屈剛性に差が生じたと推察される。

4.3 GaitSolution 継手付きAFOの剛性

GaitSolutionは油圧により、底屈動作時、抵抗がない状態から半固定まで無段階に調整可能⁴⁾な足継手である。ここでは、この継手を用いてAFOを作製し、製品に記された1~4の整数目盛を目安として四段階それぞれの底屈剛性を評価した。初期背屈角(5度を選択)から底屈方向へ5度の範囲では、AFO下腿部の下腿ダミーに対するずれの影響が考えられたため、剛性計算範囲は、底背屈0度から底屈3度までとした。3.2節と同様に角速度を変えて約20試行を行ったが、抵抗が大きい場合に徒手で角速度50deg/secを超えるのが困難であり、計測後に、20-40deg/secと40deg/sec以上の二種類の角速度に分類して評価した。結果を表2に示す。

表2 GaitSolution 継手付きAFOの底屈剛性
Table 2 Plantar stiffness of AFO w. GaitSolution

Gauge	at slow speed	at high speed
1	0.11 ± 0.02	0.13 ± 0.02
2	0.32 ± 0.12	0.50 ± 0.06
3	1.12 ± 0.23	0.94 ± 0.20
4	1.23 ± 0.26	1.14 ± 0.21

表2より、同継手の抵抗調節が機能し、底屈剛性が変化することがほぼ確認された。油圧シリンダの効果については、角速度による優位差が目盛2のみで見られた。目盛1では油圧が働かない仕様となっており、目盛3以上ではAFOとしての剛性が高くなり、プラスチック体の変形による影響が比較的大きくなったことによると考えられる。

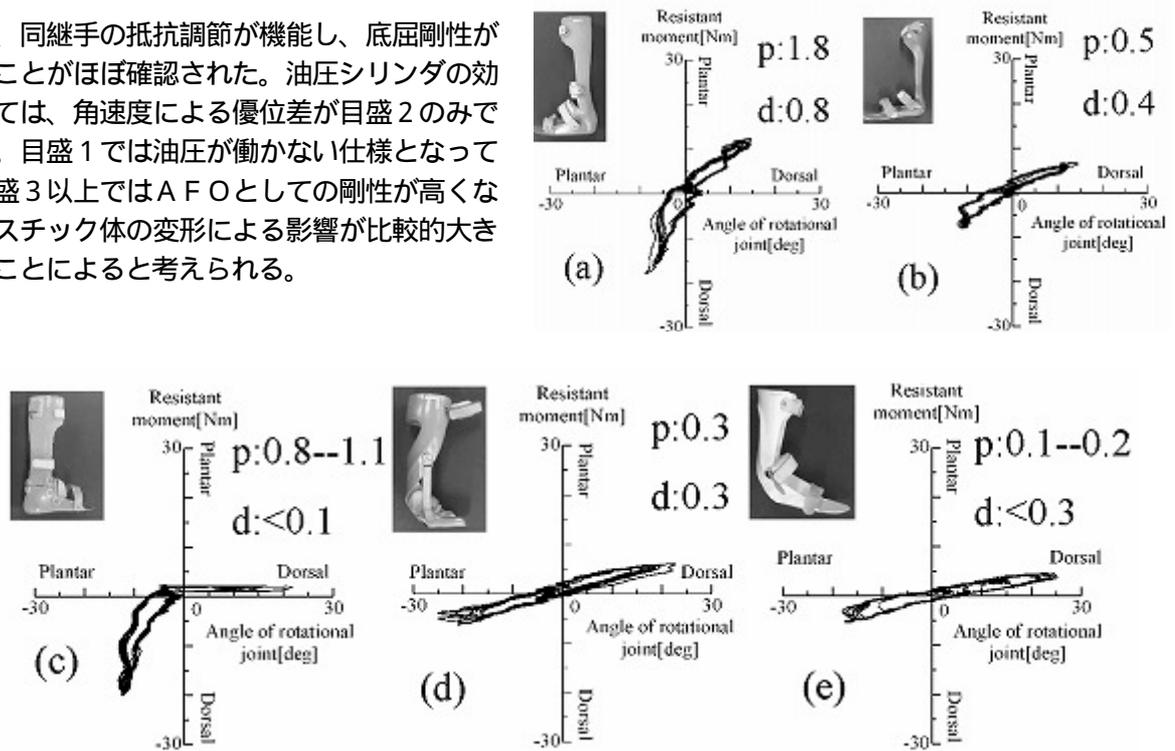


図8 AFO底背屈剛性計測例 (P:底屈剛性、D:背屈剛性) a)「かたい」シューホン、b)「やわらかい」シューホン、c)ジレット継手付き、d)ヘミスパイラル、e)OMC-LH様

Fig.8 Measured AF0 stiffness (P: plantar flexion stiffness, D: dorsal flexion stiffness) a)"stiff" shoehorn, b)"soft" shoehorn, c) Gillette-jointed, d) Hemi-spiral, e) OMC-LH-like

5 課題

理学療法士とともに計測結果について検討した結果、得られた剛性データは概ね妥当であると考えられた。しかしながら、臨床現場での使用を前提とした場合、いくつかの問題点が指摘された。

コンパクトネスを重視したため、水平方向を向いた下腿ダミーの下側から後方支柱式AFOを差し入れる必要があるなど、セッティング方法に改善の余地があること、また、計測時に簡単な角度 - モーメント線図を表示しているが、剛性の平均値を得るまでに別の計算ソフトの使用を要すること等である。これら二点を改善し、約15分かかっている時間をできるだけ短縮することが今後の課題である。

6 おわりに

プラスチック製AFOの底背屈剛性を計測するための、可搬性を重視したシステムを試作した。これを用いていくつかのAFOについて評価し、その有用性について検討した。セッティングにかかる手間の簡略化や、結果表示までの時間の短縮などが課題として残っている。今後は、この課題に取り組む

と共に臨床現場で受け入れられるシステム形態をさらに摸索して実用化したい。

謝辞

AFO計測にご協力頂いた兵庫県立総合リハビリテーションセンター自立生活訓練部に謝意を表するとともに、ご助言を賜った同センター理学療法士諸氏に感謝いたします。

参考文献

- 1) 山本澄子、海老名政彦、久保茂、他3名:「短下肢装具の機能の定量化 - 下肢に装着した状態での可撓性の計測 -」第11回バイオメカニズム学術講演会予稿集、pp.13-16、1990
- 2) R.Singerman, D.J.Hoy, J.M.Mansour:「Design changes in ankle-foot orthoses intended to alter stiffness also alter Orthosis kinematics」, J. of Prosthetics and Orthotics/Vol.11, No.3, pp.48-56、1999
- 3) 田中正夫、赤澤康史、中川昭夫、劉本武:「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C編 63巻607号、pp.816-822、1997
- 4) <http://www.p-supply.co.jp/sogu/gait/index.html>