

脳卒中片麻痺者のための短下肢装具の研究

Development of Ankle Foot Orthoses for the Hemiplegia

赤澤 康史、中川 昭夫、中村俊哉、大塚博

AKAZAWA Yasushi, NAKAGAWA Akio, NAKAMURA Toshiya, OTSUKA Hiroshi

田中正夫 (大阪大学大学院基礎工学研究科)

TANAKA Masao (Osaka University, Grad. Sch. Engng. Sci., Div. Mech. Sci.)

キーワード:

バイオメカニクス、リハビリテーション、歩行障害、
足継手粘性

Keywords:

Biomechanics, Rehabilitation, Gait disorder,
Joint viscosity

Abstract:

In this article, mechanical characteristics of ankle foot orthoses, AFOs, are investigated and an ankle joint function for AFO is designed and discussed. A series of research on gait with AFO has indicated that mechanical characteristics of AFO influenced gait pattern in initial phase of stance. We investigated some AFOs and found that those stiffness to resist plantar flexion were distributed between 0.2 and 2.2 Nm/deg. In order to allow plantar flexion at heel contact, a joint mechanism was designed, which could switch two level of stiffness by adjusting viscosity of a hydraulic cylinder. We analyzed hemiplegic gait with an experimental AFO including the mechanism and found reduction of abnormal forward incline of shank immediately after heel contact at favorite walking speed. This fact suggests that variable stiffness of AFO along with walking phase improves hemiplegic gait in level field.

1 はじめに

脳血管疾患の後遺症としての歩行障害は日常生活を左右する大きな問題であり、リハビリテーションにおける歩行の再建や歩行能力の向上は大変重要な課題である。回復期以降に処方される下肢装具

のなかでも短下肢装具 (Ankle foot orthosis: AFO) は、歩行運動に最も関連が深く、その機能が歩行能力に大きく寄与するため、処方にあたっては細心の注意が払われている。しかしながら、歩行障害者の身体特性は個人差が大きく、また同一人においても状況による変動が少なくない。このため、身体特性と適合したAFOの力学的特性には不明な点も多く、経験や試行錯誤による適合手法をとらざるを得ないのが現状である。一方、失われた四肢に用いる義肢と異なり、装具は一部の機能だけが失われた四肢に装着することから、できるだけ軽量かつ嵩張らないことが求められ、高機能化が進みにくい背景がある。そこで、AFOの改良は主に使用材料の工夫にとどまり、まれに機械要素が組み込まれることがあっても、装具としての作用力は足関節角度に線形に依存するのみであった。

筆者らはこれまで、AFOが歩行運動に与える力学的影響や継手機構が持つべき機能について検討し、遊脚期の底屈を防ぎながら立脚初期には底屈を許容するという新しい機能の必要性を提案した。本報では、歩行フェーズに沿った剛性調節実現のための手法について試作AFOと片麻痺者の歩行実験を通じて検討し、制御機構の小型化を行い、一体化モデルを製作したので報告する。

2 足継手粘弾性の導入と抵抗モーメント

本来、ヒトの関節運動にかかわる筋は粘弾性的性質を持ち、足関節まわりについても例外ではない。しかしながら、既存のAFOは主として弾性により矯正力すなわち変形に対する抗力を発生している。図1は、底背屈角度変化に対する発生モーメントを代表的なAFOについて示したものである(付録参照)。これは背屈5度の初期角度を持つ場合で、たとえば底背屈0度のときには種類により1~9Nmという背屈方向への(抗底屈)モーメントを発生

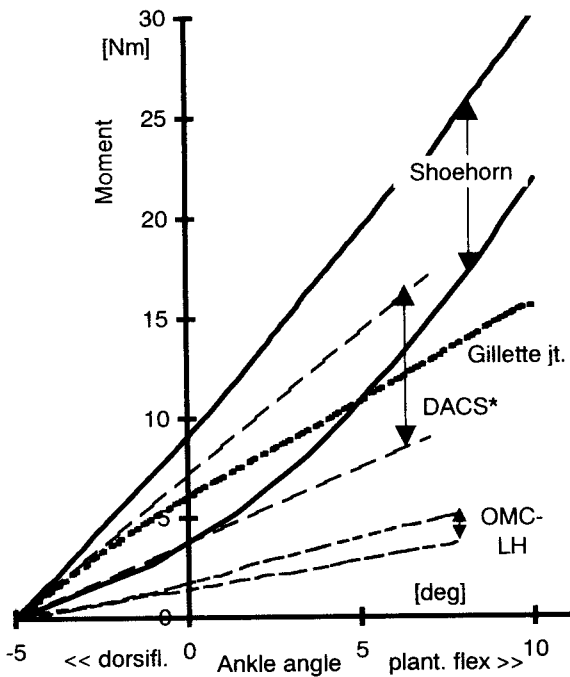


図1 AFOの剛性特性曲線の例 (*文献3)
Fig. 1 Examples of stiffness curve of popular AFO * Estimated value from ref. 3

表1 背屈5度から底背屈0度までのAFO剛性値
Table 1 AFO stiffness at range of -5(dorsif.) -- 0deg

AFO type	stiffness [Nm/deg]
OMC-LH	0.26--0.46
elastic joints	0.17--1.24
DACS	0.75--1.43
Shoehorn	0.88--2.18

生することで底屈を防ぐのである。いま注目する点は、遊脚期に足尖が下がるのを防ぐための背屈5度(初期位置)から底背屈0度までの抗底屈モーメントである。図よりこの範囲のモーメントの変化はほぼ線形とみることができるので直線回帰し、AFOの特性をその傾きすなわち剛性により特徴づける。文献3より得たデータを加えた種類別の特性が表1である。なお、関節の固定を目的としたAFOには著しく大きな値を持つものもあるがここでは使用目的が異なるので検討の対象としない。

これより0.2から2.2Nm/degの剛性特性を持たば、これらAFOの対象者の歩行用に供することが可能と言える。そこで、この特性を満たしつつ粘性をも導入するため、油圧シリンダによる粘性ユニットをAFO後部に配することを考え試作を行った²⁾。

この試作AFOの調節範囲を確認するため、周期2秒という非常に遅い歩行を想定した6.2deg/secの角速度で、最大粘性の27%、37%、53%、63%、

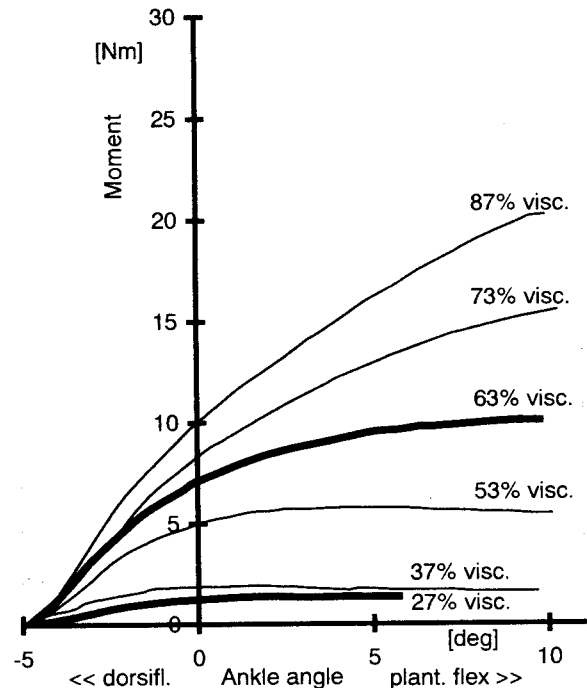


図2 試作AFOの抗底屈モーメント(6.2deg/sec)
Fig. 2 Resistant moment of the prototyped AFO at 6.2 deg/sec

表2 試作AFOの底屈剛性
Table 2 Plantar flexion stiffness of prototype AFO

Viscosity relative scale [%]	27	37	53	63	73	87
AFO stiffness [Nm/deg]	0.25	0.29	1.05	1.50	1.75	2.18

73%、87%の各目盛において抗底屈モーメントを計測した。結果を図2に示す。これ以外の角速度については、速度とモーメントがほぼ比例関係にあることから求めることができる。

図2より、背屈5度から底背屈0度までの範囲は定モーメントに至るまでの過渡応答状態にあり、粘性力によるモーメントの立ち上がり段階であり、モーメントが線形変化しているの見なし、前述の既存AFOと同様に回帰直線の傾きで表すと表2のようになる。このみかけの剛性の値は、0.25から2.18Nm/degであり、粘性 V_h を適切に選べば、遊脚期で底屈することなく、踵接地時に弱い粘性 V_l へ切り替えることで底屈を許容するという機能が実現される。

粘性切替(実質は弾性切替)機構について述べる。フットスイッチ(FS)により踵接地(HC)および踵離地(HO)を検知し、HC時に「やわらかく(粘性 V_l)」、HO時に「かたく(粘性 V_h)」することを基本とする。

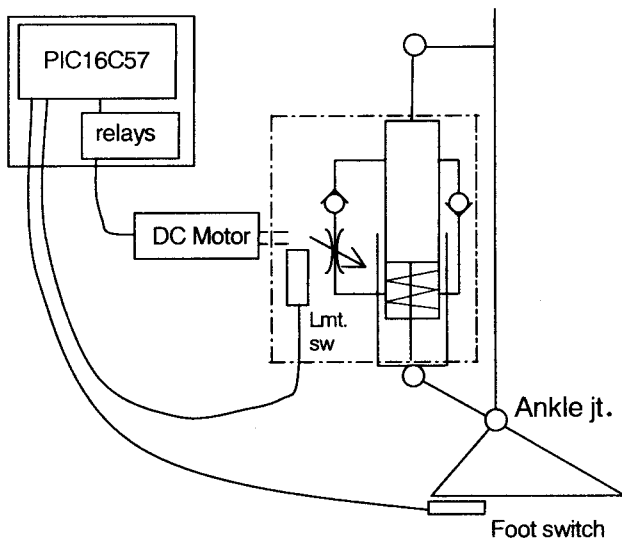


図3 粘性切替機構

Fig.3 Viscosity switching mechanism

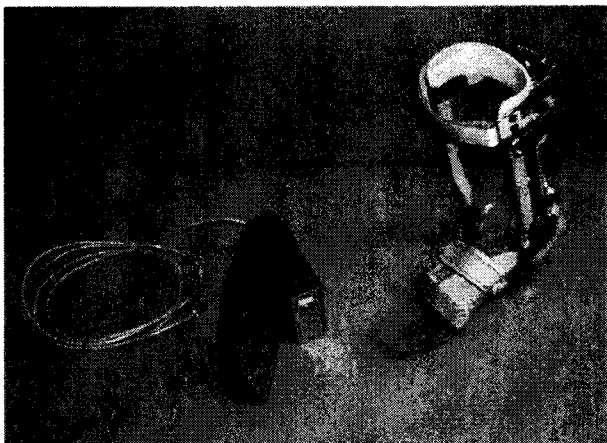


図4 粘性切替継手機構を持つ実験用AFO

Fig.4 Experimental AFO with viscosity switching mechanism

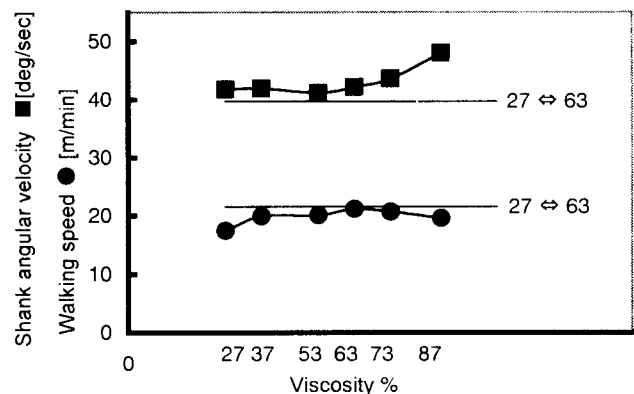
切替はモータで油圧シリンダの絞り弁ダイヤルを回転させ所定の粘性目盛になったところでリミットスイッチによりモータを停止するよう PIC を用いた回路を組んだ (図3)。なお、各粘性が適切になるよう選択する必要があるが、一つの方法として、 V_l は HC からフットフラットに至る時間が歩行周期の10%となることを目安として定め、 V_h は通常使用もしくは処方されようとしている AFO の剛性を参考に表1などを用いて定める。

3 歩行実験および考察

足関節に痙性のある右片麻痺者1名(身長167cm、体重62kg、Br. stage III)の協力を得て歩行実験を行った。理学療法士の手技により判定した被験者の足関節痙性に対して、まず試作AFOの粘性を大き

めにセットし、歩行路を自由速にて歩行させ、ELITE運動解析システム(BTS)により患側の6点(肩峰・上前腸骨棘・大転子・膝関節・足関節・第5中足骨頭)に配置した赤外線反射マーカの空間座標を得た。それらから歩行速度、ストライド長、各体節の角度等を求めた。粘性を次第に小さくしながら、遊脚中期のトゥクリアランスに注目し、危険のない範囲で計測した。次に歩容が最も良かったときの粘性($V_h' = 63\%$)と弱い粘性($V_l' = 27\%$)の切替を前述のシーケンスで行った。

図5に各粘性における歩行速度、HC後の下腿の最大前傾角速度を示す。図5より、歩行速度はこれ以上粘性を下げると足尖が床面にひっかかり危険である27%時を除き同等で、粘性切替を行っても V_h' 時以上の速度とはならなかったが、底屈方向への剛性ゆえのHC直後の下腿の前方への角速度は、粘性切替時が39.3deg/secと最も小さかった。このことから本試作AFOの機能である遊脚期のトゥクリアランス確保とHC後の底屈許容が実現されていると言える。ただし、歩行速度向上のためにはフットフラットへのよりスムーズな移行が必要であり、切替時間の短縮や装着者の歩ごとの状態に適応する仕組みづくりが今後の課題である。

図5 下腿前傾最大角速度および歩行速度の変化
Fig. 5 Gait parameters under different viscosity

4 コントロールボックスの小型化と装具への一体化
小型軽量化のため、DCモータ制御はHブリッジ回路を基本的にとし、これまでリレーで行っていたモータの正転・逆転・静止をDCモータ用ドライバ(TA8429H、東芝)で行うこととする。スイッチングの信号処理はこれまで通りフットスイッチおよび各リミットスイッチ信号をPIC(BasicStampII、Parallax Inc.)でソフトウェア処理する。表3にTA8429Hの入出力ロジックを示す。回路基板は約35mm×110mm

の大きさとなるよう設計・製作した(図6)。これを収めたコントロールボックスをAFO支柱に沿って設置し、バッテリー(006P形9V電池2ヶ)は防水処理後コントロールボックスとは別に上部ステイに取り付けた。この後、実際に装着し歩行しても運動の妨げとならないことを確認した。全体重量は2.02kgから1.46kgへと約28%減少した。図7に一体化後の全体像を示す。

表3 DCモータドライバTA8429Hの入出力機能
Table 3 Input/Output function of TA8429H

入力			出力		出力モード
IN1	IN2	ST	OUT1	OUT2	
H	H	H	L	L	Brake
L	H	H	L	H	Rev. drv.
H	L	H	H	L	Norm. drv.
L	L	H	OFF(High Imp.)		Stop
H/L	H/L	L	OFF(High Imp.)		Standby

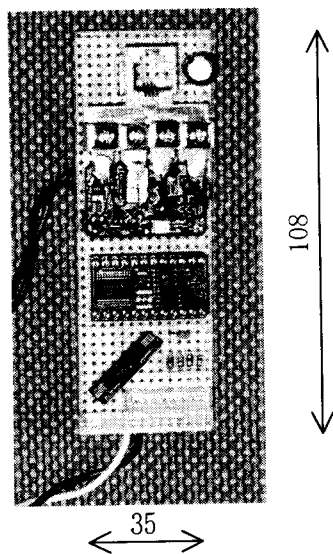
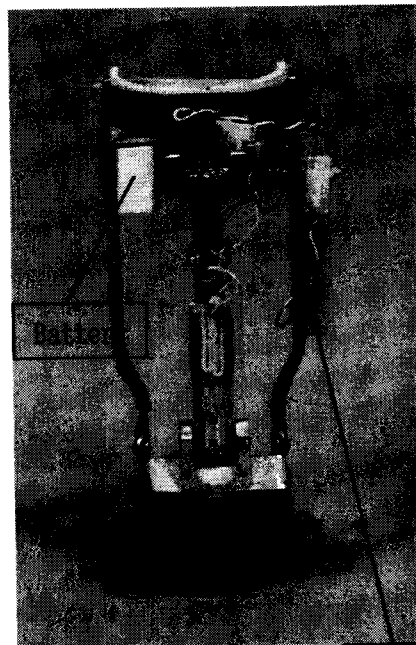


図6 モータ制御回路基板(縮尺1/2)
Fig.6 Motor control circuit loading board

5 おわりに

本研究は、片麻痺歩行の基礎的研究にはじまり足継手剛性を粘性調節により変化させ得るAFOの提案をもって一応の区切りとなる。重量・体積で不利となるが、AFOを高機能化し、個人個人の身体状況に適合することはもちろん、歩行フェーズに沿った受動特性を発揮することで広く受容されうるAFOの完成をめざし開発を継続していきたい。

謝辞 制御回路の設計・製作にあたり協力いただいた(株)デュアル電子工業に謝意を表す。



Controller box

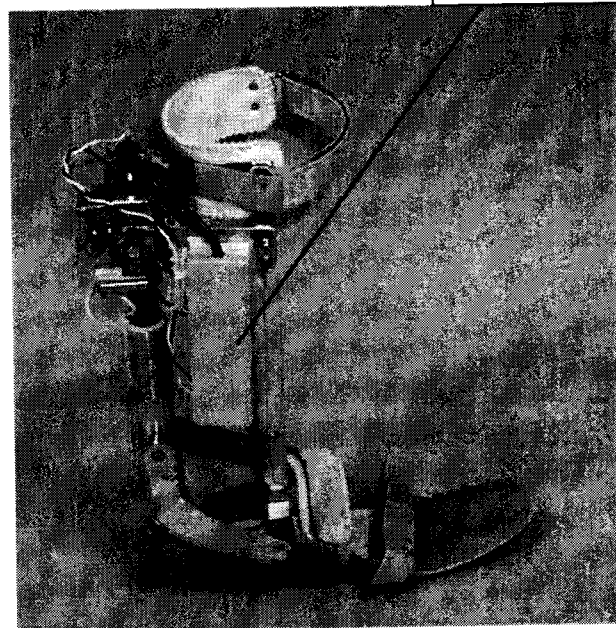


図7 コントローラを小型化し粘性切替機構全体と装具を一体化した試作AFO

Fig.7 Prototyped AFO with viscosity switching mechanism including downsized and weight-reduced controller

参考文献

- 1) 赤澤、中川、岡野、田中、日本機械学会講演論文集、No99-37、356-357、1999
- 2) 赤澤、中川、東藤、田中、日本機械学会講演論文集、No.00-1-I、459-460、2000
- 3) 第16回日本義肢装具学会研修セミナー実行委員会編、33、同セミナーテキスト、2000
- 4) 山本、海老名、久保、川合、他4名、バイオメカニズム10、195-204、東大出版会、1990

付録 兵庫県立総合リハビリテーションセンターの
評価用 A F O の底背屈剛性特性

A1 A F O 剛性のとらえ方 現在普及しているプラスチック製 A F O は素材(板状)の熱可塑性を生かして石膏陽性モデルに沿わせるよう成形されているため、いわゆるシェル構造であり複雑な曲面で構成されている。また、陽性モデル自体はある静止状態での採型をもとに作られ、生体側の形状は筋の活動状態によって変化するため、装着し歩行した際の接触状態を厳密に捉えたり、力学的な挙動を詳細に論じたりすることは簡単ではない。A F O の力学的挙動を取り扱ったいくつかの研究では、前提として、あるいは結果的に底背屈運動に限定されていることが多い。足関節運動としては回外、内転、底屈は複合運動(内がえし)としかならず、単独運動は起こらない^{A1)}とされているが、(歩行時の)本来の運動の大きさとしては底背屈方向が支配的であり、また多くの場合、底屈位矯正に着目して A F O が処方・製作されることから、底背屈方向のみの力学的特性についてまず検討することは妥当と考えられる。ここでは、兵庫県立総合リハビリテーションセンターで処方時の参照のため使用されている評価用 A F O の底背屈剛性について定量的に検討することとする。

A2 計測方法^{A2)} 装着時の状況を模し、変形モードを妥当なものとするため、義肢装具士が製作したダミーを用いた。このうち足部ダミーを用いて A F O 足底面を足尖が上方を向くようにして汎用材料試験機の試験空間内に設けた鉛直面に固定する。この段階で A F O の下腿部自重による底屈が起こらないことを確認し、試験開始位置として記録しておく。下腿ダミー軸に設けた回転 2 自由度、直線 1 自由度のユニバーサルジョイントを介して荷重子をクロスヘッドに固定する(図 A1)。ダミーと A F O 各部は通常のストラップのほか、ガムテープも用いて固定した。これにより、試験機のクロスヘッドが上下したとき、A F O は背屈あるいは底屈し、その際の荷重とクロスヘッドすなわち荷重点の変位が記録される。荷重点を通る垂線と足関節中心の距離、すなわちモーメントアームは一定であり、クロスヘッド変位との逆正接から底背屈角度が、また荷重との積がその際の変形の要したモーメントとして計算できる。なお、5 往復の本計測前に 4 回程度の予備荷重を加えた。

A3 各種 A F O の底背屈剛性特性 図 A2 は、底背屈角度変化に対する発生モーメントをの例である。背屈 5 度の初期角度から底屈していくとそれに抗するモーメントを発生するが、底屈最大角(例では約

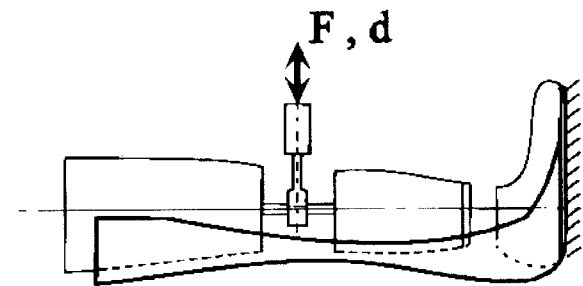


図 A1 A F O 剛性特性計測の概念
Fig.A1 Schema of AFO stiffness test

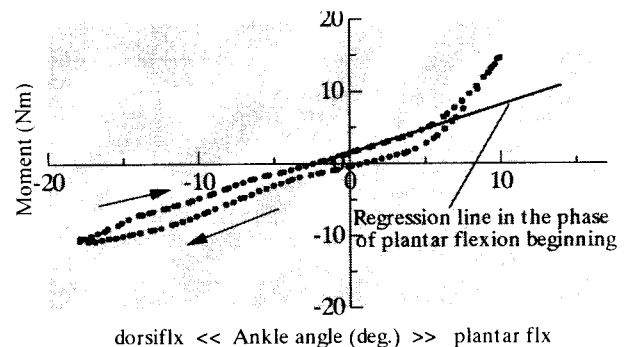


図 A2 A F O 底背屈剛性特性の例
Fig.A2 Example of plantar/dorsiflexion stiffness

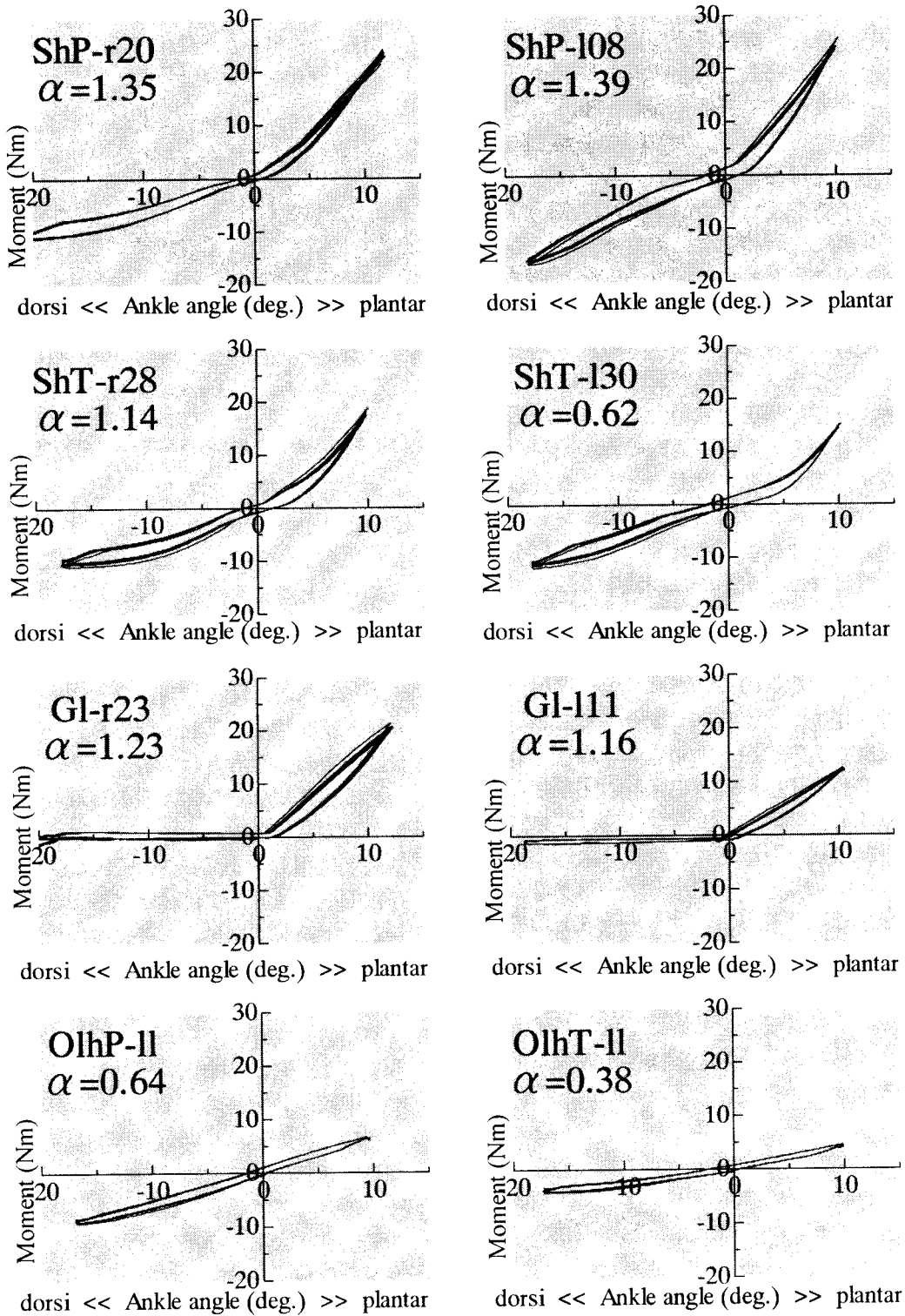
10 度) から背屈方向へ戻していくときは、最初の底屈時より小さな値を示す。これは、ダミーが剛体でないことやジョイント部の摩擦等によるエネルギー損失のためと考えられる。反対側の抗背屈モーメントについても同様であり、結果として、底背屈角度-モーメント曲線はヒステリシスを呈する。初期背屈角度がある場合は、底背屈 0 度のときに抗底屈モーメントを発生することになるが、プラスチック A F O は体型の異なるものが装着すると下腿軸位置によっては初期状態が変化することになるので臨床生活上注意が必要と思われる。

初期位置から底屈方向へ 5 度変形するまでの抗底屈モーメントの変化はほぼ線形とみなすことができるので直線回帰し、A F O の特性をその傾きにより表現できる。ここでは、評価用 A F O の中サイズのうち、ポリプロピレン製シューホーン、トレスト(商品名)製シューホーン、ジレット継手付、オルトップ LH 型の各剛性特性をヒステリシス曲線および回帰直線の傾き値で示す(図 A3)。これよりタイプ別に剛性の違いがほぼ実現されていると言えるが、同じタイプの中でも 1.8 倍程度の差異があるなど、評価用としては改善の余地があることもわかった。

本研究は大阪大学基礎工学部上松弘幸氏(田中研究室)の協力による。

文献 A1) 中村・斉藤:基礎運動学 第4版, 医歯薬, 1994, p.422
【関節可動域表示ならびに測定法(日本整形外科学会・日本リハビリ学会)】 A2) 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, 機械学会論文集, C63-607, 1997, p.182-187

記号説明： Sh：シューホーン型 Gl：ジレット継手付 Olh：OMC-LH型
 P：ポリプロピレン T：トレスト
 ハイフンの後のr：右、l：左、 数字はセンター内の整理番号
 α ：初期状態から5度底屈させるのに必要なモーメントを回帰直線の傾きから求めた
 =抗底屈剛性（単位：Nm/deg）



図A3 兵庫県立総合リハビリテーションセンターの評価用AFO（一部）の剛性特性